

**Мороз В. М., Йолтухівський М. В., Власенко О. В.,
Московко С.П., Московко Г. С., Богомаз О. В.,
Рокунець І. Л., Тищенко І. В.,
Костюк Л. В., Супрунов К. В.**

ХОДЬБА ЛЮДИНИ

Вінниця – 2022 р.

Міністерство охорони здоров'я України
Вінницький національний медичний університет
ім. М. І. Пирогова

Мороз В. М., Йолтухівський М. В., Власенко О. В., Московко С. П.,
Московко Г.С., Богомаз О. В., Рокунець І. Л., Тищенко І. В., Костюк Л. В.,
Супрунов К. В.

Ходьба людини

Вінниця – 2022 р.

УДК: 612.7/.8

X 69

Друкується згідно рішення Вченої ради Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова (протокол № 6 від 16 червня 2022 р.)

Мороз В. М., Йолтухівський М. В., Власенко О. В., Московко С. П., Московко Г. С., Богомаз О. В., Рокунець І. Л., Тищенко І. В., Костюк Л. В., Супрунов К. В. Ходьба людини. – Вінниця. - 2022. – 304 с., іл. 72

ISBN 978-617-552-128-1

Анотація

У монографії узагальнено дані світової літератури та досліджень авторів стосовно характеристик та механізмів регуляції ходьби людини в практично здорових осіб різного віку (підліткового, юнацького, середнього, зрілого, похилого) в умовах різних фізіологічних парадигм та при неврологічних захворюваннях. У дослідженнях використано автоматизовану систему GAITRite®, виробництва США (CIR Systems Inc., Clifton, NJ). Визначали наступні параметри: швидкість ходьби, кількість кроків при проході доріжкою, кількість кроків за хвилину, довжина кроку, довжина подвійного кроку, співвідношення довжини кроку до довжини нижньої кінцівки, ширина бази опори, час кроку, час крокового циклу, час переносу стопи, час опори, час опори на обидві стопи, структура крокового циклу, інтегральний показник якості, «нормальності» ходьби – FAP. Усього обстежено 952 особи.

Обґрунтовуються отриманими результатами висновки про те, що регуляція просторово-часових параметрів ходьби людини залежить від роботи усіх рівнів нервової системи. Базовий просторово-часовий паттерн ініціюється центральними генераторами ритму спинного мозку, робота яких задається та модулюється надсегментарними структурами, а нашаровані команди з кори головного мозку можуть досить суттєво змінити базовий малюнок, створивши відповідну просторово-часову модель ходьби. З урахуванням змін кількісних та якісних показників ходьби при різних фізіологічних парадигмах, зробиться важливий висновок, що ходьба не є автоматизованим процесом, а потребує використання різноманітних додаткових ресурсів ЦНС, насамперед уваги та когнітивних ресурсів.

Книга розрахована на фізіологів, неврологів, аспірантів, студентів ВНЗ медико-біологічного профілю.

Рис. 72. Бібл. 575 назв.

Рецензенти:

Гунас І. В. - доктор медичних наук, професор, професор ЗВО кафедри анатомії людини Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова.

Вадзюк С. Н. - Заслужений діяч науки і техніки України, доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри нормальної фізіології Тернопільського державного медичного університету імені І. Я. Горбачевського

Костюков О. І. - д. б. н., професор, завідувач відділу фізіології рухів Інституту фізіології ім. О.О. Богомольця НАН України

Авторський колектив:

Мороз В. М. – Заслужений діяч науки і техніки України, Академік НАМН України, доктор медичних наук, професор, ректор ЗВО Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова.

Йолтухівський М. В. – Заслужений працівник освіти України, д. мед. н., проф., зав. каф. нормальної фізіології Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова.

Власенко О. В. – д. мед. н., проф., проректор ЗВО з наукової роботи Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова.

Московко С. П. – д. мед. н., проф., зав. каф. неврології Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова.

Московко Г. С. – к. мед. н., доц., зав. каф. неврології та нейрохірургії факультету післядипломної освіти Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова.

Богомаз О. В. – к. біол. н., доц., доцент ЗВО каф. нормальної фізіології Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова.

Рокунець І. Л. – к. мед. н., доц., доцент ЗВО каф. нормальної фізіології Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова.

Тищенко І. В. – к. мед. н., викладач фізіології Вінницького медичного коледжу ім. акад. Д. К. Заболотного

Костюк Л. В. – ас. каф. нормальної фізіології Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова.

Супрунов К. В. – ст. викладач каф. нормальної фізіології Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова.

ISBN

УДК: 612.7/8

© Мороз В. М., Йолтухівський М. В., Власенко О. В.,
Московко С. П., Московко Г. С., Богомаз О. В., Рокунець І. Л.,
Тищенко І. В., Костюк Л. В., Супрунов К. В., 2022

ISBN 978-617-552-128-1 © ТВОРИ 2022

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	8
ВСТУП (<i>Мороз В. М.</i>)	9
1. СУЧАСНІ УЯВЛЕННЯ ПРО ОРГАНІЗАЦІЮ ХОДЬБИ	
ЛЮДИНИ В НОРМІ (<i>Йолтухівський М. В.</i>)	12
1.1. Нейрофізіологія локомоції: сучасні уявлення	12
1.1.1. Регуляція пози	14
1.1.2. Спинальний рівень регуляції локомоції.....	16
1.1.3. Супраспинальна регуляція локомоції	20
1.2. Нейрофізіологія біпедальної локомоції	27
1.3. Адаптивна локомоція людини: вплив сенсорних систем	29
1.4. Моторна асиметрія й ходьба людини	32
1.5. Ходьба як когнітивна функція	34
1.6. Біомеханіка локомоції.....	39
1.7. Зміни ходьби з віком.....	43
1.8. Зміни ходьби при захворюваннях нервової системи	43
1.9. Методи дослідження функції ходьби людини.....	49
2. ОБ'ЄКТИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ (<i>Йолтухівський М. В., Власенко О. В., Московко Г. С., Богомаз О. В., Рокунець І. Л., Костюк Л. В., Супрунов К. В.</i>)	53
2.1. Загальна характеристика груп досліджуваних	53
2.2. Антропометричне обстеження досліджуваних	54
2.3. Методика вивчення параметрів ходьби	54
2.4. Додаткове моторне завдання.....	64
2.5. Методика визначення типу темпераменту.....	65
2.6. Методика визначення ведучої руки.....	65
2.7. Оцінка прискореної та ходьби зі зменшеним темпом, з тимчасовою зоровою депривацією та при частково зміненому вестибулярному потоці.....	66
2.8. Оцінка ходьби з когнітивними завданнями.....	66
2.9. Клініко-інструментальні методи дослідження.....	67
3. ЗАКОНОМІРНОСТІ ОРГАНІЗАЦІЇ ПРОСТОРОВО-ЧАСОВИХ ПАРАМЕТРІВ ХОДЬБИ В ЧОЛОВІКІВ ТА ЖІНОК РІЗНИХ ВІКОВИХ ГРУП (<i>Мороз В. М., Йолтухівський М. В., Власенко О. В., Московко С. П., Московко Г. С., Богомаз О. В., Тищенко І. В.</i>).....	69
3.1. Просторово-часові параметри звичайної ходьби в чоловіків та жінок різних вікових груп	69
3.1.1. Просторово-часові показники ходьби в осіб підліткового віку обох статей	71
3.1.2. Просторово-часові показники ходьби в осіб юнацького віку обох статей.....	72
3.1.3. Просторово-часові показники ходьби в жінок середнього віку	74
3.1.4. Відмінності просторово-часових параметрів звичайної ходьби при порівнянні різних вікових та статевих груп.....	74

3.2. Просторово-часові параметри звичайної ходьби в юнаків та дівчат з правою та лівою ведучою рукою.....	81
3.3. Просторово-часові параметри звичайної ходьби в осіб юнацького віку з різним темпераментом.....	89
3.4. Просторово-часові параметри ходьби в чоловіків та жінок різних вікових груп при виконанні додаткового моторного завдання.....	97
3.4.1. Просторово-часові параметри ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в осіб підліткового віку обох статей.....	97
3.4.2. Просторово-часові параметри ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в осіб юнацького віку обох статей.....	101
3.4.3. Просторово-часові параметри ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в жінок середнього віку.....	112
3.4.4. Просторово-часові параметри ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в осіб юнацького віку з різним темпераментом.....	119
3.5. Просторово-часові параметри ходьби при довільно обраному темпі, прискореній та сповільненій ходьбі в чоловіків та жінок різних вікових груп.....	126
3.5.1. Просторово-часові параметри при ходьбі зі зменшеним темпом за сигналом метронома.....	126
3.5.2. Просторово-часові параметри в умовах прискореної ходьби.....	133
3.6. Закономірності змін просторово-часових параметрів ходьби при тимчасовій зоровій депривації та частковій зміні вестибулярного сенсорного потоку.....	143
3.6.1. Характеристика просторово-часових параметрів при тимчасовій зоровій депривації.....	144
3.6.2. Характеристика просторово-часових параметрів при депривації вестибулярної сенсорної системи.....	151
3.7. Просторово-часові параметри ходьби в чоловіків та жінок різних вікових груп при виконанні додаткових когнітивних завдань.....	160
ss	
3.7.2. Відмінності просторово-часових параметрів звичайної ходьби та ходьби з одночасним називанням тварин в різних вікових та статевих групах.....	162
3.7.3. Просторово-часові параметри ходьби в юнаків та дівчат при виконанні арифметичного завдання.....	169
3.7.4. Відмінності просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання.....	180
4. НОЗОЛОГІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ НЕВРОЛОГІЧНИХ РОЗЛАДІВ	
ХОДЬБИ (Московко Г.С.)	192
4.1. Розлади ходьби у хворих на множинний склероз.....	192
4.1.1. Часові та просторові параметри ходьби у хворих на множинний склероз.....	192
4.1.2. Математичне моделювання глибини інвалідизації функцій при множинному склерозі з урахуванням параметрів ходьби пацієнтів.....	202
4.2. Розлади ходьби у хворих на хворобу Паркінсона.....	214

4.2.1. Ходьба з довільно обраним темпом при хворобі Паркінсона.....	214
4.2.2. Прискорена ходьба при хворобі Паркінсона.....	220
4.2.3. Варіативність показників ходьби при хворобі Паркінсона.....	224
4.2.4. Клінічні кореляти параметрів ходьби при хворобі Паркінсона.....	226
4.2.5. Вплив віку на параметри ходьби при хворобі Паркінсона.....	228
4.3. Особливості порушень ходьби у хворих з атиповими формами синдрому паркінсонізму.....	232
4.3.1. Порушення ходьби при прогресуючому над'ядерному паралічі (синдром Стіл – Річардсон – Ольшевські).....	232
4.3.2. Порушення ходьби при мультисистемній атрофії (МСА).....	237
4.3.3. Часові та просторові параметри апраксії ходьби.....	241
4.3.4. Параметри ходьби при хорей Гентінгтона.....	245
ВИСНОВКИ (Йолтухівський М. В., Московко Г. С.).....	251
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	256

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

АХ – апраксія ходьби

БКС – безконтактні сенсори

ВПП – вентральне покрішкове поле мосту

ДПП – дорсальне покрішкове поле мосту

ЕМГ – електроміографія

ЕТ – есенційне тремтіння

КБД – кортико-базальна дегенерація

КС – контактні сенсори

МеЛД – мезенцефалічна локомоторна ділянка мосту

МСА – множинна системна атрофія

МС – множинний склероз

Н. к. – нижня кінцівка

ПФК – префронтальна кора великих півкуль

ПНП – прогресуючий над'ядерний параліч

СДП – системи з датчиками в підлозі

СОЗ – системи обробки зображень

СМ – спинний мозок

СтЛД – субталамічна локомоторна ділянка латерального гіпоталамуса

ХА – хвороба Альцгеймера

ХДТЛ – хвороба дифузних тілець Леві

ХП – хвороба Паркінсона (ідіопатична)

ЦНС – центральна нервова система

ЦГЛР – центральний генератор локомоторних рухів

ЦМТ – центр маси тіла

ЦТ – центр тиску

CV – коефіцієнт варіативності

EDSS – Expanded Disability Status Scale (шкала інвалідизації Куртцке)

FAP – інтегральний показник загальної якості ходьби (Functional Ambulation Performance Score)

UPDRS – Unified Parkinson's Disease Rating Scale (уніфікована шкала оцінки стану пацієнта з хворобою Паркінсона)

ВСТУП

Рухова активність людини полягає в довільному контролі рухів, постуральному контролі та підтриманні рівноваги. Підтримання рівноваги є основою для всіх видів рухової активності, оскільки забезпечує не тільки пересування в просторі, а й досягнення будь-якої мети, задоволення будь-яких потреб у повсякденному житті та трудовій діяльності за рахунок стабілізації тіла (постуральний компонент) і власне переміщення, автоматизованої ходьби (руховий компонент, локомоція) [1], [2].

Для переважної більшості ссавців притаманна наземна локомоція, яка включає в себе декілька видів: у чотириногих – ходьба, рись, інохід, галоп, рикошетуючі стрибки; у людини – ходьба та біг (основні відмінності між ходьбою та бігом полягають у тому, що при ходьбі існує постійний контакт з опорою, тоді як під час бігу деякий проміжок часу контакт з опорою відсутній). Загальною рисою цих різновидів локомоції є повторна циклічна активність рухових придатків для забезпечення пересування. Цікаво, що в жодному випадку (за виключенням деяких видів бактерій) у природній царині не використовується колесо, яке є наріжним каменем для ефективного пересування транспорту. Але пересування за допомогою кроку має унікальні переваги, порівняно з колесом, що дозволяє пересуватись в таких умовах, де застосування останнього було б практично неможливим [3].

Найвищий розвиток рухової функції людини пов'язаний з прямоходінням та трудовою діяльністю. У керуванні цією функцією беруть участь найвищі центри, включаючи кору великих півкуль. Ходьба відноситься до фундаментальних гомеостатичних механізмів у людини та є основним типом локомоції людини й базовою функцією, що забезпечує мобільність, незалежне й повноцінне повсякденне існування. Безпечна й незалежна ходьба в оточуючому середовищі є необхідною умовою для можливості незалежного виконання різноманітних щоденних завдань, збереження повноцінних соціальних стосунків і забезпечення якості життя [4], [5], [6].

Фізіологічні механізми квадропедальної локомоції доволі детально вивчені в експериментах на тваринах, але, зрозуміло, є недостатніми для характеристики біпедальної ходьби людини, що визначається не тільки як комплексний моторний, а й когнітивний акт [7], [8], [9], який для свого виконання інтегрує ресурси багатьох відділів центральної нервової системи (ЦНС), а саме: моторні центри, що безпосередньо керують локомоцією, центри контролю пози, балансу, довільних рухів, когнітивних процесів та м'язово-скелетних функцій [10].

Важливою біомеханічною властивістю опорно-рухового апарату людини є наявність великої кількості ступенів свободи. Це обумовлюється багатоланцюговістю скелету та наявністю двох або трьох осей руху багатьох суглобів. З одного боку, ці фактори забезпечують велику свободу рухів, з іншого – значно ускладнюють керування такою складною системою. У кожному

конкретному випадку використовуються тільки деякі рухи, але ЦНС постійно контролює (обмежує) решту, що надає руху стабільності [11]. Порушення цієї функції ЦНС призводить до характерних патологічних змін рухів (мозочкові порушення, порушення пов'язані з патологією стріатума та інші) [12]. Одним з важливих завдань ЦНС в системі управління локомоціями є контроль за напрямком руху відносно передньо-задньої осі тіла та рухів вбік [13].

Існує два типи корекції рухів: з допомогою зворотних зв'язків та на основі програми рухів. Перший тип корекцій зазвичай виконується при повільних рухах, натомість, другий – при швидких. Прикладами швидких рухів є кидання м'яча, біг, ходьба. Участь м'язів у конкретному русі вельми багатогранна. У функціональному відношенні в конкретному руховому акті виділяють один або декілька основних м'язів, допоміжні м'язи і стабілізатори (м'язи, що фіксують суглоби, але напряму не беруть участь у русі).

Автоматизована ходьба, що встановлюється в середньому з першого року життя й підтримується протягом усього життя, генерується комплексними координованими спинальними механізмами, які запускаються та модифікуються стовбуровими структурами й супраспинальними моторними центрами [14]. Реалізація акту ходьби суттєво залежить від стану аферентних систем (зорової, пропріоцептивної, вестибулярної) [15] та від умов зовнішнього середовища й внутрішнього стану організму [16], [17].

Наукові дослідження ряду авторів з вивчення зрушень у просторово-часовій організації ходьби в умовах фізіологічних парадигм, зокрема ходьби з додатковими завданнями, надали певну інформацію щодо характеру таких зрушень, але ці дослідження були спрямовані, в основному, на людей похилого віку [18], [19], [20] або неврологічних хворих [21], [22], [23]. Істотно менше досліджень ходьби з додатковими завданнями було проведено в групах молодих здорових людей, у яких вивчали тільки окремі показники ходьби (швидкість ходьби, довжину кроку, тривалість крокового циклу) і доволі часто без урахування вікового й гендерного аспекту [24], [25], [26], [27], [28], [29], [30], [26].

Обмеження або порушення ходьби призводить до нездатності людини незалежно виконувати щоденну діяльність і піклуватись про себе [31], призводить також до значної інвалідизації та розладу всієї сукупності людського функціонування [32]. Тому дослідження функції ходьби має велике значення як для фізіологів, так і для клініцистів.

Розлади ходьби викликаються широким спектром неврологічних та не неврологічних захворювань. Вони є наслідком дисфункцій периферичної і ЦНС, м'язово-скелетної системи, нормального старіння [33], [34], [35], [36], [37], [38], [14], [39]. У людей похилого віку глибина й важкість порушень ходьби, розладів постуральної стабільності асоціюються з більшою захворюваністю та смертністю [40], [41], [42].

Порушення ходьби є ключовим проявом прогресуючих уражень нервової системи – нейродегенеративних, запальних, судинних [43], [42], [39], [44] і цей

прояв несе на собі основний тягар загальної інвалідації хворих. Останнім часом значно збільшилась увага дослідників до аналізу порушень ходьби при хворобі Паркінсона [45], [46], споріднених з паркінсонізмом нейродегенераціях [47], інших спадкових та набутих дегенеративних захворюваннях, у тому числі хворобі Альцгеймера, есенційному тремтінні та ін. [48]. Особливий інтерес приділяється так званім первинним порушенням ходьби (ідіопатична апраксія ходьби), при яких залишаються невідомими як чинники процесу, так і його патогенетичні механізми [49]. Встановлення ж певної асоціації між віковими порушеннями ходьби й зниженням когнітивних спроможностей людини спричинило бурхливе зростання уваги до вірогідних спільних механізмів, які забезпечують як амбулаторну, так і когнітивну функцію [50].

Таким чином, організація ходьби та її порушення залишаються одним з найскладніших розділів фізіології нервової системи та неврології, зважаючи не тільки на загадковість інтимних механізмів, але й на методологічні проблеми дослідження акту ходьби. Поява останнім часом сучасного електронного обладнання, що дозволяє отримувати параметри вільної ходьби людини в реальному часі та досліджувати їх зміни в рамках різних експериментальних парадигм, створила нову можливість для порівняльного аналізу цього рухового акту, відкрила перспективи для клініко-інструментальних співставлень [51].

Не зважаючи на зростаючу кількість досліджень з проблеми ходьби та її порушень, проведення перших міжнародних конгресів з питань ходьби та когнітивних функцій (Мадрид, 2007 і Амстердам, 2008), залишається велика низка нез'ясованих моментів, особливо клінічного спрямування. Недостатньо вивчені закономірності змін часово-просторової організації ходьби, зумовлені віком, при різних нейродегенераціях, впродовж прогресування таких багатоголищевих запальних і нейродегенеративних патологіях, як множинний склероз та інші.

Монографія присвячена аналізу вікових та статевих особливостей просторово-часових параметрів ходьби людини та напрямків їх змін в умовах різного темпу ходьби, під впливом тимчасової зорової депривації та при зміні вестибулярного сенсорного потоку, встановленню фізіологічних особливостей просторово-часових параметрів ходьби з урахуванням латералізації функцій і темпераменту індивіда, визначенню напрямків їх змін при виконанні додаткових моторних і когнітивних завдань, особливостей клінічних проявів та часово-просторових параметрів порушення ходьби при різних неврологічних захворюваннях (множинний склероз, хвороба Паркінсона, атипові форми синдрому паркінсонізму, синдром апраксії ходьби, хорея Гентінгтона).

Матеріали монографії можна використати для створення більш досконалих фізіологічних моделей механізмів формування патерну нормальної ходьби. Отримані значення просторових та часових параметрів ходьби можуть використовуватись як критерії оцінки нормальної ходьби, для діагностики й диференційної діагностики в клініці нервових хвороб та травматології й ортопедії, у тому числі й на ранніх, субклінічних та олігосимптомних стадіях,

для підвищення ефективності прогнозування перебігу (множинний склероз, хвороба Паркінсона, атипові форми синдрому паркінсонізму), якості оцінки ефективності лікування та при вирішенні експертних питань (втрата працездатності, ступінь інвалідизації, тощо), у практиці реабілітаційного лікування з метою розширення функції ходьби й кращого виконання одночасних завдань, у спортивній медицині для оцінки функціональних можливостей спортсмена з метою подальшого його залучення до того чи іншого виду спортивної активності.

1. СУЧАСНІ УЯВЛЕННЯ ПРО ОРГАНІЗАЦІЮ ХОДЬБИ ЛЮДИНИ В НОРМІ

1.1. Нейрофізіологія локомоції: сучасні уявлення

Локомоція – рухова активність, що спрямована на переміщення тіла в просторі. Локомоція є невід’ємним компонентом поведінки пошуку їжі та уникання хижаків.

Рухи тварин і людини привертали увагу дослідників уже зі стародавніх часів. Адже ми можемо взаємодіяти з навколишнім середовищем і впливати на нього тільки за допомогою своїх скелетних м’язів. М’язи дозволяють здійснювати найрізноманітніші рухи – від ходьби та бігу до таких найскладніших рухових актів як письмо, мова, міміка, жести, за допомогою котрих є змога передавати відтінки думок та емоцій.

У літературі накопичено великий об’єм експериментальних даних, що відносяться до різних проявів рухової функції. У природі існує велика кількість різних типів пересувань, таких як плавання, літання, ходьба, що мають місце в різних середовищах, заселених тваринним світом. Загальною рисою всіх типів локомоцій у більшості випадків є повторення циклічної діяльності придатків (кінцівок) з метою переміщення тіла. Наземна локомоція в ссавців включає в себе декілька видів: у чотириногих – ходьба, рись, іноходь, галоп, рикошетуючі біпедальні стрибки (наприклад, у кенгуру та тушканчиків). Людині притаманна головним чином біпедальна локомоція (до якої перейшли її предки приблизно 7 млн. років тому) у вигляді ходьби та бігу. Важливо, що «крокуючі» пересування надають унікальні переваги. Спроможність крокувати над або під перешкодами й використовувати окремі точки опори дозволяє тваринам і людині успішно перетинати місцевість, що фактично неприступна для колісних видів транспорту.

Ходьба, як фундаментальний тип локомоції людини, є чи не найважливішою функцією, що забезпечує незалежне й повноцінне повсякденне існування. Безпечна й незалежна ходьба є необхідною умовою для незалежного виконання щоденних завдань, збереження повноцінних соціальних стосунків та забезпечення якості життя.

Фізіологія рухів включає три головних розділи: біомеханіку пасивного рухового апарата й скелетних м'язів; фізіологію пропріорецепторів та мозкових структур, пов'язаних з керуванням рухами; фізіологію окремих рухових актів.

Локомоція людини можлива при виконанні наступних вимог: антигравітаційна підтримка тіла, крокування, збереження рівноваги та поступальний рух уперед [52]. У природних умовах відокремити підтримання пози та власне рухи неможливо. Рухи без одночасного підтримання пози неможливі в такій же мірі, як і утримання пози без рухів.

У людини труднощі біпедальної локомоції пов'язані з малою площею опори, відсутністю стабілізації у площинах та високим розташуванням центра маси тіла. Тому в складному процесі керування біпедальною локомоцією людини ключова роль належить координації сегментарної діяльності тіла людини, а також вестибулярній, зоровій та пропріоцептивній сенсорним системам [11], [13].

Структури, що керують позою й рухами, локалізовані в різних відділах ЦНС – від спинного мозку (СМ) до великих півкуль. Чітка ієрархія розташування цих структур відображає поступове удосконалення рухових функцій у процесі еволюції [53]. При цьому відбувалася надбудова нових контролюючих систем, що відповідають за певні про-грами рухів [54], [55].

Ініціація локомоції потребує на початку підтримання вертикальної пози (більш важливо саме для людини, у порівнянні з тваринами, які опираються на чотири кінцівки). Підтримання тіла та його ваги в позі досягається шляхом регуляції постурального тонусу, особливо в м'язах розгинача (антигравітаційна активність). У ключових роботах S. Mori зі співавт. (1987) показано існування двох головних центрів модуляції такого тонусу: стимуляція вентральної частини каудальної покривкової ділянки мосту викликає підвищення тонусу розгиначів, а стимуляція дорзальної частини каудальної покривкової ділянки знижує цей тонус (гостро децеребровані кішки та неушкоджені кішки, що вільно рухаються) [56]. Активність цих центрів домінує над активністю центрів, які викликають безпосередню локомоторну дію чи «відмінняє» їх активність: ходу, викликану стимуляцією мезенцефалічної локомоторної ділянки (клиноподібне ядро) чи субталамічної локомоторної ділянки (латеральний гіпоталамус). Останні дві структури не є ієрархічними, у тому розумінні, що пошкодження середнього мозку не відмінняє можливості викликання акту ходьби при стимуляції гіпоталамічної ділянки. Їхня стимуляція викликає різні патерни рухової активності: ініціація середньомозкової зони призводить до зміни пози від сидіння на стояння і в подальшому до швидкої ходьби та бігу, а активація субталамічного регіону проявляється нормальною локомоцією, яка включає орієнтовну та пошукову поведінку до і під час пересування [3].

1.1.1. Регуляція пози.

Окреме існування підтримання пози й рівноваги та власне рухів не можливе. Постуральна активність є основою для всіх рухових актів. Завдання контролю пози полягають у підтриманні вертикально-го положення тіла людини, стабільності та орієнтації тіла в оточуючому середовищі, а також у механічній підтримці руху.

Постуральний тонус модулюється через міотатичні, тонічні лабіринтні й шийні рефлекси, поперекові рефлекси. Проте, є дослідження, які показали, що при загрозі рівновазі під час спокійного стояння в здорових молодих людей залучались вищі рівні контролю, а реакцій моносинаптичного рефлексу розтягнення не спостерігали [57]. Різноманітні кіркові пошкодження супроводжуються суттєвими порушеннями пози, що вказує на наявність кіркових механізмів реалізації програми вертикальної пози. Дефіцит сенсорної інтеграції та схеми тіла в просторі при ураженні тім'яної частки є одним з головних обмежуючих факторів і не може бути подоланий у процесі навчання довільному контролю пози [57].

Інформація про орієнтацію щодо вертикальної осі надходить від вести-булярних і зорових рецепторів [58], [59]. Існує дві протилежні думки стосовно ролі різноманітних аферентацій. Згідно з однією гіпотезою, мультисенсорна інформація використовується для побудови вертикального стандартного еталону, згідно якого буде відбуватися випрямлення тіла [60], [61]. Іншою думкою є те, що різноманітні чутливі джерела слугують для реєстрації помилок фактичної пози щодо рекомендованого, визначеного іншими органами чуття значення [33].

Дослідження компенсаторних рефлексів пози у відповідь на коливання підтримуючої поверхні вказує на два рівні контролю: стратегію й синергію. М. О. Бернштейн висунув гіпотезу про те, що нервова система організовує рухи в ієрархічному порядку: вищі рівні нервової системи активують нижчий рівень синергій, якими є групи м'язів, що змушені працювати разом як одна одиниця [62]. В. С. Гурфінкель [63] та L. M. Nashner [64] підтвердили гіпотезу про те, що рівно-вага контролюється запрограмованими синергіями. Запрограмовані нервовою системою м'язові моделі, або синергії, створюють відповідну силу м'язів для досягнення певної стратегії.

Сформовано уявлення про дві головні «стратегії пози», які використовує людина з метою компенсації зовнішніх збурень [65]. Так, при швидких збуреннях або при стоянні на вузькій опорі залучається «тазостегнова стратегія» («hipstrat-egy»), у якій головна роль у стабілізації відводиться кульшовому суглобу [65], повільні ж збурення компенсуються за рахунок змін кута в гомілковостопному суглобі («anklestrategy») [66].

В експериментах на котках було доведено, що при зміні напрямку порушень пози стратегія залишається без змін, тоді як м'язові синергії можуть бути частково

стійкими [67], [68]. Аналогічні висновки були отримані й у дослідженнях людини [69]. Синергії можуть бути добре пристосованими до умов завдання та індивіда [70].

Дестабілізація при здійсненні довільних рухів випереджається активацією м'язів, які беруть участь у формуванні пози й слугують для того, щоб заздалегідь компенсувати зміни рівноваги чи пози, що спричинені рухами [71], [72], [73]. Подібна організація м'язової реакції, яка була спочатку виявлена для стабілізації пози після зовнішніх загроз рівновазі, мала місце для стабілізації пози перед актом згинання верхньої кінцівки [74], [75].

Здійснення локомоції людини можливе тільки при виконанні наступних вимог: антигравітаційна підтримка тіла, крокування, відповідний рівень рівноваги та поступальний рух уперед. У людини труднощі біпедальної локомоції пов'язані з малою площею опори, відсутністю стабілізації у площинах та високим розташуванням центра маси тіла. Тому в складному процесі керування біпедальною локомоцією людини ключова роль належить координації сегментарної діяльності тіла людини [76], а також вестибулярній, зоровій та пропріоцептивній сенсорним системам [77].

Під час руху людини підтримка тіла у вертикальному положенні є обов'язковою вимогою. У вертикальному положенні центр маси тіла людини розташований у ділянці переднього краю другого крижового хребця. Ходьба людини здійснюється в умовах нестабільної рівноваги оскільки тіло рухається в межах вузької бази опори. Контроль рівноваги полягає в постійному утриманні центра маси в межах вертикальних проекцій вузьких поперемих баз опори [78], [13]. Просування тіла вперед відбувається за рахунок переміщення центра маси вперед за межі площини опори тіла, або бази опори (БО), що окреслюється контактною ділянкою стоп з поверхнею та зміщення центру тиску тіла (ЦТТ), який є регулюючим параметром для ЦМТ. ЦТТ первинно відстає від зміщення ЦМТ для прискорення руху останнього, але може швидко випереджати його для того, щоб контролювати зупинку. Ця різниця між ЦТТ і ЦМТ визначає величину прискорення ЦМТ [79]. Крім того, нахил тіла вперед є складовою необхідної та адекватної стимуляції для збудження крокування. При нахилі тіла вперед понад певну можливу стоп людина повинна або впасти, або винести ногу та зробити крок уперед. Тому цей крок уперед або забезпечує захисну реакцію проти падіння, або забезпечує крокування, яке буде тривати до тих пір, доки буде мати місце прсування [80]. Саме з цих позицій ходьбу можна визначити як «кероване падіння», що попереджується виносом ноги вперед. Механізм, який лежить в основі такого контролю, полягає в гальмуванні активності постуральних м'язів (підшовних згиначів гомілково-стопного суглоба), що призводить до відставання ЦТТ і сприяє руху ЦМТ вперед [81]. Одночасно активується дорзальна флексія суглоба, яка сприяє зміщенню ЦМТ вперед [82]. Латентні періоди активації та гальмування активності антагоністичних м'язів демонструють тісний зв'язок і не змінюються під впливом змін швидкості руху

[83]. На ініціацію ходьби також не впливає постуральна нестабільність нижніх кінцівок при стоянні [82], мозочковий дефіцит чи зміни вестибулярного потоку [84], [85]. Зупинка є практично зворотним процесом, який здійснюється при ініціації ходьби, хоча стратегії, які при цьому використовуються, значно залежать від моменту надходження завдання на зупинку: екстензорна синергія переважає, коли наказ припадає на пізню фазу стояння чи ранню фазу переносу ноги й флексорна синергія домінує, коли наказ надходить у пізню фазу переносу [86]. Встановлено, що синергія опори кінцівки є залежною від швидкості локомоції, у той час як синергія перенесення кінцівки є доволі стабільною та малозмінною [87]. На відміну від ініціації ходьби, на її зупинку впливають сенсорні маніпуляції, що свідчить про важливу роль зворотного контролю в процесі зупинки ходьби [88].

1.1.2. Спинальний рівень регуляції локомоції.

Предметом пошуку за останні 100 років залишається механізм ритмічної активації м'язів, що продукує ходу. Локомоція має складну морфофункціональну основу. Здебільшого нейрофізіологічна література присвячена експериментальним дослідженням квадропедальної локомоції, тоді як локомоція людини є біпедальною, але їх базисні механізми досить схожі.

Головні риси ходьби (крокування) визначаються механізмами, що розташовані в спинному мозку [89]. Спинний мозок містить нервові ланцюги, котрі надають йому надзвичайно складні локомоторні можливості.

Спинний мозок може продукувати дуже подібні до нормальних організовані рухові патерни при недиференційованій стимуляції, не тільки обмежені м'язами однієї кінцівки, але й з ознаками додаткової координації рухової активності між кінцівками. Крім того, стимуляція спинного мозку може генерувати інші за малюнком рухові форми, що свідчить про більш широкий спектр можливостей спинного мозку, призначеного не тільки для реалізації акту локомоції [3], [90].

Хоча спинний мозок і може реалізувати вже готові складні моторні програми, це не означає, що він спроможний повністю відповідати за підтримку маси тіла чи ходу в заданому напрямку. Рухові патерни, що генеруються спинним мозком є примітивними й характеризуються недостатністю загальної координації груп м'язів, яка необхідна для подолання сили тяжіння (підтримання пози) і пропульсії (перенесення тіла в просторі). Але якраз вищевказана спроможність спинного мозку до такої активності під впливом зовнішнього стимулу й призвела до формулювання уявлення про центральний генератор патерну (ЦГП) у контролі локомоції [91]. Тепер загальноновизнано, що здійснення локомоторних рухів можливе за участю центрального генератора локомоторних рухів (ЦГЛР) [92], [93]. У хребетних тварин вони знаходяться в спинному мозку та задають характер скорочень м'язів кінцівки, поясу кінцівок або відповідного сегменту тіла [94]. Центральний генератор – функціональне поняття, яке об'єднує функціональні динамічні спінальні нейронні мережі, що забезпечують

керування патерновою активністю м'язів кінцівок. У хребетних тварин до складу центрального генератора входять нейрони декількох сегментів спинного мозку. Активація генератора, тобто переведення його зі стану спокою в стан активності, забезпечується системою командних нейронів, що розташовані на різних рівнях нервової системи. Активуючі сигнали представлені тонічним потоком імпульсів, інтенсивність котрого визначає рівень активності генератора [95].

Зовнішній вхід не відіграє ролі в продукуванні основного ритму, скоріше він необхідний для реалізації та підтримання ритму. Уже існуючі патерни ритмічної активації (у спинному мозку) спрощують контроль локомоції за допомогою накладання на них впливу структур, що відповідають за велику кількість ступенів свободи вибору моторної поведінки. Що є безпосереднім виконавцем у системі ЦГП (кінцівка, суглоб) остаточно не встановлено, але експерименти підтверджують існування ЦГП для кожної кінцівки (ноги) окремо. Гіпотеза про існування ЦГП для кожного окремого суглоба й об'єднання їх кожного разу в окремих малюнок пересування, відповідно до завдань, вірогідно є недостатньо обґрунтованою. Скоріше одні й ті ж спинальні центри та пули нейронів можуть перекофігуруватися, базуючись на інших супраспинальних впливах для реалізації різних форм локомоторного акту [96].

Основою координації рухів кінцівок і частин тіла при локомоції є взаємодія різних центральних генераторів. Ця взаємодія забезпечується спеціальними координуючими нейронами [97]. Незважаючи на те, що центральний генератор може працювати автономно, у інтактної тварини він піддається потужному впливу периферійних афферентів та центральних ефферентів. Завдяки цьому в реальних умовах робота генератора адаптує локомоцію до змін навколишніх умов. Завдяки такій будові система управління локомоцією у тварин поєднує в собі принцип програмного управління з управлінням за принципом зворотнього зв'язку, при цьому зворотні зв'язки поєднують у собі всі ієрархічні рівні.

Мережа короткоаксонних інтернейронів, які складають локомоторний генератор, локалізована в латеральних ділянках сірої речовини спинного мозку. Завдяки активності короткоаксонних нейронів, окремі сегменти спинального генератора можуть об'єднуватись і співпрацювати як єдине ціле. Генератор однієї кінцівки складається з двох напівцентрів (згинального і розгинального), котрі взаємодіють реципрокно. Встановлено, що для вдалої локомоції необхідне збереження дорсолатеральної і вентролатеральної частин спинного мозку [98], [99].

Механізм локомоції, що базується на принципі локомоторних генераторів спинного мозку, може генерувати різні ритми, котрі відповідають різним швидкостям локомоції. Він може в різному ступені активувати м'язи кінцівок, що призводить до крокування різної інтенсивності, а у певних умовах він може генерувати риний тип ходьби, тобто встановлювати різні фазові співвідношення між кінцівками [100].

Для чіткого здійснення рухів необхідно, щоб усі відповідальні за рухи центри в будь-який момент часу отримували від периферичних структур інформацію про розташування тіла в просторі та про те, як здійснюється рух. Пов'язані з ходьбою премоторні інтернейрони, які синаптично пов'язані між собою та з мотонейронними пулами, забезпечують координовані циклічні імпульсації до пулів спинальних мотонейронів [101], [93]. Різні генератори пов'язані пропріоспинальними шляхами. Саме механізмами спинального рівня визначаються головні фази ходьби: винос кінцівки, фаза опори, перенос центра маси тіла [102], [89]. Дослідження на тваринах з перерізками СМ виявили, що СМ при збудженні шкірною стимуляцією, рухами кінцівок або фармакологічними агентами може продукувати стереотипні ритмічні рухи. За допомогою тредбана на котах з повним перерізом СМ на грудному рівні викликали поперемінні та координовані рухи задніх кінцівок [103]. Ці рухи зберігались навіть, якщо скасовували аферентний вхід з кінці-вки, що була залучена до руху [104]. При застосуванні паралітичних агентів, що блокують рух і, таким чином, зворотній зв'язок руху, локомоторні паттерни реєстрували у вентральних рогах або мотонейронах [105]. Оскільки ці ритмічні паттерни відбуваються за відсутності жодного руху, така нейронна активність була віднесена до «фіктивної локомоції» [106]. Дослідження з комбінованим застосуванням деаферентації та паралічами продемонстрували, що сенсорний вхід не є необхідним у генерації цих стереотипних локомоторних паттернів [105]. Проте, ці знахідки не означають, що за нормальних умов сенсорний зворотній зв'язок є неважливим для функціональної локомоції.

Досліди на ізольованих препаратах нервової системи також довели автономну генерацію локомоторних паттернів СМ [107].

Вважають, що спинальний локомоторний механізм може генерувати різні ритми, котрі відповідають різним швидкостям локомоції. Він може в різному ступені активувати м'язи кінцівок, внаслідок чого буде змінюватись інтенсивність крокування. У певних умовах ЦГЛР здатен створювати різний тип пересування за рахунок встановлення різних фазових співвідношень між кінцівками [108], [109], [110]. Спинальний механізм у певних межах може адаптуватися до зовнішніх умов локомоції. Наприклад, при зустрічі з перешкодою кінцівка, що крокує, переступає через неї, при цьому вага тіла попередньо переноситься на симетричну задню кінцівку.

Дослідження на тваринах показали, що між кінцівками одного поясу (гомологічними) і кінцівками однієї сторони тіла (гомолатеральними) при різних локомоторних актах, реалізуються дві програми взаємодії: протифазна та синфазна. Перехід від одного типу взаємодії до іншого відбувається впродовж одногодвох локомоторних циклів. Різні комбінації програм, вірогідно, є основою різних типів локомоцій. Експериментальні дослідження на тваринах дають змогу вважати, що при локомоції генератори задніх кінцівок домінують, їм властивий вищий рівень автоматизму [111].

Переведення генератора локомоторних рухів зі стану спокою в режим активності здійснюється системою командних нейронів стовбура мозку [112]. Саме активність стовбурових нервових структур забезпечує зміну фаз опори й переносу, які формують локомоторний (кроковий) цикл, що є функціональною одиницею локомоції (ходьби).

На відміну від класичної однорівневої організації центрального генератора, запропоновано дворівневу структуру, згідно якої ЦГЛР має загальний генератор ритму, що контролює діяльність мережі утворення ритму, який відповідає за активацію мотонейронів [113]. Дану дворівневу організацію ЦГЛР досліджували за допомогою обчислювальної моделі, що включала взаємозв'язки між ЦГЛР, спинальними колами та аферентними входами. Автори продемонстрували, що відносно простий ЦГЛР з роздільними ланцюгом загального генератора ритму та ланцюгом утворення ритму може реалістично відтворювати багато експериментальних феноменів, включаючи спонтанне усунення мотонейронної активності, й різноманітність ефектів аферентної стимуляції.

На щурах та котах отримано велику кількість даних щодо центральних генераторів ритму, які лежать в основі центрального контролю локомоції. Значно менше відомо про спинальні дуги у людини, що працюють подібно до ЦГЛР. З великою ймовірністю встановлено факти на користь наявності в людини ЦГЛР [114], [115], [116], [117]. Дослідження точної конфігурації спинального генератора є складними, тому що використання для виміру електричної активності м'язів робить неможливим виділення їх окремих функцій під час ходьби – по-перше, окремі м'язи мають відношення до кількох суглобів і, подруге, протягом циклу ходьби м'яз виконує не тільки роль ініціації пропульсії, але і роль підтримання динамічного контролю за стабільністю тіла впродовж переміщення [3]. Диференціювати роль м'язу тільки стосовно вихідної активності відповідного спинального генератора майже неможливо.

Група дослідників під керівництвом В. Calancie [118] описала приклад роботи центрального генератора ритму крокування в дорослої людини. Але їх результати були отримані при дослідженні лише одного пацієнта з хронічним неповним пошкодженням шийного відділу СМ. Мимовільні ритмічні рухи нижніх кінцівок пацієнта ініціювались при його розташуванні горілиць з екстензією стегон та усувались згинанням стегон, стоянням і під час сну горілиць. Застосовуючи епідуральну електричну стимуляцію певної ділянки дорсальної поверхні СМ (сегмент L2), інші групи дослідників змогли викликати подібну до локомоції активність пацієнтів з параплегією нижніх кінцівок [119], [120]. Ці рухи відрізнялись від реальної ходьби відсутністю фази опори (через зовнішню підтримку маси тіла), але їх паттерн – наявність реципрокних відносин між проксимальними й дистальними м'язами, а також між м'язами-антагоністами, їх ритміка (0,3 – 0,5 Гц) та відповідна координація були характерними для крокування.

Але відома думка, що дослідження за участю спинальних хворих не можуть остаточно вирішити питання про роль ЦГЛР у здійсненні локомоції людини, оскільки стан СМ, що залишився без низхідних впливів, різко змінюється, і, при вивченні тільки патології, неможливо вважати, що в нормі керування локомоцією забезпечують ті ж самі механізми [121]. Тому автори дослідили можливість ініціації кроку-ючих рухів однієї нижньої кінцівки (при усуненні гравітаційного моменту: нога вивішена в горизонтальній площині) у здорових добровольців прикладанням вібрації до м'язів нижніх кінцівок або їх сухожилків. Ці спостереження дали можливість обґрунтувати думку, що ритмічна активність ініціюється центральними механізмами генерації крокуючих рухів.

Усі ці результати не виключають присутності в СМ людини спинальних нервових мереж, що здатні генерувати локомоцію. На відміну від спинальних котів, пацієнти з повним поперечним пошкодженням СМ не в змозі досягнути рівня як стабільного крокування, так і крокування без сторонньої допомоги. Це означає, що спинальні нервові мережі людини, що здатні генерувати локомоцію, не є потужними настільки, щоб збуджувати локомоцію самостійно, і що супраспинальні процеси сильніше домінують у людини, ніж у тварини [115]. Існує думка, що ЦГЛР людини загальмовані, а команди з надсегментарних структур надходять у вигляді звільнення їх гальмування [119].

Аферентний контроль роботи ЦГЛР забезпечується низкою моно- та полісинаптичних рефлексів, в яких провідну роль відіграють Ia аферентні волокна, які несуть інформацію від згинальних та розгинальних груп м'язів на флексорні та екстензорні пули мотонейронів спинного мозку (флексорні та екстензорні напівцентри) [90]. Спинальний механізм, до того ж, не є автономним і знаходиться під впливом супраспинальних структур [122].

1.1.3. Супраспинальна регуляція локомоції.

Функціональною одиницею локомоції (ходьби) є локомоторний (кроковий) цикл, що містить у собі фази опори і переносу, зміна яких залежить від ступеня активності відповідних клітин стовбурових нервових структур.

Сучасні уявлення про модуляцію спинальних механізмів з боку більшості інших структур нервової системи й сенсорних утворень викладені в кількох колективних монографіях, присвячених проблемам ходьби в нормі (у т.ч. віковій нормі) та патології [123], [33]. У загальному викладенні необхідно навести наступні положення. Три сенсорні системи – кінестетична, вестибулярна і зорова є критичними для адаптивної поведінки в локомоторних завданнях. Коли зорова система пошкоджена, інші модальності (такі, як тактильна, нюхова чи слухова) можуть допомагати в скерованості локомоторної активності [124]. Хоча доволі добре відомі анатоμο-фізіологічні засади цих сенсорних потоків і вони можуть бути виміряні точно, але їх картування відносно моторного виходу зі спинного мозку залишається ще незрозумілим.

Загальний контроль локомоції досягається завдяки змінам рівня збудження центрів пози та локомоції понтомедулярної ретикулярної формації, середнього й проміжного мозку, кори великих півкуль [125], [126]. Інформація до СМ надходить субкортикальними шляхами, що об'єднані в дві системи: вентромедіальну й дорсолатеральну [127], [128]. Волокна вентромедіальної системи відділяються, у першу чергу, від вестибулярних ядер, покрівлі й ретикулярної формації моста й довгасто-го мозку та спускаються до спинного мозку в складі вентральних, вентрола-теральних і медіальних частин латеральних канатиків. Вони закінчуються переважно у вентральних і медіальних частинах проміжної зони, де розташовані довгі пропріоспинальні нейрони. Волокна дорсолатеральної системи походять від крупноклітинної частини червоних ядер, спускаються контралатерально в латеральних канатиках спинного мозку й закінчуються, переважно, у дорсальних і латеральних частинах проміжної зони сірої речовини спинного мозку, де розташовані короткі пропріоспинальні нейрони. Однією з багатьох відмінностей між вентромедіальними й дорсолатеральними системами є те, що низхідні волокна вентромедіальної системи віддають багато колатералей аксонів на протязі шляху їх проходження вздовж спинного мозку. З'ясовано, що кожна колатераль аксона іннервує спинальні нейрони, що розташовані в дископодібному спинальному сегменті шириною менше 1 мм. Ці результати підтверджують точку зору, що спинний мозок і нижня частина стовбура мозку (довгастий мозок і міст) є єдиною функціональною одиницею.

Вибіркове руйнування вентромедіальної та дорсолатеральної систем на різних рівнях у мавп, які видужували після попередньої пірамідотомії, виявило, що тварини з пошкодженням довгастого мозку не могли прийняти вертикальне положення до 40 днів після пошкодження [129]. Коли вони з часом уже могли сидіти й ходити, у них спостерігалася нестійкість і ходьба була з вузькою базою опори й відведенням кінцівок. У них були значні складності в стоянні на лінії та униканні перешкод. Ці спостереження дали підставу стверджувати, що вентромедіальні шляхи є основною системою, якою мозок здійснює контроль за рухами [130]. Цей контроль особливо має відношення до підтримання вертикальної пози, взаємодії рухів тулуба й кінцівок і встановлення напрямку руху. Дорсолатеральна система накладає на цей контроль здатність незалежно використовувати кінцівки, особливо верхні кінцівки. Кортикоспинальні зв'язки слугують посередниками в контролі, який подібний до того, що здійснює стовбур мозку, але додатково забезпечує здатність до подальшого фракціонування рухів, прикладом чого можуть слугувати рухи окремими пальцями. Підтверджено важливість вентромедіальної системи, особливо ретикулоспинального тракту, для інтегративного контролю пози й локомоції [131].

Головними моторними трактами, які надають фазичну модуляцію спинальній нейрональній мережі є вестибулоспинальний тракт (ВСТ), який походить з вестибулярного ядра, руброспинальний тракт (РуСТ), ретикулоспинальний тракт

(PCT), що походить з ретикулярної формації, текто-спинальний тракт (TCT), що походить з верхніх горбиків і кортико-спинальний тракт (KCT). Термін «фазична модуляція» означає, що активність цих трактів є ритмічною та має відношення до певних фаз циклу ходьби. Загалом, PCT і PуCT забезпечує збудливий вхід протягом фази переносу циклу ходьби, а BCT забезпечує збуджуючу активність протягом фази стояння [132].

Перед початком локомоції більшість ретикуло-, вестибуло- та руброспинальних нейронів знаходяться в стані слабкої фонові активності, але під час локомоції в більшості з цих нейронів реєструються ритмічні залпові розряди [133]. У цілому існує тенденція до збільшення частоти розрядів нейронів у певну фазу крокового циклу та її зменшення в інші фази. Періоди максимальної активності в різних нейронах різні. Нейрони ретикулоспинального тракту переважно збуджують мотонейрони м'язів флексорів і гальмують мотонейрони м'язів екстензорів іпсилатеральної задньої кінцівки. Максимальна активність ретикулоспинальних клітин спостерігається в фазу згинання або переносу кінцівки [134]. Вестибулоспинальні нейрони здійснюють збудження мотонейронів м'язів екстензорів іпсилатеральної задньої кінцівки. Їх максимальна активність спостерігається на початку фази розгинання або стояння. Нейрони руброспинального тракту збуджують мотонейрони, що відповідають за іннервацію м'язів флексорів контралатеральної задньої кінцівки. Максимальна активність цих нейронів спостерігається під час фази переносу кінцівки [133], [135]. У децереброваних кішок періоди максимальної активності нейронів низхідних трактів переважно співпадають з періодами активності тих м'язів, на які дані тракти здійснюють збуджуючі впливи.

В експериментах на децереброваних та інтактних кішках було ідентифіковано чотири локомоторні ділянки – специфічні ділянки стовбура мозку, що контролюють позу та локомоцію. При їх електричному або хімічному подразненнях в інтактних тварин виникають зміни пози та локомоції [136], [137], [138]. До них відносяться субталамічна локомоторна ділянка латерального гіпоталамуса (СтЛД), мезенцефалічна локомоторна ділянка (MeЛД), дорсальне покрішкове поле й вентральне покрішкове поле каудальної частини мосту. Рефлекторні зміни після спіналізації надають важливі факти щодо функціональної реорганізації рефлекторних шляхів під час спінальної локомоції [54]. Важливо відмітити факт ієрархічної структурованості локомоторних та поступальних синергій в рострально-каудальному напрямку стовбура мозку [137].

Гомологічні ділянки знайдені в мавп виду макаки й людей [139]. Заслуговує на увагу той факт, що постуральні та локомоторні синергії структуровані ієрархічно в рострально-каудальному напрямку стовбура мозку [140].

MeЛД ініціює локомоцію через активацію стовбурових ретикулоспинальних нейронів [136]. Результати стимуляції MeЛД разом зі стимуляцією дорсального та вентрального покрішкового полів вказують на те, що підвищення рівня

тону м'язів пози й активація ЦГЛР не є автономними явищами [141]. Отримано дані на користь того, що система регуляції тону м'язів пози є однією з підсистем, що залучаються до регуляції локомоції. Протягом фіктивного крокування, що викликано МелД, передача на мотонейрони м'язів флексорів полегшується під час фази згинання, а передача на мотонейрони м'язів екстензорів – під час фази розгинання [142].

Результати комп'ютерного моделювання дозволили припустити, що прямий вхід з ретикулоспинальних нейронів може мати мінливі, непередбачувані ефекти на ЦГЛР [143]. Для стабілізації локомоторного ритму суттєвими є зворотні зв'язки через спиноретикулярні нейрони й входи з інших регіонів мозку [144]. Стовбур, як місце конвергенції багатьох входів, забезпечує локомоторну функцію шляхом залучення спиноретикулярного входу з ЦГЛР разом з іншими входами від зорової і вестибулярної сенсорних систем. Як наслідок, поведінка тварини стає більш чутливою до навколишньої ситуації [145].

Білатеральне руйнування СтЛД латерального гіпоталамуса на кішках показало, що СтЛД відповідає за початок локомоції, яка є складовою цілеспрямованої поведінки тварини, такої як полювання, захист, пошук їжі тощо [108]. Подразнення латерального гіпоталамуса викликає в інтактних кішок пошукові локомоторні рухи. Також доведено, що латеральний гіпоталамус причетний до регуляції рухів передніх кінцівок і залучається до систем, що забезпечують повноцінне формування та завершення певних моторних програм [146].

Виявлення під час пересування нових стимулів середовища та тих, що рухаються, контролюється структурами покрівлі стовбура мозку (тектоспинальний тракт) [147].

У контролі локомоції супраспинальні структури виконують такі функції, як модуляцію ЦГЛР, контроль інтенсивності його дії, підтримання рівноваги під час локомоції, пристосування руху кінцівок до зовнішніх умов і координацію локомоцій з іншими руховими актами. ЦГЛР генерують складні паттерни м'язової активності, що потрібні для локомоції. Низхідні команди, що сформовані у вищих моторних центрах, зазнають суттєвих динамічних перетворень на шляху до м'язів, що дозволяє коректувати інерційність м'язового скорочення [148].

Хоча локомоторна поведінка тварин з перерізанним СМ має характерні ознаки паттерну ходьби, їй бракує витонченості, що спостерігається в котів з неушкодженим СМ і навіть у децереброваних тварин. У цих експериментальних моделях відсутній мозочок, котрий відіграє важливу роль у процесі керування рухами, зокрема в регуляції ходьби [149].

Діяльність мозочка має вирішальне значення для точної та узгодженої в часі взаємодії рухів тіла, кінцівок, очей та тонкого налаштування моторних навичок [150]. Вплив мозочка на руховий контроль пов'язаний як з контролем

координаційних, так і часових впливів. Часові впливи керуються здатністю мозочка виробляти послідовні інтервали між рухами, закладені у внутрішньомозочковій часовій програмі. З іншого боку, координаційний вплив – це процес управління, в якому команди спрямовані до одного ефектора напряду залежать від стану іншого ефектора [151].

Важливе значення латерального мозочка полягає в програмуванні рухів. Ця діяльність мозочка в значній мірі базується на навчанні та попередньому досвіді [152], [153], [154], [149].

Клітини Пуркін'є спричиняють тонічні гальмівні ефекти на нейрони ядер мозочка (ядро вершини та проміжне ядро) і на нейрони латерального вестибулярного ядра Дейтерса [155]. Повна активність загальної популяції клітин Пуркін'є є максимальною на початку фази опори [156]. Популяція клітин ядра вершини максимально активна під час фази переносу іпсилатеральної задньої кінцівки. Клітини Пуркін'є функціонують в якості єдиного інтегративного центру: вони отримують й інтегрують збуджуючу аферентацію, а також пригнічують сигнали від кошикових та зірчастих клітин, у результаті чого відбувається інгібіторна дія на глибокі ядра мозочка, які проектують дію через свої аксони на вестибулярні ядра стовбура мозку [157]. Повна активність популяції клітин проміжного ядра є максимальною на початку фази переносу та мінімальною під час фази опори іпсилатеральної задньої кінцівки.

Контроль пози й локомоції розглядається як форма моторної синергії [56]. Мозочок вибирає лише суттєві частини деталізованої інформації про біжучий стан синергій та оточуючого середовища [158].

Через спинномозочковий шлях мозочок постійно отримує інформацію про активність спинальних локомоторних автоматизмів. Спинномозочкова петля, що складається зі СМ, спинномозочкових шляхів, мозочка і низхідних шляхів стовбура мозку, виконує функцію контролю локомоторної фази [159], [160]. Ці низхідні тракти проводять як не-патернові (тонічні), так і патернові (фазичні) сигнали до ЦГЛР. Дослідження S. M. Morton та A. J. Bastian доводять, що мозочку належить головна роль саме в предиктивних локомоторних пристосуваннях [149], [161].

Мозочок отримує копії еферентного виходу ЦГЛР до мотонейронів через вентральні спинономозочкові й спиноретикуломозочкові шляхи, доцентрову інформацію, що генерується як активними, так і пасивними локомоціями, про активність периферичного рухового апарата через дорзальний спинономозочковий тракт, а також вестибулярні й зорові входи. У свою чергу, мозочок опосередковано впливає на мотонейрони через вестибулоспинальний, руброспинальний, ретикулоспинальний і кортикоспинальний шляхи [158]. Нейрони дорзального спиноцеребелярного тракту кодують глобальні параметри, як, наприклад, довжина кінцівки й орієнтація [162]. Ця інформація дуже корисна в плануванні змін ритмів активності в різних низхідних трактах. Принциповою

функцією мозочка може бути синхронізація м'язової активації, точна настройка виходів для адаптації кожного циклу кроку [163].

Функціональний вихід мозочка поліпшує між- і внутрішньокінцівкову координацію рухів. У людей недостатність мозочка (що частіше всього пов'язана з пошкодженнями черв'яка або флокулонодулярної його частини) призводить до нерівномірного просторово-часового крокування недостатньою міжкінцівковою координацією, неточного розташування стопи й дефіциту рівноваги [164], [165].

Під час локомоції активність більшості клітин Пуркін'є (вихідні клітини з кори мозочка) модулюється в ритмі крокування. Максимальна сумарна активність загальної популяції клітин Пуркін'є реєструється на початку фази опори (stance). Група клітин ядра вершини проявляє максимальну активність протягом фази переносу (swing) іпсилатеральної задньої кінцівки. Максимальна сумарна активність групи клітин вставного ядра спостерігається на початку фази переносу іпсилатеральної задньої кінцівки, а мінімальна – під час фази опори [34].

Після видалення мозочка практично зникає ритмічна модуляція нейронів ретикулоспинального, вестибулоспинального та руброспинального трактів. Ритмічні імпульси, які надходять до мозочка спиномозочковими шляхами, регулюють активність його нейронів, а еферентні імпульси з мозочка, у свою чергу, регулюють активність нейронів низхідних трактів стовбура мозку. Видалення мозочка супроводжується значним підвищенням фонові активності вестибулоспинальних нейронів та зниженням активності нейронів ретикулоспинального й руброспинального трактів. Унаслідок роз'єднання низхідних трактів відбуваються порушення між тонусом м'язів згиначів і розгиначів, що викликає локомоторну атаксію, яка має місце після видалення мозочка [165]. Результати цих досліджень свідчать про те, що замкнені ланцюги СМ-мозочок-СМ слугують системою регуляції локомо-торного циклу [149].

Важливою є роль мозочка у взаємодії між виробленням кінетичних нейронних команд та виконанням засвоєних рухових програм [166]. Діяльність мозочка забезпечує внутрішню та міжкінцівкову координацію рухів [167]. У людини недостатність мозочка призводить до нерівномірного часово-просторового крокування, порушення міжкінцівкової координації, неточного розташування стопи та порушення рівноваги [168], [169], [170], [164]. Принципово важливо, що мозочок має критичний взаємопов'язаний вплив як на рухову, так і на когнітивну діяльність [171].

Мозочок отримує інформацію про вихід спинального генератора патерну, так звану «еферентну копію», підсумковий розряд (через вентральний спино-церебелярний тракт і спино-ретикуло-церебелярний тракт) – аферентний вхід, що генерується локомоторними рухами, як активними, так і пасивними, а також аферентні входи з вестибулярних і зорових структур. Мозочок модулює базовий локомоторний малюнок через регуляцію активності всіх низхідних шляхів. Нейрони в дорзальному спино-церебелярному тракті продемонстрували свою можливість кодувати такі глобальні параметри, як довжину ноги та орієнтацію в

просторі [132]. Якщо аферентні потоки в мозочок, створені локомоторною активністю, зникають, фазична модуляція з боку низхідних трактів залишається. Функціональна роль аферентних входів у мозочок полягає в покращенні координації локомоторних рухів, як стосовно кожної кінцівки, так і стосовно координації між обома кінцівками. Мозочковий дефіцит призводить до нерегулярності кроків, як просторової, так і часової, а також до погіршення балансу [162].

Текто-спинальний тракт є включеним до орієнтовної активності та до уваги на нові стимули. Верхні горбики є частиною зорової системи, відокремлено від генікуло-стріарної системи. Вони отримують інформацію не тільки від сітківки, але й з інших сенсорних джерел, контролюють рухи очима й головою через текто-ретикулярний тракт, а інші рухи – через текто-спинальний тракт. У свою чергу, вони отримують модуляцію з боку кори. Ураження верхнього горбика призводить до специфічного поведінкового дефекту: тварина перестає звертати увагу на зорові стимули в полі зору (ігнорує), навіть якщо вона не сліпа та може уникати перешкод на своєму шляху. Сенсорні входи з інших модальностей інтегруються з зоровими у відповідний вихідний імпульс і перевага надається новому стимулу, у порівнянні з повторною стимуляцією, а також стимулу, що повільно рухається в порівнянні з стаціонарним. Таким чином, керуюча дія цього входу з покрівлі стовбура на локомоторну активність залежить від нових за сенсом стимулів, лежить у площині привертання уваги з боку оточуючого середовища [172].

Базальні ганглії причетні до широкого кола різних функцій, таких як планування, ініціація, виконання та завершення рухових програм, локомоторного навчання [173]. Патологія базальних гангліїв часто зустрічається при багатьох неврологічних порушеннях рухів [174], [175].

Як мозочок, так і базальні ядра відіграють важливу роль у синхронізації м'язової активації, але базальні ядра діють у тривалішому масштабі часу [176].

Важлива роль базальних гангліїв полягає в ініціації, контролі й зміні амплітуди, сили та тривалості рухів [177].

Активність кортико-спинального тракту впливає, насамперед, на фазу переносу кінцівки, але й визначає положення стопи при контакті з поверхнею, може драматично змінювати ритм ходьби, впливати на її ініціацію чи припинення [178]. Нещодавні дослідження показали, що вестибулярний вплив на локомоцію значно важливіший під час ходьби, ніж під час бігу, що припускає диференційований внесок вестибулярної аферентації на низхідні шляхи в цілому [179].

Важливу роль у диференціації таламокортикальних сигналів під час локомоції має ретикулярне ядро таламусу, у результаті діяльності якого регулюються параметри різних фаз кроку, взаємодія різних частин кінцівок та адаптація до типу локомоторного завдання [180], [181].

Кора великих півкуль задіяна у формуванні більш специфічних змін, таких як покровові адаптивні зміни, що використовуються для досягнення пристосувальної поведінки, а також для здійснення загальних чи глобальних змін [182]. Префронтальна кора (ПФК) відіграє особливу роль в ініціації та підтримці моторних відповідей [183], [184]. Нейрони дорсолатеральної частини префронтальної кори виконують головну роль під час вибору напрямку руху [185]. Видалення кори й базальних гангліїв може як активувати, так і розгальмовувати такі локомоторні центри як МелД і СтЛД [34]. При двобічному руйнуванні СтЛД у кішок встановлено, що СтЛД ініціює локомоцію як частину цілеспрямованої поведінки – пошуку, захисту тощо [34].

Кортикоспинальний тракт активно залучається при униканні візуально оцінених перешкод, розміщенні стопи при пристосуванні до різних підтримуючих поверхонь під час руху. Тварини з пошкодженнями кортикоспинального тракту можуть відносно добре рухатись рівною поверхнею з різною швидкістю. Коли тварина вимушена долати перепони на своєму шляху або розміщувати лапи в специфічне положення (наприклад, на щаблі драбини), активність кортикоспинального тракту зростає в значній мірі. Нейрони цього тракту активні під час фази переносу; їх активність не тільки точно кодує підняття кінцівки, щоб уникнути перешкоди, але й розміщення стопи. Залежно від інтенсивності кортикального залпу імпульсів неперервний ритм просування може бути змінений або знову відновлений [186], [99]. Крім того, з'являються дані про те, що сенсорна кора вносить більш значний внесок у планування модифікацій ходьби, ніж вважали раніше [187]. Нейрофізіологічні дослідження вказують на тісний зв'язок між зниженням показників ходьби і порушенням взаємодії префронтальної кори, базальних гангліїв і центральної скроневої частки. Зокрема, префронтальна кора відіграє визначальну роль у процесах пам'яті, постійної уваги до виконавчих функцій та обробки інформації [188].

1.2. Нейрофізіологія біпедальної локомоції

Механізми керування ходьбою людини та їх порушення є одними з найскладніших розділів нейрофізіології та неврології, враховуючи як складність цих механізмів, так і інструментально-методологічні проблеми дослідження акту ходьби. Поява в останній час новітнього електронного обладнання, яке дозволяє зареєструвати просторово-часові параметри ходьби людини в реальному часі та дослідити зміни цих параметрів в умовах різноманітних експериментальних парадигм, дає можливість для порівняльного аналізу цієї локомоції [189].

Нейрофізіологічна література присвячена головним чином експериментальним дослідженням локомоції чотириногих, тоді як локомоція людини є принципово відмінною, оскільки є біпедальною, хоча базисні механізми достатньо подібні. Ходьба людини – це є падіння, що ритмічно ініціюються та попереджуються виносом опорної (крокової) нижньої кінцівки.

Біпедальна локомоція людини, як і квадрипедальна тварин, забезпечує наступні вимоги: антигравітаційну підтримку тіла, крокуючі рухи, адекватний ступінь рівноваги та, коли це все забезпечено, пропульсивний рух вперед [190]. Для задовільного виконання біпедальної локомоції всі ці вимоги мають бути скоординовані одночасно та постійно. Підтримка тіла проти сили тяжіння є загальною вимогою практично для всіх моторних активностей, що пов'язані з зовнішнім середовищем.

Примітивне крокування присутнє уже в новонароджених дітей, але воно не може підтримувати тіло проти сили тяжіння через незрілий розвиток механізмів регуляції тонуусу позних м'язів [191]. У спинальній людині немає ефективних крокувальних рухів, немає їх і в спинальних мавп [192]. Спинальні кола, що продукують локомоторну активність, можуть бути присутніми в спинному мозку дорослих людей [193], але вони є недостатніми, щоб самостійно генерувати локомоторну активність. Найбільш важливий координуючий механізм, або «центр», крокування розташований у людей в середньому мозку [194], [195]. Оптимальне керування позними м'язами, які пов'язані з локомоторною активністю, найбільш вірогідно відбувається завдяки прямій дії командних сигналів, що надходять від середнього мозку на альфа-мотонейрони. Командні сигнали послідовно «вмикають» стереотипний репертуар подій, тобто забезпечують функціонування центральної програми для локомоторного контролю. Центральна програма, таким чином, вимагає (до певного ступеня) супраспинальних і периферичних модулюючих входів для підтримання оптимального налаштування крокового циклу. При нормальних зовнішніх умовах як супраспинальні програми, так і пасивні та активні властивості м'язів, є адекватними для контролю динамічного виконання крокування, з достатньою стабільністю та без додаткової компенсації за рахунок рефлекторної активності [196]. Як встановлено в експериментах на тваринах, необхідна різноманітність аферентних входів для модулювання супраспинальних структур, що відносяться до центральної програми локомоторного контролю (таких як мозочок, сенсомоторна кора) [197], [198].

Важливо відрізнити аферентну інформацію, яка не усвідомлюється, але може впливати на рух, від сенсорних потоків, які роблять внесок у свідоме сприйняття. Рівновага контролюється спеціалізованим вестибулярним апаратом, тоді як позиція та рухи кінцівок контролюються пропріоцептивним апаратом. Спинномозочкові тракти забезпечують інформацією про позицію тіла в просторі й про позицію сегментів тіла один відносно одного. Пропріорецепція забезпечує відчуття рівноваги, положення та рух кінцівок. Пропріоцептивна інформація від кінцівок використовується в двох напрямках. По-перше, передає інформацію про рефлекторні відповіді через локальні кола спинного мозку [199]. Деякі з цих даних, що пов'язані з мозочком, модулюють несвідомі дії спинальних рефлексів і модулюють внесок центральної програми в «автоматичну», або рефлексозалежну, адаптацію локомоторних рухів (що добре демонструється в дослідженнях на децереброваних кішках) [198], [200]. По-друге, пропріоцептивна

інформація проєктується в кору мозку, де вона використовується для сприйняття позиції кінцівки та, можливо, навіть для довільного контролю пози під час локомоції.

Клінічно важливими для соматичної чутливості є дві паралельні висхідні системи: дорсальна медіальна лемніскова система та антеролатеральна система [201]. Ці системи передають аферентну інформацію в соматосенсорну кору, маючи три мети: сприйняття, пробудження, моторний контроль. Дорсальна медіальна лемніскова система передає тактильні відчуття, включаючи відчуття вібрації, положення суглобів і пропріорецепцію від контралатеральної половини тіла. Паралельно антеролатеральна система, що включає спинноталамічний, спинно-ретикулярний і спиннотектальний шляхи, передає інформацію переважно про біль і температуру, а також деяку тактильну інформацію. Інформація, що передається через дорсальну медіальну лемніскову систему та латеральну систему, використовується для контекстзалежної адаптації локомоції. Позні реакції, включаючи довільне регулювання, залежать від аферентних імпульсів від пропріорецепторів, лабіринтних, зорових і тактильних рецепторів [202].

1.3. Адаптивна локомоція людини: вплив сенсорних систем

Інформація про орієнтацію відносно вертикальності надходить від лабіринтних та зорових рецепторів, які розташовані на голові, і від гравіцепторів тіла. Використання сенсорної інформації від багатьох джерел, включаючи вестибулярну, зорову та соматосенсорну системи, є ключовою особливістю для невральної регуляції як орієнтації тіла щодо вертикалі, так і стабілізації його проти зовнішніх зрушень [203], [204].

Хоча рецептори, що чутливі до хімічних агентів (нюх) і до механічної енергії (кінестезія і слухова система), можуть забезпечувати значною інформацією про навколишнє середовище, ніщо не перевершує здатність зорової сенсорної системи забезпечувати інформацією про неживі предмети та живі істоти, що є мовчазними або знаходяться на великій відстані в навколишньому середовищі. Зір дозволяє інтерпретувати й виконувати необхідну дію до досягнення місця потенційного зміщення. Ці дії класифікуються як стратегії уникання [205] і включають: вибір розташування перемінної нижньої кінцівки шляхом модуляції довжини й ширини кроку; збільшення площі поверхні для уникання зіткнення з пере-шкодою; зміну напрямку локомоції, коли перешкода не може бути усунена; і зупинку. Зрозуміло, що стратегії уникання представляють локомоторні адаптації, які, перш за все, виконуються для забезпечення динамічної рівно-ваги тіла, що рухається [206], [207].

Три сенсорні модальності з їх різними орієнтирами (точками відліку) допомагають вирішити конфлікт, коли один із виходів сенсорних систем є помилковим [208], [209]. Інформація від зорової системи, однак, може переважати над руховою відпо-віддю. Наприклад, обертання кімнати, в якій

людина біжить, призводить до компенсаторної ротації тулуба для стабілізації зорового оточення. Роботи інших авторів [210], що використовували візуальний потік, також демонструють вплив і домінування зорового входу в контролі локомоції.

Зорові й лабіринтні рецептори розташовані на голові, і вони допомагають, перш за все, визначити позицію голови [211]. Ця оцінка здійснюється також за участю пропріорецепторів м'язів шиї [212].

Використання сенсорної інформації від різних джерел, включаючи зорову, вестибулярну та соматосенсорну системи, це ключовий момент нервової регуляції як вертикальної орієнтації тіла, так і стабілізації його при зовнішніх подразненнях [213], [214].

Одним з можливих використань надлишкової сенсорної інформації в регуляції пози є те, що різні групи сенсорів залучаються до дії згідно до джерела або швидкості позних порушень. Поріг чутливості кожної категорії рецепторів – різний. Наприклад, зорові рецептори надають чутливу інформацію, пов'язану з низько-швидкісними зміщеннями тіла, у той час як лабіринтні рецептори є чутливими до високого темпу прискорення.

Існує думка, що пропріорецепція від усіх сегментів тіла відіграє важливу роль у підтриманні спокійного стану пози [215]. Коли людина стоїть, існує кінематичний ланцюг, що сформований 1а рецепторами від м'язів навколо кожного суглоба, які інформують нервову систему про положення кожного суглоба щодо інших сегментів тіла [216]. Вібрація очних м'язів також індукує позні реакції. Також цікаво, що позна відповідь, яка викликана гальванічною стимуляцією вестибулярних рецепторів, залежить від геометрії тіла [217], [218].

Існує два основних способи репрезентації сегментів тіла щодо зовнішнього середовища в залежності від орієнтиру, який було обрано для розрахунку: зверху-вниз (“top-down”) та знизу-вверх (“bottom-up”) [219]. При “top-down” способі інформація від отолітів лабіринтів використовується як орієнтир оцінки для розрахунку орієнтації голови по вертикалі. Розрахунок позиції тулуба, таза, стегна й стопи в просторі виконується з урахуванням позиції голови в просторі. Цей спосіб є першим, що з'являється під час онтогенезу, з ранньою стабілізацією голови у просторі [191]. Другий (“bottom-up”) спосіб використовує підтримуючу поверхню (під стопою) як орієнтир оцінки для розрахунку позиції тазав просторі [220]. Цей спосіб переважно пов'язаний з регуляцією рівноваги. Він розвивається пізніше під час онтогенезу, разом з поставою та локомоцією.

Суттєво, що існують індивідуальні особливості в домінуванні моделей трьох сенсорних входів. Деякі суб'єкти розраховують більше на зір, у той час як інші розраховують більше на соматосенсорні входи. Існує думка, що внесок соматосенсорної системи значно більший, ніж вестибулярної системи [221]. Вестибулярні входи відіграють лише незначну роль у відновленні позної ре-

гуляції, коли підтримуюча поверхня зміщується горизонтально та набувають значення при зниженні або відсутності пропріоцептивного входу [222]. Суб'єкти, які не мають лабіринтної функції, демонструють дуже незначне зрушення в звичайній ходьбі [223]. Такі особи відчувають нестабільність у відкритому просторі, не можуть спускатися сходами вниз без підтримки за перила, таким чином, весь час вони є залежними в певній мірі від зору [224]. При заплющених очах вони зберігають здатність виконувати нормальні крокувальні рухи й при цьому не падати та не нахилитися вперед або назад, що вказує на те, що ці люди є залежними в своїх позних реакціях лише від пропріоцептивного відчуття.

Хоча вестибулярні входи відіграють незначну роль у компенсації горизонтальних зрушень підтримуючої поверхні, виявилось, що вони є більш важливими в компенсації зміщень, при яких підтримуюча поверхня обертається. Це зміщення розтягує та активує литковий м'яз, який дестабілізує об'єкт, а компенсаторна відповідь у передньому гомілковому м'язі слугує для збереження рівноваги. Було показано, що компенсаторна відповідь у передньому гомілковому м'язі, що використовується для збереження рівноваги, активується зоровою і вестибулярною системами при розплющених очах. Коли очі заплющені, компенсаторна відповідь, переважно (на 80 %), активується вестибулярними півколовими каналами [225].

Верхні горбики є невід'ємною частиною зорової системи й залучаються до зорової уваги й орієнтувальної поведінки через тектоспинальний шлях [226]. Вони отримують не лише зоровий вхід від сітківки, але ще й від інших сенсорних систем, контролюють рухи очей і голови через текторетикулярний шлях, та мускулатури через тектоспинальний шлях [127], [125].

Кортикоспинальний тракт активно залучений до уникання перешкоди, яка візуалізується, розміщенням стопи й пристосуванням до різних підтримуючих поверхонь під час локомоції. Нейрони в кортикоспинальному тракті активні протягом фази переносу; було показано, що виходи від цих нейронів кодують не тільки підняття кінцівки, щоб подолати перешкоду, але й розміщення кінцівки [182], [227], [203]. У залежності від інтенсивності кіркового залпу, поточний ритм локомоції може бути змінений або припинений.

Гіпокамп відповідальний за кодування топологічної інформації, тоді як задня тім'яна кора, яка одержує як візуальну інформацію (черезпотиличнопарієтальний шлях від зорової кори), так і пов'язану з рухом інформацію (від соматосенсорної кори), забезпечує метричне представлення аллоцентричного простору [228]. Лобностріатна система є відповідальною за перетворення цієї аллоцентричної просторової інформації у відповідні просторово направлені локомоторні рухи в егоцентричній рамці [229].

Таким чином, зір забезпечує унікальною й точною інформацією в потрібний час і в потрібному місці, яка не може бути отримана іншою сенсорною модальністю

[230], [231]. Зорова система забезпечує три категорії інформації. Зовнішня інформація (про оточуюче середовище), як візуально помітна, так і та, про яку зроблений висновок, доступна на відстані. Позна й рухова інформація про сегменти тіла є інформацією мимовільного руху, що зібрана в периферійному візуальному полі й досяжна в режимі реального часу (on-line). Різні дослідження показали, що візуальна інформація обробляється в дорсальному потоці (потиличнотім'яна кора) [232]. Кінестетична інформація відіграє критичну роль у пристосуванні моделей руху до несподіваних зміщень. Межа динамічної тимчасової стабільності (час, який займе падіння центра маси тіла назовні від проекції основи підтримки) під час адаптивної локомоції обмежена вузькими межами, роблячи необхідною швидку резервну реактивну систему (рефлекси), щоб гарантувати стабільність у разі помилки у візуально-моторному перетворенні.

Кінестетичний вхід також істотний для здійснення успішних адаптивних стратегій [88]. Пропріоцептивний вхід колінного суглоба кінцівки у фазу переносу, наприклад, використовується для контролю підняття кінцівки під час уникання перешкоди. Про-гноз просторового місцеположення стопи під час локомоції, одержаного від кінестетичного входу, є критичним для вибору розміщення стопи при униканні небезпеки [233], [234].

Вважають, що вестибулярна інформація під час локомоції має більш явний ефект на рухові моделі під час ходьби, ніж під час бігу. Це свідчить, що вестибулярний вплив на низхідні тракти може бути вибірково закритим.

1.4. Моторна асиметрія й ходьба людини

Локомоція є чи не найважливішою функцією живих організмів, за допомогою якої вони активно взаємодіють із навколишнім середовищем [148]. В останні роки неухильно зростає інтерес до проблеми латералізації функцій мозку, зокрема до шульгів, їх професійних можливостей, а також особливостей організації їхнього мозку [235], [236], [237]. Значною мірою це обумовлено тим, що за останні 50 років питома вага шульгів в європейській популяції зросла в 3-4 рази. Серед інших причин є й те, що при патології ЦНС характер розвитку психоневрологічних порушень у шульгів при однаковому характері пошкодження мозку супроводжується несхожими проявами відповідних синдромів порівняно з такими в правшів [238].

Оцінки розповсюдженості функціональної асиметрії рук у популяціях людини неоднозначні: від 60 до 95 % праворуких, від 15 до 2 % ліворуких та від 25 до 3 % амбідекстрів [237], [239], [240], [241], [242]. Схожа правостороння тенденція має місце й для ведучої ноги (60 – 82 %) [241], [243], що вказує на домінування лівої півкулі для моторних асиметрій [244] та звичайний біологічний характер двох функціональних латералізацій [245]. Є дані, що в людській популяції найчастіше зустрічається комбінація ведучих правої руки та лівої ноги (70 %), що характерна для «типових правшів»; рідше зустрічається комбінація права рука – права нога (19 %); комбінація ліва рука – права нога,

що характерна для «типових шульгів», відзначається в 7 % випадків; комбінація ліва рука – ліва нога – у 5 % випадків [241]. У той же час існує думка, що в людини частіше спостерігається домінування руки й ноги з одного боку [240], [246]. Так, при дослідженні великої вибірки здорових дорослих людей п'яти різних країн світу (n=5064) у більшості обстежених (95 %) було встановлено не перехрещені латеральні переваги, що означає домінування руки й ноги однієї і тієї ж сторони тіла [246].

Проведено велику кількість досліджень з метою оцінки симетрії ходьби здорової людини та пояснення причин можливих відмінностей у двосторонніх показниках ходьби. Загальноприйнятим вважається той факт, що ходьба здорової людини білатерально-симетрична, стабільна й типова, але, у той же час, існують дослідження, що демонструють асиметрії параметрів ходьби [244]. Виявлено асиметрії у силах реакції опори та просторово-часових показниках нормальної ходьби дітей [247]. У дорослих білатеральні відмінності були виявлені в силах реакції опори [248], м'язовій силі нижніх кінцівок [249] і більшості кінематичних та просторово-часових параметрах ходьби [250], [251]. Є припущення, що такі асиметрії білатеральних показників ходьби відображають неоднозначне трактування асиметрії ходьби та домінуючої ноги, нечітке вимірювання окремого параметру ходьби, малий розмір вибірки або низьку точність вимірювальних пристроїв [244], [252]. У більшості досліджень з білатеральних рухів нижніх кінцівок не враховували й анатомічну асиметрію, яка могла також вплинути на ходьбу [253], [254].

Для пояснення асиметрії ходьби здорової людини висували не одну гіпотезу. Згідно однієї з них, асиметрія ходьби може бути пов'язана з морфологічною асиметрією, а саме з білатеральною різницею довжини ніг та маси м'язової тканини. У свою чергу, такі білатеральні відмінності антропометричних параметрів викликали компенсаторні зміни ходьби з метою зменшення коливань центра маси тіла й енергетичних витрат ходьби [253]. Проте, у здорових людей анатомічна асиметрія рідко досягає таких значень, щоб вплинути на параметри ходьби. Так, було показано, що асиметрія ходьби не буде спостерігатись до тих пір, доки різниця в довжині ніг не буде дорівнювати як мінімум 2 см [255]. Згідно іншої гіпотези вірогідні відмінності між двома відповідними параметрами ходьби скоріше обумовлені функціональною нерівністю ніг, тобто відносним внеском тієї чи іншої ноги в просування тіла вперед й підтримання тіла у вертикальному положенні, ніж вплив локальних факторів. Відповідно до цієї гіпотези під час ходьби одна нога виконує функцію руху, у той час як інша нога здійснює підтримуючу функцію [244], [256]. Під час локомоції ведуча нога задіяна переважно у просуванні тіла вперед, у той час як ведена нога забезпечує контроль рівноваги а її внесок у просування тіла вперед значно менший [244], [257]. Роль веденої ноги також полягає й у перенесенні маси тіла й підтриманні медіо-латеральної рівноваги ходьби [256].

Декілька досліджень продемонстрували зв'язок між функціональною латералізацією й підошовною згинальною електроміографічною активністю

[258] та розташуванням стопи під час фази переносу [259]. З іншого боку, багатьма дослідженнями не встановлено зв'язків між домінуючою ногою й асиметрією ходьби. При обстеженні згинально-розгинальних рухів нижніх кінцівок під час звичайної ходьби 31 здорової людини в 51,6 % досліджуваних суб'єктів спостерігали білатеральну асиметрію в згинально-розгинальних рухах, що становила більш ніж 5°. Сторона тіла, де мала місце така асиметрія, ніяк не була пов'язана з латеральним домінуванням [251]. У іншому дослідженні невеликої вибірки молодих чоловіків з правими ведучою рукою та ногою було виявлено асиметрію сили м'язів нижніх кінцівок під час ходьби, і, зрозуміло, спроб пов'язати асиметрію генерації м'язових імпульсів з ведучою рукою й ногою не було зроблено [249]. У 8 чоловіків та 6 жінок аналізували зв'язки між домінуванням нижньої кінцівки й кінематичною асиметрією під час ходьби в звичайному темпі уздовж 10-ти метрового шляху. У досліджуваних встановили значущі білатеральні відмінності для 10 кінематичних параметрів ходьби, але жодна з цих асиметрій не була пов'язана з ведучою ногою [250].

1.5. Ходьба як когнітивна функція

Значну увагу останніми роками привертає взаємозв'язок між високорівневими когнітивними функціями людини й порушеннями ходьби. Тому на сьогоднішній день не можна визначити ходьбу як виключно автоматичну рухову діяльність, що не потребує високорівневого когнітивного входу. Когнітивний фактор відіграє важливу роль як у виборі адаптивної стратегії ходьби, так і в модуляції локомоторного патерну, оскільки ходьба є цілеспрямованим актом. Просторова інформація, яка зберігається в пам'яті (когнітивні просторові карти) має відношення до гіпокампу, де виявлені клітини, що активні коли тварина чи людина опиняються в певному місці (клітини положення) та такі, що активні в процесі орієнтування та вибору напрямку (клітини напрямку) [260]. Пошкодження гіпокампу викликає порушення пам'яті, але страждає насамперед збереження нової інформації, при збереженні добре завченої, довготривалої [261]. Ураження ж парієтальної кори призводить до пошкодження як збереження нової просторової інформації, так і зберігання старої. В. Poucet (1993) висунув гіпотезу про те, що гіпокамп відіграє ключову роль у кодуванні просторової інформації, а парієтальна кора, яка отримує вхід від зорової кори та від кінестетичних сенсорних систем впродовж локомоторної активності – забезпечує метричну презентацію алоцентричного простору. Фронтостріарна система в результаті відповідальна потім за перетворення цієї алоцентричної просторової інформації у відповідну просторово спрямовану локомоцію в рамках егоцентричної моделі сприйняття [262].

Керування ходьбою є комплексним мозковим процесом, який потребує залучення моторних, перцептивних і когнітивних процесів, використовуючи центри пам'яті, уваги та виконавчих функцій [263]. Проблема когнітивної функції і ходьби включає багато аспектів наукових досліджень, починаючи від фізіології і біомеханіки до мозкового картування, фізики й нейропсихології. Так,

найсучасніші дослідження продемонстрували фронтальну й парієтальну активність під час локомоції [9].

Накопичення доказової бази в клінічній практиці, епідеміологічних дослідженнях і клінічних випробуваннях дає можливість стверджувати, що ходьба і когнітивні функції у людини дуже тісно взаємопов'язані. Так, кількісні зміни параметрів ходьби серед людей похилого віку пов'язують з ризиком падіння, деменцією та інвалідністю. У той же час, все більше даних свідчить про те, що ранні порушення в когнітивних процесах, таких як увага, робоча пам'ять, виконавча функція призводять до сповільнення і нестабільності ходьби. Таким чином, наявність когнітивних порушень може допомогти в прогнозуванні майбутньої втрати рухливості, падінь та деменції [264]. З іншого боку, оцінювання параметрів ходьби можна використовувати як чутливий маркер для комплексної оцінки когнітивних порушень [265].

Для здійснення ходьби конче важливим є такі когнітивні процеси як виконавча функція й увага. Виконавча функція відноситься до численних вищих когнітивних процесів, що використовує й модифікує інформацію від багатьох кортикальних сенсорних систем з метою модуляції і вироблення певної поведінки [266]. Ці інтегративні процеси включають як когнітивний, так і поведінковий компоненти і необхідні для ефективних, цілеспрямованих дій та для контролю ресурсів уваги, що є основою здатності управляти незалежними діями щоденного життя [267], [266]. Виконавча функція включає 4 головних компоненти: бажання (вольовий акт), планування, цілеспрямовану дію й ефективне виконання (контроль дії) [268], [269]. Інші вчені також вважають компонентом виконавчої функції когнітивне гальмування [270], [271]. Порушення одного чи більше з цих компонентів виконавчої функції може порушити здатність ефективною і безпечною ходьби [272].

Виконавчу функцію традиційно пов'язують з фронтальними частками кори й поєднаними з ними мозковими мережами. Префронтальна частка, особливо дорсолатеральна префронтальна кора (поле 9 за Бродманом), і поясна кора (поля 24, 32 за Бродманом) пов'язані з її когнітивними аспектами [273]. Виконавча функція локалізується не тільки у фронтальній корі, оскільки під час реалізації виконавчої функції активуються й інші частки кори мозку, наприклад парієтальні [274]. Але якщо інші частки кори вносять тільки певний вклад у реалізацію виконавчої функції, тоді фронтальна кора й тісно пов'язані з нею нервові ланцюги відіграють вирішальну роль [275].

Окремим випадком виконавчої функції вважають увагу [276], що виконує багато різних функцій: активування потрібних і гальмування непотрібних у даний момент часу фізіологічних і психологічних процесів; сприяння організованому й цілеспрямованому відбору інформації, що надходить до організму відповідно до його актуальних потреб; забезпечення вибіркової і тривалої зосередженості на певному виді діяльності або об'єкті. Однак одного, загальноприйнятого, чіткого визначення уваги не існує. Згідно теорії М. І. Posner, у людському мозку існує самостійна система уваги, що анатомічно

ізолювана від систем обробки інформації. Первинним завданням її є вплив на роботу інших мозкових систем [277]. Найчастіше під увагою розуміють когнітивний процес, що поліпшує обробку інформації [278], [279], [280]. Існує багато властивостей уваги, але під кутом зору ходьби як когнітивної функції, завжди розглядають таку властивість уваги як розподіл [20], [281]. Розподіл уваги полягає в здатності розосередити увагу на значному просторі, паралельно виконувати декілька видів діяльності або здійснювати декілька різних дій. Ця властивість уваги відіграє важливу роль при ходьбі з додатковими завданнями, у ситуаціях, що змінюються, визначаючи потреби уваги для різних завдань (включаючи ходьбу), і має клінічну причетність, перешкоджаючи ризику падінь.

Останні два десятиріччя вчені намагаються з'ясувати чи потребує ходьба уваги. Парадигми з подвійними завданнями ("dual-task paradigm") є загальноприйнятим методом для вивчення цієї проблеми [21], [278]. Виконання двох завдань також відоме як «виконання одночасних завдань» [268]. Суть "dual-task paradigm" полягає у виконанні людиною первинної (першорядної) задачі, що є головним центром уваги, і вторинного завдання, що виконується одночасно [7]. Проаналізувавши 62 публікації про результати дослідження впливу когнітивних завдань на показники ходьби у 2300 осіб [282], колектив авторів дійшов висновку, що використання методології подвійного завдання (ходьба та когнітивне завдання) стало провідною темою досліджень.

Парадигми з подвійними завданнями щодо ходьби, де підтримання рівноваги під час ходьби є первинним завданням, використовуються з метою оцінки ступеня розподілу потреб в інформаційній обробці позних завдань з іншими вторинними (додатковими). Здавалось, якщо ходьба є автоматичною функцією й не потребує уваги, тоді одночасне виконання додаткових завдань не повинно впливати на ходьбу або додаткове завдання. Однак, загальновідомо, що при одночасному виконанні двох або більше завдань виникають труднощі їх реалізації. Цей факт спонукав розвиток декількох нейропсихологічних теорій обробки інформації [283]. Найвідоміші з них: 1) теорія «розподілу ресурсів (або ємкості)»; 2) теорія «горла пляшки»; 3) «перехресна» теорія.

Теорія «розподілу ресурсів» має декілька припущень [284]. Серед них є наступні: 1) центральна здатність обробки інформації є обмеженою, 2) виконання завдання потребує певної частини цієї здатності, 3) якщо обидва завдання, що виконуються одночасно, потребують використання ресурсів, які перевищують ресурс загальної здатності, то виконання одного завдання, або, навіть, обох буде погіршуватись. Тобто, управління подвійними завданнями залежить від виконавчої функції й здатності розподіляти увагу. Таким чином, виконання додаткового завдання під час ходьби може змінювати її (наприклад, стабільність, швидкість) або виконання додаткового завдання, або їх обох. Розподіл уваги між двома завданнями залежить від багатьох факторів, включаючи складність, важливість завдання та обізнаність з ним [283]. Взаємна залежність між когнітивною здатністю й локомоторним контролем досить складна й також знаходиться під впливом багатьох факторів [278], [285]. Зокрема, до них

відносяться природа вторинного завдання [19], [23], [30], складність завдання [279], [286], [287], [288], вік людини [18], [289], [22], [27], [290] і розподіл ресурсу виконавчої функції між завданнями з метою підтримки їх виконання на певному рівні [50]. При дослідженні зв'язку між сенсомоторною (ходьба) та когнітивною (запам'ятовування) функціями в молодих та літніх людей, з відповідною до віку важкістю завдання, було встановлено, що, хоча літні люди показали значні ефекти розподілу уваги, витрати уваги на користь ходьби були зіставлявані для двох вікових груп [291]. Цей феномен торкається також і питання пріоритету завдань [292]. При ходьбі контроль підтримки рівноваги часто здійснюється за рахунок когнітивного завдання [25].

Теорія «горла пляшки» стверджує, що якщо два завдання обробляються одним і тим же нервовим процесором або мережами, створюється «горло пляшки» в обробці інформації. Обробка вторинного завдання буде затриманою, доки процесор не буде вільний від обробки первинного завдання [293]. Згідно теорії «горла пляшки» схожі завдання, що здійснюються одночасно, спричиняють інтерференцію «горла пляшки», оскільки вони змагаються за використання одних і тих же нервових шляхів [294]. Тобто інтерференція виконання двох завдань, що виконуються одночасно, більше залежить від природи завдань, ніж від кількості уваги, що необхідна для їх здійснення [295].

На відміну від теорії «горла пляшки», «перехресна» теорія допускає, що схожість за своєю природою завдань знижує інтерференцію виконання подвійних завдань, оскільки використання тих же нервових шляхів збільшує ефективність обробки даних, в меншій ступені використовуючи ємність ресурсу уваги [296]. Існувала теорія, що стверджувала, якщо два завдання не розділяють загального нервового ресурсу, інтерференції виконання двох завдань не буде. Наприклад, при ходьбі з одночасним когнітивним завданням інтерференція не повинна виникати, а при ходьбі з одночасним моторним, що використовує такі ж нервові ресурси, як і ходьба, інтерференція має бути [297].

За допомогою позитронно-емісійної томографії, магнітного резонансу було показано, що під час виконання подвійних завдань активувались передня поясна кора й префронтальні частки кори, включаючи нижню фронтальну звивину (що не дивно, оскільки активність цієї частки пов'язана з виконавчою функцією) [274], [298]. Усі ці дослідження інтерпретували на підтримку всіх нейропсихологічних теорій, і до сьогодні немає консенсусу щодо теорії, яка б вважалась кращою для пояснення обробки інформації і утруднень виконання одночасних завдань.

Для вивчення впливу уваги на процеси управління ходьбою використовують метод виконання подвійних завдань. Суть методу полягає у виконанні людиною першорядної задачі, що є головним центом уваги, і другорядної задачі одночасно [299], [300], [301].

Одночасне виконання кількох завдань, що потребують уваги, примушує мозок здійснювати вибір між завданням, таким чином встановлюючи пріоритет. У таких випадках активуються префронтальна та передня поясна кора [302],

[303]. Адекватність та значущість конкурентної інформації визначається первинною мотивацією з метою досягнення першорядної мети й зниження небезпеки [268]. Доведено, що здорові люди при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання надають пріоритет стабільності ходьби [304]. Це пояснюється «першою стратегією пози» [267], що підсвідомо допомагала досліджуванним уникнути небезпеки й запобігти падінню, під час такої ходьби [304]. Встановлено, що при ходьбі з одночасним когнітивним завданням у обстежуваних знижувалась якість виконання когнітивного завдання при відсутності змін у паттерні ходьби та її стабільності. Також вказувалось на те, що зниження варіабельності ширини кроку відображає збільшення динамічної стабільності ходьби при виконанні подвійних завдань [305].

Вплив додаткових завдань на ходьбу вивчали в групах здорових молодих людей, здорових людей похилого віку та пацієнтів з неврологічними хворобами. Більшість досліджень за участю здорових людей свідчать, що виконання додаткових завдань впливає на ходьбу. Так, у молодих здорових людей знижується швидкість при ходьбі з додатковими завданнями [27], [306], збільшується тривалість подвійного кроку й зменшується довжина подвійного кроку [307], [308]. У людей віком від 25 до 42 років під час ходьби з одночасним виконанням додаткового моторного завдання й завдання, що було пов'язано з запам'ятовуванням, спостерігали невеликі, але статистично значущі зміни в тривалості подвійної опори [307]. Доповідалось, що фаза опори на одну ногу потребує уваги [280], [309]. Для людей похилого віку регуляція ходьби стає більш важкою і потребує більше уваги, щоб уникнути нестабільності ходьби [308], [188], [300], [310], [311].

У здорових молодих людей при ходьбі з одночасним виконанням додаткового завдання часто спостерігали зниження якості його виконання [7], [312], [286], [287]. У той же час існують публікації, у яких повідомлялось про відсутність ефекту зниження якості виконання одночасно виконуваного з ходьбою додаткового завдання [286], [287]. Це може бути пов'язано з використанням дослідниками нескладних когнітивних завдань або з відсутністю умови надавати пріоритет під час дослідження ходьби.

Показано також, що в групі здорових молодих людей рахунок у зворотному напрямку під час ходьби провокує зниження її середньої швидкості й збільшення середнього значення й варіабельності тривалості подвійного кроку, але не викликає значних змін у просторових параметрах подвійного кроку. Таке збільшення варіабельності тривалості подвійного кроку дослідники інтерпретували, як результат зниженої швидкості ходьби (тобто як біомеханічний наслідок), а не як результат інтерференції виконання двох завдань, що пов'язана з увагою. Автори дійшли висновку, що контроль механізму ритмічного крокування в здорових молодих людей не потребував уваги або потребував мінімум уваги [313]. З віком регуляція ходьби стає більш важкою й, тому, потребує більше уваги (особливо в людей похилого віку), щоб уникнути нестабільності ходьби [314], [278]. Існує думка, що часті падіння в

літніх людей з неврологічними порушеннями рівноваги трапляються не під час звичайної ходьби, а, скоріше, при одночасному виконанні з ходьбою певного завдання, такого як розмова або маніпулювання об'єктом [315].

Одночасне виконання двох завдань, що потребують уваги, не тільки викликає змагання за увагу, але й примушує мозок робити вибір між двома завданнями. Зазвичай під час вибору пріоритету того чи іншого завдання при виконанні суб'єктом подвійних завдань активуються префронтальна й передня поясна кора [298]. Значущість й адекватність конкурентної інформації визначається головною мотивацією з метою зниження небезпеки й досягнення першочергової мети [268]. Продемонстровано, що здорові молоді люди й, до певної міри, здорові люди похилого віку при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання надавали пріоритет стабільності ходьби [292]. Цей факт дослідники пояснили «першою стратегією пози» [316], що підсвідомо допомагала досліджуваним уникнути небезпеки й запобігти падінню, під час такої ходьби [292]. Існує дослідження, в якому при ходьбі з одночасним когнітивним завданням у обстежуваних знижувалась якість виконання когнітивного завдання при відсутності змін у паттерні ходьби та її стабільності [317]. Також було зроблено висновок, що зниження варіабельності ширини кроку відображає збільшення динамічної стабільності ходьби при виконанні подвійних завдань [318].

1.6. Біомеханіка локомоції

Локомоція людини є біомеханічним проявом адекватної нейро-м'язової роботи, тому оцінка біомеханічних параметрів є важливою інформацією для оцінки нейро-м'язової функції.

Ходьба людини описувалася багатьма авторами з часів фотографії, але на сучасній базі, з використанням сучасних апаратурних підходів, дослідження тільки починаються і відкриваються нові можливості.

Перші фундаментальні положення з біомеханіки належать Леонардо да Вінчі. Джованні Альфонсо Бореллі, студент Галілео Галілея, також зробив спробу проаналізувати рухи, базуючись на принципах механіки. Дюшен (Duchenne) у 1867 році опублікував монументальну працю «Фізіологія рухів», де виклав наукові систематизовані думки про функцію м'язів. Першим науковцем, який виконав фотографічний запис рухів людини у 1887 році, був Едвард Майбрідж. З розвитком технологій розвивалося й дослідження рухів людини, було розроблено багато методів дослідження, починаючи зі спостереження, та досягнувши комп'ютеризованих програм для дослідження ходьби. До методів, за допомогою яких можна дослідити рухи, відносяться постурографія, електрогоніометрія, стереометричні відео-системи, електромагнітні системи, акселерометрія, вимірювання сили, електроміографія. Але всі ці методи забезпечували оцінку лише окремих компонентів рухів, зокрема ходьби.

Здійснення ходьби потребує як підтримання рівноваги (збереження вертикального положення тіла через випереджаючі й реактивні позні механізми),

так і локомоції [319]. Вертикальне положення людини досягається за рахунок розташування сегментів тіла за повздовжньою віссю. Це розташування є таким, що має виконувати дві функції пози. Перша – антигравітаційна функція. Орієнтування сегментів здійснюється проти сили тяжіння і сил, що пов'язані з реакцією опори. Позний тонус, який переважно представлений серед м'язів-розгиначів, відіграє важливу роль у цій антигравітаційній функції [320]. Додатковою функцією є підтримання рівноваги, тобто, розташування сегментів тіла (які обмежені лише механікою руху суглобів) має бути таким, щоб проекція ЦМТ залишалася в межах основи опори при статичних умовах.

Друга функція пози – забезпечення зв'язку з зовнішнім середовищем для сприйняття та дії. При цьому орієнтація таких сегментів тіла як голова, тулуб або верхня кінцівка у просторі використовується як орієнтир [321]. Цей орієнтир може також використовуватися для сприйняття позиції руху тіла відносно навколишнього середовища або для організації рухів до цілі в зовнішньому просторі.

З урахуванням функції пози згідно до контексту й завдання, було запропоновано два види позної орієнтації: перша пов'язана з контролем рівноваги, друга – модулярна організація.

Перша, глобальна, організація пози переважно пов'язана з контролем рівноваги. Вона описана Нешнером і Макколумом в моделі перевернутого маятника [322]. Рівновага зберігається, коли центр тиску (ЦТ) залишається в межах центра основи. При статичних умовах це відповідає проекції ЦМТ. Однак, при динамічних умовах, наприклад при ініціації ходьби, ЦМТ зміщується на рівень гомілкового суглоба обертаючим моментом, який створено активацією м'язів, що контролюють цей суглоб; це викликає зсув ЦТ, який зміщується від проекції ЦМТ. Таким чином, проекції ЦТ та ЦМТ в основі опори мають бути прийняті до уваги в регуляції рівноваги при динамічних умовах. Межі стабільності при динамічних умовах можуть бути передбачені за допомогою комбінації трьох параметрів: проекції ЦТ, горизонтальної позиції ЦМТ і швидкості зміщення ЦМТ [323]. Щоб регулювати позицію ЦМТ, який розташований на рівні таза, усе тіло може зміщуватися як перевернутий маятник навколо гомілкового суглоба.

Другий вид позної орієнтації – це модулярна організація, яка використовується для орієнтації й руху в просторі сегментів (голова, тулуб), які слугують в якості орієнтира [321]. Різні сегменти кінематичного ланцюга, від нижньої кінцівки до голови, не контролюються як єдиний функціональний блок, а як нашарування окремих “модулів”. Кожний модуль прив'язаний до наступного групою м'язів, яка має свою власну центральну та периферичну регуляцію, що спрямована на підтримання сталої позиції модуля.

Необхідно враховувати два суттєвих процеси стосовно кінетики тіла: 1) оцінка нервовою системою умов підтримки (це стосується орієнтації сегментів тіла щодо вісі гравітації); 2) розрахунок інерції різних сегментів тіла при динамічних умовах, що забезпечує точну оцінку позиції ЦМТ.

Під час спокійного стояння на реактивні сили здійснює вплив підтримуюча платформа. Ці сили є головною основою для підтримання вертикальної пози [324]. Дослідники цих механізмів дійшли висновку про те, що постава є результатом так званого “bottomup” (“вверх дном”) підтримання рівноваги (яка орієнтована на підтримуючу поверхню) на основі цих реактивних сил [325]. Не з’ясованими залишаються питання чи сприймаються ці реактивні сили, і як вони мають бути сприйняті. Автори погоджуються, що у відношенні цього важливу роль відіграють рецептори підошви стопи разом з пропріорецепторами, які контролюють кут гомілкового суглоба [326].

Першою фазою (основою) локомоції є здатність забезпечувати стабільну базу опори для тіла під час стояння на двох кінцівках або на кожній кінцівці окремо з підтримкою або без неї. Друга фаза локомоції вимагає ефективного переносу ваги з однієї кінцівки на іншу в ритмічній і відносно швидкій манері. Третя фаза локомоції вимагає попереминого переносу ваги під час пропульсивного руху вперед. Ця фаза локомоції, можливо, отримала найбільшу увагу в межах якісного аналізу ходьби, але тривалий час не мала кількісної оцінки. У зв’язку з тим, що ефективність локомоції може бути суб’єктивно пов’язана зі здатністю швидко долати певну дистанцію (відстань), часові параметри також можуть бути відповідним критерієм локомоторних здібностей [327].

Вагомий внесок в дослідження позної та рухової регуляції зробив Микола Бернштейн, дослідник, який теоретично довів, що мозку буде важко незалежно регулювати неймовірну кількість рухів багатьох механічних з’єднань тіла й активність поєднаних м’язових груп [62]. Він висунув гіпотезу, що нервова система організує рух за ієрархічним принципом, коли вищі рівні НС активують синергічні нижчі рівні, які є групами м’язів, що залучені до дії разом як діюча одиниця. Він розглянув периферичний цикл взаємодії (залежність: довжина м’язу – сила скорочення – швидкість) та вивів суттєвий для теорії керування рухами наслідок про неможливість точного керування об’єктом зі змінними характеристиками шляхом використання тільки завчасно складених команд. Він вважав, що такі дії як дихання, ходьба або позна регуляція, мають використовувати синергістів, щоб координувати активацію м’язів як діючої одиниці.

Рухи нижніх кінцівок є джерелом порушення рівноваги, оскільки вони беруть участь у підтримці тіла; таким чином, зміщенню ЦМТ передують початок руху нижньої кінцівки, для компенсації цього зрушення [328]. Виникає зміна ЦМТ, наприклад, під час ініціації ходьби, стоянні на носках або на п’ятках, або при підйманні однієї нижньої кінцівки [329]. Регуляція рівноваги під час спокійної ходьби дуже відрізняється від регуляції рівноваги під час стояння (підтримання пози) [330]. Під час ходьби ЦМТ зміщується назовні від основи підтримки стопи і, таким чином, створює подовжений стан порушеної рівноваги. Падіння попереджається розташуванням нижньої кінцівки, що переноситься, вперед і латерально від ЦМТ.

Ключовим завданням підтримання рівноваги під час локомоції є регуляція вертикального положення голови, верхніх кінцівок і тулуба відносно стегна. Існує гіпотеза про регуляцію м'язами стегна динамічної рівноваги голови, верхніх кінцівок і тулуба майже без залучення м'язів гомілки [328]. У той же час встановлено, що компенсація зміщень рівноваги під час ходьби контролюється як відповідями в м'язах гомілки, так і стегна. При здійсненні кроку вперед на п'ятку, що сповільнювало момент руху тіла вперед, відповідь зареєстровано в передніх м'язах нижньої кінцівки білатерально, а також у передніх і задніх м'язах стегна. Ці м'язи демонстрували ранні (90-140 мс), високоамплітудні й відносно довготривалі електричні потенціали. Активність проксимальних м'язів стегна була частіше зареєстрована при першій кроковій спробі та мала тенденцію до адаптації під час наступних спроб [331]. У дослідженнях з порушенням рівноваги в різних точках у фазу опори (stance) під час ходьби людини встановлено, що модуляція позної відповіді відбувається в основному в м'язах гомілки та стегна для компенсації цих зрушень [332]. Широко вивчалася ініціація ходьби [80]. Важливою умовою ініціації ходьби є пригнічення активності в позних м'язах, особливо в гомілкових згиначах стопи. Це призводить до руху ЦТ позаду ЦМТ, що є причиною руху вперед ЦМТ [333]. ЦТ зміщується назад, одночасно відбувається латеральне зміщення ЦТ спочатку вперед кінцівки, яка має бути використана для здійснення кроку [334]. Латеральне зміщення ЦТ слугує для зрушення м'язами аддукторами/абдукторами стегна вперед ЦМТ у напрямку опорної (stance) кінцівки. Ініціація ходьби передбачає цілеспрямовану дестабілізацію сталої вертикальної пози, щоб допомогти здійснити крок вперед. Навпаки, припинення ходьби залучає зворотній механізм; момент руху тіла вперед, що необхідно під час локомоції, має бути припинений і, таким чином, має бути досягнута стала вертикальна поза. При реєстрації ЕМГ ідентифіковано дві різні стратегії припинення локомоції в залежності від того, коли приймається рішення про зупинку: синергія розгиначів під кінець фази опори (stance) або на початку фази переносу, та синергію згиначів під кінець фази переносу [86]. Підтримання ваги синергіями кінцівок залежить від швидкості локомоції, тоді як синергія кінцівок при переносі є відносно сталою і незмінною [87]. Зміна сенсорного потоку впливає на взаємодію між ЦМТ і ЦТ під час припинення ходьби. На відміну від ініціації ходьби, припинення її знаходиться під контролем зворотнього зв'язку [88].

Таким чином, ходьба людини розглядається як одна з важливих та складних функцій організму, що вимагає одночасного залучення практично всіх відділів ЦНС. Методи дослідження ходьби, що використовувалися вченими в попередні періоди, не мали змоги комплексно оцінити цей складний процес з багатьма перемінними [335]. Система GAITRite дозволяє отримати достовірні комплексні показники ходьби (просторові: довжина кроку, довжина подвійного кроку, ширина бази опори та ін.; часові: час кроку, час крокового циклу, час переносу та час опори), але дослідження, що розпочаті, ще не забезпечили

отримання багатопланових нормативних показників, оскільки проводилися в невеликих групах осіб різних вікових категорій, найчастіше осіб похилого віку [336], [337], [338]. Включення в дослідження осіб різного віку, переважно старших 40 років, може призвести до впливу на отримані просторово-часові показники ходьби накопичених з віком коморбідних патологій.

Існують поодинокі роботи з дослідження ходьби в різних соціокультурних групах [339]. У цілому, дослідження, які проводилися, не забезпечили нормативними показниками ходьби в різних вікових, гендерних, етнічних групах, а також не встановили вплив антропометричних параметрів, характерологічних особливостей на формування патерна ходьби та його зміни при різних парадигмах ходьби.

1.7. Зміни ходьби з віком

Значний інтерес представляють проблеми розвитку функції ходьби та зміни патерну локомоції, що розвиваються при старінні. Вже з 10 тижнів внутрішньоутробного розвитку реєструється локомоторно-подібна активність плоду, а на 32-34 тижні визначається простий тип постурального контролю (тримання голови по середній лінії) [340]. Локомоторна активність (рефлекс ходьби) може бути викликана вже одразу після народження, коли дитину тримають за руки в вертикальному положенні, стопи торкаються поверхні, а тіло трохи нахилиється вперед. Це є проявом, фактично, активації спинального спонтанного генератора патерну ходьби, як і будь-якої спонтанної ритмічної рухової активності. Вважається, що дозрівання контролю балансу відбувається в період від 7–9 місяців життя до 10 років, з поступовим зменшенням варіабельності відповіді на зовнішні збурюючі фактори та зменшенням амплітуд відхилення тіла [341].

Розлади балансу і рухливості є головною причиною хронічної інвалідації у людей, старших 60 років, згідно Британського дослідження [342]. В огляді L. Wolfson (1997) перераховуються основні причини зниження спроможності до доброго балансування при старінні: вікові порушення зору, зниження больової та температурної чутливості, а також зниження ефективності вестибулярного контролю [343]. До того ж, щорічно зменшується м'язова маса від 0,5 % до 1 % у чоловіків та жінок після 60 років. Але м'язова сила зменшується ще швидше й більш значно в період між третьою та восьмою декадами життя – на 20-40 % [344], [345]. Уповільнення сенсомоторних реакцій, звуження бази опори призводять до погіршення балансу, притому він гірший у жінок похилого віку, ніж у чоловіків [343]. Слід підкреслити, що нормальне старіння робить менший внесок у зниження спроможності до балансу, ніж супутні захворювання.

Зміни ходьби з віком, за даними багатьох досліджень, полягають насамперед у зменшенні швидкості, як звичайної, так і прискореної ходьби [346]. До того ж, зменшується довжина кроку й збільшується кількість кроків за хвилину, що є компенсацією для досягнення певної швидкості пересування. Збільшується витрата часу на подвійний опір, що, на думку багатьох дослідників, є

закономірним і залежним від скорочення довжини кроку [347]. Супутні патології, особливо неврологічні, значно збільшують порушення ходьби у людей похилого віку, майже у той самий характер, але виділити внески віку та патології окремо є надзвичайно важко. Тому існує рекомендація, що при наявності очевидних порушень ходьби вік не повинен бути єдиним поясненням.

1.8. Зміни ходьби при захворюваннях нервової системи

Розлади ходьби є поширеною презентацією різних неврологічних патологій, особливо в період розвитку та в похилому віці, хоча відсутність визначених критеріїв та дефініцій утруднює достовірні оцінки розповсюдженості феномену в популяції [40]. Вперше при огляді неврологом групи добровольців старших 60 років в Durham, Північна Кароліна, США було встановлено. Що поширеність розладів ходьби складає 15 % [348]. Більш пізні дані надійшли з Бостонського дослідження: ненормальна ходьба, визначена як човгання чи утруднення з розворотами, виявлена в 15 % у популяції віком 67–74 роки, 29 % у тих, хто мав вік 75–84 роки й 49 % у старших 84 років [349]. Безумовно, частота розладів ходьби є значно вищою у хворих, що госпіталізуються, чи знаходяться під наглядом вдома: за оцінками, до 50 % хворих [40].

Іншим підходом до оцінки поширеності розладів ходьби в популяції є аналіз падінь. Відомо, що причиною падінь (особливо повторних, звичних) є порушення балансу та функції ходьби. Дослідження твердять, що 30 % людей, старших 65 років падають принаймні раз на рік. 10–15 % падінь призводять до травм, а 5–10 % - до переломів. Щорічно внаслідок падінь у США відбувається понад 200000 переломів стегна й відповідна кількість переломів рук. Падіння є найчастішою причиною смерті у віці після 70 років [350].

L. Sudarsky (1997) наводить такі дані в спеціальному дослідженні етіології розладів ходьби в загальній неврологічній практиці (120 хворих, старших 65 років, які були направлені з невизначеними розладами ходьби для діагностики; пацієнти з геміпарезами, встановленою хворобою Паркінсона, ті, що приймали нейролептики та мали ортопедичну патологію не включались у дослідження) [351]. Найчастіше були встановлені діагнози мієлопатії (16,7 %), паркінсонізму (11,7 %), множинних інфарктів мозку (15 %), сенсорного дефіциту (18,3 %), а також гідроцефалії та мозочкової дегенерації (по 6,7 %), токсико-метаболічних порушень (2,5 %) і психогенних розладів (3,3 %). У 10-20 % випадків залишились нез'ясованими причини, незважаючи на повторні дослідження, включаючи нейровізуалізацію. У 28 % випадків розлади ходьби були мультифакторіальними.

Метою будь-якого аналізу ходьби є встановлення типу розладів та нозологічної приналежності, тобто причини та механізму порушень. Було б недоцільно намагатись проаналізувати весь загальний літератури, присвяченої розладам ходьби при численних неврологічних захворюваннях та пошкодженнях нервової системи. Описання окремих синдромів у літературі є, по-перше,

несистематизованими, такими, що відображають досить вільні погляди авторів, а, по-друге, різноманітність підходів, технічних та методологічних засобів, що використовуються, параметрів, які беруться до уваги настільки широке, що навіть у межах однієї патології можна знайти роботи й описання, що присвячені різним аспектам ходьби й балансу та які важко порівнювати.

Тому логічним вбачається розглянути основні засади класифікацій розладів ходьби при неврологічній патології, хоча до цих пір загальної, узгодженої класифікації не існує. У подальшому будуть розглянуті дві основні роботи оглядового характеру, що містять ключові пропозиції відносно систематизації розладів ходьби. Це, насамперед, колективна робота провідних світових фахівців у цій галузі неврології J. Jankovic, J.G. Nutt & L. Sudarsky (2001) [352]. Автори пропонують два основних підходи - перший з них характеризує малюнок ходьби з феноменологічних позицій, за основними проявами й розділяє її на наступні категорії: геміпаретична, парапаретична, сенсорна ходьба, степаж, скорочений крок, апраксічна, пропульсивна чи ретропульсивна ходьба, атактична, ходьба з розкачуванням, дистонічна хореїчна, анталгічна, ходьба при головокружінні та істерична (психогенна) ходьба. Оскільки клінічні прояви в окремих випадках можуть перекривати вказані вище категорії, така класифікація призначена для полегшення комунікації між лікарями й може полегшувати етіологічний діагноз чи встановлення окремого патогенезу того чи іншого розладу. Але в межах однієї етіології можуть зустрітися прояви різних категорій: при хворобі Паркінсона пацієнт поряд з уповільненням ходьби та човганням може мати ознаки хореїчної чи дистонічної ходьби, якщо він страждає на ускладнення леводопної терапії. Так саме, як пацієнт з дитячим церебральним паралічем і ведучим у клінічному прояві парапарезом може страждати на атетоз, дистонію чи хорею.

Анатомо-клінічний підхід у класифікації розладів ходьби передбачає виділення трьох основних типів: (а) лобні розлади ходьби, (в) кортико-базальні розлади ходьби та (с) субкортикальні розлади ходьби. Фронтальні розлади ходьби, комбінація локомоторних порушень і нестійкості, описуються в різних термінах, включаючи «атаксію Bruns'a», «скорочені (мілкі) кроки», «артеріосклеротичний паркінсонізм», «паркінсонізм нижньої половини тіла» (lower body parkinsonism), «судинний паркінсонізм» і «апраксію ходьби» [353], [49]. Такий тип розладів викликається інфарктом передньої мозкової артерії, мультиінфарктним ураженням, субкортикальною артеріосклеротичною енцефалопатією (хвороба Бінсвангера), нормотензивною гідроцефалією, хворобою Альцгеймера, кортико-базальною дегенерацією та іншими двосторонніми ураженнями лобових часток мозку [354], [355], [356].

Клінічно ходьба характеризується скороченням кроку, порушенням стояння та опори (розширена чи звужена база опори, перехрещення ніг), моторними блоками (замороження під час ходьби, ініціації), втратою балансу, рівноваги (неспроможність встати без підтримки), постуральною неузгодженістю (при вставанні витягування замість згинання тіла та ніг), ригідністю тулуба та ніг (військова ходьба, розігнута), апраксією ходьби

(утруднення виконання кроку, тесту на колові рухи ногами), мінімальним покращенням чи відсутністю такого при командах чи допоміжних завданнях. Асоційовані симптоми: псевдобульбарний параліч, когнітивне зниження, пірамідні симптоми, порушення сечовипускання, схоплюючі рухи стопою, симптоми лобового вивільнення (схоплюючий рефлекс, застигання). Патогенетичною основою такого синдрому вважають розрив зв'язків між моторною, премоторною корою та додатковими моторними зонами й субкортикальними моторними структурами – базальними гангліями, стовбуром та мозочком. Вважають, що в механізмі утворення синдрому є близькі до мозочкових уражень риси [357].

Одним з варіантів є кортико-субкортикальні розлади ходьби, які часто позначаються термінами «тремтлива абазія», «первинно прогресуюче заморожування ходьби», «моторні блоки» та «чиста акінезія» [358], [359], [360], [361]. Головною рисою є неможливість почати, ініціювати та підтримувати ходу. Пацієнти часто описують феномен, як «приклеювання» стоп до підлоги. У м'яких випадках перед початком ходьби є пауза й потім серія мілких кроків доти, поки не досягається нормальний розмір кроку. В інших пацієнт потребує розкачувань тулуба поки не вивільнить хоч одну ногу, або починає ходу з човгання кілька разів. Ходьба може бути раптово перервана при спробі повернути чи при проходженні вузьких місць (двері), при доланні уявних перешкод на підлозі (край килима) або під дією раптового стимулу (оклик, тощо). Візуально виникає феномен моторного арешту. На додаток до «замерзання», вагань на старті, більшість пацієнтів з чистою акінезією характеризується виразною нестійкістю, частими падіннями, а також дизартрією та мікрографією, але не ригідністю, тремтінням чи деменцією. Недостатньо зрозуміло, наскільки чиста акінезія має відношення до прогресивного над'ядерного паралічу [362]. Більшість пацієнтів не реагує на будь-яку терапію. Несподівано, чиста акінезія може зникати в певних умовах або при ходьбі сходами («парадоксальна кінезія»). Частина хворих застосовує певні рухи (трюки) для початку ходьби, але для того, щоб бути ефективними, ці допоміжні прийоми повинні носити елемент новизни. Їх природа поки що недостатньо зрозуміла, але їх можна віднести до дій, що знаходяться під свідомим кірковим контролем, за участі механізмів уваги (привертання уваги до ніг чи, навпаки, переключення уваги на компенсуючі рухи й вивільнення функції локомоції).

Моторні блоки («заморожування») не можуть бути пояснені будь-якою специфічною неврологічною аномальністю (слабкість, інкоординація, сенсорний дефіцит) і тому частіше відносяться до проявів апраксії [363]. Але в цих хворих, як правило, немає інших ознак апраксії, а у хворих з білатеральною апраксією часто збережена нормальна ходьба [358], [360]. Передбачається, що заморожування ходьби скоріше має відношення до втрати доступу до дієнцэфальних та стовбурових локомоторних центрів, ніж до втрати завчених завдань, навичок [352]. Аналогія між моторними блоками при ходьбі та блоками при виконанні ритмічних тестів руками відносить ці порушення до фронтальної

кіркової дисфункції, вірогідно – додаткових моторних зон, які мають відношення й до такого феномену, як мимовільне рефлекторне схоплювання (рефлекс Янішевського) [364].

Анатомічно феномен заморожування асоціюється з ураженням базальних гангліїв, лобових часток та їх зв'язків (звідси визначення – кортико-базальна ходьба). Таке ураження призводить до порушень уваги, труднощів з виконанням завдань та виконанням одночасно кількох завдань, переключення між завданнями. Заморожування характерне для групи паркінсонівських розладів – хвороби Паркінсона, мультисистемної атрофії, прогресуючого над'ядерного паралічу, паркінсонізму нижньої половини тіла («судинний») та нормотензивної гідроцефалії. Цікаво, що ефекти леводопи в даному випадку є доволі різними – у частини хворих заморожування полегшується, а частина з них не реагує на терапію [365]. Таким чином реагують і пацієнти на таламотомію [366].

Субкортикальні гіпокінетичні розлади ходьби (акінетико-ригідна чи паркінсонівська ходьба) типові для ХП. Поза «згиначів», повороти «всім блоком», уповільнення ходьби і скорочення кроку є типовими рисами. Хоча таку ходу загалом відносять до ушкодження базальних гангліїв, є докази, що додаткові моторні зони та мозочок можуть мати відношення до патогенезу цих порушень [367]. Цей висновок виходить з спостережень, що порушення параметрів ходьби значно зростає в умовах відхилень з боку концентрації уваги, ментальних процесів і пацієнти намагаються одночасно виконувати які-небудь інші завдання (наприклад, розмовляти: «stop talking while walking»). Така реакція є дуже чутливим предиктором постуральної нестабільності та падінь [368].

Швидкість ходьби при ХП значно зменшена, але й різко зростає варіабельність часових параметрів кроку (stride-to-stride variability), майже в 2-3 рази, порівняно з нормою [369]. При цьому параметри дуже залежать від швидкості пересування – коли довільно збільшується швидкість, значно зростає частота кроків, у той час як довжина кроку зростає очевидно менше [370]. Збільшення частоти кроків вважається компенсаторним механізмом в умовах скорочення довжини кроку. Леводопна терапія покращує довжину кроку і швидкість пересування, але не впливає на частоту кроків [371].

Найбільш раннім та інвалідизуючим проявом прогресуючого над'ядерного паралічу (ПНП) є порушення ходьби й постуральна нестабільність, що рано призводять до падінь і є наслідком вестибулярно-зорової інкоординації, ригідності тулуба, брадикінезії та апраксії при ходьбі [372], [373]. Своєрідність малюнку ходьби та балансу й ранні прояви дисфункції в перебігу хвороби дозволяють диференціювати її від ХП.

Субкортикальні гіперкінетичні порушення ходьби спостерігаються при дистонії [374], різних типах хореї [375], постуральному тремтінні [376], міоклоніях [377] і навіть при есенційному тремтінні [378], [379] (утруднення тандемної ходьби). Головною рисою є нестабільність малюнку, коли на один патерн ходьби накладається дія мимовільного руху, що робить загалом ходу дуже незвичною, своєрідною в кожному випадку.

Мозочковий тип порушень ходьби, з домінуючою атаксією, звичайно вивчали у хворих з «чистими» ураженнями мозочка (інсульт, мозочкова дегенерація) [380]. Порушення при комбінованих ураженнях (коли мозочкове пошкодження є лише одним з компонентів захворювання – множинний склероз) майже не вивчалось. Характерним є різке розширення бази опори, нестійкість і порушення балансу в умовах спроб до тонкого регулювання пози, диссинергія рухів ногами, нерегулярність їх, нетвердість та спотикання. Часто такий малюнок накладається на пірамідну спастичність [381].

Автори пропонованого класифікаційного підходу виділяють проміж інших психогенні розлади ходьби (істеричні), а також порушення, викликані надлишковою обережністю, страхом падіння (просторова фобія, синдром після падіння), що вважається компенсаторним механізмом при неявних порушеннях балансу – дещо скорочений крок, уповільнення ходьби та дещо розширена база опори.

Інший підхід до класифікації порушень ходьби наводить John Nutt зі співавторами в цьому ж томі [382]. Запропоновано виділяти синдроми падіння (синкопального, пов'язаного з зашпортуванням чи просто перекидання при стоянні чи зміні пози, викликаного «заморожуванням» тощо), синдроми втрати рівноваги (дисметричні, брадикінетичні, у зв'язку з сенсорною депривацією, апрактичні), окремі симптоми, що характеризують ходьбу (наприклад, ширину бази опори, довжину чи частоту кроку тощо), окремі синдроми (слабкості, ригідності, «заморозки», психогенну ходьбу тощо). Разом з цим підходом, що базується на зовнішньому описанні (де, як помітно, окремі риси перекривають категорії), автори пропонують класифікувати ходьбу за рівнями регуляції цієї функції (чи то за рівнями ураження). Нижній рівень регуляції включає (а) спинальні локомоторні та стовбурові постуральні синергії, (б) первинний аферентний вхід (вестибулярний, зоровий, пропріоцептивний), (в) продукцію м'язової сили (нерви – м'язи). Середній рівень включає (г) перцепцію/орієнтацію (організацію первинних відчуттів у просторовій карті тіла в гравітаційному полі) і (д) силове шкалювання (модуляція сили за допомогою базальних гангліїв, мозочка й кортико-спинальних систем для оптимізації моторного малюнка). Вищий рівень охоплює (е) вибір синергій (спинний мозок для локомоторних, а стовбур - для синергій рівноваги) і адаптацію в поточних умовах середовища (несвідома функція), а також (ж) когнітивну функцію (увага, відношення до внутрішніх потреб особистості, персональних цілей) (свідома функція). Такий підхід, на нашу думку, корисний, оскільки допомагає уявленню основних механізмів, що відповідають за регуляцію ходьби та балансу, але він погано кореспондує з конкретними типами уражень, більшість з яких не є «чистими», а комбінованими, такими, що охоплюють кілька рівнів чи відповідальних структур.

Підсумовуючи огляд літератури з питань ходьби, її організації та основних проявів патологічних порушень, можна зробити висновки, по-перше, про високу актуальність проблеми, значну поширеність патології в популяції неврологічних

хворих. По-друге, на цей час залишаються доволі незрозумілими основні механізми організації ходьби та підтримання балансу в здорових людей, а також особливості змін ходьби, що виникають з віком. У зв'язку з цим, гіпотетичними в більшості випадків залишаються патогенетичні механізми (і навіть анатомічні співвідношення) утворення патологічних форм ходьби при неврологічних захворюваннях. Відкритими залишаються питання відновлення нормальної локомоторної функції при різних патологіях, можливості подіяти на окремі сторони акту ходьби. Для цього необхідно поглиблювати пошук у напрямку вивчення семіології порушень ходьби в зв'язку з тим чи іншим ушкодженням, залежність цих порушень від глибини та тривалості патологічного процесу. Це особливо важливо при прогресуючих захворюваннях (запальних, нейродегенеративних).

Нажаль, вітчизняна література майже не містить досліджень, що відносяться до функції ходьби. Це можна пояснити, насамперед, складністю питання і складністю методологічних підходів, недостатністю інструментальних можливостей. У цьому відношенні, нові технології можуть забезпечити значний прорив у розумінні проблем, пов'язаних з ходьбою. На наш погляд, можливість отримувати достатню кількість параметрів, що характеризують функцію, в умовах вільного пересування хворих, без штучної зміни природного малюнку ходьби є дуже перспективною й ми сподіваємось, що на цьому шляху можна досягнути важливих і достовірних результатів.

1.9. Методи дослідження функції ходьби людини

Історія досліджень рухів людини нараховує кілька століть. Одним з перших дослідників, що аналізував рухи, був Giovanni Alphonso Borelli (1685), студент Галілея, який розвивав свою теорію м'язової дії, засновану на механістичних принципах [383]. Dushenne (1857) провів перше наукове систематичне дослідження рухів, яке опублікував у монографії «Physiologie des Mouvements», а Eadweard Muybridge (1887) вперше застосував фотографію для фіксації розвитку руху в динаміці. Тодішній губернатор Каліфорнії Leeland Stanford попросив його вирішити парі: чи знаходяться всі чотири кінцівки коня одночасно на землі в будь-який момент часу, коли кінь йде рясю? [384].

У 19 сторіччі дослідження ходьби були сконцентровані на об'єктивному кількісному вимірюванні різних параметрів ходьби, для використання їх в таких галузях, як спорт [385], медицина та ідентифікації людини в галузі безпеки [386]. Значним поштовхом у вивченні ходьби стало винайдення методу кінофотознімання рухів людини. Для вивчення рухів людини Е. Marey вперше застосував кінофотознімання, а також метод нанесення маркерів на тіло людини — прототип майбутньої циклографії. Важливою віхою в історії вивчення біомеханіки рухів стали виконані Е. Muybridge фотографії рухів, які він знімав декількома камерами з різних точок спостереження. Перший тривимірний математичний аналіз ходьби людини був проведений наприкінці 19 століття V. Brauni, O. Fisher. Вони застосували метод візуалізації певних точок сегментів

тіла, що рухаються, за допомогою трубок, які прикріплювали до тіла й світилися у темряві. Процедура прикріплення трубок займала до 12 годин, а зйомка чотирма камерами – декілька хвилин. Отримані ними дані (1895) є валідними по цей час [384]. У ХХ столітті почала широко застосовуватись електроміографія, яка дала можливість з'ясувати послідовність включення окремих м'язів впродовж циклу ходьби та основні моменти координації окремих м'язів та кінцівок. Практично більшість робіт з фізіології акту ходьби виконані за допомогою електроміографії, у т.ч. з використанням стимуляційних методик.

Розвиток техніки призвів до широкого використання у дослідженні балансу та пози чутливих до зміщення платформ з п'єзоелектричними сенсорами, що дозволяє на сучасному етапі проводити повністю комп'ютеризовану постурографію [387]. Для вирішення окремих специфічних завдань використовується електрогоніометрія, стереометричні системи запису, основані на послідуєчому аналізі відеозйомки, електромагнітні та акселерометричні пристрої, пресорні сенсори, що вмонтовуються до взуття чи в підлогу тощо [388], [389].

У 20-х роках 20 століття М. О. Бернштейн удосконалив і модифікував циклографію. Так, він запропонував кімоциклографію — зйомку на плівку, що рухається [62]. На основі аналізу циклограм для ряду рухів були отримані дані про траєкторію окремих точок тіла, про швидкості й прискорення частин тіла, що рухаються, що, у свою чергу, дало можливість обчислити величини сил, які обумовлюють даний рух. Ці відомості стали базою сучасних уявлень про принципи управління рухами людини, були використані при вивченні спортивних рухів, рухових порушень та ін.

До кімоциклографії близький метод відеозйомки рухів. Відеозапис широко використовується спеціалістами з порушень рухів, але обмежений оцінкою таких кількісних параметрів як швидкість ходьби, величина кроку, кількість кроків за хвилину. Для адекватної експертної оцінки результатів відеозапису необхідний і спеціально підготовлений персонал. Доволі часто в практиці наукових досліджень використовують метод фотограмметрії [34]. Цей вид кінозйомки є реєстрацією рухів людини в площині, перпендикулярній оптичній осі апарата. У якості датчиків («крапок, що світяться») для отримання кінематичних характеристик рухів кінцівок застосовують мітки або електричні лампочки, які закріплюють на досліджуваних суглобах. Головним недоліком системи активних маркерів є певне обмеження руху мережею світлодіодів, що підключають до комп'ютера.

Протягом ХХ століття широко застосовували електроміографію – метод реєстрації біопотенціалів м'язів, який дав можливість визначити послідовність залучення окремих м'язів упродовж циклу ходьби та ключові моменти координації м'язів та кінцівок. Надзвичайно велика кількість робіт з фізіології ходьби виконана за допомогою електроміографії [33], [34], [120], [136], у тому числі з залученням методу стимуляції.

Досліджували рухи й за допомогою електрогоніометрії, акселерометрії, постурографії, іхрографії [390] та ін.

Але більшість із вищезгаданих методів забезпечують оцінку лише окремих компонентів ходьби, не дають можливості комплексно оцінити цей складний процес, є непростими в застосуванні, оскільки потребують або розміщення на обстежуваних відповідного оснащення (маркерів-світлодіодів), що певним чином обмежує рух, або використання спеціального взуття з пресорними датчиками, що знижує можливість вивчення ходьби в природних умовах, або забарвлення стоп обстежуваного для створення їх відбитків на папері.

Аналіз ходьби людини залишається предметом багатьох сучасних досліджень [55], [11], [391], [392].

Вивчення параметрів ходьби в медицині спрямовані на розкриття ключової інформації про якість життя пацієнтів. Це має важливе значення під час пошуку достовірної інформації про розвиток неврологічних захворювань (розсіяний склероз чи хвороба Паркінсона), системних захворювань (кардіопатії, під час яких змінюється ходьба), змін рухової динаміки після інсульту, порушення ходьби при старінні.

Сучасні дослідження дають можливість проводити моніторинг та оцінку стану ходьби протягом тривалого часу, що дозволяє отримати ранню діагностику захворювань та їх ускладнень і віднайти найкращі методи лікування [391].

Традиційні дослідження, що використовують аналіз параметрів ходьби в клінічних умовах є певною мірою суб'єктивними, тому що проводяться спеціалістами по догляду та лікуванню пацієнтів, які можуть проводити суб'єктивні вимірювання параметрів ходьби або давати невірну оцінку результатів дослідження, що призводить до негативних результатів в діагностиці й подальшому лікуванні. На відміну від таких досліджень, прогрес в галузі сучасних технологій дає можливість використовувати обладнання та технології, які дозволяють отримати численні об'єктивні параметри ходьби.

У клінічній практиці часто застосовуються шкальні оцінки розладів ходьби і балансу. Найбільш відомий тест «вставання і ходьби» (Get-Up-and-GoTest), коли пацієнта просять встати з стільця, пройти 3 або 7 метрів, розвернутися, прийти назад і сісти знов на стілець. Реєструється час виконання тесту й проблеми з балансом та ходьбою впродовж його виконання [393]. Дослідження балансу в людей похилого віку та хворих може бути просто забезпечено тестом функціонального досягнення, коли пацієнта, що стоїть з протягнутими вперед руками просять нахилитись вперед, не відриваючи стоп і досягнути пальцями найдалшої точки. Вимір довжини досягнення порівнюється з нормальними показниками (35,56–40,64 см для віку 20–40 років і 25,4–33,02 см для віку 70–87 років, відповідно менше для жінок і більше для чоловіків) [394]. Більш складний метод тестування може бути виконаний за допомогою шкали оцінки балансу та рухової функції Тінетті (Tinetti's Balanceand Mobility Scale), яка включає 16 пунктів і 11 різних завдань, що виконуються [395]. Шкала наводиться в спеціальних джерелах [389] і має сучасне оновлення – шкалу GABS (Gait&BalanceScale), яка включає в себе ряд оцінок з шкали

важкості паркінсонівських розладів UPDRS [387]. Але шкальна оцінка є обмеженою, тому що не надає достатньої нозологічно специфічної інформації і може тільки позначати розлад та, до деякого ступеня – його важкість. У клінічній практиці доцільно застосовувати методи, які можуть надати кількісну інформацію стосовно часових та просторових параметрів ходьби, для порівняння їх у динаміці спостереження та лікування [396].

Технологічні пристрої для дослідження ходьби людини можуть класифікуватись за відповідно двох різних підходів: ті що працюють з безконтактними сенсорами (БКС) та з контактними сенсорами (КС). Системи БКС потребують для роботи контрольовані дослідницькі засоби, в які вмонтовані сенсори, що записують дані ходьби поки досліджуваний йде по спеціальній доріжці. З іншого боку, системи КС надають можливість аналізувати дані, отримані поза спеціалізованою лабораторією, і збирати інформацію про ходьбу людини протягом цілого дня. Існує також третя група гібридних систем, що поєднують обидва методи.

БКС системи можна поділити на дві підгрупи:

системи обробки зображень (СОЗ);

системи з датчиками в підлозі (СДП).

СОЗ записують дані ходьби досліджуваного через один або декілька оптичних сенсорів і проводять об'єктивне вимірювання різних параметрів ходьби використовуючи комп'ютерно-програмний засіб цифрової обробки інформації [271]. В якості оптичних сенсорів найчастіше використовуються цифрові або аналогові камери [269]. Також можуть використовуватись інші типи оптичних сенсорів, таких як лазерні сканери, інфрачервоні сканери та часово-пролітні (Time-of-Flight) камери [397], [398]. У категорії СОЗ існують дві принципові системи: з маркерами і без маркерів [399], [400].

СДП функціонують завдяки вбудованим у підлогу (доріжку) датчикам, що вимірюють тиск та зусилля, які спричинює стопа досліджуваного на підлогу, по якій він йде [401].

КС системи використовують датчики, розміщені на різних ділянках тіла, таких як стопи, коліна, стегна чи на поясі. Різні типи датчиків використовують для отримання різноманітних показників ходьби людини: акселерометричні, гіроскопічні, магнетометричні датчики, екстензометричні, гоніометричні, ефекторміографічні датчики, датчики сили, активні маркери та інші [402].

Однією з сучасних методик дослідження ходьби в клінічній практиці та з метою наукового пошуку є розроблена в США комп'ютеризована система GAITRite® walkway system, яка дозволяє в звичних для пацієнта умовах обстеження (звичайна ходьба, без застосування будь-якого додаткового оснащення) отримати в реальному часі великий перелік параметрів ходьби – часових, просторових і пресорних [403], [404], [405], [406]. Оскільки вказана система була обрана у якості основного інструменту дослідження у цій роботі, її аналіз та властивості будуть розглянуті спеціально нижче (розділ 2). Існують також інші технічні системи для вимірювання параметрів ходьби, але вони, здебільшого, є

складними у використанні і потребують спеціальної підготовки персоналу, як правило – науковців [407], [408].

2. ОБ'ЄКТИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1. Загальна характеристика груп досліджуваних

Поняття норми стосовно параметрів ходьби є доволі відносним. Ходьба є складним локомоторним актом, у формування кінцевого «рисунка» якого роблять внесок різні обставини, що пов'язані як зі станом локомоторного апарата, так і з функціонуванням нервової системи. Будь-які незначні відхилення чи захворювання різних за значенням систем можуть призвести до змін у параметрах ходьби. Особливе значення мають вікові зміни, які зумовлені не тільки фізіологічним старінням, але й накопиченням з часом хронічних захворювань, зокрема, у локомоторній системі (хребет, суглоби, кістки, м'язи). Тому про нормальну ходьбу можна говорити у віці 18-25 років, коли завершується формування основних параметрів тіла, встановлюється гормональний баланс та існує мінімальна вірогідність накопичення хронічних патологій.

Усього обстежено 952 особи.

Для дослідження функції нормальної ходьби і визначення особливостей організації часових та просторових її параметрів та тренду змін, зумовленого віком, було обстежено 735 клінічно здорових осіб обох статей. Обстежувані на момент проведення дослідження не повинні були мати травм й захворювань різних за значенням систем, що могли б призвести до змін у параметрах ходьби. Також обстежувані добровольці не повинні були вживати алкоголь, седативні засоби, лікарські препарати за останні 72 години перед дослідженням.

Розподіл досліджуваних за віковими групами здійснювався згідно з віковою періодизацією, що була прийнята в 1965 році Всесоюзним симпозиумом з вікової морфології, фізіології і біохімії АПН СРСР [409]:

- 1) 69 підлітків - 36 дівчаток (12-15 р.) і 33 хлопчиків (13-16 р.);
- 2) 502 особи юнацького віку - 241 юнака (17-21 р.) і 261 дівчини (16-20 р.);
- 3) 142 особи зрілого віку – 102 жінки (21-55 р.) та 40 чоловіків (22-60) років;
- 4) 22 особи похилого віку – 8 чоловіків (61-74 р.) та 14 жінок (56-74 р.).

Клінічну частину досліджень проводили при хронічних, прогресуючих ураженнях нервової системи в 217 осіб:

- 1) 64 хворих на множинний склероз (МС) – 23 чоловіки (середній вік $33,96 \pm 8,44$ роки) і 41 жінку (середній вік $33,34 \pm 8,13$ роки);
- 2) 101 хворого з хворобою Паркінсона (ХП) – 50 чоловіків (середній вік $61,88 \pm 9,55$ року) і 51 жінку (середній вік $64,29 \pm 8,83$ року);
- 3) 5 хворих з хореєю Гентінгтона (ХГ),
- 4) 10 хворих з прогресуючим над'ядерним паралічем (ПНП) - 7 чоловіків і 3 жінки (середній вік хворих $68,2 \pm 5,6$ року);
- 5) 13 хворих з вірогідним діагнозом мультисистемної атрофії (МСА) - 5 чоловіків і 8 жінок (середній вік хворих $61,92 \pm 8,2$ року);

б) 24 хворих з синдромом первинних розладів амбулаторної функції, які об'єднуються під назвою «апраксія ходьби» - 17 чоловіків і 7 жінок.

Примітка. Прогресуючий над'ядерний параліч, вірогідний діагноз мультисистемної атрофії, синдром первинних розладів амбулаторної функції відносяться до атипового паркінсонізму.

2.2. Антропометричне обстеження досліджуваних

Оскільки біомеханіка ходьби людини залежить від антропометричних параметрів, у досліджуваних визначали масу тіла (кг), ріст (см), довжину ноги (см) (вимірювали білатерально від trochanter major до доріжки (опори) через середину lateral malleolus).

2.3. Методика вивчення параметрів ходьби

Останнім часом, зважаючи на зростаючі потреби наукового пошуку та практичної медичної діяльності, завдяки стрімкому поширенню комп'ютерних технологій, було розроблено чисельні апаратні засоби для кількісного дослідження ходьби. Більшість з них є високотехнологічними й доволі складними у використанні, але вони можуть забезпечити тривимірний просторовий та часовий аналіз ходьби в будь-яких умовах експерименту. Найповніша інформація з апаратних засобів та методологічного підґрунтя дослідження ходьби в людини розміщена на сайті Clinical Gait Analysis: (<http://guardian.curtin.edu.au/cga/>).

У наших дослідженнях для вивчення просторово-часових показників ходьби використовували автоматизовану систему GAITRite®, виробництва США (CIRSystems Inc., Clifton, NJ). Ця система представляє собою полімерну доріжку довжиною 14 футів (близько 4,2 метра) і шириною 1,5 метра, в якій вбудовано 22000 сенсорних елементів, що реагують на тиск. Коли обстежуваний проходить доріжкою в будь-яких умовах дослідження, система безперервно сканує сенсори з метою дослідження відбитків об'єкта, що рухається. Дані від сенсорів, які було зніційовано скануються з частотою 80 Гц та передаються на комп'ютер для обробки та зберігання. Програмне забезпечення (GAITRite® Gold Software), що постачається в комплекті з системою GAITRite®, забезпечує в реальному часі формування графічного зображення відбитків стоп на площині з вимірюванням сили тиску кожної точки стопи та розрахунок інтегральних просторових і часових параметрів ходьби обстежуваного. Надійність та достовірність системи GAITRite® встановлена в ряді досліджень [410], [411], [412], [413], [414], [336], [415].

Система демонструє високу точність та відтворюваність даних (коефіцієнт кореляційних оцінок між вимірами $> 0,85$) й високу конкурентну здатність порівняно з методиками, що базуються на відео-аналізі (коефіцієнт кореляції $> 0,93$), щодо параметрів просторово-часової організації ходьби (швидкість, тривалість складових кроку, довжина кроку тощо). Доріжка є портативною, може бути покладена на будь-яку підлогу й не потребує розміщення на досліджуваному будь-яких приладів.

Для дослідження рівномірної ходьби та уникнення ефектів прискорення й гальмування, перед доріжкою та після неї розміщували звичайні килимки довжиною 2 м, на яких досліджувані розпочинали та завершували ходьбу. Обстежувані здійснювали два проходи доріжкою. Дані двох проходів об'єднували й оцінювали ходьбу на відстані 7–8 метрів (у середньому 6,72 метри) у кожній серії. Просторово-часові параметри ходьби визначали окремо для правої та лівої ноги.

Систему GAITRite® можна застосовувати для дослідження ходьби обстежуваних у взутті або без нього. Ми проводили дослідження ходьби без взуття, оскільки при цьому отримуються достовірніші зміни просторово-часових параметрів ходьби людини [416].

Визначали наступні параметри: швидкість ходьби, кількість кроків при проході доріжкою, кількість кроків за хвилину, довжину кроку, довжину подвійного кроку, співвідношення довжини кроку до довжини нижньої кінцівки, ширину бази опори, час кроку, час крокового циклу, час переносу стопи, час опори, час опори на обидві стопи, структуру крокового циклу, інтегральний показник якості, «нормальності» ходьби – FAP.

Нижче наводимо методику визначення часових та просторових параметрів за допомогою системи GAITRite®.

Просторові параметри.

Довжину кроку (см) вимірювали на горизонтальній осі доріжки від п'яткової точки попереднього кроку однієї стопи до п'яткової точки поточного кроку іншої стопи (рис. 2.1).

Довжину подвійного кроку (см) вимірювали як лінію прогресії між п'ятковою точкою двох послідовних кроків однієї стопи (рис. 2.2).

Ширина бази опори (см) – це перпендикулярна відстань від п'яткової точки однієї стопи до лінії прогресії протилежної стопи (рис. 2.3).

Довжину нижньої кінцівки (см) вимірювали як відстань від великого вертлуга до доріжки (опори). Співвідношення довжини кроку до довжини нижньої кінцівки – це довжина кроку поділена на довжину відповідної нижньої кінцівки.

Кут розвороту стопи (°) вимірювали між лінією руху й поздовжньою віссю однойменної стопи (рис. 2.4).

Відстань проходження доріжкою (см) вимірювали на горизонтальній осі від п'яткової точки першого кроку до п'яткової точки останнього кроку.

Часові параметри.

Час кроку (с) – це час від першого контакту однієї стопи до першого контакту протилежної стопи (рис. 2.5).

Час крокового циклу (с) – час між першими контактами двох послідовних кроків однієї стопи (рис. 2.6).

Час переносу (с) – це час від останнього контакту поточного кроку до першого контакту наступного кроку однієї стопи (рис. 2.7).

Час опори (с) – це час між першим та останнім контактом однієї стопи з доріжкою (рис. 2.8).

Час одиночної опори (час опори на одну стопу) (с) – це частина часу опори на одну стопу, коли протилежна стопа знаходиться у фазі переносу (рис. 2.9).

Час подвійної опори (час опори на дві стопи) (с) – це час опори одночасно на дві стопи, тобто час між першим контактом даного відбитку стопи й останнім контактом попереднього відбитку, який додається до часу між останнім контактом даного відбитку й першим контактом наступного відбитку стопи (рис. 2.10).

Час проходу (с) – це час між першими контактами першого й останнього кроку при проході доріжкою.

Швидкість (см/с) отримували поділом відстані на час проходу.

Середню нормалізовану швидкість отримували шляхом ділення швидкості на середню довжину нижньої кінцівки. Середня довжина нижньої кінцівки обчислюється як середнє арифметичне суми довжини правої й лівої нижніх кінцівок.

У зв'язку з тим, що програмне забезпечення системи GAITRite® та її інтерфейс є англomовними, наводимо значення основних параметрів, що дає система при дослідженні (таблиця 2.1).

Таблиця 2.1

Пояснення термінів та параметрів дослідження ходьби системою GAITRite®.

Параметр	Англomовна назва параметра	Значення параметра
Age		Вік обстежених, роки
Leg_len	Leg length	Довжина ноги, см
FAPS_Score	Functional Ambulance Performance Score Normal=95-100 %	Інтегральний показник, що враховує багато отриманих параметрів ходьби і також довжину ніг пацієнта – міра «нормальності ходьби», %
Distance		Дистанція ходьби у пробі, см
Amb_Time	Ambulation time	Тривалість ходьби у пробі, секунди
Velocity		Швидкість, см/сек
Step_Count		Кількість кроків у пробі
Cadence		Кількість кроків за хвилину
Step_Time		Тривалість кроку – від першого контакту однієї ноги до першого контакту іншої, секунди
Step_Len	Step length	Розмір кроку – відстань між відбитками двох стоп
Step_Extrem	Step/extremity ratio	Коефіцієнт відношення довжини кроку до довжини ноги
Cycle_Time		Час одного циклу ходьби – між двома першими контактами однієї ноги

1	2	3
Stride_Len	Stride length	Довжина подвійного кроку – відстань між послідовними однойменними відбитками
Supp_Base	Support base	Ширина опори – відстань між відбитком стопи та віссю напрямку руху протилежної ноги
Swing_Perc		% повідношенню до тривалості циклу
Swing_Time		Час переносу – між останнім контактом даного відбитку і першим контактом наступного, тої ж ноги
Stance_Perc		% повідношенню до тривалості циклу
Stance_Time		Час від першого до останнього контакту стопи з підлогою
S_supp_Perc	Single support percent	% повідношенню до тривалості циклу
S_Supp_Time	Single support time	Час опори тільки на одну ногу
D_Supp_Perc	Double support percent	% повідношенню до тривалості циклу
D_Supp_Time	Double support time	Час опори одночасно на дві ноги
Step_Time_Dif	Step time differences	Різниця у тривалості кроків обох ніг
Step_Len_Dif	Step length differences	Різниця у довжині кроків ніг
Cycle_Time_Dif	Cycle time differences	Різниця у тривалості циклів обох ніг

Для кращого розуміння того, як саме обчислювали просторові та часові параметри ходьби за допомогою системи GAITRite® послідовно наводимо рисунки графічного відображення відбитків на площині та методики виміру окремих показників.

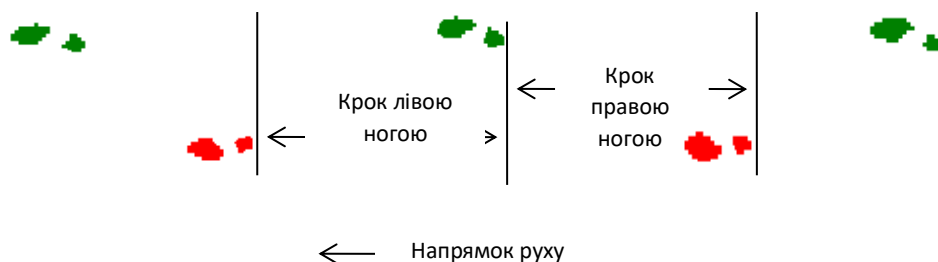


Рис. 2.1. Принцип визначення довжини кроку. Відстань у см уздовж горизонтальної осі від п'яткової точки попереднього кроку однієї стопи до п'яткової точки поточного кроку іншої стопи.

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби (Functional Ambulation Performance Score, FAP). Цей показник є оцінкою якості («нормальності») ходьби. FAP відображає рівень підтримання рівноваги та збереження стабільності тіла під час руху. Відображається єдиним числом. FAP автоматично обчислюється системою GAITRite® з урахуванням тривалості

кроку, відношення довжини кроку до довжини ноги, середньої нормалізованої швидкості (швидкість/середня довжина ноги) та середньої довжини ноги – середнє арифметичне суми довжини правої та лівої ніг. На величину показника FAP впливають також наявність сторонньої асистенції при ходьбі, використання обстежуваним допоміжних засобів, а також динаміка ширини бази опори. У нормі величина FAP складає 95-100 % , що дозволяє оцінити якість, «нормальність» ходьби [417], [418].

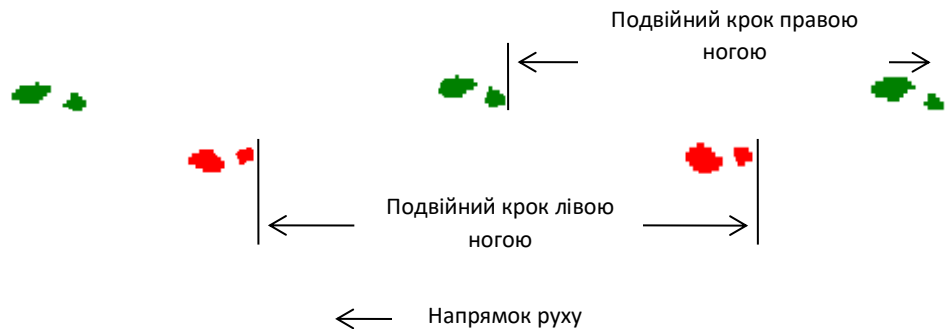


Рис. 2.2. Принцип визначення довжини подвійного кроку. Відстань у см уздовж горизонтальної осі по лінії руху між п'ятковими точками двох послідовних кроків однієї стопи.

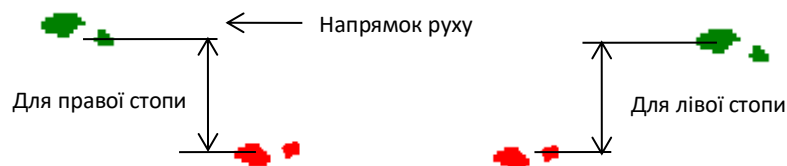


Рис. 2.3. Принцип визначення ширини бази опори. Відстань у см на перпендикулярі до горизонтальної осі по лінії руху між між п'ятковою точкою однієї стопи та лінією руху протилежної стопи.

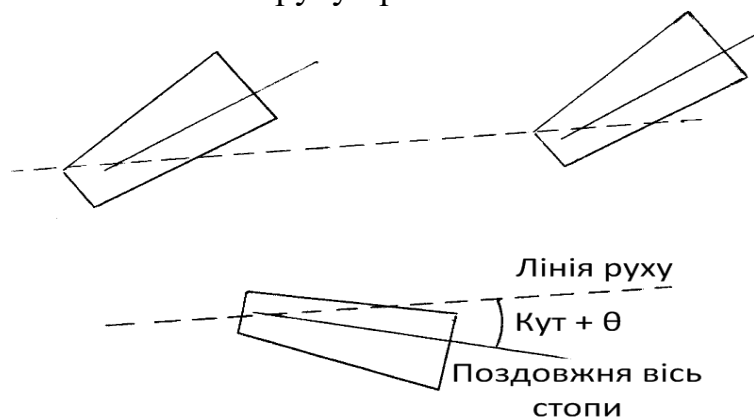


Рис. 2.4. Принцип визначення кута розвороту стопи. Вимірюється кут (°) між лінією руху й поздовжньою віссю однойменної стопи.

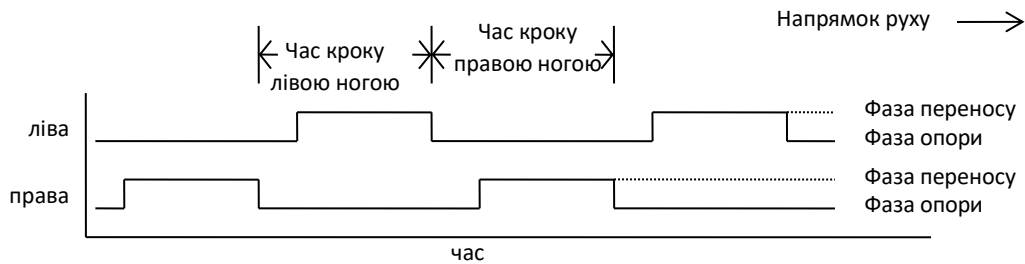


Рис. 2.5. Принцип визначення часу кроку. Час від першого контакту однієї стопи до першого контакту протилежної стопи.

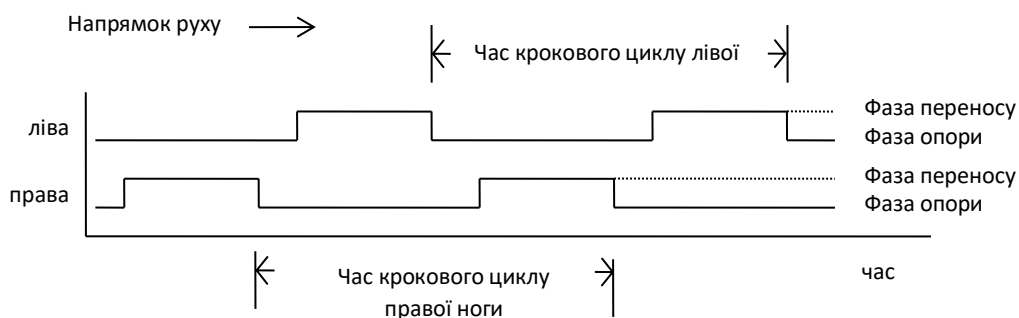


Рис. 2.6. Принцип визначення часу крокового циклу. Час між першими контактами двох послідовних кроків однієї стопи.

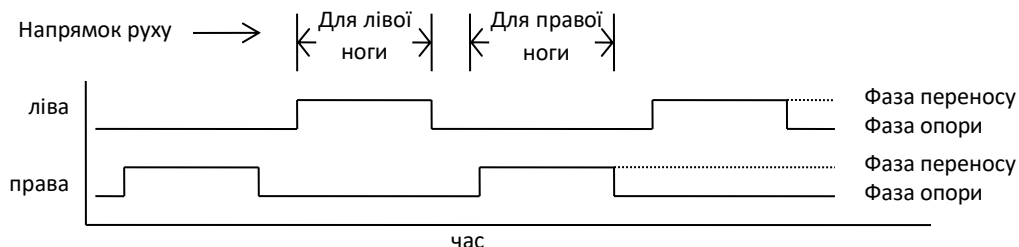


Рис. 2.7. Принцип визначення часу переносу.

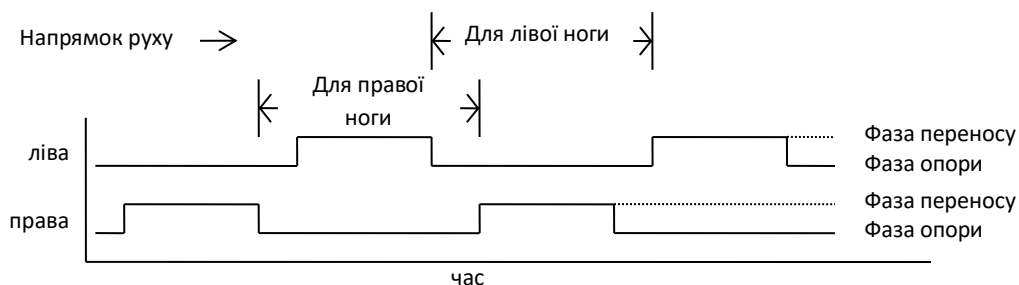


Рис. 2.8. Принцип визначення часу опори. Час між першим та останнім контактом однієї стопи з доріжкою.

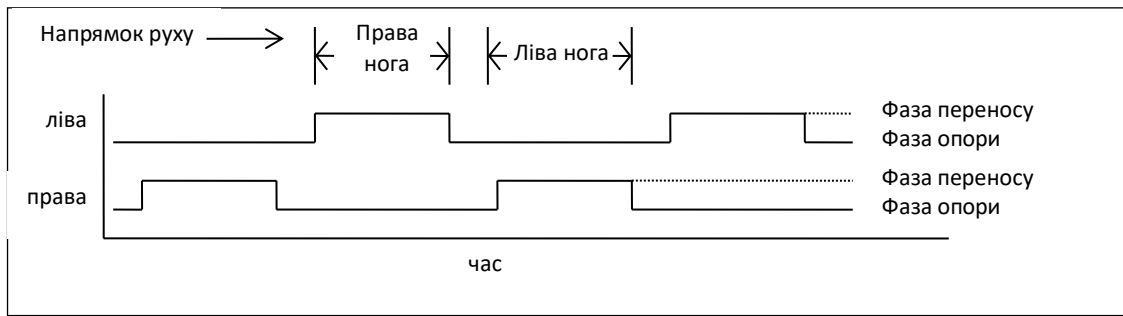


Рис. 2.9. Принцип визначення часу одиночної опори. Частина часу опори на одну стопу, коли протилежна стопа знаходиться у фазі переносу.

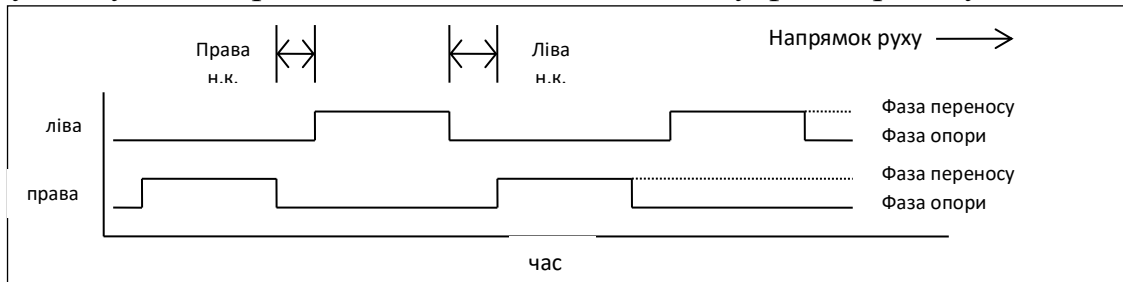


Рис. 2.10. Принцип визначення часу подвійної опори. Час опори одночасно на дві стопи, тобто час між першим контактом даного відбитку стопи й останнім контактом попереднього відбитку, який додається до часу між останнім контактом даного відбитку й першим контактом наступного відбитку стопи.

У подальшому викладенні матеріалу, у таблицях і тексті, будуть застосовуватись як еквівалентні скорочені англійські позначення окремих параметрів (як вони подаються у висновках, що генеруються системою після завершення обстеження) (див. табл. 2.1), так і українські їх позначення. Для прикладу наводимо зразок такого висновку системи (рис. 2.11 – 2.15).

Результати автоматичного обчислення параметрів ходьби переносились в таблиці «Excel» для подальшої обробки, аналізу та порівняння. Нами використовувались тільки дані про основні часові та просторові параметри ходьби й не використовувались показники тиску підошвою, просторова орієнтація стоп під час виконання ходьби тощо (останні можливості системи наводяться тільки з ілюстративною метою, для демонстрації комплексних можливостей обстеження, які надає система GAITRite).

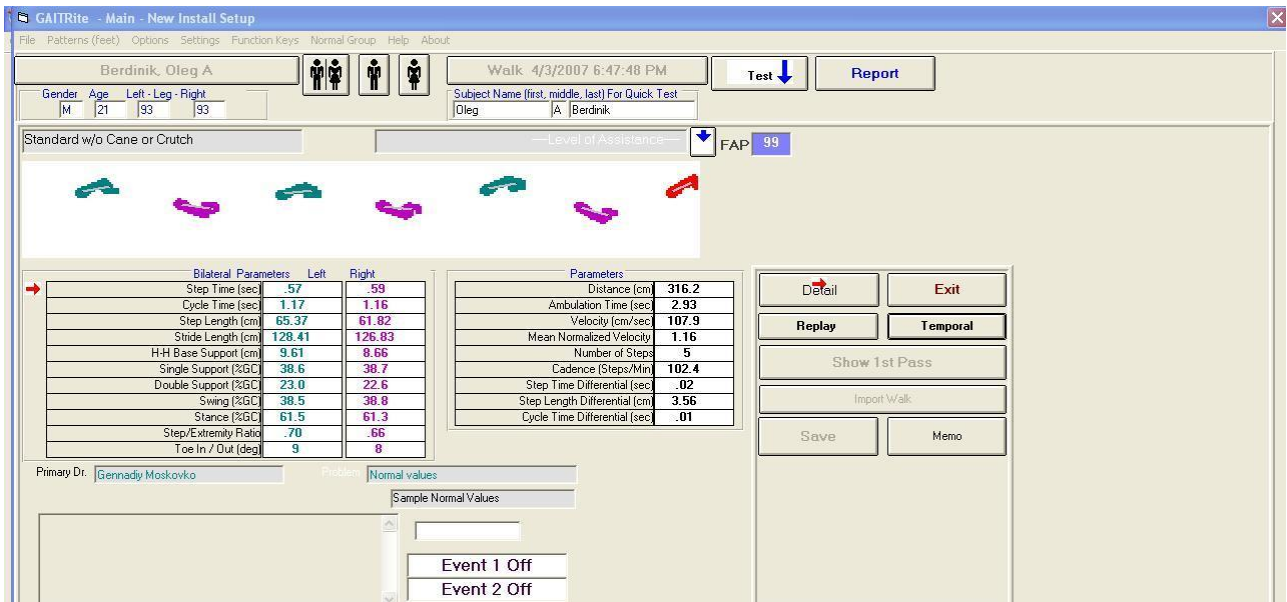


Рис. 2.11. Висновок, що генерується системою GAITRite після обстеження ходьби (основні часові та просторові параметри).

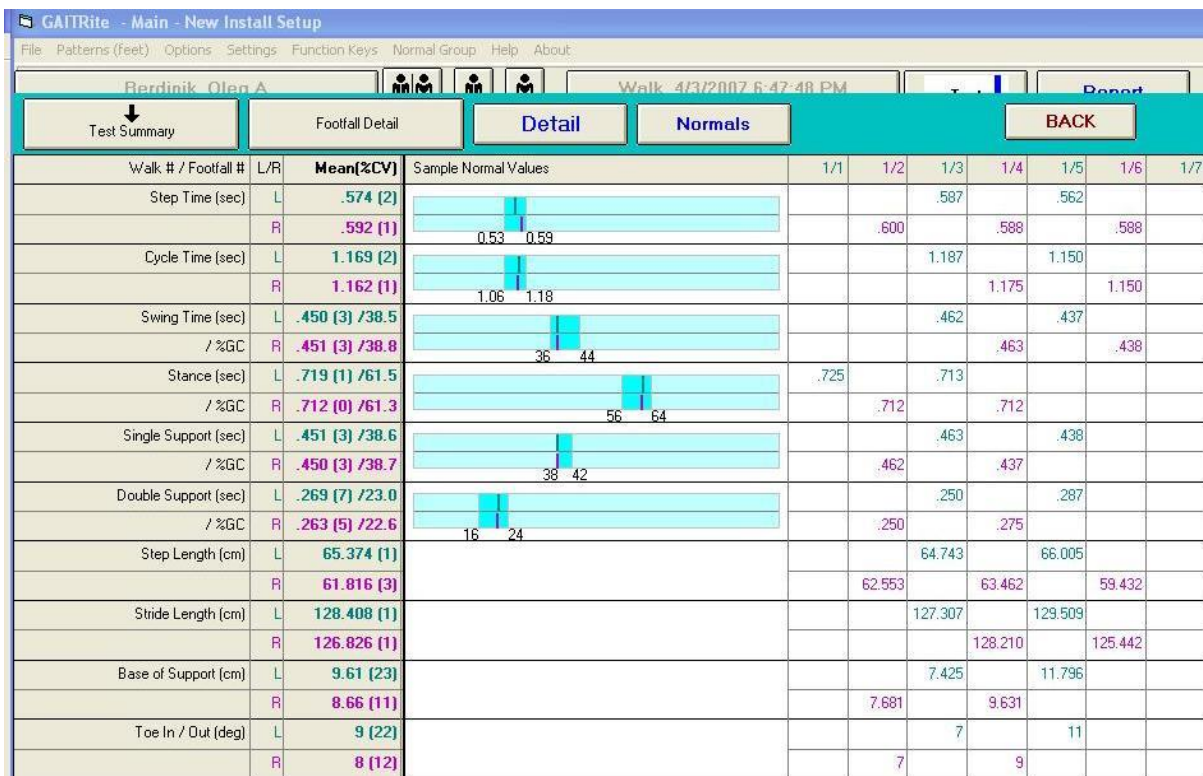


Рис. 2.12. Графічне представлення часових параметрів (попадання у межі норми) і часові та просторові параметри кожного кроку.



Рис. 2.13. Графічне представлення часових параметрів ходьби та співвідношення фаз циклу ходьби для обох ніг.

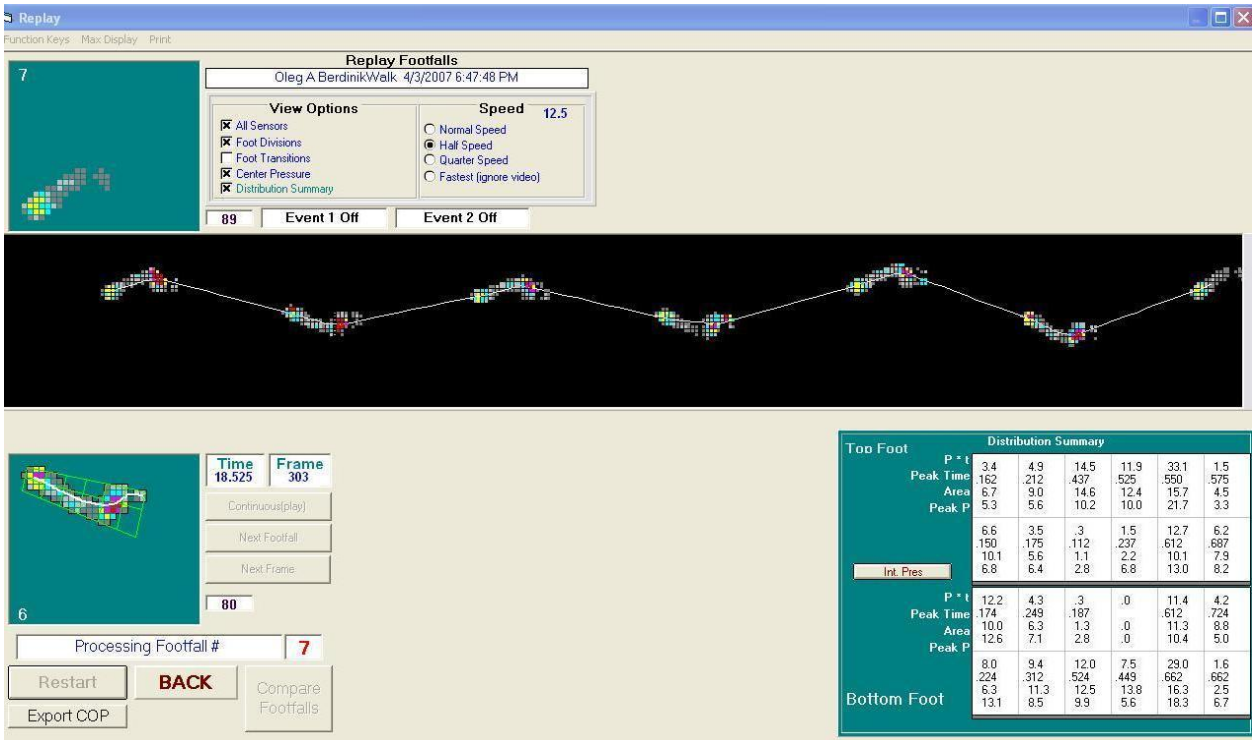
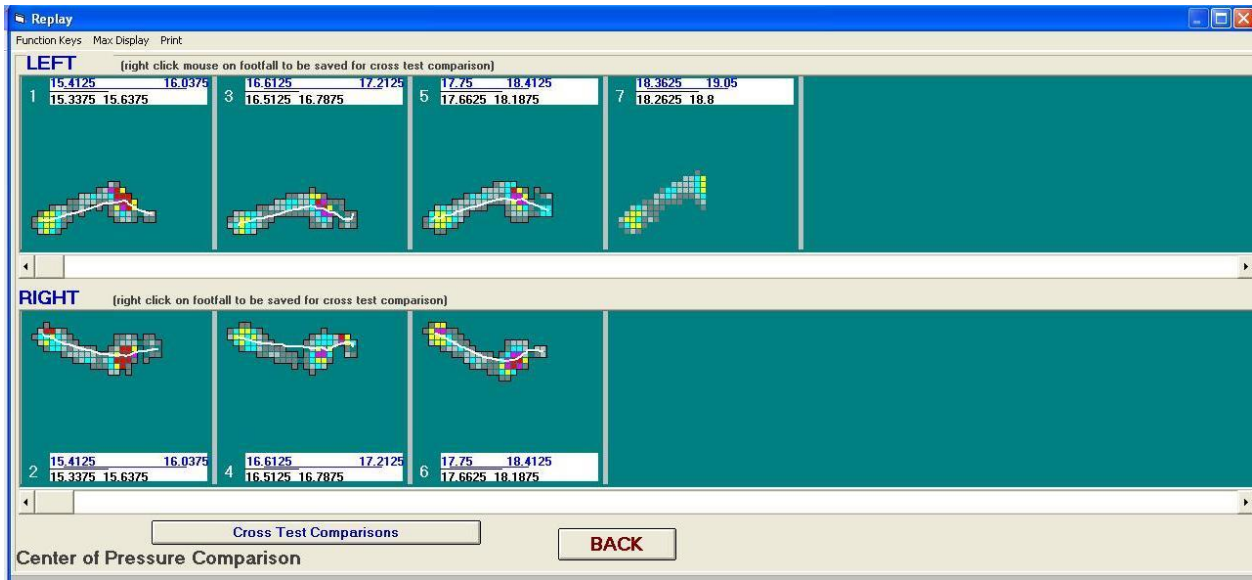


Рис. 2.14. Графічне представлення тиску на кожну точку стопи, траєкторії ходьби і абсолютні параметри тиску по кожній точці.

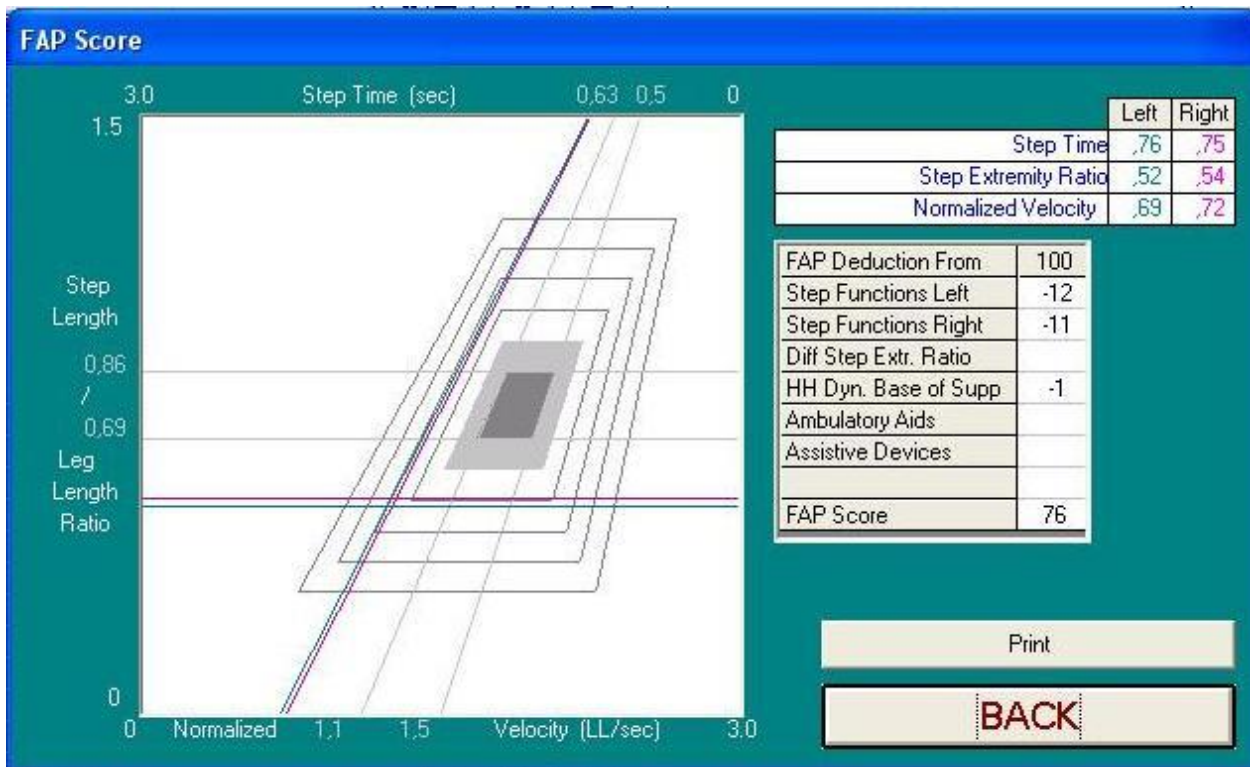


Рис. 2.15. Методика автоматичного обчислення показника «нормальності ходьби» FAP.

Статистичну обробку отриманих результатів проводили в пакеті “STATISTICA5.5” (належить ЦНІТ ВНМУ ім. М. І. Пирогова, ліцензійний № AXXR910A374605FA).

Коефіцієнти варіативності (CV, %) часових та просторових параметрів ходьби вираховувались системою автоматично, за формулою:

$$CV = (S/X) \cdot 100$$

де: S – стандартне відхилення

X – середнє значення

CV демонструє величину варіативності параметра відносно індивідуальної середньої його величини і є більш інформативним, порівняно з варіативністю розподілу при групових чи повторних вимірах, як це робиться при звичайних статистичних оцінках [419].

Параметри ходьби оцінювались у межах наступних парадигм:

- 1) звичайна ходьба з довільною індивідуально зручною швидкістю;
- 2) прискорена ходьба з довільно обраним ступенем прискорення (без переходу на біг);
- 3) ходьба з заданим зменшеним темпом за сигналом метронома (частота ударів метронома складала 48 за хвилину);
- 4) ходьба з тимчасовою зоровою депривацією (після попереднього ознайомлення з поверхнею та розташуванням доріжки обстежуваним пропонували здійснити прохід з заплющеними очима);

- 5) ходьба при частково зміненому вестибулярному потоці (обстежуваним пропонували здійснити прохід доріжкою з максимальним поворотом голови праворуч та ліворуч);
- 6) ходьба з одночасним виконанням моторного завдання;
- 7) ходьба з одночасним виконанням когнітивного завдання.

2.4. Додаткове моторне завдання

Для вивчення впливу додаткового моторного завдання на просторово-часові параметри ходьби людини ми використали пристрій для оцінки здатності стабілізувати положення рук [420]. Пристрій предствляє собою дерев'яну основу довжиною 52,5 см, шириною 13,5 см. На основі пристрою на висоті 8 см вмонтовано дві металеві перекладини довжиною 40 см, відстань між ними складає 4 см. На перекладинах вільно розташовується пластмасова куля діаметром 5,7 см, масою 185,0 г. Обмежувачі на кінцях перекладин утримують кулю від падіння. Загальна маса пристрою складає 1015,0 г (рис. 2.16).

Перед ходьбою з одночасним моторним завданням досліджувані інструктувалися наступним чином: «Ви повинні йти доріжкою зі зручною для Вас швидкістю, утримуючи перед собою обома руками пристрій таким чином, щоб куля завжди знаходилася посередині його перекладин». Ніяких вказівок щодо пріоритету одного завдання над іншим (ходьби над когнітивним/моторним завданням або навпаки) не надавали. Ходьбу доріжкою досліджувані розпочинали після команди «починаємо йти».



Рис. 2.16. Пристрій для оцінки здатності стабілізувати положення рук.

2.5. Методика визначення типу темпераменту

Оцінку базових властивостей темпераменту добровольців проводили за допомогою опитувальника Г. Айзенка, що призначений для вивчення індивідуально-психологічних рис особистості з метою діагностики ступеня прояву властивостей, які висуваються в якості суттєвих компонентів особистості: стабільність-нестабільність (нейротизм), екстраверсія-інтроверсія [421].

Досліджуваним були видані текст опитувальника, що містив 57 питань, на які досліджуваний повинен був відповісти «так» (+) чи «ні» (-) і бланки відповідей для заповнення. Форма проведення опитування – групова (не більше 10 осіб), загальний час опитування складав від 45 хвилин до 1 години. Перед опитуванням добровольцям надавали наступну інструкцію: «Ви маєте відповісти на 57 питань, що направлені на виявлення Вашого звичайного способу поведінки. Намагайтесь уявити типові ситуації та дайте першу, природну відповідь, що спаде на думку».

Отримані результати відповідей зіставляли з ключем. За відповідь, що відповідала ключу, надавали 1 бал, за невідповідну ключу відповідь – 0 балів. Отримані бали підсумовували. Якщо за шкалою інтроверсія-екстраверсія кількість балів становила 12 і більше, обстежуваного вважали екстравертом; 12 і більше балів за шкалою стабільність-нестабільність відповідали високому рівню нейротизму індивіда.

Виходячи з комбінацій високих та низьких значень екстраверсії та нейротизму, були сформовані 4 групи обстежуваних, що представляють 4 відомі типи темпераменту: 1) високий рівень екстраверсії, низький рівень нейротизму (у подальшому сангвінік) – 51 особа; 2) низький рівень екстраверсії, низький рівень нейротизму (у подальшому флегматик) – 29 осіб; 3) високий рівень екстраверсії, високий рівень нейротизму (у подальшому холерик) – 90 осіб; 4) низький рівень екстраверсії, високий рівень нейротизму (у подальшому меланхолік) – 34 особи.

Як правило, краще вести мову про переважання тих чи інших рис темпераменту, оскільки в житті в чистому вигляді вони зустрічаються дуже рідко [422].

2.6. Методика визначення ведучої руки

Для визначення ведучої руки застосовували методику, що запропонована Н. Н. Брагіною та Т. А. Доброхотовою [241]. Протокол виявлення побутових та графічних правшів та шульгів включав: 1) з'ясування наявності або відсутності в родині досліджуваного шульгів (батьки, рідні сестри, брати); 2) самооцінку досліджуваного; 3) опитувальник, за допомогою якого з'ясовували якою рукою досліджуваний пише, тримає тенісну ракетку під час гри в теніс, запалює сірник, ріже ножицями, тримає зубну щітку; 4) об'єктивне дослідження, що включало наступні тести: сплетення пальців кисті (ведучою вважали руку, великий палець якої виявлявся зверху); схрещування рук або «поза Наполеона» (ведучою

вважали руку, кисть якої виявлялась на плечі іншої руки зверху); аплодисменти (ведучою вважали руку, що здійснювала ударні рухи); проби на одночасні дії рук (досліджуваним пропонували намалювати без контролю зору правою рукою коло, а лівою – квадрат, при повторенні – навпаки; ведучою вважали руку, за допомогою якої зображення намальованих фігур були чіткішими); проби на напрямок рухів рук (досліджуваним пропонували намалювати коло на папері. Правші виконують рухи олівцем проти, а шульги - за годинниковою стрілкою); тест на підняття предмету (олівець), що лежить на підлозі (як правило, предмет піднімають з підлоги ведучою рукою); тест на витирання дошки (звичайно для цього користуються ведучою рукою).

Оцінку результатів проводили за більшістю позитивних проб на користь певної руки. У результаті було відібрано 172 обстежуваних (з них 83 юнаки та 89 дівчат) з правою ведучою рукою (у подальшому правшів) та 32 обстежуваних (з них 16 юнаків і 16 дівчат) з лівою ведучою рукою (у подальшому шульгів). Обстежуваних з однаковою кількістю лівих і правих позитивних проб з дослідження виключали.

Тому з загальної кількості, яка складала 226 добровольців, у дослідження, у кінцевому підсумку, було відібрано тільки 204 особи.

2.7. Оцінка прискореної та ходьби зі зменшеним темпом, з тимчасовою зоровою депривацією та при частково зміненому вестибулярному потоці

Параметри ходьби оцінювались у межах наступних парадигм: звичайна ходьба з довільною індивідуально зручною швидкістю, прискорена ходьба з довільно обраним ступенем прискорення (без переходу на біг), ходьба з заданим зменшеним темпом за сигналом метронома (частота ударів метронома складала 48 за хвилину), ходьба з тимчасовою зоровою депривацією (після попереднього ознайомлення з поверхнею та розташуванням доріжки обстежуваним пропонували здійснити прохід з заплющеними очима) та ходьба при частково зміненому вестибулярному потоці (обстежуваним пропонували здійснити прохід доріжкою з максимальним поворотом голови праворуч та ліворуч).

2.8. Оцінка ходьби з когнітивними завданнями

В якості додаткових було обрано два когнітивних завдання.

Першим, простішим додатковим когнітивним завданням було послідовне без повторень називання вголос будь-яких відомих досліджуваним тварин. Перед тестуванням ходьби з одночасним когнітивним завданням досліджуваним добровольцям надавали наступну інструкцію: «Ви маєте йти доріжкою з довільно-зручною швидкістю й одночасно голосно проговорювати назви відомих Вам тварин, намагаючись не повторювати вже названих. Починати називати тварин потрібно з початком ходьби й завершувати з її завершенням». При опрацюванні результатів оцінювали якість ходьби та якість виконання самого когнітивного завдання, зокрема середню загальну кількість названих тварин, середню кількість помилок. Помилками вважались випадки

повторення тварин та випадки повної зупинки ходьби. Попередніх інструкцій щодо пріоритету одного завдання над іншим (ходьби над додатковим завданням або навпаки) не надавали. Ходьбу доріжкою досліджувані розпочинали після команди «починаємо йти».

Другим, складнішим додатковим когнітивним завданням було арифметичне завдання: послідовне віднімання 7, починаючи зі 100. З метою визначення важкості завдання й чи не зазнають досліджувані дискомфорту досліджуваних спочатку просили рахувати стоячи [268]. Перед тестуванням ходьби з одночасним когнітивним завданням досліджуваним добровольцям надавали наступну інструкцію: «Ви маєте йти доріжкою з довільно-зручною швидкістю й одночасно, починаючи з числа 100, послідовно віднімати 7 і вголос називати отриманий результат. Починати рахування потрібно з початком ходьби й завершувати з її завершенням». У подальшому оцінювали не тільки якість ходьби, а й якість виконання самого когнітивного завдання, зокрема середню загальну кількість підрахуваних чисел, середню кількість помилок у підрахунках і середню кількість помилок у підрахунках у перерахунку у відсотки.

При оцінці вірогідності різних вибірок і достовірності різниці при порівнянні застосовували параметричний критерій Стьюдента (t). Граничною допустимою межею достовірності вважався показник $p < 0,05$ (використовувались також рівні достовірності $p < 0,001$ для окремих оцінок кореляційних коефіцієнтів). У певних випадках використовували непараметричні статистичні методи оцінки, що закладені в програмах “STATISTICA5.5” .

2.9. Клініко-інструментальні методи дослідження

Клінічні діагнози в окремих категоріях неврологічних хворих, що включені до дослідження, встановлювались згідно існуючих діагностичних критеріїв.

Діагноз множинного склерозу (МС) встановлювали відповідно клінічних діагностичних критеріїв McDonald (2005) [423], [424]. Тип перебігу захворювання визначався при аналізі анамнезу [425]. У наше дослідження включені хворі з ремітуюче-рецидивуючим перебігом МС. Клінічну оцінку важкості захворювання проводили за шкалою функціональних систем Куртцке (EDSS) [426]. Вона включала як кінцеву кваліфікацію важкості ураження (бал EDSS), так й оцінку окремих функціональних систем – зорової, стовбурових функцій, пірамідних, мозочкових, сенсорних функцій, тазових функцій, загальних церебральних функцій (ментальних). Усім хворим діагноз підтверджувався при магніто-резонансній томографії головного мозку, згідно існуючих критеріїв [427], [428], [429]. Використовували томограф фірми Philips, модель Itera, потужністю постійного магнітного поля 0,5 Тесла. Стандартний протокол дослідження включав режими T1 і T2 зваженого зображення, протонної щільності в зрізах товщиною 3 мм у сагітальній, фронтальній та

аксіальній площинах. Окремим хворим для діагностики фази захворювання виконувалося дослідження з підсиленням сигналу гадолінієм (Магневіст).

Діагноз ідіопатичної хвороби Паркінсона (ХП) встановлювався згідно клінічних діагностичних критеріїв банку мозку Великої Британії (UKPDS) [430], які передбачають трикрокову процедуру діагнозу та диференційного діагнозу. Детально процедура викладена в нашій публікації [431]. Стадія захворювання визначалась згідно класифікації Hoehn & Yahr (1967) [432]. Глибина розладів моторних та немоторних функцій та їх структура визначалися за допомогою уніфікованої шкали оцінки функцій при хворобі Паркінсона UPDRS [433]. Для аналізу можливих кореляцій між клінічними симптомами та показниками ходьби пацієнтів використовували не тільки окремі оцінки шкали та сукупні оцінки за трьома розділами, але й комбінації окремих оцінок основних порушень – тремтіння, ригідність, скутість, латералізація симптомів тощо, як це рекомендується в аналогічних сучасних дослідженнях [434].

Діагностика атипичних форм паркінсонізму донедавна була досить важкою справою. Але розроблення клінічних діагностичних критеріїв, принципово подібних до UKPDS, зробило можливим таку прижиттєву діагностику для прогресуючого над'ядерного параліча (ПНП), мультисистемної атрофії (МСА), кортико-базальної гангліонічної дегенерації (КБД) та деяких інших нозологічних форм. Попередньо, за допомогою такого критеріального підходу, нами продемонстровано, що структура популяції хворих на синдром паркінсонізму в Україні майже не відрізняється від такої для європейських країн [435], [436].

ПНП діагностували на основі критеріїв, запропонованих науковими групами під керівництвом Golbe L.I. і Litvan I. [437], [438], [439], [440], [441], а МСА – за критеріями наукової групи Gilmans S. [442], [443], [444], [445].

Складніше питання кваліфікації випадків з первинним порушенням ходьби – апраксією ходьби. Нозологічна приналежність таких випадків залишається, з одного боку, невизначеною, а, з іншого – синдром апраксії ходьби може виникати при широкій низці патологій [6]. Частина випадків може розглядатися в рамках «судинного паркінсонізму» [446], [447], частина – у рамках синдрому «нормотензивної гідроцефалії» [355], але певна частка хворих не може бути впевнено кваліфікована в межах конкретної патології. Тому ми об'єднували цих хворих лише за загальною спільною ознакою – клінічним патерном ходьби, який можна описати терміном «апраксія ходьби». Для цього виду розладу характерні варіативність ширини кроку (базис опори) – від широкої постановки стоп до перехрещення відбитків з середньою лінією, скорочення кроку, човгання, «прилипання» ніг до підлоги («магнітна ходьба»), вагання на старті та при обертанні, помірна нестійкість [6], [355]. Характерною ознакою є очевидна різниця в можливості користуватися ногами під час ходьби та в лежачому положенні (зростання вправності в останньому випадку) [447].

Діагноз у випадках хореї Гентінгтона виставлявся на основі клінічного аналізу фенотипу й сімейного аналізу [448].

3. ЗАКОНОМІРНОСТІ ОРГАНІЗАЦІЇ ПРОСТОРОВО-ЧАСОВИХ ПАРАМЕТРІВ ХОДЬБИ В ЧОЛОВІКІВ ТА ЖІНОК РІЗНИХ ВІКОВИХ ГРУП

3.1. Просторово-часові параметри звичайної ходьби в чоловіків та жінок різних вікових груп

Діяльність людини та тварин є процесом опрацювання інформації з метою орієнтації й переміщення, життєзабезпечення організму й пізнання ним зовнішнього світу, а функція керування – одна з найбільш загальних і важливих функцій мозку. Нервова система створена для дій, а дії спрямовані на певну мету. Рухи ж є складовими компонентами дій. Дії повинні задовольняти потреби організму та забезпечувати виживання виду. Таким чином, вони повинні керуватися посиленнями як від внутрішнього, так і від зовнішнього середовища [183]. Пошукова та життєпідтримуюча діяльність, така як пошук їжі чи уникнення небезпеки, та інші види діяльності, включають локомоцію, як інтегральний компонент. Природа створила різноманітні форми локомоції, такі як плавання, літання та ходьба, що властиві різним видам тварин і людині, а також і різні біологічні пристрої для реалізації цих локомоторних функцій. Загальною рисою цих різновидів локомоції є повторна циклічна активність рухових придатків (кінцівок) для забезпечення переміщення в просторі.

Локомоція людини, зокрема ходьба, є біомеханічним проявом адекватної роботи нервової системи та опорно-рухового апарата, тому дослідження ходьби відіграє важливу роль в оцінці нервово-м'язових відносин у нормі та при їх порушеннях. Малюнок ходьби людини, просторово-часова організація її параметрів є досить індивідуальною характеристикою. Але, у той же час, існують доволі жорсткі загальні принципи та закономірності організації циклу ходьби, які дають можливість узагальнювати індивідуальні малюнки та робити висновки про зміни ходьби в умовах патології.

Аналіз джерел літератури засвідчив, що ходьба людини – складний акт біпедальної локомоції, управління яким інтегрує ресурси багатьох відділів ЦНС: моторні центри, що безпосередньо керують локомоцією, центри контролю пози, балансу, довільних рухів, когнітивних процесів та м'язово-скелетних функцій. Дослідження ходьби, як метод оцінки стану рухової функції людини, часто використовується при різноманітних порушеннях опорно-рухового апарата, неврологічних розладах та під час вивчення процесу фізіологічного старіння. Порушення ходьби виникають при багатьох патологічних процесах неврологічної і не неврологічної природи: прогресуючі запальні, судинні та нейродегенеративні ураження. Тому широкий спектр досліджень, що вивчають механізми управління ходьбою та параметри ходьби людини, переважно стосуються вивчення впливу патологічних станів на ходьбу та торкались переважно людей похилого віку.

Аналіз літератури свідчить про те, що організація ходьби та порушення її структури й циклу залишаються одним з найскладніших розділів фізіології

нервової системи та неврології, зважаючи не тільки на складність механізмів регуляції, але й на методологічні проблеми дослідження ходьби. Поява останнім часом сучасного електронного обладнання, що дозволяє отримувати параметри ходьби людини в реальному часі та досліджувати їх зміни в рамках різних експериментальних парадигм, створила нову можливість для порівняльного аналізу цього рухового акту, відкрила перспективи для клініко-інструментальних співставлень [51], [449].

Таким чином, встановлення просторово-часових параметрів ходьби людини в умовах довільно обраного темпу, вивчення змін цих параметрів в умовах виконання додаткових моторних і когнітивних завдань у людей різного віку й статі є актуальною проблемою для фізіології, неврології, геронтології, травматології та інших галузей теоретичної та практичної медицини.

На ходьбу людини впливає велика кількість біомеханічних та нейрофізіологічних факторів [194], [195], [196]. Найбільш важливими з них є вік, стать та тілобудова (антропометричні показники). Сучасні дослідження спрямовані на вивчення просторових та часових параметрів ходьби за допомогою новітніх методів, що дають змогу отримувати тривимірне представлення даних параметрів у режимі реального часу, та на поглиблення уявлень про організацію цих параметрів при різних парадигмах ходьби в нормі та їх змінах при патології. Багато з цих робіт присвячено віковому аспекту проблеми [337], [338], [450]. Для цілісного уявлення про фактори, які впливають на формування індивідуального малюнка ходьби актуальним є питання про статеві, вікові відмінності, перебудову патерну ходьби при різних парадигмах її, які використовуються людиною в повсякденному житті (прискорення, біг, зниження темпу тощо), та про вплив умов зовнішнього середовища на малюнок ходьби. Ці питання залишаються ще маловивченими.

Зважаючи на те, що в літературі відсутні дані про вікові та гендерні відмінності просторово-часових показників ходьби, одним із завдань нашого дослідження було встановити відмінності просторових та часових параметрів нормальної ходьби в практично здорових підлітків, осіб юнацького та середнього віку. Слід відмітити, що під час дослідження виявлено певний статевий диморфізм просторово-часових параметрів ходьби, що, вірогідно, відбиває морфологічні відмінності тілобудови, але не можна виключати й вплив нервових фізіологічних механізмів, що регулюють ходьбу.

3.1.1. Просторово-часові показники ходьби в осіб підліткового віку обох статей. При дослідженні просторово-часових параметрів звичайної ходьби в хлопчиків (33 особи 13-16 річного віку, середній вік склав $15,82 \pm 0,39$ роки) встановлено, що середня швидкість складала $129,40 \pm 3,27$ см/с (у середньому відстань у $672,50 \pm 10,51$ см долали за $5,34 \pm 0,19$ с); при звичайному проході кількість кроків за хвилину становила $112,31 \pm 1,63$.

Просторові параметри були наступними: довжина кроку правою ногою склала $68,71 \pm 1,27$ см, лівою ногою – $69,20 \pm 1,24$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги становило $0,76 \pm 0,01$ справа та $0,77 \pm 0,01$ зліва; довжина

подвійного кроку правою ногою склала $137,88 \pm 2,47$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $137,95 \pm 2,48$ см; у даній групі обстежуваних при звичайній ходьбі ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $10,27 \pm 0,42$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $10,08 \pm 0,44$ см; кут розвороту правої стопи становив $9,47 \pm 1,06^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $7,84 \pm 1,15^\circ$.

При аналізі часових показників звичайної ходьби в чоловіків підліткового віку визначено, що тривалості кроків правою та лівою ногою були однаковими й дорівнювали $0,54 \pm 0,01$ с; тривалість крокового циклу для правої ноги дорівнювала $1,07 \pm 0,02$ с, для лівої ноги – $1,08 \pm 0,02$ с. Тривалість переносу правої ноги становила $0,44 \pm 0,01$ с, тривалість переносу лівої ноги – $0,44 \pm 0,01$ с. Час опори для правої та лівої ніг був однаковим і тривав $0,63 \pm 0,01$ с. Тривалість одиночної опори правою ногою складала $0,44 \pm 0,01$ с, лівою ногою – $0,44 \pm 0,01$ с. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою мала однакову тривалість – $0,19 \pm 0,01$ с.

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») FAP звичайної ходьби в чоловіків підліткового віку склав $96,42 \pm 4,04$ % , що вказує на відповідність ходьби нормативним показникам.

При дослідженні просторово-часових параметрів **звичайної ходьби в дівчаток** (36 осіб 15 річного віку) встановлено, що середня швидкість складала $118,65 \pm 3,12$ см/с (у середньому відстань у $685,30 \pm 9,50$ см долали за $5,94 \pm 0,21$ с); кількість кроків за хвилину становила $112,08 \pm 1,81$.

При вивченні звичайної ходьби в групі дівчаток отримані наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою склала $63,08 \pm 0,89$ см, лівою ногою – $63,37 \pm 0,88$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги з обох сторін було однаковим і становило $0,75 \pm 0,01$; довжина подвійного кроку правою ногою склала $126,76 \pm 1,73$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $126,74 \pm 1,77$ см; ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $7,71 \pm 0,52$ см, для лівої ноги – $7,70 \pm 0,50$ см; кут розвороту правої стопи становив $2,34 \pm 0,80^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $0,04 \pm 0,77^\circ$.

При аналізі часових показників звичайної ходьби в жінок підліткового віку визначено, що тривалість кроків та тривалість крокового циклу правою та лівою ногою були однаковими й дорівнювали $0,54 \pm 0,01$ с та $1,08 \pm 0,02$ с відповідно. Тривалості переносу правої та лівої ніг були однаковими і становили $0,44 \pm 0,01$ с. Час опори для правої та лівої ніг був однаковим і тривав $0,64 \pm 0,01$ с. Тривалість одиночної опори правою і лівою ногою була однаковою і складала $0,44 \pm 0,01$ с. Опора на обидві ноги при виконанні кроку правою ногою тривала $0,20 \pm 0,04$ с, лівою ногою – $0,21 \pm 0,04$ с.

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») FAP звичайної ходьби в жінок підліткового віку склав $97,06 \pm 3,87$ % , що вказує на відповідність ходьби нормативним показникам.

3.1.2. Просторово-часові показники ходьби в осіб юнацького віку обох статей. Досліджено параметри звичайної ходьби в 502 здорових юнаків та дівчат (віковий діапазон 16-21 рік). У такій віковій групі зменшується можливість впливу на ходьбу хронічних захворювань та коморбідних патологій, що накопичуються з віком.

У юнаків середня швидкість руху при звичайній ходьбі склала $129,47 \pm 17,89$ см/с (відстань у $693,97 \pm 65,82$ см долалася юнаками за $5,48 \pm 1,00$ с); при звичайному проході доріжкою обстежувані в середньому робили $9,94 \pm 1,40$ кроків, що при перерахунку за хвилину склало $109,87 \pm 8,06$ кроків. Середня довжина як правої, так і лівої нижньої кінцівки становила для юнаків $92,93 \pm 5,00$ см.

При вивченні просторових параметрів звичайної ходьби в юнаків встановлено, що довжина кроку лівою нижньою кінцівкою склала $70,58 \pm 6,90$ см, правою нижньою кінцівкою – $70,57 \pm 7,22$ см. Різниця між довжиною кроку правою й лівою нижніми кінцівками становила $2,08 \pm 1,88$ см. У даній групі обстежених співвідношення довжини кроку до довжини лівої нижньої кінцівки складало $0,76 \pm 0,07$, для правої нижньої кінцівки – $0,76 \pm 0,08$. Довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою становила $141,22 \pm 14,07$ см, правою нижньою кінцівкою – $141,39 \pm 13,84$ см. При звичайній ходьбі в юнаків ширина бази опори для лівої стопи дорівнювала $9,37 \pm 2,87$ см, для правої стопи – $9,81 \pm 2,95$ см.

При дослідженні звичайної ходьби в юнаків отримані такі часові параметри: крок лівою і правою нижньою кінцівкою тривав $0,55 \pm 0,04$ с. Тривалість крокового циклу звичайної ходьби в юнаків становила також однакову кількість часу для обох нижніх кінцівок – $1,10 \pm 0,08$ с. Час переносу лівої стопи дорівнював $0,45 \pm 0,03$ с, правої – $0,44 \pm 0,03$ с. Контакт лівої й правої стопи з доріжкою при звичайній ходьбі в юнаків тривав відповідно $0,65 \pm 0,06$ с та $0,66 \pm 0,06$ с. Час опори лише на ліву стопу складав $0,44 \pm 0,03$ с, на праву стопу – $0,45 \pm 0,03$ с. Опора на обидві стопи при виконанні кроку як лівою, так і правою нижньою кінцівкою тривала однаково довгий час – $0,21 \pm 0,04$ с. При звичайній ходьбі в юнаків різниця тривалості кроку лівою та правою нижніми кінцівками склала $0,01 \pm 0,01$ с, різниця тривалості крокового циклу – $0,01 \pm 0,01$ с.

У загальній структурі крокового циклу звичайної ходьби в юнаків визначені наступні співвідношення: час переносу від загальної тривалості крокового циклу склав для лівої стопи $40,65 \pm 1,45$ % , для правої стопи – $40,30 \pm 1,49$ % . Час контакту лівої стопи з доріжкою становив $59,36 \pm 1,45$ % від загальної тривалості крокового циклу, час контакту правої стопи з доріжкою – $59,70 \pm 1,48$ % . Час опори лише на ліву стопу склав $40,31 \pm 1,56$ % від загальної тривалості крокового циклу, на праву стопу – $40,64 \pm 1,52$ % . Час опори на обидві стопи для крокового циклу лівою нижньою кінцівкою становив $19,01 \pm 2,61$ % , а для крокового циклу правою нижньою кінцівкою – $18,93 \pm 2,56$ % . Інтегральний показник якості (нормальності) звичайної ходьби в юнаків склав $97,08 \pm 3,95$ % , що свідчить про відповідність її нормативним показникам.

Просторово-часові показники звичайної ходьби в дівчат. У дослідженні брали участь лише дівчата, що не народжували, з метою виключення впливу вагітності та пологів на формування патерну нормальної ходьби. Встановлено, що середня швидкість руху склала $122,63 \pm 21,13$ см/с (відстань у $711,41 \pm 85,20$ см долалася дівчатами за $6,02 \pm 1,49$ с); при звичайному проході доріжкою обстежувані в середньому робили $11,28 \pm 1,98$ кроків, що при перерахунку за хвилину склало $114,59 \pm 11,85$ кроків. Середня довжина як правої, так і лівої нижньої кінцівки складала для дівчат $85,41 \pm 5,99$ см.

При вивченні просторових параметрів звичайної ходьби в дівчат встановлено, що довжина кроку лівою нижньою кінцівкою склала $63,94 \pm 6,50$ см, правою нижньою кінцівкою – $63,79 \pm 6,74$ см. Різниця між довжиною кроку правою й лівою нижніми кінцівками становила $1,58 \pm 1,12$ см. У даній групі обстежених співвідношення довжини кроку до довжини нижньої кінцівки при звичайній ходьбі як для лівої, так і для правої нижньої кінцівки дорівнювало $0,75 \pm 0,09$. Довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою становила $127,90 \pm 13,19$ см, правою – $128,04 \pm 12,91$ см. При звичайній ходьбі в дівчат ширина бази опори для лівої стопи дорівнювала $6,60 \pm 3,03$ см, для правої стопи – $6,71 \pm 3,13$ см.

При дослідженні звичайної ходьби в дівчат отримані такі часові параметри: крок лівою та правою нижньою кінцівкою в середньому тривав $0,53 \pm 0,06$ с. Кроковий цикл звичайної ходьби в дівчат також тривав однакову кількість часу для лівої і правої нижньої кінцівки й становив $1,06 \pm 0,12$ с. Час переносу як лівої, так і правої стопи дорівнював $0,43 \pm 0,04$ с. Контакт лівої й правої стопи з доріжкою при звичайній ходьбі в дівчат тривав $0,63 \pm 0,08$ с. Час опори лише на ліву стопу склав $0,43 \pm 0,04$ с, на праву стопу – $0,43 \pm 0,04$ с. Опора на обидві стопи при виконанні кроку як лівою, так і правою нижньою кінцівкою тривала $0,21 \pm 0,05$ с. При звичайній ходьбі в дівчат різниця тривалості кроку лівою та правою нижніми кінцівками склала $0,02 \pm 0,01$ с, різниця тривалості крокового циклу – $0,01 \pm 0,01$ с.

У загальній структурі крокового циклу звичайної ходьби в дівчат визначені наступні співвідношення: час переносу стопи від загальної тривалості крокового циклу склав для лівої стопи $40,35 \pm 1,60$ % , для правої стопи – $40,30 \pm 1,57$ % . Час контакту лівої стопи з доріжкою становив $59,65 \pm 1,59$ % від загальної тривалості крокового циклу, час контакту правої стопи з доріжкою – $59,70 \pm 1,57$ % . Час опори лише на ліву стопу склав $40,26 \pm 1,64$ % від загальної тривалості крокового циклу, на праву стопу – $40,39 \pm 1,60$ % . Час опори на обидві стопи для крокового циклу лівою нижньою кінцівкою становив $19,18 \pm 2,74$ % , а для крокового циклу правою нижньою кінцівкою – $19,30 \pm 2,79$ % .

Інтегральний показник якості (нормальності) звичайної ходьби в дівчат склав $95,03 \pm 4,96$ % , що свідчить про «нормальність» ходьби, тобто відповідність її нормативним показникам.

3.1.3. Просторово-часові показники ходьби в жінок середнього віку.

Встановлено, що середня швидкість складала $112,26 \pm 2,80$ см/с (у середньому відстань у $711,07 \pm 8,42$ см долали за $6,50 \pm 0,20$ с). Кількість кроків за хвилину становила $109,88 \pm 1,82$.

При вивченні звичайної ходьби в групі жінок середнього віку отримані наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою складала $61,17 \pm 0,83$ см, лівою ногою – $61,02 \pm 0,79$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги справа становило $0,70 \pm 0,02$, зліва – $0,72 \pm 0,01$; довжина подвійного кроку правою ногою складала $122,34 \pm 1,64$ см, лівою ногою – $122,33 \pm 1,58$ см; ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $7,36 \pm 0,48$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $7,26 \pm 0,45$ см; кут розвороту правої стопи становив $4,03 \pm 0,74^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $3,34 \pm 0,81^\circ$.

При аналізі часових показників звичайної ходьби в жінок середнього віку визначено, що тривалість кроків правою та лівою ногою не відрізнялись і становила $0,55 \pm 0,01$ с; тривалість крокового циклу для правої та лівої ніг була однаковою і дорівнювала $1,10 \pm 0,02$ с. Тривалості переносу правої та лівої ніг не відрізнялись і становили $0,44 \pm 0,01$ с. Час опори для правої ноги тривав $0,67 \pm 0,01$ с, для лівої ноги – $0,66 \pm 0,01$ с. Тривалість одиночної та подвійної опори з обох сторін не відрізнялись і становили $0,44 \pm 0,01$ с та $0,23 \pm 0,01$ с відповідно.

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») FAP звичайної ходьби в жінок середнього віку склав $96,84 \pm 5,26$ % , що вказує на відповідність ходьби нормативним показникам.

3.1.4. Відмінності просторово-часових параметрів звичайної ходьби при порівнянні різних вікових та статевих груп. При міжстатевому порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби в групах підліткового віку встановлено достовірну відмінність більшості просторових параметрів. Так, у даній віковій групі в хлопчиків більші ніж у дівчаток: довжина кроку (на $8,2 \pm 1,6$ % справа та $8,4 \pm 1,5$ % зліва), довжина подвійного кроку з обох сторін (на $8,1 \pm 1,5$ %), ширина бази опори з обох сторін (на $24,9 \pm 4,6$ % справа та $23,6 \pm 4,7$ % зліва) ($p < 0,05$). Кути розвороту обох стоп у хлопчиків ($7,84 \pm 1,15^\circ$ зліва, $9,47 \pm 1,06^\circ$ справа) та жінок ($0,04 \pm 0,77^\circ$ зліва, $2,34 \pm 0,80^\circ$ справа) значуще відрізняються ($p < 0,001$) (рис. 3.1). Достовірних відмінностей не виявлено в співвідношенні довжини кроку до довжини кінцівки, в пройденій відстані та в усіх часових параметрах.

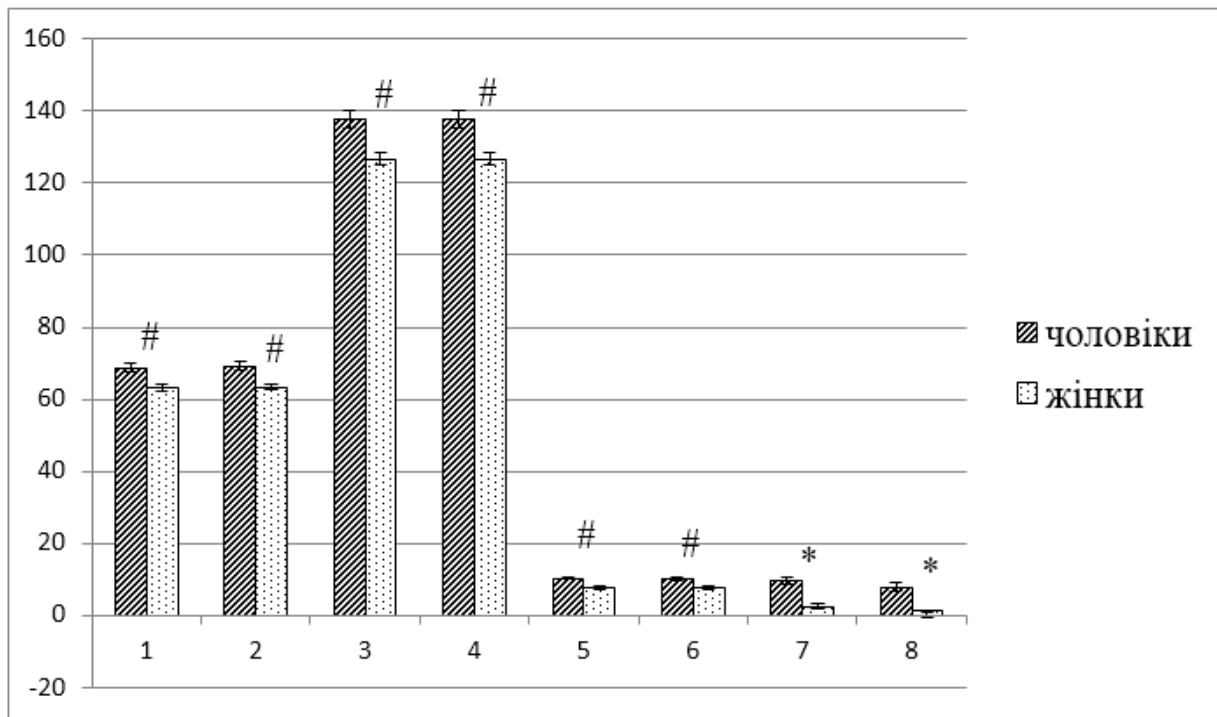


Рис. 3.1. Відмінності просторових параметрів звичайної ходьби хлопчиків і дівчаток (підлітковий вік).

Примітки: 1 – довжина кроку правою ногою; 2 – довжина кроку лівою ногою; 3 – довжина подвійного кроку правою ногою; 4 – довжина подвійного кроку лівою ногою; 5 – ширина бази опори для правої ноги; 6 – ширина бази опори для лівої ноги; 7 – кут розвороту правої стопи; 8 – кут розвороту лівої стопи; # – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

При порівнянні просторово-часових показників звичайної ходьби в юнаків і дівчат встановлено, що середня швидкість руху при звичайній ходьбі в юнаків ($129,47 \pm 17,89$ см/с) статистично значуще більша, ніж у дівчат ($122,63 \pm 21,13$ см/с) ($p < 0,05$); а кількість кроків, яку робили юнаки ($9,94 \pm 1,40$), щоб здолати довжину доріжки, виявилися достовірно меншою, ніж кількість кроків, яку робили дівчата ($11,28 \pm 1,98$) при проході доріжкою ($p < 0,001$). Крім цього визначено, що юнаки при звичайній ходьбі роблять за хвилину статистично значуще меншу кількість кроків ($109,87 \pm 8,06$), ніж дівчата ($114,59 \pm 11,85$) ($p < 0,01$).

При вивченні відмінностей просторових показників ходьби в звичайному темпі в юнаків і дівчат встановлено наступне. Довжина звичайних ($70,57 \pm 7,22$ см в юнаків та $63,79 \pm 6,74$ см у дівчат) і подвійних кроків ($141,39 \pm 13,84$ та $128,04 \pm 12,91$ см відповідно), зроблених обома нижніми кінцівками, та ширина бази опори для обох стоп ($9,81 \pm 2,95$ см для правої та $9,37 \pm 2,87$ см – для лівої стопи в юнаків та $6,71 \pm 3,13$ та $6,60 \pm 3,03$ см відповідно в дівчат) виявилися статистично значуще більшими в юнаків, ніж у дівчат ($p < 0,001$). Різниця довжини кроків, зроблених при звичайній ходьбі правою й лівою нижніми

кінцівками, також достовірно більша в юнаків ($2,08 \pm 1,88$ см), ніж у дівчат ($1,58 \pm 1,12$ см) ($p < 0,05$). Між юнаками і дівчатами немає статистично значущих відмінностей за співвідношенням довжини кроків, зроблених при звичайній ходьбі обома нижніми кінцівками, до довжини відповідної нижньої кінцівки ($0,76 \pm 0,08$ в юнаків та $0,75 \pm 0,09$ у дівчат) ($p > 0,05$ в обох випадках) (рис 3.2).

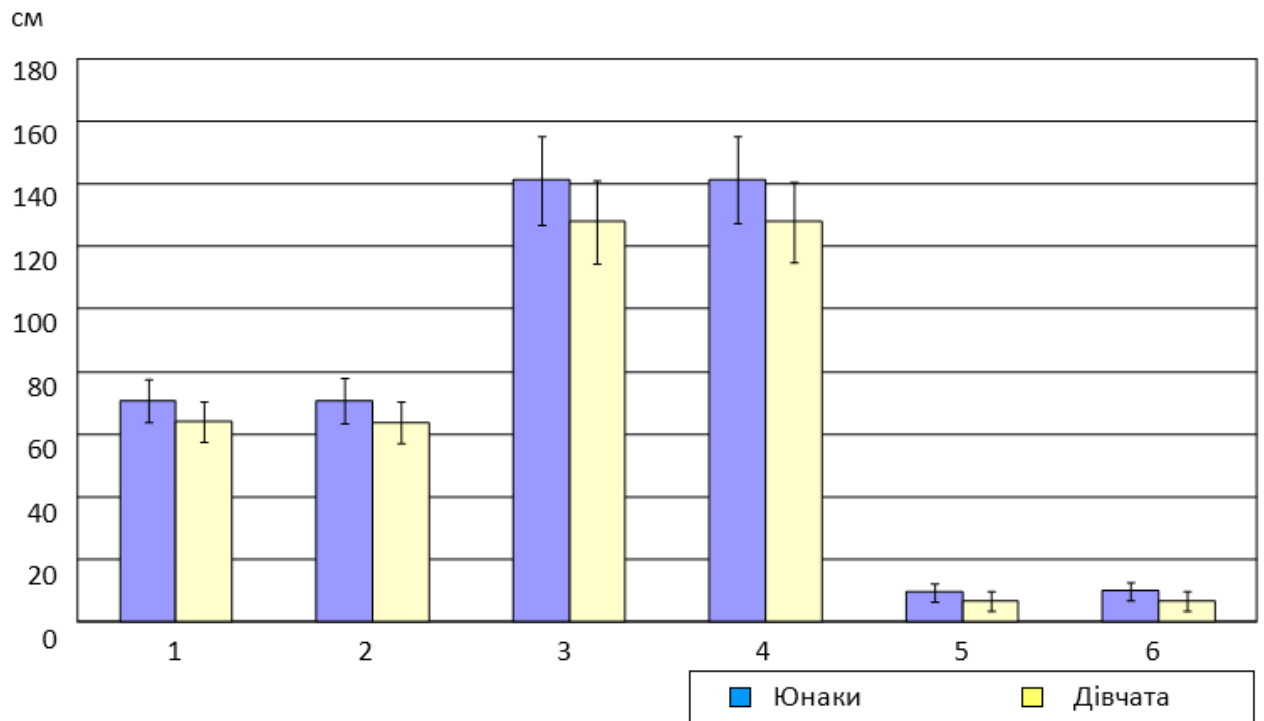


Рис. 3.2. Відмінності просторових показників нормальної ходьби в юнаків та дівчат:

- 1 – довжина кроку лівою нижньою кінцівкою (юнаки – $70,58 \pm 6,9$ см, дівчата – $63,94 \pm 6,5$ см, $p < 0,001$);
- 2 – довжина кроку правою нижньою кінцівкою (юнаки – $70,57 \pm 7,22$ см, дівчата – $63,79 \pm 6,74$ см, $p < 0,001$);
- 3 – довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою (юнаки – $141,22 \pm 14,07$ см, дівчата – $127,9 \pm 13,19$ см, $p < 0,001$);
- 4 – довжина подвійного кроку правою нижньою кінцівкою (юнаки – $141,39 \pm 13,84$ см, дівчата – $128,04 \pm 12,91$ см, $p < 0,001$);
- 5 – ширина базиопоридля лівої стопи (юнаки – $9,37 \pm 2,87$ см, дівчата – $6,6 \pm 3,03$ см, $p < 0,001$);
- 6 – ширина базиопоридля правої стопи (юнаки – $9,81 \pm 2,95$ см, дівчата – $6,71 \pm 3,13$ см, $p < 0,001$).

Серед часових показників у дівчат, у порівнянні з юнаками, статистично значуще меншими виявилися тривалість кроків, зроблених лівою й правою нижньою кінцівкою ($0,55 \pm 0,04$ с в юнаків та $0,53 \pm 0,06$ с у дівчат, $p < 0,01$), тривалість крокових циклів для лівої й правої нижньої кінцівки ($1,10 \pm 0,08$ с в юнаків та $1,06 \pm 0,12$ с у дівчат, $p < 0,01$), час переносу лівої ($0,45 \pm 0,03$ с в юнаків, $0,43 \pm 0,04$ с у дівчат, $p < 0,001$) й правої стопи ($0,44 \pm 0,03$ с в юнаків, $0,43 \pm 0,04$ с у

дівчат, $p < 0,01$), тривалість контакту правої стопи з доріжкою ($0,66 \pm 0,06$ с в юнаків, $0,63 \pm 0,08$ с у дівчат, $p < 0,05$), час опори лише на ліву ($0,44 \pm 0,03$ с в юнаків, $0,43 \pm 0,04$ с у дівчат, $p < 0,01$) й праву стопу ($0,45 \pm 0,03$ с в юнаків, $0,43 \pm 0,04$ с у дівчат, $p < 0,001$). Достовірних відмінностей між юнаками та дівчатами за тривалістю контакту лівої стопи з доріжкою, часом опори на обидві стопи при виконанні кроків лівою й правою нижніми кінцівками, значеннями різниці тривалості кроку лівою та правою нижніми кінцівками та різниці тривалості крокового циклу не встановлено ($p > 0,05$) (рис. 3.3).

У структурі крокового циклу звичайної ходьби в юнаків і дівчат статистично значущих відмінностей немає ($p > 0,05$).

Таким чином, середня швидкість ходьби ($129,47 \pm 17,89$ см/с в юнаків та $122,63 \pm 21,13$ см/с у дівчат), більшість просторових і часових параметрів звичайної ходьби виявилися статистично значуще більшими в юнаків, ніж у дівчат. Ширина бази опори, яка також виявилася статистично значуще більшою в юнаків ($9,81 \pm 2,95$ см для правої та $9,37 \pm 2,87$ см для лівої стопи), ніж у дівчат ($6,71 \pm 3,13$ см для правої та $6,60 \pm 3,03$ см для лівої стопи), забезпечує більшу стійкість, на що вказує більший показник нормальності ходьби в юнаків, ніж у дівчат ($97,08 \pm 3,95$ % та $95,03 \pm 4,96$ % відповідно). Відповідно, юнаки, у порівнянні з дівчатами, мають достовірно більшу швидкість звичайної ходьби, яка обумовлена більшою довжиною кроків. Дівчата ж ходять меншими кроками, але при цьому інтенсивність ходьби в них більша, ніж в юнаків.

При міжвіковому порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби в чоловічих групах встановлено, що між чоловіками підліткового та юнацького віку статистично достовірних відмінностей під час ходьби в довільному темпі не виявлено ні в просторових, ні в часових характеристиках. У всіх досліджуваних групах чоловіків інтегральний показник «нормальності» FAP знаходився в межах норми ($96,42$ - $96,69$ %).

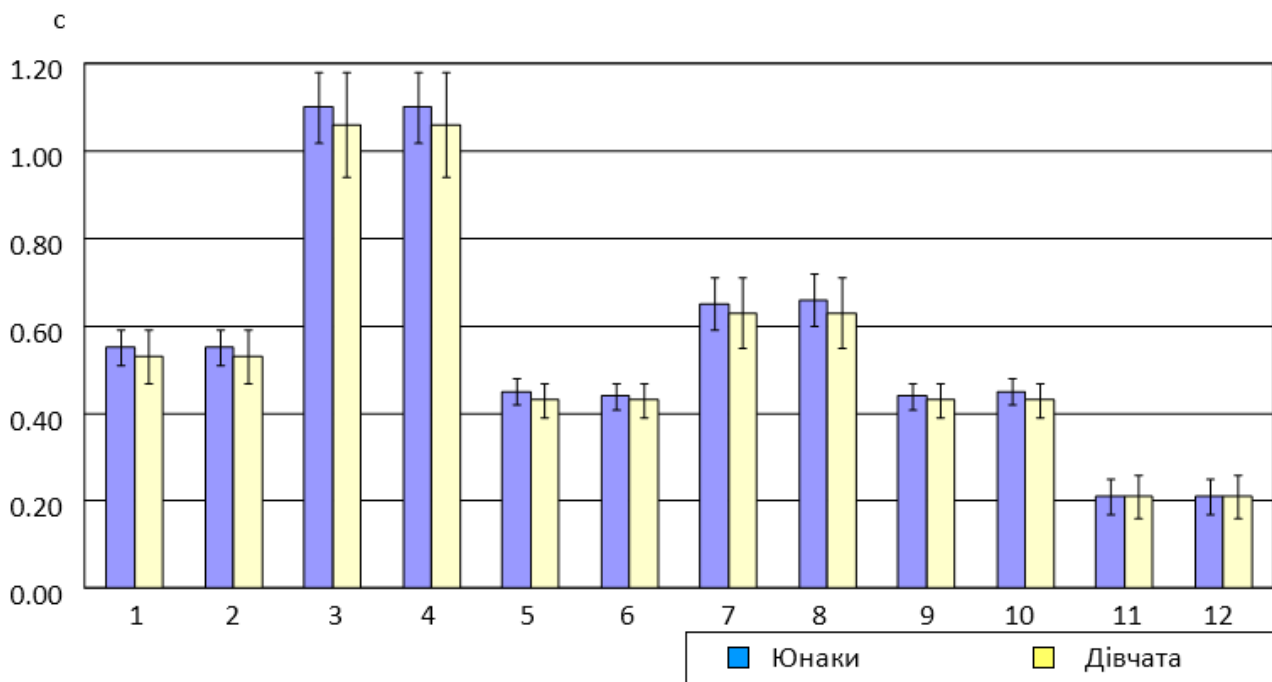


Рис. 3.3. Відмінності часових показників нормальної ходьби в юнаків та дівчат:

- 1 – час кроку лівою нижньою кінцівкою (юнаки – $0,55 \pm 0,04$ с, дівчата – $0,53 \pm 0,06$ с, $p < 0,01$);
- 2 – час кроку правою нижньою кінцівкою (юнаки – $0,55 \pm 0,04$ с, дівчата – $0,53 \pm 0,06$ с, $p < 0,05$);
- 3 – час крокового циклу лівою нижньою кінцівкою (юнаки – $1,10 \pm 0,08$ с, дівчата – $1,06 \pm 0,12$ с, $p < 0,05$);
- 4 – час крокового циклу правою нижньою кінцівкою (юнаки – $1,10 \pm 0,08$ с, дівчата – $1,06 \pm 0,12$ с, $p < 0,01$);
- 5 – час переносу лівої стопи (юнаки – $0,45 \pm 0,03$ с, дівчата – $0,43 \pm 0,04$ с, $p < 0,001$);
- 6 – час переносу правої стопи (юнаки – $0,44 \pm 0,03$ с, дівчата – $0,43 \pm 0,04$ с, $p < 0,01$);
- 7 – час опори для лівої стопи (юнаки – $0,65 \pm 0,06$ с, дівчата – $0,63 \pm 0,08$ с, $p > 0,05$);
- 8 – час опори для правої стопи (юнаки – $0,66 \pm 0,06$ с, дівчата – $0,63 \pm 0,08$ с, $p < 0,05$);
- 9 – час одиночної опори для лівої стопи (юнаки – $0,44 \pm 0,03$ с, дівчата – $0,43 \pm 0,04$ с, $p < 0,01$);
- 10 – час одиночної опори для правої стопи (юнаки – $0,45 \pm 0,03$ с, дівчата – $0,43 \pm 0,04$ с, $p < 0,001$);
- 11 – час подвійної опори для лівої стопи (юнаки – $0,21 \pm 0,04$ с, дівчата – $0,21 \pm 0,05$ с, $p > 0,05$);
- 12 – час подвійної опори для правої стопи (юнаки – $0,21 \pm 0,04$ с, дівчата – $0,21 \pm 0,05$ с, $p > 0,05$).

При міжвіковому порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби в жіночих групах встановлено, що між групами жінок підліткового та юнацького віку статистично достовірних відмінностей під час ходьби в довільному темпі в часових характеристиках не виявлено.

При порівнянні групи жінок середнього віку з групами жінок підліткового і юнацького віку виявлено такі достовірні відмінності (рис. 3.4, 3.5):

- 1) співвідношення довжини крок/кінцівка ($p < 0,05$) більше в жінок підліткового віку, ніж у жінок середнього віку (на $4,0 \pm 1,5$ % зліва та $6,7 \pm 2,0$ % справа). Час подвійної опори менший в підлітків, ніж у жінок середнього віку (на $9,5 \pm 4,8$ % зліва та $10,0 \pm 5,0$ % справа) ($p < 0,05$) (рис. 3.4).
- 2) у жінок юнацького віку час опори на обидві стопи зліва і справа менший ніж у жінок середнього віку (на $15,0 \pm 5,0$ %) ($p < 0,05$). Також виявилось, що час опори на одну стопу в жінок юнацького віку менший ніж у жінок середнього віку (на $3,1 \pm 1,6$ % зліва та $4,7 \pm 1,6$ % справа) ($p < 0,05$).

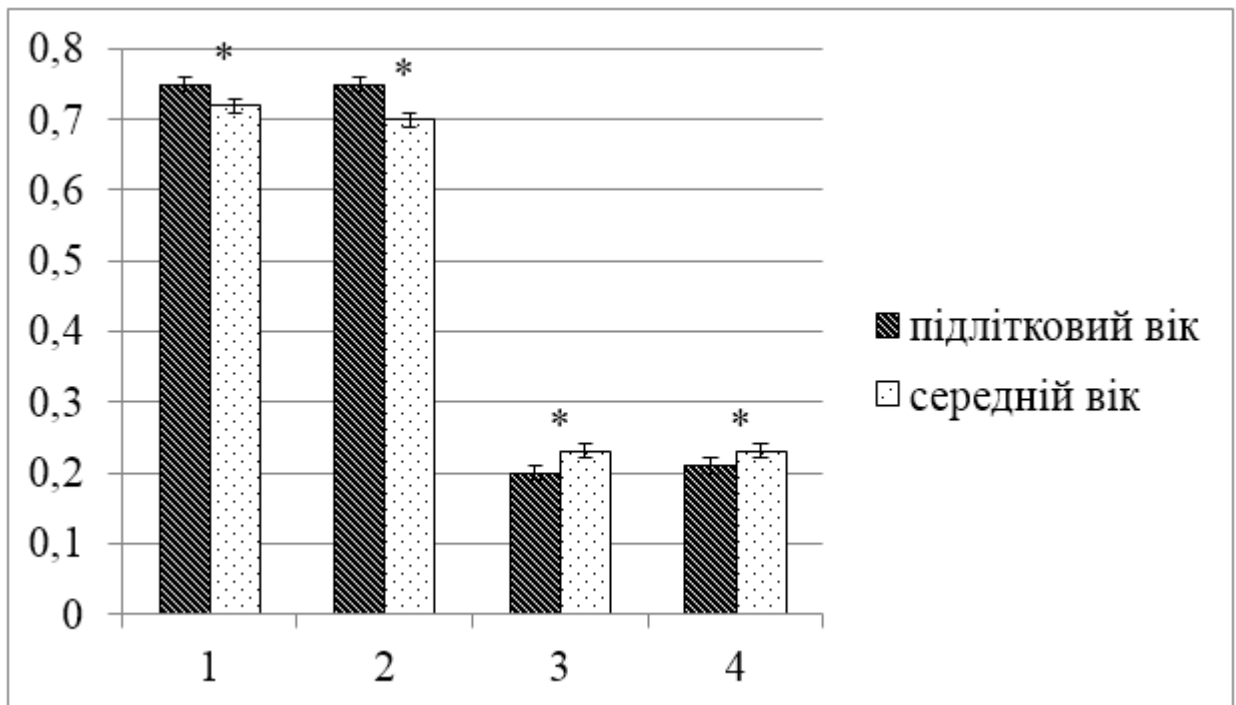


Рис. 3.4. Відмінності параметрів звичайної ходьби жінок підліткового та середнього віку.

Примітки: 1 – співвідношення довжини крок/кінцівка зліва; 2 – співвідношення довжини крок/кінцівка справа; 3 – час опори на обидві стопи справа; 4 – час опори на обидві стопи зліва; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$.

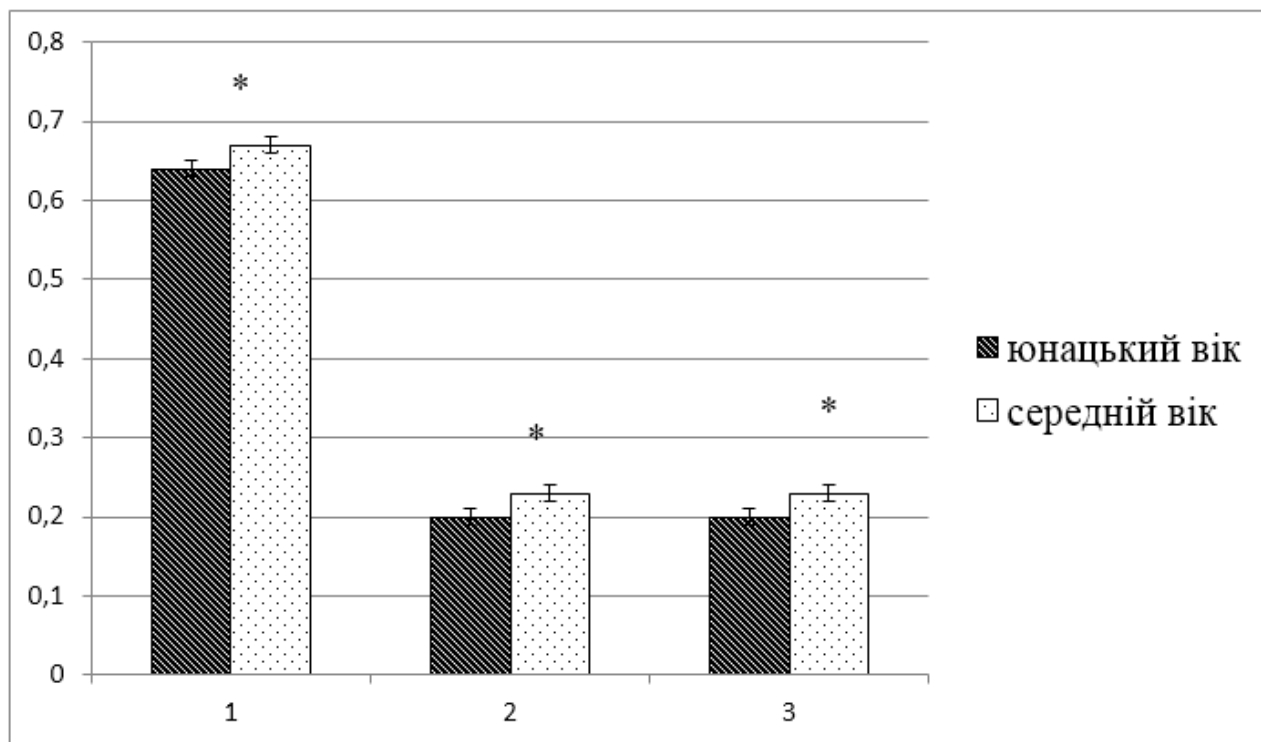


Рис. 3.5. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби жінок юнацького та середнього віку.

Примітки: 1 – час опори на одну стопу з обох сторін; 2 – час опори на обидві стопи справа; 3 – час опори на обидві стопи зліва; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$.

Просторово-часові параметри ходьби здорових обстежуваних можна порівняти з даними, що наводяться в статтях Менца [451], при цьому варто зауважити, що кількість одиниць спостереження в нашому дослідженні значно більша, ніж в згаданому вище. Менц наводить лише швидкість, кількість кроків за хвилину, довжину кроку та ширину бази опори для групи з 30 здорових людей 22-40 років. Серед цих параметрів швидкість (148 см/с) і довжина кроку (77 см) виявилися дещо більшими, ніж в нашому дослідженні (126 см/с та 67 см, відповідно). Вірогідно, це може бути пов'язано з різним віком обстежуваних ($41,4 \pm 11,0$ та $19,2 \pm 1,5$, відповідно) та впливом антропометричних та етнічних особливостей на просторово-часові параметри, що досліджувалися.

Необхідно також зазначити, що більшість досліджень просторово-часових параметрів, що проводяться, торкаються обстеження пацієнтів з неврологічними захворюваннями та патологією опорно-рухового апарата, при цьому використовуючи для порівняння лише невеликі нормативні виборки [452], [453], [454].

При міжстатевому порівнянні отриманих в нашому дослідженні просторово-часових параметрів звичайної ходьби в досліджуваних групах, характер відмінностей мав наступні закономірності: чоловіки, в порівнянні з жінками, мають більші довжину кроку та подвійного кроку, ширину бази опори, кути розвороту стоп. На відміну від просторових, часові параметри не відрізняються. Виявлений статевий диморфізм просторових параметрів ходьби, вірогідно,

відбиває морфологічні відмінності тілобудови (переважанням росту, а відповідно, й довжини ноги в чоловіків порівняно з жінками) [455], але не можна виключати й вплив нейрофізіологічних механізмів, що регулюють ходьбу.

Сталість часових параметрів довільної ходьби при міжстатевому порівнянні можна пояснити програмуванням цих параметрів на рівні автоматичних моторних синергій [456]. Еволюційно сформовані оптимальні часові параметри крокового циклу, що не мають статевих відмінностей і спрямовані на підтримання рівноваги, покращення стійкості та запобігання падінь при ходьбі як у чоловіків, так і в жінок [457].

Пояснення стабільності часових показників, виявлених при міжстатевому порівнянні ходьби, очевидно, криється в рівні локалізації мозкових центрів, що програмують основні базові етапи ходьби. Відомо, що загальні зміни локомоції такі як початок, зупинка, зміна швидкості, досягаються за рахунок команд, що прямують низхідними шляхами від локомоторних центрів проміжного, середнього мозку та понто-медулярної ретикулярної формації до спинного мозку [141]. Вентромедіальна система стовбура мозку є основною системою, якою мозок здійснює інтегративний контроль пози й локомоції, зокрема крокування та ходьби [14]. Нейрони ретикуло-спинальних, вестибулоспинальних, руброспинальних шляхів та клітини Пуркін'є мозочка виконують також функцію контролю локомоторної фази [154], [458]. Ці літературні дані свідчать про те, що основні етапи ходьби та фази крокового циклу програмуються на рівні стовбура мозку та мозочка, тобто філогенетично старих утворень, що робить ходьбу до певного ступеня автоматизованим актом без виражених статевих та індивідуальних відмінностей. Отже, виявлена нами сталість часових показників підтверджує припущення, що часові параметри крокового циклу звичайної ходьби не залежать від статі [449], [457].

Аналіз міжвікових відмінностей довільної ходьби виявив, що в досліджуваних середнього віку довша тривалість фази опори (час опори на одну стопу довший на $4,0 \pm 1,5$ % зліва та $6,7 \pm 2,0$ % справа, ніж у підлітків та на $3,1 \pm 1,6$ % зліва та $4,7 \pm 1,6$ % справа, ніж у юнаків; час подвійної опори довший на $9,5 \pm 4,8$ % зліва та $10,0 \pm 5,0$ % справа, ніж у підлітків та на $15,0 \pm 5,0$ % з обох сторін, ніж у юнаків) та коротші просторові показники кроку (співвідношення довжини кроку до довжини кінцівки менше на $4,0 \pm 1,5$ % зліва та $6,7 \pm 2,0$ % справа, ніж у підлітків). Виявлені міжвікові відмінності дозволяють припустити, що вікові зміни нейрофізіологічних механізмів підтримки рівноваги й стабільності тіла під час ходьби, які призводять до тривалішої опори і скорочення довжини кроків пов'язані з формуванням в середньому віці «обережної» ходьби та в подальшому появою синильних дисбазій в похилому віці [459].

3.2. Просторово-часові параметри звичайної ходьби в юнаків та дівчат з правою та лівою ведучою рукою

Одним із видів функціональних асиметрій людини є моторна асиметрія. Моторною асиметрією прийнято вважати сукупність ознак нерівноцінності функцій рук, ніг, половин тулуба та обличчя у формуванні загальної рухової поведінки та її виразності. Причому функціональна перевага певної руки вважається найбільш чітким проявом моторної асиметрії та розглядається як базова ознака, що визначає формування інших, у тому числі й більш складних, видів асиметрій [241], [460].

Одним із завдань нашого дослідження було визначити чи має місце ефект наявності ведучої руки (або різний внесок правої та лівої півкуль мозку) в організацію просторово-часового паттерну ходьби людини.

З цією метою ми вивчали просторово-часові параметри ходьби 204 практично здорових юнаків та дівчат, мешканців України. Серед них були 32 особи з лівою ведучою рукою (16 юнаків, 16 дівчат). Спеціально правшів чи шульгів, не відбирали, тому, дослідні групи, певною мірою, відбивають існуючі популяційні співвідношення щодо моторної асиметрії [457], [461].

Віковий діапазон у групі обстежуваних склав 17-21 рік. Така вікова група була обрана нами свідомо, оскільки до цього віку встановлюється певний гормональний баланс [462], [463], [464] і зменшена можливість впливу на ходьбу хронічних захворювань, що накопичуються з віком. Просторово-часові параметри в правшів і шульгів досліджували за умови звичайної ходьби з довільною індивідуально зручною швидкістю.

Ми вивчали 6 просторових і 8 часових параметрів крокового циклу ходьби (окремо для кожної ноги). Це обумовлено декількома причинами: по-перше, ми застосовували сучасну комп'ютеризовану систему GAITRite®, виробництва США, яка й сприяла виміру всіх просторово-часових параметрів ходьби відносно великої кількості обстежуваних добровольців, що, у свою чергу, забезпечила репрезентативні підгрупи юнаків і дівчат як з правою, так і з лівою ведучою рукою; по-друге, серед вимірюваних нами параметрів були як ті, що знаходяться під впливом механізмів регуляції руху, так і ті, що контролюються механізмами регуляції пози та рівноваги [89], [103], [465], [466], [133], [140], [136]; по-третє, ці просторові та часові параметри забезпечують повне, максимально інформативне уявлення про ходьбу людини.

При дослідженні просторово-часових параметрів **звичайної ходьби в юнаків з правою ведучою рукою** встановлено, що середня швидкість дорівнювала $129,87 \pm 1,94$ см/с (у середньому відстань у $693,95 \pm 7,29$ см юнаки долали за $5,46 \pm 0,11$ с); при звичайному проході доріжкою юнаки виконували $9,90 \pm 0,15$ кроків, що становило $109,84 \pm 0,88$ кроків за хвилину.

При вивченні звичайної ходьби в юнаків правшів отримані наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою склала $70,77 \pm 0,79$ см, лівою – $70,85 \pm 0,75$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим для правої та лівої ноги й становило $0,76 \pm 0,01$; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала $2,12 \pm 0,21$ см; довжина подвійного кроку правою ногою склала $141,84 \pm 1,51$ см, довжина подвійного кроку лівою

ногою – $141,72 \pm 1,53$ см; у даній групі обстежуваних при звичайній ходьбі ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $9,97 \pm 0,32$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $9,52 \pm 0,32$ см; кут розвороту правої стопи становив $8,27 \pm 0,56^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $5,76 \pm 0,56^\circ$.

При аналізі часових показників звичайної ходьби в юнаків правшів визначено, що тривалість кроків правою та лівою ногою, тривалість крокового циклу для правої та лівої ноги були однаковими й дорівнювали $0,55 \pm 0,004$ с та $1,10 \pm 0,01$ с відповідно. Тривалість переносу правої ноги становила $0,44 \pm 0,004$ с, тривалість переносу лівої ноги – $0,45 \pm 0,004$ с. Час опори для правої ноги тривав $0,66 \pm 0,01$ с, час опори для лівої ноги – $0,65 \pm 0,01$ с. Тривалість одиночної опори правою ногою складала $0,45 \pm 0,004$ с, лівою ногою – $0,44 \pm 0,004$ с. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала однаковий час – $0,21 \pm 0,004$ с. У даній групі юнаків різниця тривалості кроку правою та лівою ногою становила $0,01 \pm 0,001$ с, різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – $0,01 \pm 0,001$ с.

У структурі крокового циклу звичайної ходьби в юнаків правшів отримані такі співвідношення: тривалість переносу ноги від загальної тривалості крокового циклу складала для правої ноги $40,34 \pm 0,16$ % , для лівої ноги – $40,62 \pm 0,16$ % ; тривалість опори для правої ноги дорівнювала $59,67 \pm 0,16$ % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість опори для лівої ноги – $59,38 \pm 0,16$ % ; тривалість одиночної опори правою ногою становила $40,61 \pm 0,17$ % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість одиночної опори лівою ногою – $40,35 \pm 0,17$ % ; опора на обидві ноги для крокового циклу правою ногою складала $18,89 \pm 0,27$ % , для крокового циклу лівою ногою – $19,00 \pm 0,28$ % .

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») звичайної ходьби в юнаків з правою ведучою рукою склав $97,11 \pm 0,44$ % , що вказує на відповідність ходьби нормативним показникам.

При дослідженні просторово-часових параметрів **звичайної ходьби в дівчат з правою ведучою рукою** встановлено, що середня швидкість дорівнювала $122,50 \pm 2,21$ см/с (дівчата долали відстань у $714,68 \pm 9,57$ см за $6,05 \pm 0,16$ с); при звичайному проході доріжкою обстежувані дівчата виконували $11,35 \pm 0,22$ кроків, що відповідало $114,66 \pm 1,24$ крокам за хвилину.

При вивченні звичайної ходьби в дівчат правшів отримані такі просторові параметри: довжина кроку правою ногою складала $63,68 \pm 0,70$ см, лівою ногою – $63,84 \pm 0,66$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим для правої та лівої ноги й становило $0,75 \pm 0,01$; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала $1,62 \pm 0,12$ см; довжина подвійного кроку правою ногою складала $127,87 \pm 1,32$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $127,71 \pm 1,35$ см; у даній групі дівчат при звичайній ходьбі ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $6,80 \pm 0,30$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $6,66 \pm 0,29$ см; кут розвороту правої стопи становив $3,33 \pm 0,42^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $0,89 \pm 0,48^\circ$.

При аналізі часових параметрів звичайної ходьби в дівчат правшів встановлено, що тривалість кроків правою та лівою ногою, тривалість крокового циклу для правої та лівої ноги були однаковими й дорівнювали $0,53 \pm 0,01$ с та $1,06 \pm 0,01$ с відповідно. Тривалість переносу правої ноги становила $0,42 \pm 0,004$ с, тривалість переносу лівої ноги – $0,43 \pm 0,004$ с. Тривалість опори для правої та лівої ноги дорівнювала $0,63 \pm 0,01$ с. Тривалість одиночної опори правою ногою складала $0,43 \pm 0,004$ с, тривалість одиночної опори лівою ногою – $0,42 \pm 0,004$ с. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала – $0,21 \pm 0,01$ с. У даній групі дівчат різниця тривалості кроку правою та лівою ногою становила $0,02 \pm 0,001$ с, а різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – $0,01 \pm 0,001$ с.

У структурі крокового циклу звичайної ходьби в дівчат правшів одержані наступні співвідношення: тривалість переносу ноги від загальної тривалості циклу кроку складала для правої ноги $40,26 \pm 0,16$ % , для лівої ноги – $40,35 \pm 0,17$ % ; тривалість опори для правої ноги дорівнювала $59,74 \pm 0,16$ % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість опори для лівої ноги – $59,66 \pm 0,17$ % ; тривалість одиночної опори правою ногою становила $40,39 \pm 0,17$ % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість одиночної опори лівою ногою – $40,22 \pm 0,17$ % ; опора на обидві ноги для циклу кроку правою ногою становила $19,36 \pm 0,30$ % , для циклу кроку лівою ногою – $19,22 \pm 0,29$ % .

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») звичайної ходьби в дівчат з правою ведучою рукою склав $95,15 \pm 0,52$ % .

При дослідженні просторово-часових параметрів **звичайної ходьби в юнаків з лівою ведучою рукою** визначено, що середня швидкість руху дорівнювала $129,06 \pm 5,48$ см/с (середню відстань у $694,73 \pm 11,80$ см юнаки долали за $5,58 \pm 0,33$ с); при звичайному проході доріжкою юнаки в середньому виконували $10,13 \pm 0,35$ кроків, що становило $110,96 \pm 2,80$ кроків за хвилину.

При вивченні звичайної ходьби в юнаків шульгів отримані наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою склала $69,33 \pm 1,53$ см, довжина кроку лівою ногою – $69,43 \pm 1,66$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги як для правої, так і для лівої ноги становило $0,77 \pm 0,02$; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала $1,18 \pm 0,28$ см; довжина подвійного кроку правою ногою склала $139,01 \pm 3,17$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $139,16 \pm 3,21$ см; у даній групі юнаків при звичайній ходьбі ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $8,93 \pm 0,66$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $9,05 \pm 0,65$ см; кут розвороту правої стопи становив $9,09 \pm 1,50^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $5,04 \pm 1,41^\circ$.

При аналізі часових параметрів звичайної ходьби в юнаків шульгів встановлено, що крок правою ногою тривав $0,55 \pm 0,01$ с, крок лівою ногою – $0,55 \pm 0,02$ с. Кроковий цикл як для правої, так і для лівої ноги становив $1,09 \pm 0,03$ с. Тривалість переносу правої ноги дорівнювала $0,44 \pm 0,01$ с, тривалість переносу лівої ноги – $0,45 \pm 0,01$ с. Тривалість опори для правої ноги, як і для лівої ноги

складала $0,65 \pm 0,02$ с. Тривалість одиночної опори правою ногою становила $0,45 \pm 0,01$ с, тривалість одиночної опори лівою ногою – $0,44 \pm 0,01$ с. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала – $0,21 \pm 0,01$ с. У даній групі юнаків різниця тривалості кроку правою та лівою ногою, як і різниця тривалості циклів кроку для правої та лівої ноги складала $0,01 \pm 0,002$ с.

У структурі крокового циклу звичайної ходьби в юнаків шульгів отримані наступні співвідношення: тривалість переносу правої ноги становила $40,42 \pm 0,38$ % , тривалість переносу лівої ноги – $40,86 \pm 0,37$ % від загальної тривалості відповідних крокових циклів; тривалість опори для правої ноги дорівнювала $59,59 \pm 0,38$ % , тривалість опори для лівої ноги – $59,15 \pm 0,38$ % від загальної тривалості відповідних крокових циклів; тривалість одиночної опори правою ногою складала $40,93 \pm 0,36$ % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість одиночної опори лівою ногою – $40,36 \pm 0,43$ % ; опора на обидві ноги для крокового циклу правою ногою становила $18,62 \pm 0,79$ % , для крокового циклу лівою ногою – $18,93 \pm 0,74$ % .

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») звичайної ходьби в юнаків з лівою ведучою рукою склав $95,75 \pm 1,42$ % .

При дослідженні просторово-часових параметрів **звичайної ходьби в дівчат з лівою ведучою рукою** встановлено, що середня швидкість дорівнювала $120,53 \pm 5,68$ см/с (відстань у $681,34 \pm 12,21$ см дівчата долали за $5,89 \pm 0,37$ с); при звичайному проході доріжкою дівчата виконували $10,81 \pm 0,42$ кроків, що відповідало $112,27 \pm 2,71$ крокам за хвилину.

При аналізі звичайної ходьби в дівчат шульгів отримані такі просторові параметри: довжина кроку правою ногою складала $63,98 \pm 1,94$ см, лівою ногою – $63,97 \pm 1,90$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги як для правої, так і для лівої ноги становило $0,77 \pm 0,02$; різниця між довжиною кроку правою та лівою ногою дорівнювала $1,42 \pm 0,20$ см; довжина подвійного кроку правою ногою складала $128,07 \pm 3,77$ см, лівою ногою – $128,07 \pm 3,91$ см; у обстежуваних дівчат при звичайній ходьбі ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $5,51 \pm 0,84$ см, для лівої ноги – $5,48 \pm 0,77$ см; кут розвороту правої стопи становив $3,98 \pm 1,16^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $0,90 \pm 1,03^\circ$.

При вивченні часових показників звичайної ходьби в дівчат шульгів встановлено, що тривалість кроку як правою, так і лівою ногою дорівнювала $0,54 \pm 0,01$ с; тривалість крокового циклу як для правої, так і для лівої ноги дорівнювала $1,08 \pm 0,03$ с; тривалість переносу правої, як і тривалість переносу лівої ноги становила $0,44 \pm 0,01$ с; контакт як правої, так і лівої стопи з доріжкою тривав $0,64 \pm 0,02$ с; тривалість опори як правою, так лівою ногою складала $0,44 \pm 0,01$ с; опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала – $0,20 \pm 0,01$ с. У даній групі дівчат різниця тривалості кроку правою та лівою ногою становила $0,02 \pm 0,004$ с, а різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – $0,01 \pm 0,002$ с.

У структурі крокового циклу звичайної ходьби в дівчат шульгів отримані наступні співвідношення: тривалість переносу правої ноги від загальної тривалості крокового циклу складала $41,00 \pm 0,46$ % , тривалість переносу лівої ноги – $40,66 \pm 0,31$ % ; тривалість контакту правої ноги з доріжкою дорівнювала $59,03 \pm 0,46$ % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість контакту лівої ноги з доріжкою – $59,35 \pm 0,31$ % ; тривалість опори тільки на праву ногу становила $40,73 \pm 0,27$ % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість опори тільки на ліву ногу – $40,93 \pm 0,47$ % ; опора на обидві ноги для крокового циклу правою ногою становила $18,07 \pm 0,68$ % , для крокового циклу лівою ногою – $18,08 \pm 0,65$ % .

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») звичайної ходьби в дівчат з лівою ведучою рукою склав $96,28 \pm 1,23$ % , що свідчить про відповідність ходьби нормативним показникам.

При детальному аналізі відмінностей просторово-часових параметрів звичайної ходьби в юнаків правшів та шульгів встановлено, що середня швидкість звичайної ходьби, кількість кроків, що виконували юнаки обох груп для подолання довжини доріжки, та кількість кроків у перерахунку за хвилину статистично значуще не відрізнялися ($p > 0,05$). Серед просторових показників звичайної ходьби в юнаків правшів та шульгів не встановлено достовірної різниці в довжині звичайних й подвійних кроків, співвідношенні довжини кроків до довжини відповідної ноги, ширині бази опори для кожної ноги та кутах розвороту стоп ($p > 0,05$ у всіх випадках). Статистично значуще меншою в юнаків шульгів була різниця довжини кроків, зроблених правою та лівою ногою ($p < 0,05$). Серед часових параметрів звичайної ходьби достовірних відмінностей не виявлено ($p > 0,05$). У структурі циклу кроку звичайної ходьби в юнаків правшів та шульгів статистично значущі відмінності відсутні ($p > 0,05$).

При порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби в дівчат правшів та шульгів не визначено статистично значущих відмінностей у середній швидкості руху звичайної ходьби, кількості кроків, яку робили дівчата, щоб подолати довжину доріжки, кількості кроків у перерахунку за хвилину ($p > 0,05$). Між дівчатами з правою та лівою ведучою рукою також не встановлено достовірних відмінностей у просторових, часових показниках та в структурі крокового циклу звичайної ходьби ($p > 0,05$ у всіх випадках).

Таким чином, у юнаків правшів та шульгів швидкість руху, кількість кроків, кількість кроків у перерахунку за хвилину, просторові та часові параметри звичайної ходьби, і відповідно й показники структури її циклу, достовірно не відрізняються. Виключення складає тільки показник асиметрії довжини кроків правою та лівою ногою, що є вірогідно меншим у юнаків шульгів. Між дівчатами правшами та шульгами за умов звичайної ходьби статистично значущих відмінностей у просторових та часових параметрах немає.

Отже, нами не встановлено взаємозв'язку між просторовими та часовими параметрами ходьби й моторною асиметрією, зокрема наявністю ведучої руки, у осіб юнацького віку, мешканців України. Виняток склав тільки показник

асиметрії довжини кроків правою й лівою ногою, що був достовірно меншим у юнаків з лівою ведучою рукою. Наші результати, певною мірою, узгоджуються з результатами декількох робіт, що не встановили зв'язку між просторовими параметрами звичайної ходьби та ведучою ногою [243], [251].

Відсутність зв'язків між нерівністю функцій рук й просторово-часовими параметрами ходьби в нашому дослідженні забезпечує непряме свідчення того, що фізіологічні механізми, які відповідають за регуляцію просторово-часових параметрів ходьби, за звичайних умов діють однаково в осіб з правою та лівою ведучою рукою й не залежать від функціональної латералізації.

При аналізі й порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби привернув увагу той факт, що величини кутів розвороту стопи як у юнаків і дівчат з правою, так і в юнаків і дівчат з лівою ведучою рукою демонстрували певну білатеральну різницю, причому її напрямок однаковий у правшів і шульгів: кут розвороту правої стопи ($8,27 \pm 0,56^\circ$ у правшів й $9,09 \pm 1,50^\circ$ у шульгів) перевищував кут розвороту лівої стопи ($5,76 \pm 0,56^\circ$ у правшів й $5,04 \pm 1,41^\circ$ у шульгів). Білатеральна різниця, яку спостерігали в показниках кутів розвороту стоп, не могла бути пов'язаною з анатомічною асиметрією, оскільки в обстежуваних нами добровольців не визначено різниці в довжині ніг.

З точки зору біомеханіки ходьби збільшення величини кута розвороту стопи, навіть за умов незмінної бази опори, сприяє збільшенню функціональної бази опори й, тим самим, підвищенню стабільності ходьби. Тому, при наявності білатеральної різниці в показниках кутів розвороту стоп нога, а відповідно й сторона тіла, з більшим кутом розвороту стопи повинна робити більш вагомий внесок у підтримання медіо-латеральної рівноваги, ніж нога/сторона тіла з меншим кутом розвороту стопи. Гіпотеза функціональної нерівності ніг під час ходьби стверджує, що ведуча нога відповідає за просування, у той час як ведена нога, головним чином, робить внесок у підтримку рівноваги й перенесення маси тіла [257]. Існує думка, що ведена нога повинна мати більші величини кута розвороту стопи, оскільки цей параметр важливий для підтримки медіо-латеральної рівноваги під час ходьби [243]. У цьому контексті можна припустити, що в наших досліджуваних як у правшів, так і в шульгів функцію просування здійснювала саме ліва нога, а права нога виконувала функцію підтримки рівноваги. Хоча раніше проведені дослідження з вивчення латерального компоненту генерації м'язової сили [257] й просторово-часових параметрів ходьби [256] доводять, що медіо-латеральна рівновага, головним чином, контролюється лівою ногою. Асиметрія просторово-часових параметрів ходьби здорової людини є нормальним явищем [251] і повинна враховуватись при обстеженнях як здорових людей, так і людей з відповідними патологіями.

У людській популяції найчастіше спостерігається комбінація ведучих правої руки й лівої ноги (70 %); рідше зустрічається комбінація права рука – права нога (19 %); комбінація ліва рука – права нога відзначається в 7 % випадків; комбінація ліва рука – ліва нога – у 5 % випадків [241]. Отже, правші

нашого дослідження могли б бути віднесені до першої комбінації, а шульги – до останньої.

Слід також відмітити, що співвідношення «праворукості» й «ліворукості» в загальній групі обстежуваних нами осіб юнацького віку, мешканців України, становило 84,1 % й 15,9 % відповідно. Порівняння наших даних з результатами інших публікацій показало, що показники домінування правої або лівої руки в осіб юнацького віку, мешканців України, вкладаються в межі норми [237], [239], [240], [241], [242].

Потрібно відзначити, що характер структурних і функціональних взаємозв'язків між півкулями мозку модулюється систематичними (культуральними) впливами середовища на користь правої сторони [467]. Ступінь такої модуляції варіює від країни до країни. Так, у деяких країнах світу мають місце суворі культурно-соціальні впливи проти домінування лівої руки, внаслідок чого, наприклад, серед учнів Малаві (Африка) виявлено тільки 4,3 % дітей з лівою ведучою рукою [243], серед студентів Кореї – 4,2 % [468]. У західних країнах останнім часом систематичні середовищні (культуральні) впливи стали менш жорсткими [467]. Ця ж тенденція має місце й в Україні. У 1985 р. у Луганську відбулась перша міждисциплінарна школа-семінар «Охрана здоровья леворуких детей», у матеріалах якої остаточно було обґрунтовано відмову від переучування ліворуких дітей [467]. Тому слушно вважати, що суттєвого культурального впливу на співвідношення «праворукості» й «ліворукості» в досліджуваних нами добровольців не мало місця.

Отримані величини просторово-часових параметрів ходьби обстежених нами осіб демонструють деякі відмінності порівняно з такими параметрами в осіб інших популяцій. Але порівняння значень просторово-часових параметрів ходьби мешканців України й представників інших популяцій мають проводитись з певною обережністю. Ходьба знаходиться під впливом біомеханічних та нейрофізіологічних факторів [194], тому отримані дані можуть рахуватись валідними для схожих фізіологічних парадигм, вікових, антропометричних параметрів суб'єктів дослідження та з урахуванням етнічних особливостей, що також впливають на організацію акту ходьби [339].

Слід зауважити, що багато досліджень часто надають величини просторово-часових параметрів ходьби тільки однієї нижньої кінцівки або середніх значень параметрів, що отримані для двох нижніх кінцівок [244], [469]. Крім того, деякі дослідники наводять результати тільки загальної групи обстежуваних без подальшої деталізації за статтю [450], [469], часто не береться до уваги вікова періодизація [450], [469], іноді дослідження надають результати просторово-часових параметрів ходьби у взутті [450], [470]. Доволі часто методи дослідження ходьби потребують розміщення на обстежуваному мережі маркерів-світлодіодів [470], [469], [471], що певним чином обмежує рух, чи використовують барвники для створення відбитку стоп на папері (метод їхнографії) [243], що може впливати на точність отриманих даних.

Група дослідників на чолі з Н. В. Menz за допомогою електронної доріжки GAITRite® вимірювала просторово-часові параметри ходьби австралійців віком від 22 до 40 років ($n=30$) [450]. При порівнянні наших даних з їхніми встановлено, що юнаки й дівчата України мали дещо коротші звичайні кроки й менший кут розвороту лівої стопи; а бази опори для кожної ноги та кут розвороту правої стопи приблизно співпадали. При співставленні наших результатів з результатами S. Shimada (Японія) [469] виявилось, що в юнаків і дівчат України довжина звичайного й подвійного кроків були довшими, на відміну від обстежуваних японців (віком від 19 до 46 років, $n=14$), відсоткове значення тривалості опори для обох ніг у кроковому циклі – нижче, а відсоток тривалості одиночної опори – вище. Вчені Індії опублікували значення просторово-часових параметрів ходьби, що були виміряні в групі з 8 військовиків (середній вік $26,7 \pm 2,7$ років) [470]. Довжина звичайного й подвійного кроків обстежених нами юнаків і дівчат були дещо довшими, а відсоткові значення тривалості опори для обох ніг та тривалості одиночної опори в крокових циклах були в межах значень наведених індійськими вченими. Відмінності в довжині звичайного й подвійного кроків при звичайній ходьбі юнаків і дівчат України узгоджуються з даними Т. Oberg (згідно яких, середня довжина звичайного кроку в обстежуваних юнаків складала $61,6 \pm 3,5$ см, а в дівчат $59,1 \pm 6,3$ см) [471] й не співпадають з даними Y. P. Zverev (згідно яких, в юнаків довжина звичайного кроку правою ногою становила $52,2 \pm 7,1$ см, довжина звичайного кроку лівою ногою – $52,3 \pm 7,0$ см, середня довжина подвійного кроку складала $103,6 \pm 15,6$ см; в дівчат – $52,2 \pm 7,3$ см, $52,1 \pm 7,2$ см й $103,3 \pm 14,9$ см відповідно) [243].

Отже, наші дослідження за допомогою найсучаснішого методу надало максимально повне уявлення про просторово-часову організацію звичайної ходьби в достатньо репрезентативних групах юнаків і дівчат з правою та лівою ведучою рукою (окремо за статтю), мешканців України, і продемонструвало, що вплив наявності ведучої руки на просторові та часові параметри звичайної ходьби людини відсутній, що дозволяє припустити, що механізми контролю ходьби й рівноваги не знаходяться під впливом латералізації функцій.

3.3. Просторово-часові параметри звичайної ходьби в осіб юнацького віку з різним темпераментом

Відомо, що темперамент являє собою сукупність властивостей, що характеризують динамічні особливості психічних процесів й поведінки людини та найяскравіше виявляється в руховій сфері [422]. Потрібно зауважити, що в літературі нами не знайдено жодних досліджень щодо вивчення взаємозв'язків між ходьбою й типом темпераменту особистості.

Темперамент добровольців – сангвінік, флегматик, холерик, меланхолік – визначали за допомогою опитувальника Г. Айзенка. Методика призначена для оцінки симптомокомплексу екстраверсії-інтроверсії й нейротизму (емоційної стабільності), котрі, як вважає більшість дослідників, визначають всю різноманітність типів особистості [421].

У процесі тестування темпераменту 204 юнаків і дівчат 51 особа (25 %) була віднесена до групи осіб з домінуючим темпераментом «сангвінік» (високий рівень екстраверсії, низький рівень нейротизму), 29 осіб (14,2 %) – «флегматик» (низький рівень екстраверсії, низький рівень нейротизму), 90 осіб (44,1 %) – «холерик» (високий рівень екстраверсії, високий рівень нейротизму) і 34 особи (16,7 %) – «меланхолік» (низький рівень екстраверсії, високий рівень нейротизму) [472]. Такий розподіл узгоджується з літературними даними, згідно яких серед молоді існують «психологічні меншини» [473].

При дослідженні просторово-часових параметрів звичайної ходьби в загальних групах осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «сангвінік» визначено, що середня швидкість дорівнювала $124,90 \pm 2,75$ см/с (середню відстань у $709,03 \pm 12,54$ см сангвініки долали за $5,86 \pm 0,19$ с); при звичайному проході доріжкою сангвініки в середньому виконували $10,74 \pm 0,29$ кроків, що в перерахунку за хвилину складало $111,41 \pm 1,32$ кроків.

При аналізі звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «сангвінік» одержані наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою складала $67,10 \pm 1,13$ см, довжина кроку лівою ногою – $67,09 \pm 1,06$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим для правої та лівої ноги й становило $0,75 \pm 0,01$; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала $1,83 \pm 0,27$ см; довжина подвійного кроку правою ногою складала $134,52 \pm 2,11$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $134,35 \pm 2,18$ см; у сангвініків при звичайній ходьбі ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $8,50 \pm 0,49$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $8,27 \pm 0,48$ см; кут розвороту правої стопи становив $5,70 \pm 0,65^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $3,57 \pm 0,64^\circ$.

При вивченні часових параметрів звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «сангвінік» встановлено, що тривалість кроків правою ногою та лівою ногою, а також тривалість крокового циклу для правої та лівої ноги були однаковими й дорівнювали $0,54 \pm 0,01$ с та $1,09 \pm 0,01$ с відповідно. Тривалість переносу правої та лівої ноги була однаковою $0,44 \pm 0,004$ с. Час опори при звичайній ходьбі в досліджуваних як для правої ноги, так і для лівої тривав $0,65 \pm 0,01$ с. Тривалість одиночної опори правою ногою, як і тривалість одиночної опори лівою ногою складала $0,44 \pm 0,004$ с. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою ногою, так і лівою ногою тривала однаковий час – $0,21 \pm 0,01$ с. Різниця тривалості кроку правою та лівою ногою становила $0,02 \pm 0,002$ с, а різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – $0,01 \pm 0,001$ с.

У структурі крокового циклу звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «сангвінік» отримані наступні співвідношення: тривалість переносу правої ноги складала $40,41 \pm 0,23$ %, тривалість переносу лівої ноги – $40,38 \pm 0,26$ % від загальної тривалості крокового циклу; тривалість контакту правої ноги з доріжкою дорівнювала $59,59 \pm 0,23$ %, тривалість контакту лівої ноги з доріжкою – $59,62 \pm 0,26$ % від загальної тривалості крокового циклу для лівої ноги; тривалість опори тільки на праву ногу в обстежуваних осіб

становила $40,30 \pm 0,25$ % , тільки на ліву ногу – $40,50 \pm 0,24$ % від загальної тривалості крокового циклу; опора на обидві ноги для крокового циклу правою ногою склала $19,25 \pm 0,44$ % , для крокового циклу лівою ногою – $19,28 \pm 0,43$ %.

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «сангвінік» становив $96,47 \pm 0,58$ % , що свідчить про «нормальність» ходьби, тобто відповідність її нормативним показникам.

При дослідженні просторово-часових параметрів звичайної ходьби в загальних групах осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «флегматик» встановлено, що середня швидкість дорівнювала $128,90 \pm 4,45$ см/с (середню відстань у $702,68 \pm 14,53$ см флегматики долали за $5,66 \pm 0,26$ с); при звичайному проході доріжкою флегматики в середньому виконували $10,32 \pm 0,30$ кроків, що становило в перерахунку за хвилину $111,69 \pm 2,35$ кроків.

При аналізі звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «флегматик» отримані наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою склала $68,79 \pm 1,56$ см, довжина кроку лівою ногою – $68,95 \pm 1,39$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим для правої і лівої ноги й становило $0,77 \pm 0,02$; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала $1,62 \pm 0,26$ см; довжина подвійного кроку правою ногою склала $138,05 \pm 2,88$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $137,82 \pm 2,93$ см; у флегматиків при звичайній ходьбі ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $8,64 \pm 0,63$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $8,52 \pm 0,58$ см; кут розвороту правої стопи становив $5,99 \pm 1,22^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $3,83 \pm 1,05^\circ$.

При вивченні часових параметрів звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «флегматик» визначено, що тривалість кроків правою та лівою ногою, як і тривалість крокового циклу для правої та лівої ноги, були однаковими й дорівнювали відповідно $0,54 \pm 0,01$ с та $1,09 \pm 0,02$ с. Час переносу як правої, так і лівої ноги тривав $0,44 \pm 0,01$ с. Час опори при звичайній ходьбі в досліджуваних як для правої, так і для лівої ноги тривав $0,65 \pm 0,02$ с. Тривалість одиночної опори правою, як і лівою ногою складала $0,44 \pm 0,01$ с. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала – $0,21 \pm 0,01$ с. У даній групі осіб юнацького віку при звичайній ходьбі різниця тривалості кроку правою та лівою ногою, як і різниця тривалості крокових циклів для обох ніг становила $0,01 \pm 0,001$ с.

У структурі крокового циклу звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «флегматик» визначені наступні співвідношення: тривалість переносу правої ноги склала $40,38 \pm 0,28$ % , тривалість переносу лівої ноги – $40,65 \pm 0,28$ % від загальної тривалості відповідних крокових циклів. Тривалість опори для правої ноги становила $59,63 \pm 0,28$ % від загальної тривалості крокового циклу для правої ноги, тривалість опори для лівої ноги від загальної тривалості крокового циклу для лівої ноги – $59,36 \pm 0,28$ % . Тривалість опори лише на праву ногу дорівнювала $40,73 \pm 0,31$ % від загальної тривалості

крокового циклу, на ліву ногу – $40,31 \pm 0,29$ % . Тривалість опори на обидві ноги для крокового циклу правою ногою склала $18,79 \pm 0,53$ % , а для крокового циклу лівою ногою – $18,76 \pm 0,54$ % .

Інтегральний показник якості звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «флегматик» становив $94,80 \pm 1,10$ % , що вказує на відповідність ходьби нормативним показникам.

Загалом, при вивченні просторово-часових показників **звичайної ходьби в загальних групах осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «холерик»** встановлено, що середня швидкість руху склала $123,25 \pm 2,10$ см/с (холерики в середньому долали відстань у $697,31 \pm 7,42$ см за $5,86 \pm 0,15$ с); при проході доріжкою холерики робили $10,74 \pm 0,20$ кроків, що при перерахунку за хвилину становило $111,66 \pm 1,06$ кроків.

При аналізі звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «холерик» одержані наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою складала $65,95 \pm 0,83$ см, довжина кроку лівою ногою – $66,16 \pm 0,84$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим для правої та лівої ноги й становило $0,75 \pm 0,01$; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала $1,78 \pm 0,16$ см; довжина подвійного кроку правою ногою склала $132,33 \pm 1,66$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $132,28 \pm 1,67$ см; в обстежуваних при звичайній ходьбі ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $7,99 \pm 0,36$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $7,72 \pm 0,35$ см; кут розвороту правої стопи становив $5,46 \pm 0,58^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $3,53 \pm 0,63^\circ$.

При вивченні часових параметрів звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «холерик» визначено, що тривалість кроків правою та лівою ногою, як і тривалість крокового циклу для правої та лівої ноги були однаковими й дорівнювали відповідно $0,54 \pm 0,01$ с та $1,08 \pm 0,01$ с. Час переносу правої та лівої ноги тривав $0,44 \pm 0,01$ с. Час опори при звичайній ходьбі в досліджуваних як для правої, так і для лівої ноги тривав $0,65 \pm 0,01$ с. Тривалість одиночної опори як правою, так і лівою ногою складала $0,44 \pm 0,01$ с. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала – $0,21 \pm 0,01$ с. Різниця тривалості кроку правою та лівою ногою становила $0,01 \pm 0,001$ с, різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – $0,01 \pm 0,001$ с.

У структурі крокового циклу звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «холерик» отримані наступні співвідношення: тривалість переносу правої ноги склала $40,30 \pm 0,17$ % , тривалість переносу лівої ноги – $40,48 \pm 0,16$ % від загальної тривалості крокового циклу; тривалість контакту правої ноги з доріжкою дорівнювала $59,70 \pm 0,17$ % , тривалість контакту лівої ноги з доріжкою – $59,53 \pm 0,16$ % від загальної тривалості відповідних крокових циклів; тривалість опори тільки на праву ногу в обстежуваних осіб становила $40,55 \pm 0,16$ % від загальної тривалості крокового циклу, тільки на ліву ногу – $40,23 \pm 0,18$ % ; опора на обидві ноги для крокового

циклу правою ногою склала $19,07 \pm 0,28$ % , для крокового циклу лівою ногою – $19,12 \pm 0,28$ %

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «холерик» склав $96,56 \pm 0,44$ % , що свідчить про «нормальність» ходьби, тобто відповідність її нормативним показникам.

При дослідженні просторово-часових параметрів звичайної ходьби в загальних групах осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «меланхолік» встановлено, що середня швидкість дорівнювала $130,97 \pm 3,21$ см/с (середню відстань у $706,13 \pm 13,04$ см меланхоліки долали за $5,49 \pm 0,16$ с); при звичайному проході доріжкою меланхоліки здійснювали $10,45 \pm 0,27$ кроків, що в перерахунку становило $115,12 \pm 1,86$ кроків за хвилину.

При аналізі звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «меланхолік» отримані такі просторові параметри: довжина кроку правою ногою склала $68,05 \pm 1,03$ см, довжина кроку лівою ногою – $68,14 \pm 0,98$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим для правої та лівої ноги й становило $0,79 \pm 0,01$; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала $1,80 \pm 0,20$ см; довжина подвійного кроку правою ногою склала $136,51 \pm 1,96$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $136,42 \pm 1,99$ см; у досліджуваних при звичайній ходьбі ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $7,73 \pm 0,47$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $7,39 \pm 0,45$ см; кут розвороту правої стопи становив $6,09 \pm 0,88^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $2,48 \pm 0,90^\circ$.

При вивченні часових параметрів звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «меланхолік» визначено, що тривалість кроків правою ногою становила $0,52 \pm 0,01$ с, тривалість кроків лівою ногою – $0,53 \pm 0,01$ с. Тривалість крокового циклу для правої та лівої ноги дорівнювали $1,05 \pm 0,02$ с. Час переносу правої ноги тривав $0,42 \pm 0,01$ с, а час переносу лівої ноги – $0,43 \pm 0,01$ с. При звичайній ходьбі в меланхоліків тривалість опори для правої ноги склала $0,63 \pm 0,01$ с, тривалість опори для лівої ноги – $0,62 \pm 0,01$ с. Тривалість одиночної опори правою ногою становила $0,43 \pm 0,01$ с, а тривалість одиночної опори лівою ногою – $0,42 \pm 0,01$ с. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала – $0,20 \pm 0,01$ с. У даної групи обстежуваних при звичайній ходьбі різниця тривалості кроку правою та лівою ногою становила $0,01 \pm 0,002$ с, різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – $0,01 \pm 0,001$ с.

У структурі крокового циклу звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «меланхолік» отримані наступні співвідношення: тривалість переносу правої ноги склала $40,34 \pm 0,24$ % , тривалість переносу лівої ноги – $40,73 \pm 0,21$ % від загальної тривалості відповідних циклів кроку; тривалість опори для правої ноги дорівнювала $59,68 \pm 0,24$ % , тривалість опори для лівої ноги – $59,27 \pm 0,20$ % від загальної тривалості відповідних крокових циклів; тривалість одиночної опори правою ногою становила $40,73 \pm 0,20$ % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість одиночної опори лівою ногою

– $40,36 \pm 0,26$ % ; опора на обидві ноги для крокового циклу правою ногою дорівнювала $18,78 \pm 0,35$ % , для крокового циклу лівою ногою – $18,73 \pm 0,36$ % .

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») звичайної ходьби в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «меланхолік» становив $95,48 \pm 0,96$ % , що свідчить про «нормальність» ходьби, тобто відповідність її нормативним показникам.

При порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби в загальних групах осіб юнацького віку з різним темпераментом встановлено, що переважна більшість параметрів статистично значуще не відрізняється. Так, у середній швидкості звичайної ходьби, кількості кроків при проході доріжкою, кількості кроків за хвилину не існує статистично значущих відмінностей між представниками різних темпераментів ($p > 0,05$ у всіх випадках).

Серед просторових параметрів звичайної ходьби в сангвініків співвідношення довжини кроків, зроблених кожною ногою, до довжини відповідної ноги статистично значуще менші, ніж у меланхоліків ($p < 0,05$). У холериків співвідношення довжини кроку правою ногою до її довжини достовірно нижче, ніж у меланхоліків ($p < 0,05$), а співвідношення довжини кроку лівою ногою до її довжини вірогідно не різниться у холериків та меланхоліків ($p > 0,05$). Довжина звичайних і подвійних кроків, ширина бази опори, кути розвороту стоп та різниця між довжиною кроку правою і лівою ногою не відрізняються як у сангвініків і меланхоліків, так і в холериків і меланхоліків ($p > 0,05$ у всіх випадках). Достовірно більшими у флегматиків, на відміну від холериків, були довжина звичайного кроку лівою ногою і довжина подвійних кроків, зроблених кожною ногою ($p < 0,05$). Статистично значуще не відрізняються у флегматиків і холериків довжина звичайного кроку правою ногою, співвідношення довжини кроків, зроблених кожною ногою, до довжини відповідної ноги, ширина бази опори для правої та лівої ноги, кути розвороту стоп та різниця між довжиною кроків правою і лівою ногою ($p > 0,05$ у всіх випадках). Достовірні відмінності серед усіх просторових параметрів звичайної ходьби відсутні між сангвініками й флегматиками, сангвініками й холериками та флегматиками й меланхоліками ($p > 0,05$ у всіх випадках).

При порівнянні часових параметрів звичайної ходьби встановлено збільшення асиметрії тривалості кроку правою та лівою ногою в сангвініків, на відміну від холериків ($p < 0,05$). У сангвініків та холериків усі інші часові показники звичайної ходьби не мали достовірних відмінностей ($p > 0,05$ у всіх випадках). Між сангвініками й меланхоліками, сангвініками й флегматиками, флегматиками й холериками, флегматиками й меланхоліками та холериками й меланхоліками достовірних відмінностей у всіх часових параметрах звичайної ходьби не встановлено ($p > 0,05$ у всіх випадках).

За структурою крокового циклу звичайна ходьба сангвініків, флегматиків, холериків та меланхоліків статистично значуще не відрізнялася ($p > 0,05$ у всіх випадках).

Таким чином, між сангвініками й флегматиками та флегматиками й меланхоліками не визначено жодних достовірних відмінностей у просторово-часовій організації звичайної ходьби. Та ж тенденція має місце між сангвініками й холериками за винятком асиметрії тривалості кроку правою та лівою ногою, що є більшою у сангвініків. У холериків, на відміну від меланхоліків, співвідношення довжини кроку правою ногою до її довжини достовірно нижче, усі інші просторово-часові показники звичайної ходьби без достовірних змін. У флегматиків статистично значуще більшими були довжина кроку лівою ногою і довжина подвійних кроків, зроблених кожною ногою, ніж у холериків. Серед інших просторово-часових параметрів звичайної ходьби флегматиків і холериків статистично значущих відмінностей не встановлено. У звичайній ходьбі сангвініків співвідношення довжини кроків, зроблених кожною ногою, до довжини відповідної ноги статистично значуще менші, ніж у меланхоліків; усі інші просторово-часові показники звичайної ходьби сангвініків і меланхоліків без вірогідних змін. У структурі крокового циклу звичайної ходьби між особами різних темпераментів статистично значущих відмінностей не визначено.

Аналіз просторових та часових параметрів звичайної ходьби в індивідуально зручному темпі в загальних групах осіб юнацького віку з різним темпераментом показав, що за абсолютною більшістю значення просторово-часових параметрів не відрізняються в осіб з різним темпераментом за кількома винятками. Серед просторових параметрів значення співвідношення довжини кроків, зроблених кожною ногою, до довжини відповідної ноги статистично значуще менші в сангвініків та холериків порівняно з меланхоліками (у середньому на 5,1 %). У флегматиків, на відміну від холериків, достовірно більшими є довжина подвійних кроків, зроблених кожною ногою (на 4,3 % для правої ноги, на 4,2 % для лівої ноги). Відсутність відмінностей серед переважної більшості середніх значень просторово-часових параметрів ходьби й у структурі крокового циклу звичайної ходьби серед представників з різним темпераментом можна пояснити тим, що звичайна ходьба за своєю природою являє собою автоматичну функцію, основні фази якої програмуються на рівні філогенетично старих утворень (СМ, стовбур мозку, мозочок) [474], [191], [89], [103], [104], [105], [109], [110], [113], [114], [119], [475], [476], [136], [139], [194], [158], [163], [149] і можуть реалізовуватись без суттєвої участі механізмів, що зумовлюють тип темпераменту індивіда.

При вивченні ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в загальних групах осіб юнацького віку різних темпераментів встановлено, що найбільша кількість відмінностей в просторово-часових параметрах спостерігається між групами холериків і меланхоліків.

При ходьбі з моторним завданням у меланхоліків, на відміну від холериків, статистично значуще меншими виявилися середня швидкість ходьби й кількість кроків за хвилину (у середньому на 3,4 % й на 9,1 % відповідно), що, очевидно, пов'язано зі збільшенням тривалості контакту стопи з опорною поверхнею в кроковому циклі, про що свідчать достовірно більші значення часових

параметрів у меланхоліків, а саме: тривалості кроків, тривалості крокових циклів на 5,9 %, тривалості опори на 6,8 %, тривалості опори на обидві ноги на 11,1 %, і що можна пояснити проявом більш інертного типу регуляції функцій у меланхоліків. У структурі крокового циклу меланхоліків частка тривалості опори для правої ноги статистично значуще більше, ніж у холериків (на 0,8 %) і сангвініків (на 1,7 %), а частки тривалості переносу правої ноги та тривалості одиночної опори лівою ногою у меланхоліків менші, ніж у холериків (на 1,4 % й на 1,6 % відповідно) та сангвініків (на 2,7 % й на 3,0 % відповідно). Асиметрія тривалості кроку правою та лівою ногою є достовірно меншою в холериків, ніж у сангвініків (що спостерігали й при звичайній ходьбі) та флегматиків. Усе це узгоджується з думкою, що темперамент має значення для вироблення певної поведінки в утруднених ситуаціях [473].

При ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання в меланхоліків достовірно меншими порівняно з флегматиками були довжина звичайного й подвійного кроку (у середньому на 10,8 %), проте, ймовірно, для збереження стабільності ходьби в меланхоліків більшою виявилась тривалість опори на обидві ноги, ніж у флегматиків (у середньому на 34,7 %). У сангвініків кроковий цикл відрізнявся статистично значуще більшою часткою тривалості опори для правої ноги та меншими частками тривалості переносу правої ноги та тривалості одиночної опори лівою ногою від загальної тривалості відповідних крокових циклів, на відміну від флегматиків (на 3,8 %, 5,9 % й 7,6 % відповідно) і холериків (на 3,5 %, 5,6 % й 7,5 % відповідно). Аналогічний напрямок відмінностей у структурі крокового циклу ходьби з когнітивним завданням визначено між групами меланхоліків і холериків та меланхоліків і флегматиків. У меланхоліків, на відміну від флегматиків, ще спостерігали й більшу частку тривалості опори на обидві ноги при виконанні кроків правою ногою від загальної тривалості крокового циклу для правої ноги. Тобто, до регуляції ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання залучаються вищі відділи ЦНС, що зумовлюють тип темпераменту індивіда.

Отже, встановлені відмінності просторово-часових параметрів між особами різних темпераментів дозволяють припустити, що індивідуально-типологічні властивості людини проявляють себе саме під час ходьби з одночасним виконанням додаткових завдань і просторово-часовий паттерн такої ходьби реалізується за допомогою різних механізмів регуляції в залежності від темпераменту.

Слід відмітити, що серед юнаків і дівчат, які без жодної помилки виконали завершене рахування під час ходьби, 7 осіб з домінуючим темпераментом «сангвінік», 7 осіб з домінуючим темпераментом «холерик», 3 особи з домінуючим темпераментом «флегматик» і 1 особа з домінуючим темпераментом «меланхолік». Це цілком співпадає з твердженням, що особи з високим рівнем функціональної рухливості нервових процесів і силою нервових процесів характеризуються вірогідно вищою швидкістю центральної обробки

інформації порівняно з особами з низьким рівнем типологічних властивостей вищої нервової діяльності [477], [478].

Просторово-часові паттерни ходьби осіб різних темпераментів, що були отримані на основі комбінацій екстраверсії, інтроверсії і нейротизму, характеризувались меншою кількістю відмінностей, ніж ми очікували отримати, можливо, внаслідок того, що вказані психічні властивості є «суперфакторами», тобто універсальними й генералізованими рівнями індивідуальності, що вміщують в себе багато які особливості поведінки [479].

Таким чином, регуляція просторово-часових параметрів ходьби залежить від роботи усіх рівнів нервової системи. Базовий просторово-часовий паттерн, що забезпечує автоматичну ходьбу, задається центральними генераторами ритму СМ, робота яких ініціюється та модулюється надсегментарними структурами, а нашаровані команди з кори головного мозку можуть доволі суттєво змінити базовий малюнок, створивши відповідний просторово-часовий паттерн ходьби. Моторна асиметрія, домінуючий тип темпераменту індивіда не мають вирішального впливу на просторові та часові показники звичайної ходьби. Додаткове моторне завдання під час ходьби перш за все впливає на довжину кроку, довжину подвійного кроку, співвідношення довжини кроку до довжини відповідної ноги, ширину бази опори в юнаків, кут розвороту правої стопи в дівчат, а також на тривалість кроку, тривалість крокового циклу та на його складові. Додаткове когнітивне завдання істотно змінює часові параметри ходьби. На відміну від звичайної ходьби, індивідуально-типологічні властивості людини проявляють себе саме під час ходьби з одночасним виконанням додаткових завдань і просторово-часовий паттерн такої ходьби реалізується за допомогою різних механізмів регуляції в залежності від темпераменту.

3.4. Просторово-часові параметри ходьби в чоловіків та жінок різних вікових груп при виконанні додаткового моторного завдання

3.4.1. Просторово-часові параметри ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в осіб підліткового віку обох статей. Встановлено, що в чоловіків підліткового віку середня швидкість дорівнювала $108,45 \pm 4,08$ см/с (у середньому відстань у $702,05 \pm 9,55$ см долали за $6,89 \pm 0,36$ с); кількість кроків за хвилину становила $110,86 \pm 1,81$. Просторові параметри хлопчиків були наступними: довжина кроку правою ногою склала $58,29 \pm 1,70$ см, лівою ногою – $58,46 \pm 1,64$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги становило $0,64 \pm 0,02$ справа та зліва; довжина подвійного кроку правою ногою склала $116,95 \pm 3,30$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $116,68 \pm 3,29$ см; у даній групі обстежуваних при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання ширина бази опори для правої ноги становила $8,47 \pm 0,51$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $8,49 \pm 0,53$ см; кут розвороту правої стопи становив $8,65 \pm 1,01^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $6,75 \pm 1,10^\circ$ тривалість кроків правою ногою становила $0,55 \pm 0,01$ с, лівою ногою – $0,54 \pm 0,01$ с; тривалість крокового циклу для правої та лівої ніг була однаковою і становила $1,09 \pm 0,02$ с. Тривалість переносу правої та лівої ніг була однаковою і становила $0,44 \pm 0,01$ с. Час опори для правої та лівої ніг був однаковим і тривав $0,65 \pm 0,01$ с. Тривалість одиночної опори складала $0,44 \pm 0,01$ с з обох сторін. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала однаковий час – $0,21 \pm 0,01$ с. Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби (FAP) з одночасним виконанням моторного завдання в чоловіків підліткового віку склав $83,12 \pm 4,67$ % , що свідчить про зниження якості ходьби за даних умов.

При порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в чоловіків підліткового віку визначено, що частина просторових показників має статистично значущі відмінності. Так, довжина кроку зліва та справа зменшилась на $15,5 \pm 0,5$ % та $15,5 \pm 0,6$ % відповідно; довжина подвійного кроку зліва та справа зменшилась на $15,4 \pm 0,6$ % та $15,2 \pm 0,6$ % відповідно (рис. 3.6); співвідношення довжини кроку до довжини ноги з зліва та справа статистично значуще зменшилась на $16,9 \pm 1,3$ % та $15,8 \pm 1,3$ % відповідно ($p < 0,001$). Решта просторових показників ходьби з одночасним виконанням моторного завдання – кут розвороту стопи з обох сторін, ширина бази опори з обох сторін, пройдена відстань у порівнянні з аналогічними показниками при ходьбі в довільному темпі, статистично значуще не відрізнялись ($p > 0,05$).

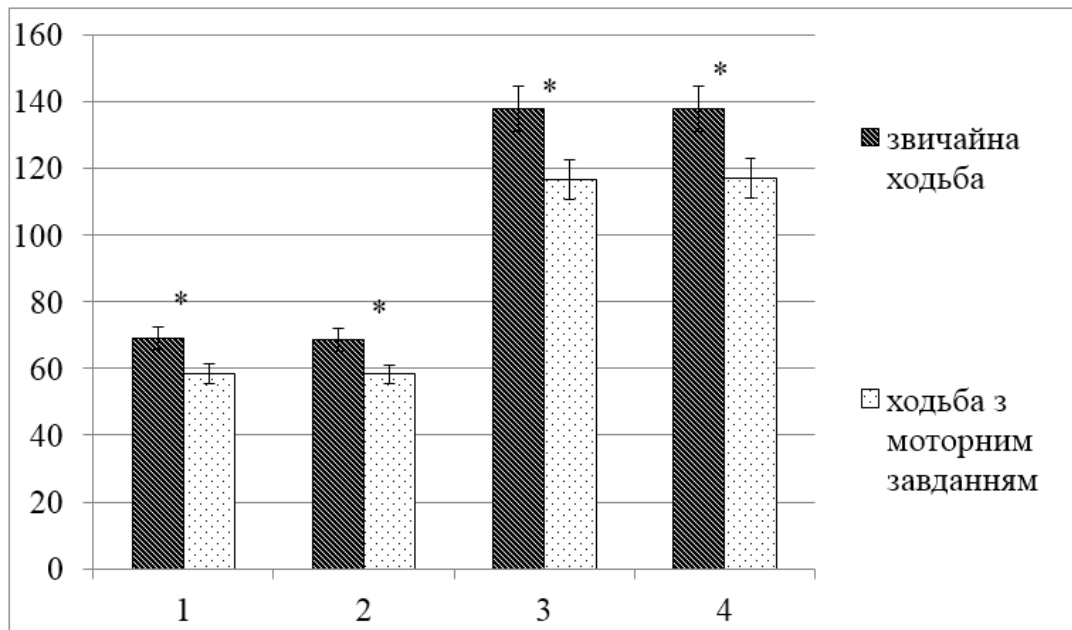


Рис. 3.6. Відмінності просторових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням моторного завдання у чоловіків підліткового віку.

Примітки: 1 – довжина кроку лівою ногою; 2 – довжина кроку правою ногою; 3 – довжина подвійного кроку лівою ногою; 4 – довжина подвійного кроку правою ногою; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

На відміну від просторових, переважна більшість часових показників ходьби при виконанні моторного завдання у чоловіків підліткового віку в порівнянні з відповідними показниками, отриманими під час ходьби в довільному темпі, статистично значущих відмінностей не мали ($p > 0,05$).

Виключення склали швидкість, яка при виконанні моторного завдання статистично значуще зменшилась на $16,2 \pm 0,6$ % та час проходження, який відповідно подовжився на $29,0 \pm 3,2$ % ($p < 0,001$) (рис. 3.7).

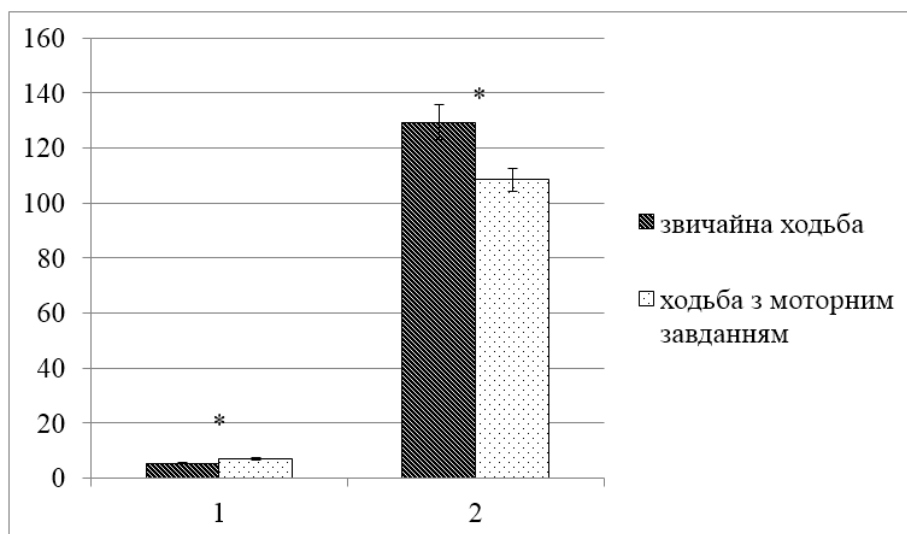


Рис. 3.7. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в чоловіків підліткового віку.

Примітки: 1 – час проходження; 2 – швидкість; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

У жінок підліткового віку (дівчаток) встановлено, що середня швидкість дорівнювала $97,19 \pm 4,50$ см/с (у середньому відстань у $701,43 \pm 9,94$ см долали за $7,98 \pm 0,53$ с); кількість кроків за хвилину становила $107,37 \pm 2,66$. Отримані наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою склала $53,54 \pm 1,46$ см, лівою ногою – $53,18 \pm 1,41$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги становило $0,64 \pm 0,02$ справа та $0,63 \pm 0,02$ зліва; довжина подвійного кроку правою ногою склала $106,79 \pm 2,83$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $106,79 \pm 2,89$ см; у даній групі обстежуваних при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $6,81 \pm 0,47$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $6,95 \pm 0,47$ см; кут розвороту правої стопи становив $2,25 \pm 0,87^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $1,28 \pm 0,93^\circ$. При аналізі часових показників ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в дівчаток визначено, що тривалість кроків правою ногою становила $0,57 \pm 0,02$ с, лівою ногою – $0,58 \pm 0,02$ с; тривалість крокового циклу для правої та лівої ніг була однаковою і становила $1,15 \pm 0,04$ с. Тривалість переносу правої та лівої ніг була однаковою і становила $0,45 \pm 0,01$ с. Час опори для правої та лівої ніг був однаковим і тривав $0,70 \pm 0,02$ с. Тривалість одиночної опори складала $0,45 \pm 0,01$ с з обох сторін. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала однаково довгий час – $0,25 \pm 0,01$ с. Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби (FAP) з одночасним виконанням моторного завдання в жінок підліткового віку склав $83,18 \pm 3,26$ %, що свідчить про зниження якості ходьби за даних умов.

При порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в жінок підліткового віку визначено, що частина просторових показників має статистично значущі відмінності. Так, довжина кроку зліва та справа зменшилась на $16,1 \pm 0,8$ % та $15,1 \pm 0,9$ % відповідно, довжина подвійного кроку зліва та справа зменшилась на $15,1 \pm 0,9$ % та $15,8 \pm 0,9$ % відповідно, співвідношення довжини кроку до довжини ноги зліва та справа статистично значуще зменшилась на $16,3 \pm 1,3$ % та $14,7 \pm 1,3$ % відповідно порівняно з ходьбою в довільному темпі ($p < 0,001$ у всіх випадках) (рис. 3.8). Решта просторових показників ходьби з одночасним виконанням моторного завдання – кут розвороту стопи з обох сторін, ширина бази опори з обох сторін, пройдена відстань, у порівнянні з аналогічними показниками при ходьбі в довільному темпі статистично достовірно не відрізнялись ($p > 0,05$).

Виключення склали швидкість, яка при виконанні моторного завдання статистично значуще зменшилась на $18,1 \pm 3,2$ % ($p < 0,001$) та час проходження, який відповідно подовжився на $34,3 \pm 5,4$ % ($p < 0,001$) (рис. 3.9).

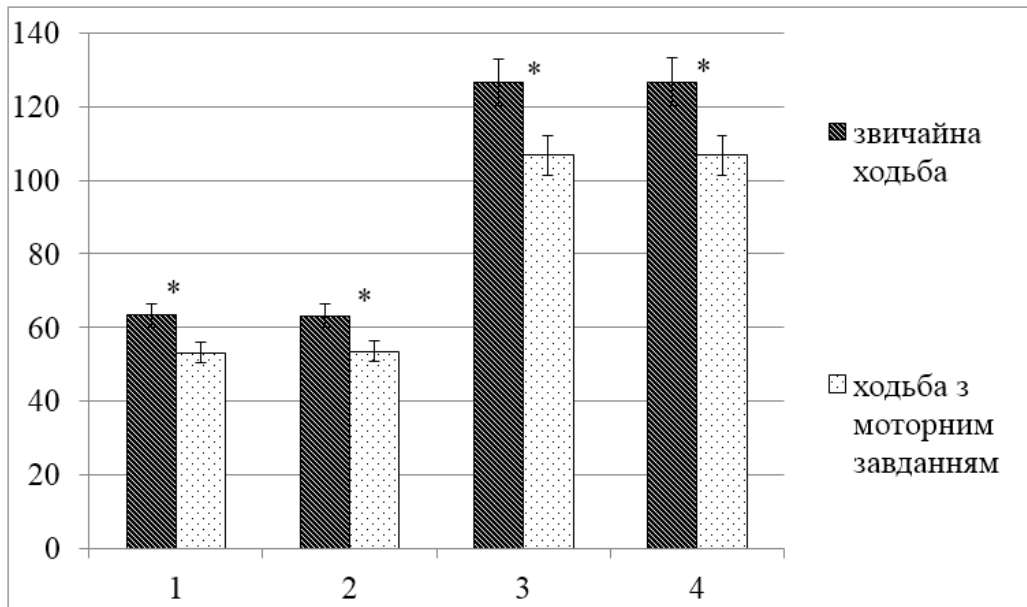


Рис. 3.8. Відмінності просторових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в жінок підліткового віку.

Примітки: 1 – довжина кроку лівою ногою; 2 – довжина кроку правою ногою; 3 – довжина подвійного кроку лівою ногою; 4 – довжина подвійного кроку правою ногою; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

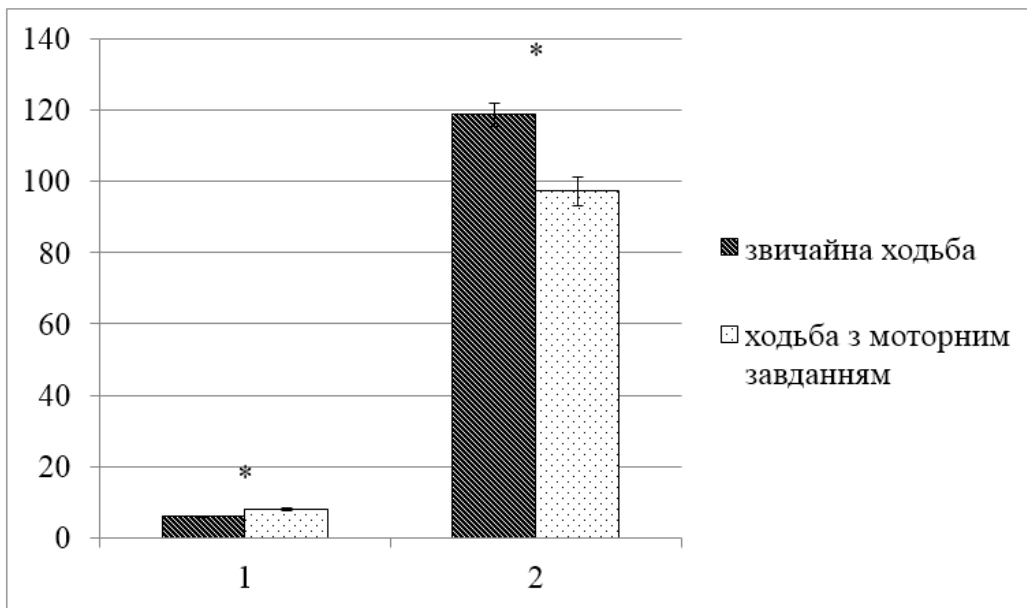


Рис. 3.9. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в жінок підліткового віку.

Примітки: 1 – час проходження; 2 – швидкість; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

При міжстатевому порівнянні просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в групах підліткового віку встановлено, що в жінок менше, ніж у чоловіків, довжина кроку (на $9,9 \pm 0,4$ % зліва та $8,9 \pm 0,4$ % справа), довжина подвійного кроку (на $9,3 \pm 0,4$ % зліва та $9,5 \pm 0,4$ % справа) та співвідношення довжини кроку до довжини кінцівки (на

4,9±1,6 % зліва та 6,7±1,7 % справа) ($p < 0,05$), кути розвороту обох стоп у чоловіків (6,75±1,10° зліва, 8,65±1,01° справа) та жінок (1,28±0,93° зліва, 2,25±0,87° справа) значуще відрізняються ($p < 0,001$). Не мали статистично достовірних відмінностей лише такі просторові показники ходьби, як ширина бази опори з обох сторін та пройдена відстань ($p > 0,05$).

На відміну від просторових, усі часові показники при порівнянні параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання чоловічої та жіночої груп підліткового віку не мали статистично достовірних відмінностей ($p > 0,05$).

3.4.2. Просторово-часові параметри ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в осіб юнацького віку обох статей. При дослідженні просторово-часових параметрів *ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків* визначено, що середня швидкість руху при такій ходьбі дорівнювала 108,26±2,88 см/с (у середньому відстань у 697,20±4,47 см юнаки долали за 6,92±0,23 с); при проході доріжкою з додатковим моторним завданням юнаки виконували 11,58±0,25 кроків, що становило 104,13±1,66 кроків за хвилину.

Просторові параметри були наступними: довжина кроку правою ногою склала 61,96±0,91 см, лівою ногою – 61,62±0,97 см; співвідношення довжини кроку до довжини правої ноги становило 0,67±0,01, співвідношення довжини кроку до довжини лівої ноги – 0,66±0,01; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала 1,94±0,14 см; довжина подвійного кроку правою ногою склала 123,79±1,86 см, лівою ногою – 123,79±1,85 см; ширина бази опори для правої ноги дорівнювала 9,28±0,29 см, ширина бази опори для лівої ноги – 9,25±0,28 см; кут розвороту правої стопи становив 8,54±0,62°, кут розвороту лівої стопи – 5,36±0,55°. При аналізі часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків встановлено, що тривалість кроків правою та лівою ногою, а також тривалість крокового циклу для правої та лівої ноги були однаковими й дорівнювали 0,59±0,01 с та 1,18±0,02 с відповідно. Усі інші часові показники ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків також виявились однаковими для правої та лівої ноги, а саме: тривалість переносу правої і лівої ноги становила 0,46±0,01 с; час опори для обох ніг тривав 0,72±0,01 с; тривалість одиночної опори правою і лівою ногою складала 0,46±0,01 с; час подвійної опори при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривав 0,26±0,01 с. Різниця тривалості кроку правою та лівою ногою становила 0,02±0,002 с, а різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – 0,02±0,001 с. У структурі крокового циклу ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків отримані такі співвідношення: тривалість переносу ноги від загальної тривалості крокового циклу склала для правої ноги 38,81±0,20 % , для лівої ноги – 39,13±0,21 % ; тривалість опори для правої ноги дорівнювала 61,19±0,20 % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість опори для лівої ноги – 60,87±0,21 % ; тривалість одиночної опори правою ногою становила 39,11±0,21 % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість

одиначної опори лівою ногою – $38,83 \pm 0,19$ % ; опора на обидві ноги для крокового циклу правою ногою дорівнювала $21,43 \pm 0,34$ % , для крокового циклу лівою ногою – $21,58 \pm 0,35$ % . Інтегральний показник «нормальності» ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків склав $92,43 \pm 0,90$ % , що не відповідає нормативним показникам і вказує на незначне зниження якості ходьби за таких умов.

При дослідженні просторово-часових параметрів *ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в дівчат* встановлено, що середня швидкість дорівнювала $88,97 \pm 2,43$ см/с (обстежувані дівчата долали відстань у $721,94 \pm 5,56$ см за $8,76 \pm 0,29$ с); при проході доріжкою дівчата виконували $13,98 \pm 0,24$ кроків, що відповідало $100,03 \pm 1,64$ крокам за хвилину. При аналізі ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в дівчат отримані такі просторові параметри: довжина кроку правою ногою склала $52,63 \pm 0,78$ см, лівою ногою – $52,76 \pm 0,78$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим для правої та лівої ноги й становило $0,62 \pm 0,01$; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала $1,82 \pm 0,16$ см; довжина подвійного кроку правою ногою склала $105,52 \pm 1,55$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $105,65 \pm 1,56$ см; ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $6,53 \pm 0,27$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $6,47 \pm 0,28$ см; кут розвороту правої стопи становив $4,34 \pm 0,55^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $1,23 \pm 0,50^\circ$. При вивченні часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в дівчат встановлено, що тривалість кроків правою та лівою ногою були однаковими й дорівнювали $0,62 \pm 0,01$ с. Тривалість крокового циклу для правої ноги становила $1,24 \pm 0,03$ с, для лівої ноги $1,23 \pm 0,02$ с. Тривалість переносу правої ноги складала $0,46 \pm 0,01$ с, тривалість переносу лівої ноги – $0,47 \pm 0,01$ с. При ходьбі з моторним завданням у досліджуваних дівчат час опори для правої ноги, як і для лівої ноги тривав $0,77 \pm 0,02$ с. Тривалість одиначної опори правою ногою дорівнювала $0,47 \pm 0,01$ с, лівою ногою – $0,46 \pm 0,01$ с. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала – $0,29 \pm 0,01$ с. У даній групі обстежуваних дівчат різниця тривалості кроку правою та лівою ногою становила $0,03 \pm 0,004$ с, а різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – $0,02 \pm 0,001$ с. У загальній структурі циклу ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в дівчат отримані наступні співвідношення: тривалість переносу ноги від загальної тривалості крокового циклу склала для правої ноги $37,95 \pm 0,28$ % , для лівої ноги – $38,22 \pm 0,26$ % ; тривалість опори для правої ноги дорівнювала $62,05 \pm 0,28$ % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість опори для лівої ноги – $61,77 \pm 0,26$ % ; тривалість одиначної опори правою ногою в обстежуваних дівчат становила $38,21 \pm 0,27$ % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість одиначної опори лівою ногою – $37,96 \pm 0,27$ % ; опора на обидві ноги для крокового циклу правою ногою дорівнювала $23,13 \pm 0,46$ % , для крокового циклу лівою ногою – $23,18 \pm 0,48$ % . Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в

дівчат склав $90,00 \pm 1,14$ % , що є свідченням зниження якості ходьби в умовах даної фізіологічної парадигми.

Слід відмітити, що при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання тільки двоє обстежуваних (одна дівчина та юнак) не змогли з першої спроби втримати кулю на перекладинах пристрою для оцінки здатності стабілізувати положення рук. І тільки друга їх спроба була успішною. Отже, усі обстежувані, за винятком двох, успішно виконали запропоноване їм завдання.

При аналізі змін просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання порівняно зі звичайною ходьбою в загальній групі осіб юнацького віку встановлено зменшення таких просторових параметрів, як довжина звичайних й подвійних кроків та співвідношення довжини кроку до довжини ноги, а часові параметри виявилися більшими. Тобто, при ходьбі з додатковим моторним завданням обстежувані долали відстань коротшими та тривалішими кроками. У структурі крокового циклу ходьби з додатковим моторним завданням зросли частки тривалості опори та тривалості подвійної опори у кроковому циклі обох нижніх кінцівок. Оскільки у змінах просторово-часового паттерну існує певний статевий диморфізм, надалі ці зміни обговорюються окремо в юнаків й окремо у дівчат.

При порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків визначено, що абсолютна більшість просторових і часових показників мають статистично значущі відмінності. Так, середня швидкість ходьби з одночасним виконанням моторного завдання статистично значуще менше порівняно зі звичайною ходьбою. При проході доріжкою з одночасним моторним завданням обстежувані юнаки в середньому виконували достовірно більшу кількість кроків, а за хвилину здійснювали достовірно меншу кількість кроків, ніж за умови звичайної ходьби ($p < 0,001$ у всіх випадках). У юнаків довжина звичайних і подвійних кроків, зроблених як правою, так і лівою ногою, а також співвідношення довжини кроків, зроблених обома нижніми кінцівками, до довжини відповідної нижньої кінцівки статистично значуще менші при крокуванні з одночасним моторним завданням, на відміну від звичайного крокування ($p < 0,001$ у всіх випадках) (рис. 3.10). Достовірних змін зазнав і такий показник як ширина бази опори, а саме при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання ширина бази опори зменшилась як для правої ноги ($p < 0,01$), так і для лівої ноги ($p < 0,05$). Кути розвороту стоп та різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою статистично значуще не відрізнялись при звичайній ходьбі та при ходьбі з одночасним моторним завданням ($p > 0,05$). Тривалість звичайних кроків, зроблених обома ногами, тривалість крокових циклів для обох ніг, тривалість опори для правої та лівої ноги та тривалість опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою статистично значуще збільшились порівняно зі звичайною ходьбою ($p < 0,001$ у всіх випадках) (рис. 3.11). У тривалості переносу правої та лівої ноги й тривалості опори лише на праву та ліву ногу статистично значущих відмінностей не виявлено ($p > 0,05$). При крокуванні з одночасним виконанням

моторного завдання достовірно збільшилися різниця тривалості кроку правою та лівою ногою й різниця тривалості крокових циклів для обох ніг ($p < 0,05$ в обох випадках).

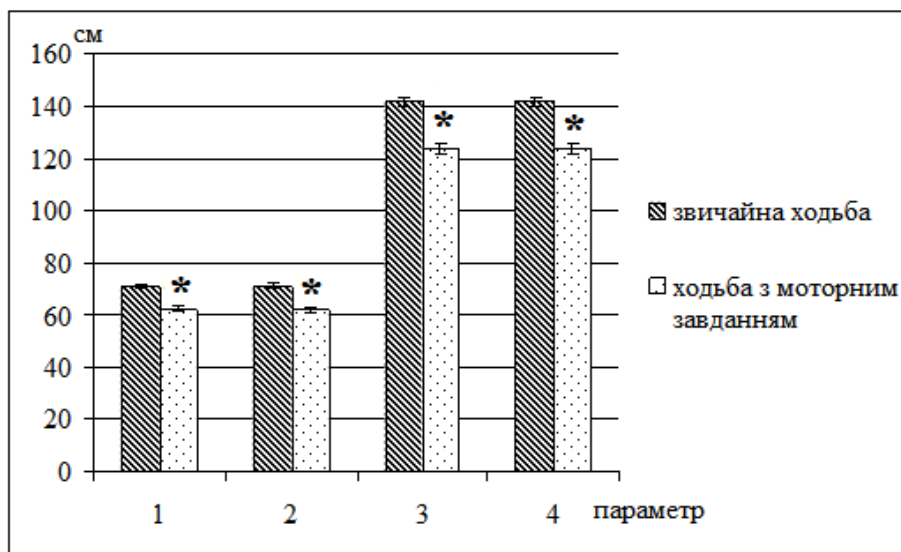


Рис. 3.10. Відмінності просторових параметрів звичайної ходьби та ходьби з моторним завданням у юнаків.

Примітки: 1 – довжина кроку правою ногою; 2 – довжина кроку лівою ногою; 3 – довжина подвійного кроку правою ногою; 4 – довжина подвійного кроку лівою ногою; * - позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

У структурі крокового циклу ходьби з одночасним виконанням моторного завдання порівняно зі звичайною ходьбою юнаків відбулись наступні зміни: статистично значуще зменшились як відсоткова частка тривалості переносу кожною ногою, так і відсоткова частка тривалості одиночної опори кожною з нижніх кінцівок від часу їх крокових циклів ($p < 0,001$). З іншого боку, статистично значуще більшими виявились відсоток тривалості опори для обох ніг та відсоток тривалості опори на обидві ноги в крокових циклах відповідних нижніх кінцівок ($p < 0,001$) (рис. 3.12).

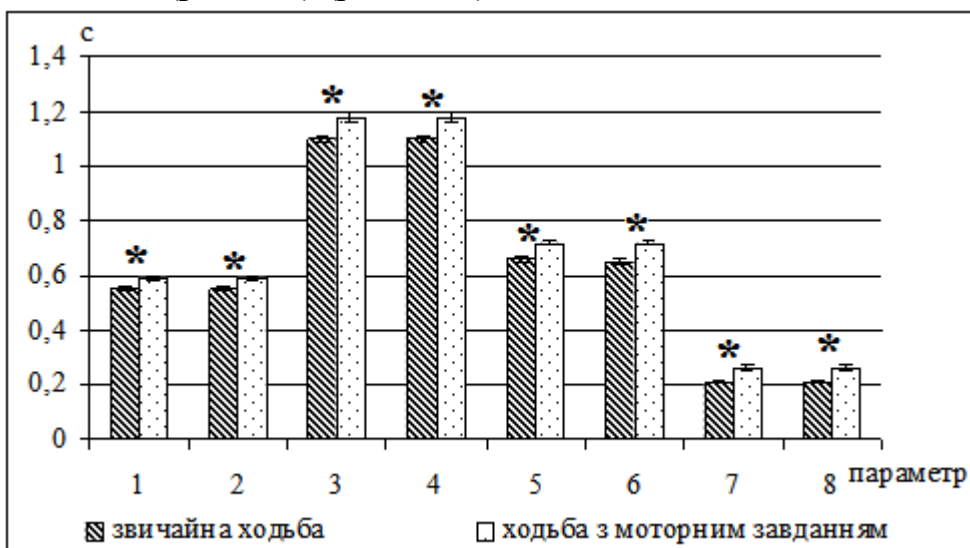


Рис. 3.11. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби та ходьби з моторним завданням в юнаків.

Примітки: 1 – тривалість кроку правою ногою; 2 – тривалість кроку лівою ногою; 3 – тривалість крокового циклу правою ногою; 4 – тривалість крокового циклу лівою ногою; 5 – тривалість опори для правої ноги; 6 – тривалість опори для лівої ноги; 7 – тривалість подвійної опори для правої ноги; 8 – тривалість подвійної опори для лівої ноги; * – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

Отже, серед усіх просторово-часових параметрів у юнаків при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання кути розвороту стоп, різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою (просторові показники), тривалість переносу правої та лівої ноги та тривалість опори лише на праву та ліву ногу (часові параметри) достовірно не відрізнялись порівняно зі звичайною ходьбою. Середня швидкість руху, кількість кроків у перерахунку за хвилину та усі інші просторові параметри ходьби, за винятком вищезначених, статистично значуще зменшились. Тривалість звичайних кроків, зроблених обома ногами, тривалість крокових циклів для обох ніг, тривалість опори для правої та лівої ноги, тривалість опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою та асиметрії тривалості кроку правою та лівою ногою й тривалості крокових циклів для обох ніг були достовірно більшими при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання. У структурі циклу кроку при ходьбі з одночасним моторним завданням статистично значуще збільшилися відсоток тривалості опори як для правої, так і для лівої ноги від загальної тривалості відповідного крокового циклу та відсоток тривалості опори на обидві ноги для крокових циклів відповідної ноги, а відсоток тривалості переносу кожною ногою та відсоток тривалості одиночної опори кожною ногою від загальної тривалості відповідного крокового циклу були достовірно меншими порівняно зі звичайною ходьбою юнаків.

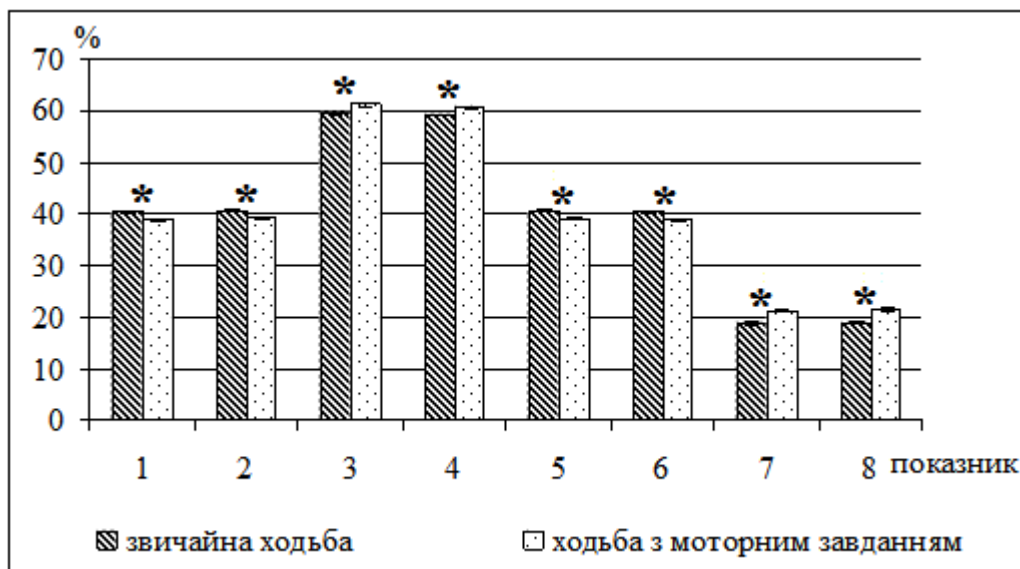


Рис. 3.12. Відмінності структури циклу звичайної ходьби та ходьби з моторним завданням в юнаків.

Примітки: 1 – частка тривалості переносу правої ноги; 2 – частка тривалості переносу лівої ноги; 3 – частка тривалості опори для правої ноги; 4 – частка тривалості опори для лівої ноги; 5 – частка тривалості одиночної опори правою ногою; 6 – частка тривалості одиночної опори лівою ногою; 7 – частка тривалості подвійної опори для правої ноги; 8 – частка тривалості подвійної опори для лівої ноги; * – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

При аналізі звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в дівчат встановлені статистично значущі відмінності серед переважної більшості просторових та всіх часових показників. Середня швидкість такої ходьби в дівчат статистично значуще менша, ніж при звичайній ходьбі, кількість кроків достовірно вища, ніж при звичайному проході доріжкою, а за хвилину при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання дівчата здійснювали достовірно меншу кількість кроків, ніж при звичайній ходьбі ($p < 0,001$ у всіх випадках). У дівчат довжина звичайних і подвійних кроків, зроблених як правою, так і лівою ногою, а також співвідношення довжини кроку до довжини ноги як для правої, так і для лівої ноги виявилися статистично значуще меншими при ходьбі з одночасним виконанням додаткового моторного завдання, на відміну від звичайного крокування ($p < 0,001$ у всіх випадках) (рис. 3.13).

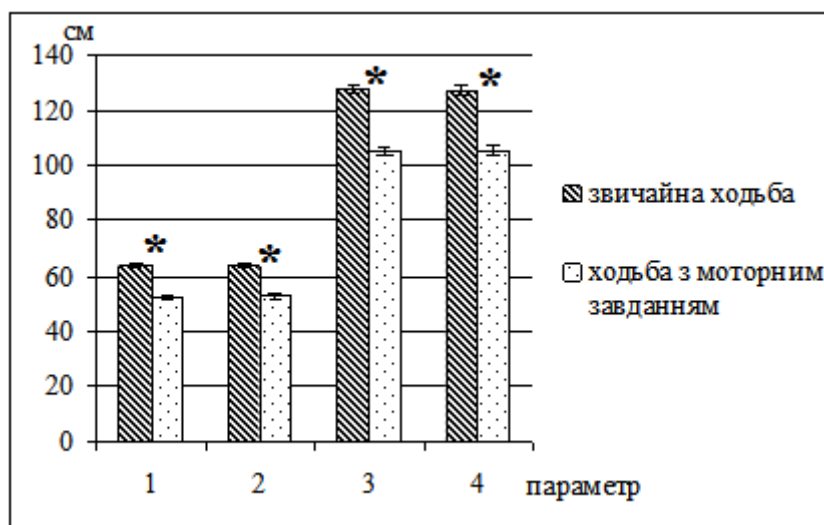


Рис. 3.13. Відмінності просторових параметрів звичайної ходьби та ходьби з моторним завданням у дівчат.

Примітки: 1 – довжина кроку правою ногою; 2 – довжина кроку лівою ногою; 3 – довжина подвійного кроку правою ногою; 4 – довжина подвійного кроку лівою ногою; * – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

Статистично значуще збільшився в дівчат кут розвороту правої стопи ($p \leq 0,01$). Ширина бази опори для правої та лівої ноги, кут розвороту лівої стопи та різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою не відрізнялись достовірно при звичайній ходьбі та ходьбі з додатковим моторним завданням ($p > 0,05$). У дівчат при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання

тривалість звичайних кроків, зроблених обома ногами, тривалість крокових циклів для обох ніг, тривалість переносу правої та лівої ноги, тривалість опори для правої та лівої ноги, тривалість опори лише на праву та ліву ногу та тривалість опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою статистично значуще більші, ніж при звичайній ходьбі ($p < 0,001$ у всіх випадках) (рис. 3.14). Також при ходьбі з одночасним моторним завданням вірогідно збільшилися різниця тривалості кроку правою й лівою ногою ($p < 0,05$) та різниця тривалості крокових циклів для обох ніг ($p < 0,001$).

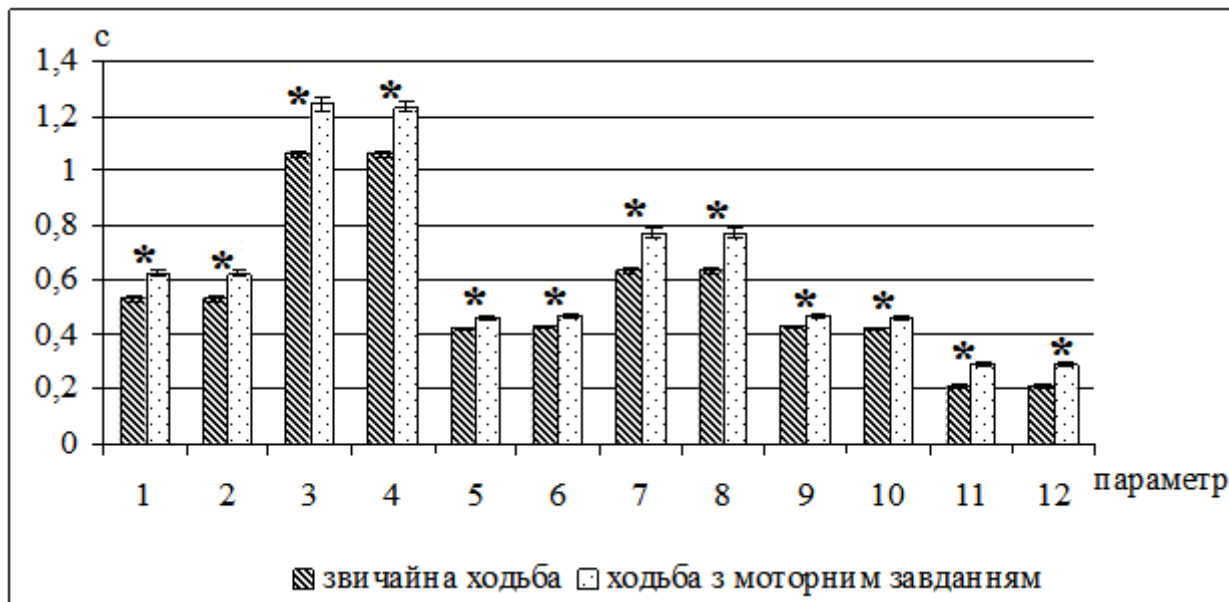


Рис. 3.14. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби та ходьби з моторним завданням у дівчат.

Примітки: 1 – тривалість кроку правою ногою; 2 – тривалість кроку лівою ногою; 3 – тривалість крокового циклу правою ногою; 4 – тривалість крокового циклу лівою ногою; 5 – тривалість переносу правої ноги; 6 – тривалість переносу лівої ноги; 7 – тривалість опори для правої ноги; 8 – тривалість опори для лівої ноги; 9 – тривалість одиночної опори правою ногою; 10 – тривалість одиночної опори лівою ногою; 11 – тривалість подвійної опори для правої ноги; 12 – тривалість подвійної опори для лівої ноги; * – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

У структурі крокового циклу дівчат при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання порівняно зі звичайною ходьбою статистично значуще меншими були як частка тривалості переносу кожної ноги, так і частка тривалості одиночної опори кожною з нижніх кінцівок від тривалості їх крокових циклів ($p < 0,001$), а відсоток тривалості опори для кожної ноги та відсоток тривалості опори на обидві ноги в крокових циклах відповідних нижніх кінцівок були статистично значуще більшими ($p < 0,001$) (рис. 3.15).

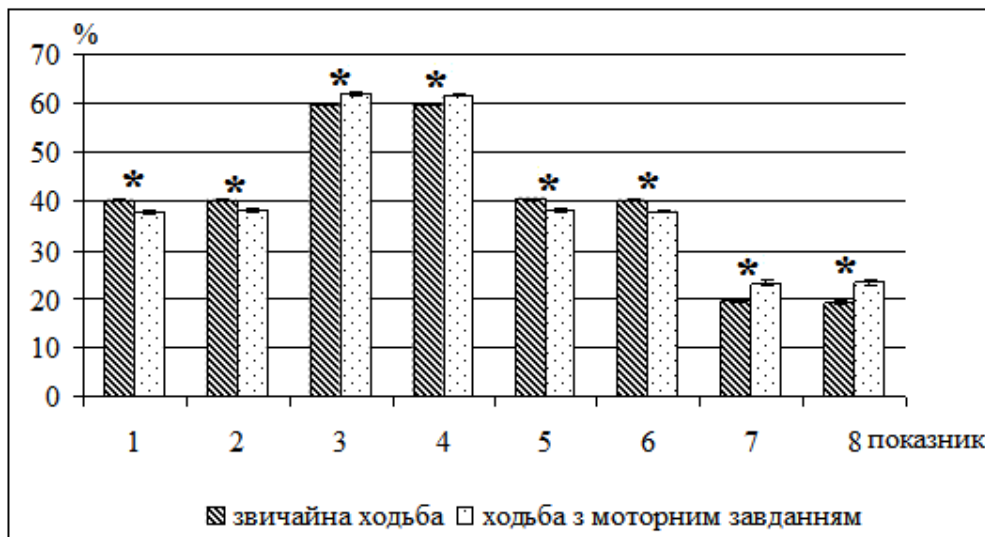


Рис. 3.15. Відмінності структури циклу звичайної ходьби та ходьби з моторним завданням у дівчат.

Примітки: 1 – частка тривалості переносу правої ноги; 2 – частка тривалості переносу лівої ноги; 3 – частка тривалості опори для правої ноги; 4 – частка тривалості опори для лівої ноги; 5 – частка тривалості одиночної опори правою ногою; 6 – частка тривалості одиночної опори лівою ногою; 7 – частка тривалості подвійної опори для правої ноги; 8 – частка тривалості подвійної опори для лівої ноги; * – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

Таким чином, серед просторових параметрів ширина бази опори як для правої, так і для лівої ноги, кут розвороту лівої стопи та різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою не відрізнялись у дівчат при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання порівняно зі звичайною ходьбою. Середня швидкість, кількість кроків за хвилину та всі інші просторові параметри ходьби статистично значуще зменшилися, за винятком кута розвороту правої стопи, який вірогідно збільшився; усі часові показники були достовірно більшими при ходьбі з моторним завданням. У структурі циклу кроку при ходьбі з одночасним моторним завданням статистично значуще збільшились відсоток тривалості опори як для правої, так і для лівої ноги від загальної тривалості відповідного крокового циклу та відсоток тривалості опори на обидві ноги для відповідного крокового циклу, при цьому відсоток тривалості переносу кожної ноги та відсоток тривалості одиночної опори кожною ногою від загальної тривалості відповідного крокового циклу були достовірно меншими порівняно зі звичайною ходьбою.

При аналізі просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання між юнаками й дівчатами визначені наступні відмінності. Середня швидкість руху в юнаків була статистично значуще більшою, ніж у дівчат ($p < 0,001$). Кількість кроків, що виконували юнаки для подолання довжини доріжки, була меншою, ніж кількість кроків, що виконували дівчата при проході доріжкою ($p < 0,001$), але кількість кроків за хвилину в юнаків і дівчат не розрізнялася ($p > 0,05$).

Серед просторових параметрів при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків статистично значуще більшими були довжина як звичайного ($p < 0,001$), так і подвійного кроку ($p < 0,001$), що здійснювався кожною ногою, співвідношення довжини кроку до довжини відповідної ноги ($p < 0,01$), а також ширина бази опори для кожної ноги й кути розвороту стоп порівняно з дівчатами ($p < 0,001$) (рис. 3.16). У юнаків і дівчат в асиметрії довжини кроків правою й лівою ногою достовірна різниця відсутня ($p > 0,05$).

Серед часових параметрів при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків та дівчат тривалість кроків, зроблених кожною ногою, тривалість крокових циклів для кожної ноги, тривалість переносу правої і лівої ноги, тривалість опори для правої і лівої ноги, тривалість опори тільки на ліву або праву ногу достовірно не відрізнялись ($p > 0,05$). Тривалість опори на обидві ноги

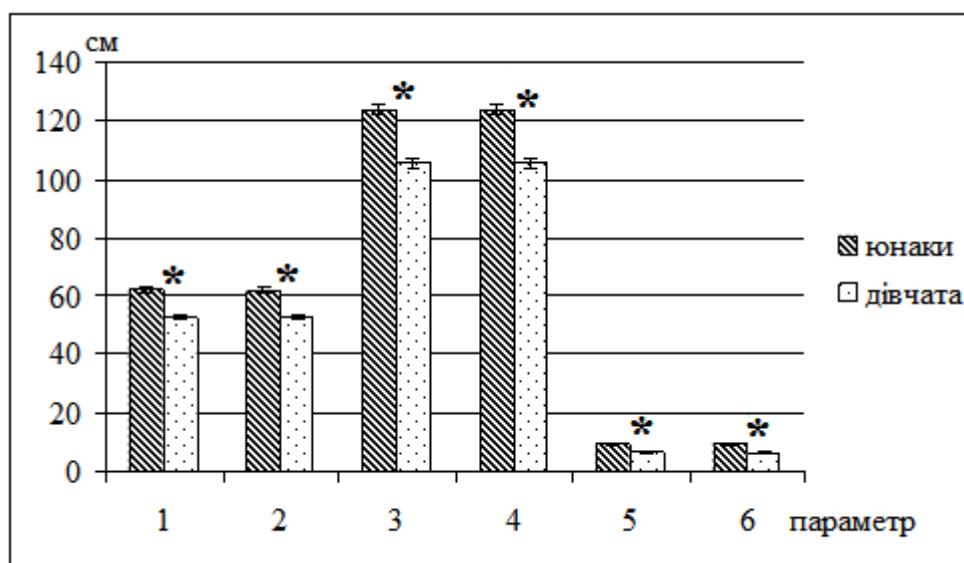


Рис. 3.16. Відмінності просторових параметрів ходьби з моторним завданням у юнаків та дівчат.

Примітки: 1 – довжина кроку правою ногою; 2 – довжина кроку лівою ногою; 3 – довжина подвійного кроку правою ногою; 4 – довжина подвійного кроку лівою ногою; 5 – ширина бази опори для правої ноги; 6 – ширина бази опори для лівої ноги; * – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

при виконанні кроків кожною ногою в юнаків статистично значуще менше, ніж у дівчат ($p < 0,05$). Без достовірних змін у юнаків і дівчат залишилися різниця тривалості кроку правою й лівою ногою та різниця тривалості крокових циклів для обох ніг ($p > 0,05$).

У структурі крокового циклу при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків усі відсоткові значення достовірно відрізняються від таких у дівчат. Зокрема, у юнаків порівняно з дівчатами відсоткові частки тривалості переносу як правої, так і лівої ноги та відсоткові частки тривалості одиночної опори як правою, так і лівою ногою від загальної тривалості крокового циклу відповідної ноги були статистично значуще більшими ($p < 0,05$ у всіх

випадках). З іншого боку, при ходьбі з моторним завданням відсоткові частки тривалості опори для кожної з нижніх кінцівок та відсоткові частки тривалості подвійної опори від загальної тривалості крокового циклу відповідної ноги достовірно нижчі в юнаків, ніж у дівчат ($p < 0,05$ у всіх випадках) (рис. 3.17).

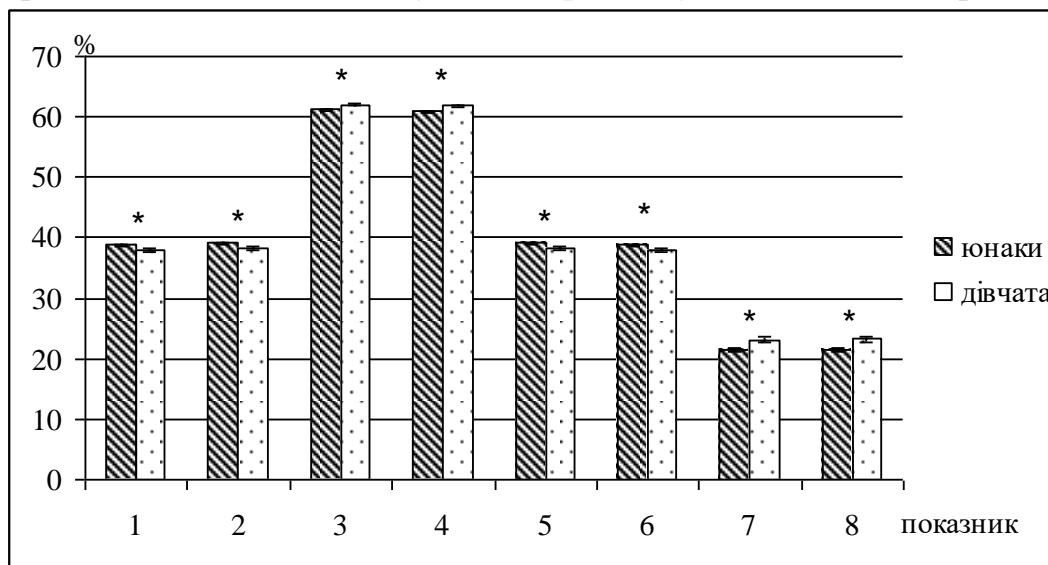


Рис. 3.17. Відмінності структури циклу ходьби з моторним завданням у юнаків та дівчат.

Примітки: 1 – частка тривалості переносу правої ноги; 2 – частка тривалості переносу лівої ноги; 3 – частка тривалості опори для правої ноги; 4 – частка тривалості опори для лівої ноги; 5 – частка тривалості одиночної опори правою ногою; 6 – частка тривалості одиночної опори лівою ногою; 7 – частка тривалості подвійної опори для правої ноги; 8 – частка тривалості подвійної опори для лівої ноги; * позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$.

Таким чином, у юнаків та дівчат при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання достовірно не відрізнялись такі показники як кількість кроків за хвилину; асиметрія в довжині кроків правою й лівою ногою (серед просторових параметрів); переважна більшість часових параметрів, а саме: тривалість кроків, зроблених кожною ногою, тривалість крокових циклів для кожної ноги, тривалість переносу правої і лівої ноги, тривалість опори для кожної ноги, тривалість опори тільки на праву або ліву ногу та асиметрії тривалості кроку правою й лівою ногою й тривалості крокових циклів для обох ніг. Середня швидкість ходьби з моторним завданням, а також усі просторові показники (за винятком вищезначеного) в юнаків статистично значуще більші, ніж у дівчат за тих же умов. Достовірно меншими в юнаків порівняно з дівчатами були кількість кроків, що виконували юнаки для подолання довжини доріжки й час опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою (серед часових параметрів). У структурі крокового циклу при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків визначені статистично значуще вищі відсотки тривалості переносу як правої, так і лівої ноги та відсотки тривалості одиночної

опори як правою, так і лівою ногою від загальної тривалості крокового циклу відповідної ноги, а відсотки тривалості опори та тривалості подвійної опори для кожної ноги від загальної тривалості крокового циклу відповідної ноги були достовірно нижчі, на відміну від таких у дівчат.

3.4.3. Просторово-часові параметри ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в жінок середнього віку. При дослідженні просторово-часових параметрів *ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в жінок середнього віку* встановлено, що середня швидкість дорівнювала $92,82 \pm 4,75$ см/с (у середньому від-стань у $722,29 \pm 7,35$ см долали за $8,86 \pm 0,63$ с); кількість кроків за хвилину становила $104,43 \pm 3,22$. Отримано наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою склала $51,81 \pm 1,49$ см, лівою ногою – $52,60 \pm 1,44$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги становило $0,60 \pm 0,02$ справа та $0,62 \pm 0,02$ зліва; довжина подвійного кроку правою ногою склала $104,74 \pm 2,94$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $104,49 \pm 2,92$ см; у даній групі обстежуваних при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $6,98 \pm 0,38$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $6,98 \pm 0,39$ см; кут розвороту правої стопи становив $3,85 \pm 0,80^\circ$, кут розвороту лівої стопи - $2,84 \pm 0,97^\circ$.

При аналізі часових показників ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в жінок середнього віку визначено, що тривалість кроків правою та лівою ногою була однаковою і становила $0,60 \pm 0,02$ с; тривалість крокового циклу для правої та лівої ніг була однаковою і становила $1,19 \pm 0,04$ с. Тривалість переносу правої та лівої ніг була однаковою і становила $0,45 \pm 0,01$ с. Час опори для правої та лівої ніг був однаковим і тривав $0,74 \pm 0,03$ с. Тривалість одиночної опори складала $0,45 \pm 0,01$ с з обох сторін. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала однаковий час – $0,29 \pm 0,02$ с. Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби (FAP) з одночасним виконанням моторного завдання в жінок середнього віку склав $81,83 \pm 4,04$ % , що свідчить про зниження якості ходьби за даних умов.

При порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в жінок середнього віку визначено, що частина просторових показників має статистично значущі відмінності. Так, довжина кроку зліва та справа зменшилась на $13,8 \pm 1,1$ % та $15,3 \pm 1,1$ % відповідно, довжина подвійного кроку зліва та справа зменшилась на $14,6 \pm 1,3$ % та $14,4 \pm 1,3$ % відповідно, співвідношення довжини кроку до довжини ноги зліва та справа зменшилась на $13,9 \pm 1,4$ % та $14,3 \pm 1,4$ % відповідно ($p < 0,001$ в усіх випадках) (рис 3.18). Решта просторових показників ходьби з одночасним виконанням моторного завдання – кут розвороту стопи з обох сторін, ширина бази опори з обох сторін, пройдена від-стань, у порівнянні з аналогічними показниками при ходьбі в довільному темпі статистично значуще не відрізнялись ($p > 0,05$).

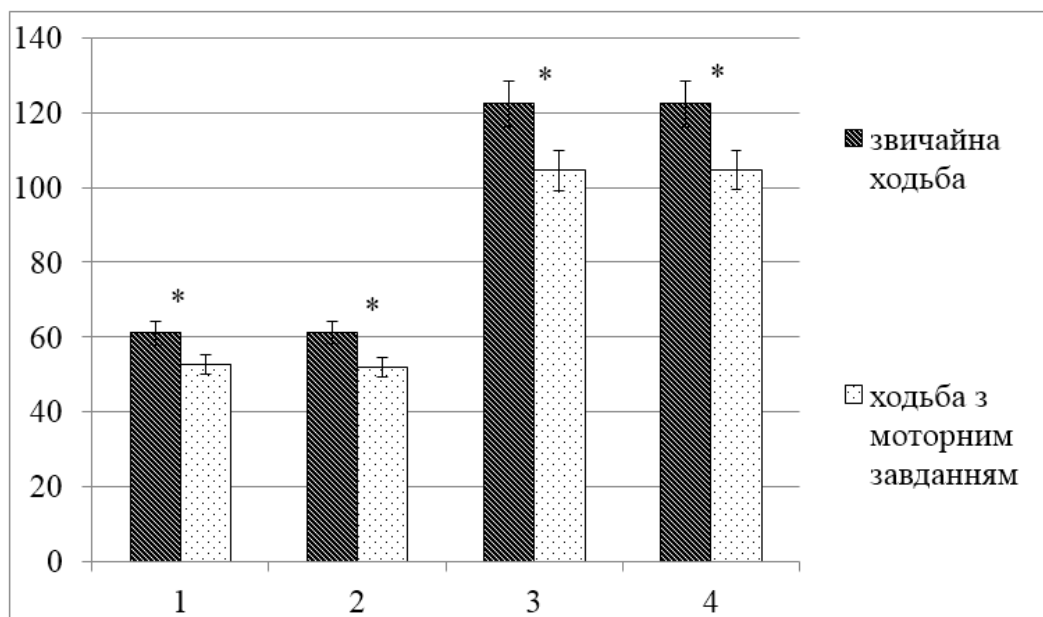


Рис. 3.18. Відмінності просторових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в жінок середнього віку.

Примітки: 1 – довжина кроку лівою ногою; 2 – довжина кроку правою ногою; 3 – довжина подвійного кроку лівою ногою; 4 – довжина подвійного кроку правою ногою; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

На відміну від просторових, більшість часових показників ходьби при виконанні моторного завдання в жінок середнього віку в порівнянні з відповідними показниками, отриманими під час ходьби в довільному темпі, статистично достовірних відмінностей не мали: час кроку та крокового циклу з обох боків, час одиночної та подвійної опори з обох сторін, час опори на кожен ногу та час переносу з обох сторін ($p > 0,05$). Виключення склали швидкість, яка при виконанні моторного завдання статистично значуще зменшилась на $17,3 \pm 1,7$ % ($p < 0,001$) та час проходження, який відповідно подовжився на $36,3 \pm 6,6$ % ($p < 0,001$) (рис. 3.19).

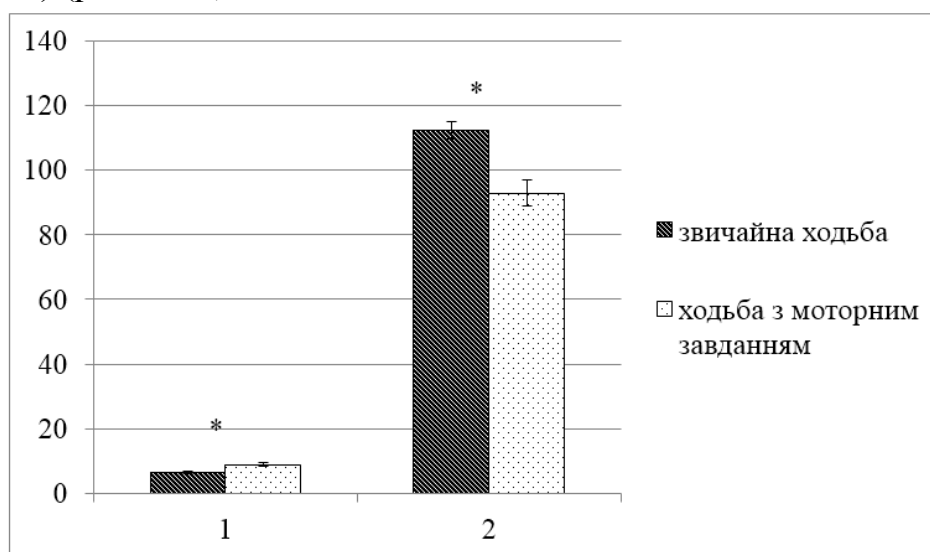


Рис. 3.19. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в жінок середнього віку.

Примітки: 1 – час проходження; 2 – швидкість; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

Підсумовуючи отримані нами результати вивчення просторово-часових параметрів ходьби в чоловіків та жінок різних вікових груп при виконанні додаткового моторного завдання варто відмітити, що наукові дослідження ряду авторів з вивчення зрушень у просторово-часовій організації ходьби в умовах фізіологічних парадигм, зокрема ходьби з додатковими завданнями, надали певну інформацію щодо характеру таких зрушень, але ці дослідження були спрямовані, в основному, на людей похилого віку [18], [19], [20] або неврологічних хворих [21], [22], [23]. Істотно менше досліджень ходьби з додатковими завданнями було проведено в групах молодих здорових людей, у яких вивчали тільки окремі показники ходьби (швидкість ходьби, довжину кроку, тривалість крокового циклу) і доволі часто без урахування вікового й гендерного аспекту [291], [26], [27], [28], [29], [30].

Для вивчення впливу моторного завдання на просторово-часові параметри ходьби людини ми застосовували широко відому фізіологічну парадигму з подвійними завданнями («Dual-TaskParadigm»). Її суть полягає в здатності відповідним чином розподіляти увагу між декількома (мінімум двома) завданнями, що виконуються одночасно [268], [278]. Важливість розуміння ефектів інтерференції завдань, що здійснюються одночасно, а саме ходьби з утриманням перед собою предмету або рахуванням, необхідне, оскільки подібні ситуації дуже розповсюджені в повсякденному житті людини (наприклад, перенесення предметів з місця на місце, розмова під час ходьби тощо).

Щоб дослідити вплив додаткового моторного завдання на просторово-часову організацію ходьби людини, ми використовували «пристрій для оцінки здатності стабілізувати положення рук» [420]. В основу методики поставлено завдання утримання кулі в центрі пристрою на двох його направляючих перекладинах і, таким чином, шляхом використання значного об'єму ресурсів вестибулярної, зорової, пропріоцептивної сенсорних систем та моторних центрів, що забезпечують як підтримання рівноваги тіла в цілому, стабілізацію плечового пояса й верхніх кінцівок, так і утримання кулі в центрі пристрою, створення для нервових центрів, залучених до керування ходьбою, умов роботи за недостатністю ресурсів або в ускладнених ситуаціях.

У такій ситуації, коли одночасно здійснюється процес звичайної ходьби й утримання пристрою для оцінки здатності стабілізувати положення рук, фізіологічно первинним завданням є регуляція та утримання рівноваги й стабільності тіла під час ходьби, а вторинним (додатковим) – утримання перед собою обома руками пристрою таким чином, щоб куля пристрою завжди знаходилась посередині його направляючих перекладин. Згідно інструкції, що надавали досліджуваним перед виконанням ходьби з одночасним моторним

завданням, вони повинні були як здійснювати ходьбу, так і утримувати кулю пристроєм посередині його перекладин, тобто виконувати обидва завдання однаково якісно без пріоритету між ними.

Отримані результати ходьби з виконанням додаткового моторного завдання було порівняно з результатами ходьби в довільному темпі з метою встановлення змін, які спричиняє моторне завдання на параметри звичайної ходьби. Загалом напрямок перебудови параметрів ходьби в усіх досліджуваних вікових та гендерних групах під час ходьби з виконанням додаткового моторного завдання був однаковий.

Так, при ходьбі з додатковим моторним завданням швидкість руху та кількість кроків за хвилину в загальній групі осіб юнацького віку зменшувались із 126,06 см/с й 112,34 при звичайній ходьбі до 98,28 см/с (у юнаків на 16,6 % , у дівчат на 27,4 %) й 102,01 (у юнаків на 5,2 % , у дівчат на 12,8 %) відповідно. Подібну тенденцію спостерігали китайські вчені при дослідженні ходьби за допомогою GAITRite®, де в загальній групі чоловіків (n=7) і жінок (n=8) (середній вік складав 62,73±9,02 роки) швидкість руху та кількість кроків за хвилину зменшувались із 112,51 см/с й 110,06 при звичайній ходьбі до 103,67 см/с й 108,81 при ходьбі з утримуванням підноса зі склянками та до 101,15 см/с й 103,47 при ходьбі з одночасним застібанням гудзиків сорочки [23]. Зміна кількості кроків за хвилину є зрозумілою, оскільки цей показник залежить від швидкості руху. Але є повідомлення про збільшення кількості кроків за хвилину (при дослідженні ходьби з застосуванням ножних електронних перемикачів, що розміщували у взутті обстежуваних) як у молодих людей (n=20, середній вік 25,25±5,95 роки), так і в людей похилого віку (n=20, середній вік 71,50±5,03 роки), де в якості додаткового моторного завдання використано перекидання монет з правої кишені в ліву [30]. Результати іншого дослідження, в якому швидкість ходьби визначали поділом стандартної відстані 7 метрів на тривалість проходу, що реєстрували за допомогою зафіксованих на початку та наприкінці відстані фотоелементів, продемонстрували відсутність впливу одночасного утримання легкого пакунку на швидкість звичайної ходьби в обстежуваних людей віком від 20 до 65 років (n=277) [480]. Такі суперечливі дані джерел літератури можна пояснити тим, що дослідження проводили у взутті, в якому розміщували спеціальне обладнання, кількість суб'єктів дослідження була обмеженою, або результати отримували в загальній групі обстежуваних, не поділяючи їх за статтю, віком, станом здоров'я.

Зменшення довжини звичайних та подвійних кроків при ходьбі з одночасним моторним завданням у наших досліджуваних (на 12,7 % у юнаків, на 17,4 % у дівчат) збігається з результатами деяких робіт [23], [30]. Як і кількість кроків за хвилину, довжина кроків також залежить від швидкості. Тобто, щоб йти повільніше, обстежувані зменшували довжину звичайного кроку, як складову подвійного, і кількість кроків за хвилину. Тому, ймовірно, додаткове моторне завдання не вплинуло на асиметрію довжини кроків правою й лівою ногою у наших обстежуваних.

Відомо, що база опори та кут розвороту стопи це ті просторові параметри, які потрібні для підтримки медіо-латеральної та передньо-задньої стабільності ходьби [481]. Показано, що саме база опори є найстабільнішим параметром, який не змінюється при зміні темпу ходьби (як у бік прискорення, так і в бік зменшення швидкості) та під впливом тимчасової зорової депривації й частковій зміні вестибулярного сенсорного потоку, забезпечуючи стабільність ходьби при зазначених вище тестованих парадигмах ходьби [482], [483]. Значення бази опори як для правої, так і для лівої ноги в досліджуваних нами юнаків вірогідно зменшились, величини змін у середньому складали 6,9 % для правої ноги, 2,8 % для лівої ноги. Значення кутів розвороту стоп у юнаків залишилися без змін. Тобто, утримання пристрою зменшує швидкість (за рахунок перерозподілу ресурсів вестибулярної, зорової, пропріоцептивної сенсорних систем та моторних центрів), а деяке зменшення бази опори призводить до певного збільшення швидкості, що дещо сприяє полегшенню стабілізації рук та утриманню кулі пристрою для оцінки здатності стабілізувати положення рук. Відомо, що при зменшенні бази опори збільшується ефективність ходьби (якщо розглядати ефективність ходьби як здатність долати певну відстань за максимально малий проміжок часу [484]). Тобто, юнаки намагались збільшити знижену швидкість ходьби (унаслідок утримання пристрою) шляхом зменшення бази опори. У дівчат при ходьбі з додатковим моторним завданням порівняно зі звичайною ходьбою достовірних змін у значеннях ширини бази опори не встановлено, але статистично значуще збільшився кут розвороту правої стопи (у середньому на 30,3 %). Цікаво, що саме правої стопи, кут якої був більшим за звичайної ходьби і, ймовірно, у першу чергу, відповідав за її медіо-латеральну стабільність [243]. Отже, дівчата потребували підвищеної медіо-латеральної рівноваги при зменшенні швидкості ходьби й намагались зробити її більш стабільною за рахунок суттєвого збільшення кута розвороту правої стопи, а відповідно функціональної бази опори.

Таким чином, утримання рівноваги й запобігання падінь, що і є первинним завданням ходьби, при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання може забезпечуватися шляхом зміни ширини бази опори та кута розвороту стопи, що свідчить про активацію механізмів контролю рівноваги і стабільності ходьби.

Напрямок змін часових параметрів при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання порівняно зі звичайною ходьбою в нашому дослідженні був наступним. У юнаків усі часові параметри достовірно збільшились, за винятком тривалості переносу правої та лівої ноги й тривалості опори лише на праву та ліву ногу, що достовірно не змінились. У дівчат усі без винятку часові показники вірогідно збільшились. А в дослідженні Yeа-RuYang з колегами в загальній групі обстежуваних (n=15, середній вік 62,73±9,02 роки), що слугувала для порівняння в перебігу обстеження пацієнтів з неврологічними захворюваннями, тривалість крокового циклу при ходьбі з одночасним утриманням підноса зі склянками взагалі не зазнала змін, а тривалість крокового циклу при ходьбі з одночасним

застібанням гудзиків сорочки статистично значуще збільшилась з $1,10 \pm 0,12$ с при звичайній ходьбі до $1,17 \pm 0,15$ с [23].

При зниженні швидкості ходьби збільшується тривалість опори й тривалість переносу ноги, причому збільшення тривалості опори перевищує збільшення тривалості переносу [485]. У обстежених нами юнаків тривалість опори для правої та лівої ноги при ходьбі з одночасним моторним завданням підвищилась у середньому на 9,9 % , а тривалість переносу не змінилась; а в дівчат тривалість опори для правої та лівої ноги збільшилась на 22,2 % , а тривалість переносу – тільки на 9,4 % .

У структурі крокового циклу ходьби з додатковим моторним завданням статистично значуще зменшились частки тривалості переносу кожної ноги (у середньому на 3,7 % у юнаків й на 5,5 % у дівчат) і тривалості одиночної опори кожною з нижніх кінцівок від тривалості їх крокових циклів, при цьому відсоток тривалості опори для обох ніг та відсоток тривалості опори на обидві ноги в крокових циклах відповідних нижніх кінцівок статистично значуще збільшились (у середньому на 2,5 % і 13,5 % відповідно в юнаків й на 3,7 % і 20,5 % відповідно в дівчат). Таким чином, перебудови структури крокового циклу були спрямовані на первинну задачу ходьби, тобто утримання її стабільності, яка знижується при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання, про що свідчить збільшення показників асиметрій часу кроку й часу крокового циклу як у юнаків так і в дівчат порівняно зі звичайною ходьбою. Раніше встановлено, що збільшення показників асиметрій часу кроку й часу крокового циклу підвищує схильність до падінь [452], [33].

Про напруження механізмів регуляції, що спрямовані на підтримку рівноваги й збереження стабільності тіла, під час ходьби з одночасним виконанням моторного завдання свідчить зниження інтегрального показника FAP на 4,8 % у юнаків і на 5,4 % у дівчат.

Потрібно відмітити, що загалом напрямок перебудови просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків і дівчат однаковий. Усі просторові показники (за винятком асиметрії довжини кроків правою й лівою ногою) в юнаків виявились статистично значуще більшими, ніж у дівчат за тих же умов. Це можна пояснити певними антропометричними відмінностями (переважанням росту, а відповідно, й довжини ноги в юнаків порівняно з дівчатами) [455]. Під час крокування відбувається переміщення в просторі центра маси тіла людини [62]. І при вищому рості центр маси переміщується більш високою, а відповідно, й більш далекою траєкторією. Серед часових параметрів ходьби з додатковим моторним завданням статистично значуще більша тривалість опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою в дівчат, ніж у юнаків (на 11,5 %), ймовірно, забезпечує більшу стійкість.

Цікавим є факт, що в структурі крокового циклу юнаків при ходьбі з додатковим моторним завданням переважають відсотки тривалості переносу як правої, так і лівої ноги та тривалості одиночної опори як правою, так і лівою

ногою, а в дівчат – відсотки тривалості опори для кожної ноги та тривалості подвійної опори для кожної ноги від загальної тривалості відповідного крокового циклу. Тобто, механізми, що визначають організацію структури циклу кроку, набувають статевих відмінностей саме під час ходьби з одночасним виконанням моторного завдання, оскільки, як було показано раніше, структура крокового циклу звичайної ходьби не залежить від статі [486]. Гендерного впливу на показники асиметрії ходьби з одночасним моторним завданням не встановлено.

Загалом усі обстежувані успішно виконали запропоноване їм додаткове моторне завдання (утримання від падіння кулі, що перебуває на двох горизонтальних направляючих). Тобто, одночасно з ходьбою здійснювалась й тонка координація рухів рук, успішній реалізації якої, очевидно, сприяв достатній об'єм ресурсів пропріоцептивної, вестибулярної, зорової сенсорних систем та моторних центрів і, крім того, відповідний перерозподіл ресурсу уваги між завданнями (ходьбою та утриманням кулі на перекладинах пристрою). Але слід відмітити, що двоє обстежуваних (одна дівчина та юнак) не змогли утримати кулю на перекладинах пристрою під час ходьби з першої спроби. І тільки друга їх спроба була успішною. Це вказує на те, що при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання для механізмів контролю ходьби та перерозподілу уваги потрібен час для налаштування й співпраці для здійснення більш складної регуляції.

Наші результати доводять, що додаткове моторне завдання суттєво впливає на просторово-часові параметри звичайної ходьби. Частина встановлених нами закономірностей описана іншими дослідниками, але є також і певні розбіжності [289], [23], [30]. Це може бути пов'язано з тим, що у вищезазначених дослідженнях вивчали обмежену кількість показників ходьби (у більшості випадків 4-5), що не дало можливості комплексно оцінити напрямок змін просторово-часового паттерну ходьби з одночасним моторним завданням. Крім того, в нашому дослідженні додаткове моторне завдання було дещо іншим.

На відміну від таких додаткових моторних завдань як утримання підноса зі склянками, застібання гудзиків, утримання легкого пакунку, перекладання монет з однієї кишені в іншу, ми використовували досить важке додаткове моторне завдання. Згідно концепції топографічної організації пози, у випадку, коли потрібно забезпечити стабільність положення рук у просторі незалежно від рухів тулуба, відбувається функціональне ізолювання рухів рук від рухів тулуба [33], [115], [116]. Ймовірно, при ходьбі з моторним завданням відбувалось примусове роз'єднання активності центрального генератора локомоторного ритму, що контролює нижні та верхні кінцівки й обумовлює міжкінцівкову координацію, щоб викликати максимально можливу нерухомість рук. Крім того, внесок візуального контролю при ходьбі з одночасним виконанням вищеперерахованих моторних завдань різний. Утримування кулі на горизонтальних направляючих створеного нами пристрою значно утруднювало візуальний контроль ходьби, у той час як застібання гудзиків та інші

вищезазначені моторні завдання створювали незначні перешкоди зоровій регуляції ходьби. Так, при утримуванні перед собою легкого пакунку під час ходьби має місце часткове перекриття простору внаслідок чого знижується здатність зорової інформації керувати розташуванням стоп і, все ж таки, утримування пакунку справляє лише незначний ефект на швидкість ходьби [19], [487]. Зір відіграє важливу роль у відтворюванні цілеспрямованих рухів верхніх кінцівок [488], в оцінці дистанції і підтримці стабільності при стоянні [70] та крокуванні [33], [489]. Тому візуальна інтерференція може бути іншим поясненням неоднозначних результатів, що отримані при дослідженні просторово-часових параметрів ходьби з різними додатковими моторними завданнями. Далі, обидва завдання – утримання кулі посередині перекладин пристрою й ходьба – можуть бути класифіковані як завдання з контролю рівноваги. А згідно однієї з нейропсихологічних теорій обробки інформації, а саме теорії «горла пляшки», схожі за фізіологічною суттю завдання, що виконуються одночасно, конкурують за використання тих самих нервових шляхів, викликаючи інтерференцію «горла пляшки» [295].

Оскільки різні види моторних завдань можуть створювати неоднаковий вплив на просторово-часовий паттерн ходьби, що продемонстровано результатами наших та існуючих досліджень, ми вважаємо, що додаткове моторне завдання в оцінці ходьби через парадигми з подвійними завданнями повинно бути обрано обережно й коректно. Утримання створеного нами пристрою краще застосовувати при обстеженні ходьби практично здорових, молодих суб'єктів дослідження, а перекладання монет, утримання підноса зі склянками тощо можуть бути використані в якості додаткового моторного завдання як при обстеженні молодих і здорових людей, так і людей похилого віку або пацієнтів з певними неврологічними вадами.

Отже, результати нашого дослідження показують, що при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання обстежувані долали відстань доріжки з меншою швидкістю, коротшими та тривалішими кроками порівняно зі звичайною ходьбою. Для утримання пристрою та підтримання рівноваги тіла за таких умов ходьби змінювались й найбільш стабільні просторові параметри: ширина бази опори та кут розвороту стопи, а кроковий цикл перебудовувався в бік зменшення відсоткових часток тривалості переносу й тривалості одиночної опори та збільшення відсотків тривалості опори для кожної ноги й тривалості подвійної опори для крокового циклу кожної ноги.

3.4.4. Просторово-часові параметри ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в осіб юнацького віку з різним темпераментом. При дослідженні просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «сангвінік» визначено, що середня швидкість руху дорівнювала $97,22 \pm 3,27$ см/с (середню відстань у $714,72 \pm 8,97$ см сангвініки долали за $7,82 \pm 0,32$ с); при

проході доріжкою сангвініки в середньому виконували $12,82 \pm 0,38$ кроків, що в перерахунку за хвилину складало $100,91 \pm 1,73$ кроків.

При аналізі ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «сангвінік» одержані наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою складала $57,26 \pm 1,26$ см, довжина кроку лівою ногою – $57,33 \pm 1,27$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим для правої та лівої ноги й становило $0,64 \pm 0,01$; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала $1,96 \pm 0,23$ см; довжина подвійного кроку правою ногою складала $114,76 \pm 2,51$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $114,77 \pm 2,51$ см; ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $8,02 \pm 0,42$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $7,80 \pm 0,43$ см; кут розвороту правої стопи становив $7,08 \pm 0,81^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $4,14 \pm 0,69^\circ$.

При вивченні часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків та дівчат з домінуючим темпераментом «сангвінік» встановлено, що тривалість кроку правою ногою дорівнювала $0,61 \pm 0,01$ с, тривалість кроку лівою ногою – $0,60 \pm 0,01$ с. Усі інші часові показники ходьби з одночасним виконанням моторного завдання були однаковими для правої та лівої ніг: тривалість крокового циклу як для правої, так і для лівої ноги становила $1,21 \pm 0,02$ с; час переносу як правої, так лівої ноги тривав $0,47 \pm 0,01$ с; тривалість опори в досліджуваних як для правої, так і для лівої ноги складала $0,74 \pm 0,02$ с; тривалість одиночної опори як правою, так і лівою ногою дорівнювала $0,47 \pm 0,01$ с; опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою становила – $0,27 \pm 0,01$ с. Різниця тривалості кроку правою та лівою ногою становила $0,03 \pm 0,003$ с, а різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – $0,01 \pm 0,001$ с.

У структурі крокового циклу ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків та дівчат з домінуючим темпераментом «сангвінік» визначені наступні співвідношення: тривалість переносу правої ноги складала $38,88 \pm 0,27$ % , тривалість переносу лівої ноги – $38,76 \pm 0,26$ % від загальної тривалості відповідних крокових циклів; тривалість контакту правої ноги з доріжкою дорівнювала $61,12 \pm 0,28$ % від загальної тривалості крокового циклу для правої ноги, тривалість контакту лівої ноги з доріжкою від загальної тривалості крокового циклу для лівої ноги – $61,25 \pm 0,26$ % ; тривалість опори тільки на праву ногу в обстежуваних осіб становила $38,72 \pm 0,27$ % від загальної тривалості крокового циклу, тільки на ліву ногу – $38,92 \pm 0,26$ % ; опора на обидві ноги для крокового циклу правою ногою складала $21,74 \pm 0,47$ % , для крокового циклу лівою ногою – $21,86 \pm 0,49$ % .

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби з моторним завданням в юнаків та дівчат з домінуючим темпераментом «сангвінік» становив $91,58 \pm 1,38$ % , що є менше нормативного значення (95-100 %).

При дослідженні просторово-часових параметрів **ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «флегматик»** встановлено, що середня швидкість руху дорівнювала $101,51 \pm 6,10$ см/с (середню відстань у $699,80 \pm 8,19$ см флегматики долали за $7,73 \pm 0,53$ с); при проході доріжкою флегматики в середньому виконували $12,39 \pm 0,49$ кроків, що становило в перерахунку за хвилину $101,99 \pm 3,34$ кроків.

При аналізі ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в осіб юнацького віку обох статей з домінуючим темпераментом «флегматик» отримані наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою склала $58,48 \pm 1,95$ см, лівою ногою – $58,41 \pm 1,82$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим для правої та лівої ноги й становило $0,65 \pm 0,02$; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала $2,02 \pm 0,31$ см; довжина подвійного кроку правою ногою склала $117,37 \pm 3,76$ см, лівою ногою – $117,08 \pm 3,72$ см; у досліджуваних ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $8,01 \pm 0,68$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $7,83 \pm 0,69$ см; кут розвороту правої стопи становив $6,64 \pm 1,36^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $3,99 \pm 1,06^\circ$.

При вивченні часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків та дівчат з домінуючим темпераментом «флегматик» визначено, що крок як правою, так і лівою ногою тривав $0,61 \pm 0,02$ с. Тривалість крокового циклу для правої ноги дорівнювала $1,22 \pm 0,04$ с, для лівої ноги $1,21 \pm 0,04$ с. Тривалість переносу правої ноги становила $0,46 \pm 0,01$ с, лівої ноги – $0,47 \pm 0,02$ с. Час опори при ходьбі з моторним завданням як для правої ноги, так і для лівої тривав $0,75 \pm 0,03$ с. Тривалість одиночної опори правою ногою складала $0,47 \pm 0,02$ с, тривалість одиночної опори лівою ногою – $0,46 \pm 0,01$ с. Тривалість подвійної опори при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою становила $0,28 \pm 0,02$ с. Різниця тривалості кроку правою й лівою ногою дорівнювала $0,03 \pm 0,004$ с, а різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – $0,01 \pm 0,002$ с.

У структурі крокового циклу ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків та дівчат з домінуючим темпераментом «флегматик» визначені такі співвідношення: тривалість переносу правої ноги від загальної тривалості крокового циклу для правої ноги склала $38,18 \pm 0,34$ % , тривалість переносу лівої ноги від загальної тривалості крокового циклу для лівої ноги – $38,67 \pm 0,36$ % . Тривалість опори для правої ноги становила $61,84 \pm 0,34$ % , тривалість опори для лівої ноги – $61,34 \pm 0,36$ % від загальної тривалості крокового циклу. Тривалість опори лише на праву ногу дорівнювала $38,62 \pm 0,36$ % від загальної тривалості крокового циклу, на ліву ногу – $38,21 \pm 0,35$ % . Час опори на обидві ноги для крокового циклу правою ногою становив $22,37 \pm 0,65$ % , а для крокового циклу лівою ногою – $22,57 \pm 0,64$ % .

Інтегральний показник якості («нормальності») ходьби з моторним завданням в юнаків та дівчат з домінуючим темпераментом «флегматик» склав

90,00±1,87 % , що не відповідає нормативним показникам і вказує на зниження якості ходьби з одночасним моторним завданням.

Загалом, при вивченні просторово-часових показників **ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків та дівчат з домінуючим темпераментом «холерик»** встановлено, що середня швидкість склала 100,08±2,80 см/с (холерики долали відстань у 708,50±5,95 см за 7,72±0,28 с); при проході доріжкою холерики робили 12,74±0,26 кроків, що в перерахунку за хвилину становило 103,62±1,64 кроків.

При аналізі ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в осіб юнацького віку обох статей з домінуючим темпераментом «холерик» одержані наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою складала 57,15±0,96 см, довжина кроку лівою ногою – 57,34±1,00 см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим для правої та лівої ноги й становило 0,65±0,01; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала 1,86±0,15 см; довжина подвійного кроку правою ногою склала 114,64±1,95 см, лівою ногою – 114,74±1,94 см; у холериків ширина бази опори для правої ноги дорівнювала 7,97±0,27 см, ширина бази опори для лівої ноги – 8,04±0,26 см; кут розвороту правої стопи становив 6,02±0,62°, кут розвороту лівої стопи – 3,20±0,56°.

При вивченні часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків та дівчат з домінуючим темпераментом «холерик» визначено, що тривалість кроків правою ногою становила 0,59±0,01 с, лівою ногою – 0,60±0,01 с. Тривалість крокового циклу як для правої, так і для лівої ноги дорівнювала 1,19±0,02 с. Час переносу правої ноги тривав 0,45±0,01 с, час переносу лівої ноги – 0,46±0,01 с. У холериків тривалість опори для правої ноги складала 0,74±0,02 с, тривалість опори для лівої ноги – 0,73±0,02 с. Тривалість одиночної опори правою ногою становила 0,46±0,01 с, тривалість одиночної опори лівою ногою – 0,45±0,01 с. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала 0,27±0,01 с. Різниця тривалості кроку правою та лівою ногою становила 0,02±0,004 с, а різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – 0,01±0,001 с.

У структурі крокового циклу ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків та дівчат з домінуючим темпераментом «холерик» отримані такі співвідношення: тривалість переносу правої ноги склала 38,35±0,28 %, тривалість переносу лівої ноги – 38,81±0,26 % від загальної тривалості відповідних крокових циклів; тривалість контакту правої ноги з доріжкою дорівнювала 61,65±0,28 % , тривалість контакту лівої ноги з доріжкою – 61,18±0,26 % від загальної тривалості відповідних крокових циклів; тривалість опори тільки на праву ногу становила 38,81±0,28 % , тільки на ліву ногу – 38,37±0,28 % від загальної тривалості відповідних крокових циклів; опора на обидві ноги для крокового циклу правою ногою дорівнювала 22,25±0,46 % , для крокового циклу лівою ногою – 22,32±0,47 % .

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків та дівчат з домінуючим темпераментом «холерик» склав $91,92 \pm 0,93$ % .

При дослідженні просторово-часових параметрів **ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в осіб юнацького віку з домінуючим темпераментом «меланхолік»** встановлено, що середня швидкість руху при ходьбі дорівнювала $88,62 \pm 4,23$ см/с (середню відстань у $721,40 \pm 6,12$ см меланхоліки долали за $8,81 \pm 0,46$ с); при звичайному проході доріжкою меланхоліки в середньому здійснювали $13,73 \pm 0,43$ кроків, що в перерахунку становило $97,47 \pm 2,79$ кроків за хвилину.

При аналізі ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в осіб юнацького віку обох статей з домінуючим темпераментом «меланхолік» отримані такі просторові параметри: довжина кроку правою ногою склала $53,86 \pm 1,39$ см, довжина кроку лівою ногою – $54,02 \pm 1,39$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим як для правої, так і для лівої ноги й становило $0,62 \pm 0,01$; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала $1,89 \pm 0,23$ см; довжина подвійного кроку правою ногою склала $107,84 \pm 2,76$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $108,22 \pm 2,75$ см; у обстежуваної групи осіб ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $6,98 \pm 0,49$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $6,97 \pm 0,50$ см; кут розвороту правої стопи становив $6,43 \pm 0,81^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $2,73 \pm 1,03^\circ$.

При вивченні часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків та дівчат з домінуючим темпераментом «меланхолік» визначено, що тривалість кроків як правою, так і лівою ногою становила $0,63 \pm 0,02$ с. Тривалість крокового циклу для правої ноги дорівнювала $1,26 \pm 0,04$ с, тривалість крокового циклу для лівої ноги – $1,27 \pm 0,04$ с. Усі інші часові параметри були однаковими як для правої, так і для лівої ноги. Так, час переносу як правої, так і лівої ноги тривав $0,48 \pm 0,01$ с. Тривалість опори як для правої ноги, так і для лівої склала $0,79 \pm 0,03$ с. Тривалість одиночної опори як правою ногою, так і лівою становила $0,48 \pm 0,01$ с. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою ногою, так і лівою ногою тривала $0,30 \pm 0,02$ с. У осіб обстежуваної групи при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання різниця тривалості кроку правою й лівою ногою становила $0,02 \pm 0,003$ с, а різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – $0,01 \pm 0,002$ с.

У структурі крокового циклу ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків та дівчат з домінуючим темпераментом «меланхолік» отримані наступні співвідношення: тривалість переносу правої ноги від загальної тривалості крокового циклу для правої ноги склала $37,83 \pm 0,29$ % , тривалість переносу лівої ноги від загальної тривалості крокового циклу для лівої ноги – $38,19 \pm 0,40$ % ; тривалість опори для правої ноги дорівнювала $62,17 \pm 0,29$ % , тривалість опори для лівої ноги – $61,81 \pm 0,40$ % ; тривалість одиночної опори правою ногою становила $38,26 \pm 0,38$ % , тривалість одиночної опори лівою ногою – $37,75 \pm 0,30$ % від загальної тривалості крокового циклу;

опора на обидві ноги для крокового циклу правою ногою дорівнювала $23,12 \pm 0,62$ % , для крокового циклу лівою ногою – $23,27 \pm 0,67$ % .

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в юнаків та дівчат з домінуючим темпераментом «меланхолік» становив $89,26 \pm 1,67$ % , що свідчить про зниження якості ходьби за даних умов.

При аналізі відмінностей просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання в загальних групах осіб юнацького віку з різним темпераментом не встановлено статистично значущих відмінностей у середній швидкості руху, кількості кроків, яку робили особи з різним темпераментом для подолання довжини доріжки, кількості кроків у перерахунку за хвилину ($p > 0,05$) за винятком груп холериків і меланхоліків. У холериків, на відміну від меланхоліків, вірогідно вищі середня швидкість руху та кількість кроків за хвилину ($p < 0,05$), а у кількості кроків для подолання довжини доріжки в холериків і меланхоліків вірогідних змін не було ($p > 0,05$).

Між представниками різних темпераментів не виявлено відмінностей серед просторових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання ($p > 0,05$ у всіх випадках).

Серед часових параметрів ходьби з додатковим моторним завданням в холериків статистично значуще меншими, ніж у меланхоліків, були тривалість кроків, зроблених кожною ногою, тривалість крокових циклів для кожної ноги, тривалість опори для правої і лівої ноги, тривалість опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою ($p < 0,05$ у всіх випадках) (рис. 3.20).

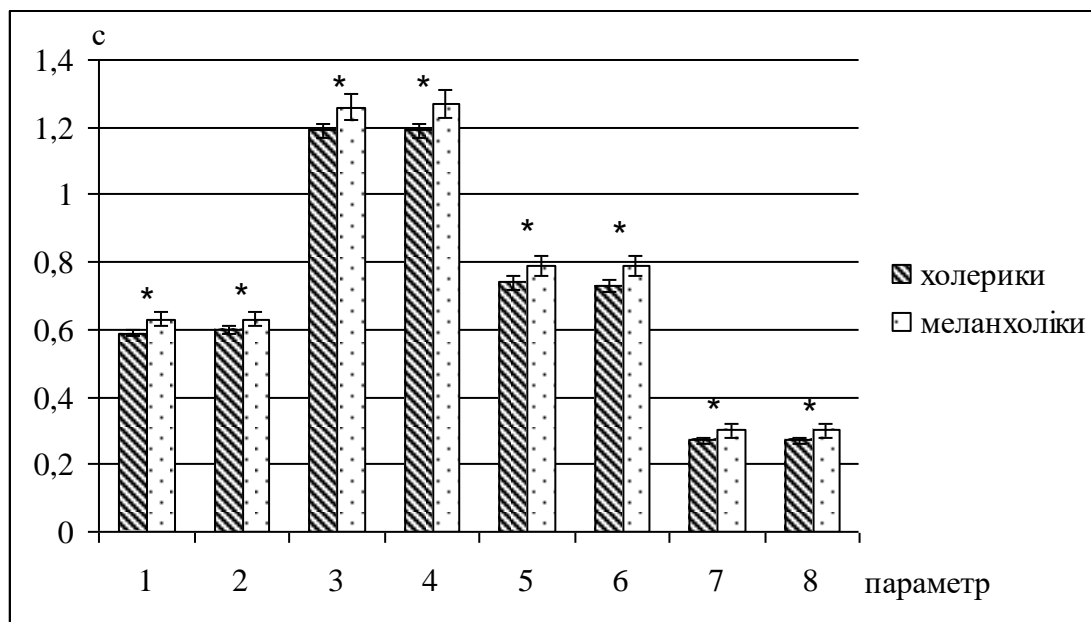


Рис. 3.20. Відмінності часових параметрів ходьби з моторним завданням у холериків та меланхоліків.

Примітки: 1 – тривалість кроку правою ногою; 2 – тривалість кроку лівою ногою; 3 – тривалість крокового циклу правою ногою; 4 – тривалість крокового

циклу лівою ногою; 5 – тривалість опори для правої ноги; 6 – тривалість опори для лівої ноги; 7 – тривалість подвійної опори для правої ноги; 8 – тривалість подвійної опори для лівої ноги; * – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$.

У структурі крокового циклу меланхоліків при ходьбі з додатковим моторним завданням частка тривалості переносу правої ноги та тривалості одиночної опори лівою ногою від загальної тривалості відповідних крокових циклів статистично значуще менше, ніж у холериків ($p < 0,05$ в обох випадках) та сангвініків ($p < 0,05$, $p < 0,01$ відповідно), а частка тривалості опори для правої ноги достовірно більше, ніж у холериків і сангвініків ($p < 0,05$) (рис. 3.21). У меланхоліків і холериків та меланхоліків і сангвініків частки тривалості переносу лівої ноги, тривалості опори для лівої ноги, тривалості одиночної опори правою ногою та тривалості опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою від загальної тривалості відповідних крокових циклів достовірно не відрізнялись ($p > 0,05$ у всіх випадках). Структури циклу ходьби з моторним завданням у групах сангвініків і флегматиків, сангвініків і холериків, флегматиків і холериків, флегматиків і меланхоліків не мали достовірних відмінностей ($p > 0,05$ у всіх випадках).

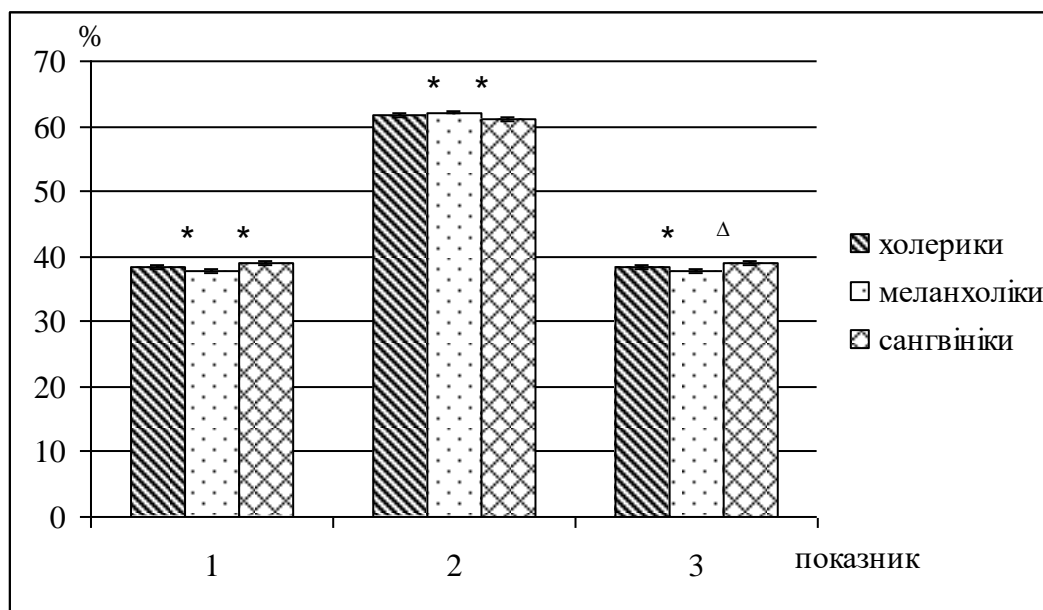


Рис. 3.21. Відмінності структури циклу ходьби з моторним завданням у холериків, меланхоліків та сангвініків.

Примітки: 1 – частка тривалості переносу правої ноги; 2 – частка тривалості опори для правої ноги; 3 – частка тривалості одиночної опори лівою ногою; * – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$; Δ позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,01$.

Отже, при ходьбі з одночасним виконанням моторного завдання в загальних групах осіб юнацького віку з різним темпераментом жодних відмінностей у просторово-часових параметрах у групах сангвініків і флегматиків, флегматиків і меланхоліків, сангвініків і меланхоліків. Та ж

тенденція спостерігається між сангвініками і холериками, флегматиками і холериками за винятком асиметрії тривалості кроку правою та лівою ногою, що є статистично значуще меншою у холериків. У групах холериків і меланхоліків не визначено відмінностей у кількості кроків для подолання довжини доріжки; усіх просторових показниках; тривалості переносу правої та лівої ноги, тривалості опори тільки на праву або ліву ногу та асиметрії тривалості кроку правою й лівою ногою й тривалості крокових циклів для обох ніг. Середня швидкість ходьби з моторним завданням та кількість кроків за хвилину в холериків, на відміну від меланхоліків, вірогідно вищі; у холериків статистично значуще менші, ніж у меланхоліків, тривалість кроків, зроблених кожною ногою, тривалість крокових циклів для кожної ноги, тривалість опори для правої і лівої ноги, тривалість опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою. У групах сангвініків і флегматиків, сангвініків і холериків, флегматиків і холериків, флегматиків і меланхоліків структури циклу ходьби з моторним завданням достовірно не розрізняються. А в структурах циклів ходьби з одночасним моторним завданням у групах холериків і меланхоліків та сангвініків і меланхоліків немає відмінностей у частках тривалості переносу лівої ноги, тривалості опори для лівої ноги, тривалості одиночної опори правою ногою та тривалості опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою. У меланхоліків відсоток тривалості опори для правої ноги достовірно вище, ніж у холериків і сангвініків, а відсоток тривалості переносу правої ноги, відсоток тривалості одиночної опори лівої ноги від загальної тривалості відповідних крокових циклів достовірно менше, ніж у холериків та сангвініків.

3.5. Просторово-часові параметри ходьби при довільно обраному темпі, прискореній та сповільненій ходьбі в чоловіків та жінок різних вікових груп

Парадигми ходьби при зміні темпу суттєво відрізняються від парадигм нормальної (звичайної) ходьби, про що свідчить зміна всіх показників як в абсолютних значеннях, так і в структурі крокового циклу, а також зменшення показника «нормальності» ходьби [457], [449], [490], [491], [482].

3.5.1. Просторово-часові параметри при ходьбі зі зменшеним темпом за сигналом метронома

Вивчення просторово-часових показників ходьби в даному фрагменті дослідження проводили в групі клінічно здорових осіб юнацького віку обох статей. Нами було обстежено 189 осіб віком 17-21 рік, з них 87 юнаків, середній вік яких склав $19,2 \pm 1,7$ роки, та 102 дівчини, середній вік яких склав $18,8 \pm 1,0$ роки.

Обстежуваним пропонувалося пройти доріжкою з заданим темпом, який був менший, ніж темп звичайної ходьби. Цей зменшений темп задавався метрономом, частота ударів якого складала 48 за хвилину. За інструкцією

обстежувані мали робити крок на кожен удар метронома, що складало 48 кроків за хвилину.

При вивченні просторово-часових показників **ходьби з заданим темпом в юнаків** встановлено, що середня швидкість руху склала $46,42 \pm 8,01$ см/с (відстань у $708,81 \pm 40,36$ см долалася юнаками за $15,81 \pm 3,30$ с); при проході доріжкою обстежувані в середньому робили $12,68 \pm 2,53$ кроків, що при перерахунку за хвилину склало $48,21 \pm 1,63$ кроків.

При вивченні просторових параметрів ходьби з заданим темпом в юнаків встановлено, що довжина кроку лівою нижньою кінцівкою склала $57,89 \pm 9,64$ см, правою – $57,54 \pm 9,47$ см. Різниця між довжиною кроку правою й лівою нижніми кінцівками становила $2,76 \pm 2,21$ см. У даній групі обстежених співвідношення довжини кроку до довжини нижньої кінцівки, як для лівої, так і для правої становило $0,62 \pm 0,10$. Довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою становила $115,25 \pm 19,01$ см, правою – $115,10 \pm 18,78$ см. При ходьбі за сигналом метронома в юнаків ширина бази опори для лівої стопи дорівнювала $10,50 \pm 4,90$ см, для правої стопи – $10,45 \pm 4,95$ см.

При дослідженні ходьби з заданим темпом в юнаків отримані такі часові параметри: крок лівою нижньою кінцівкою в середньому тривав $1,24 \pm 0,05$ с, правою – $1,25 \pm 0,06$ с. Тривалість крокового циклу ходьби з заданим темпом в юнаків становила: для лівої нижньої кінцівки – $2,50 \pm 0,08$ с, для правої – $2,50 \pm 0,09$ с. Час переносу лівої стопи дорівнював $0,97 \pm 0,11$ с, правої – $0,97 \pm 0,12$ с. Контакт лівої й правої стоп з доріжкою при ходьбі з заданим темпом в юнаків тривав однакову кількість часу – $1,53 \pm 0,14$ с. Час опори лише на ліву стопу складав $0,97 \pm 0,12$ с, на праву стопу – $0,97 \pm 0,11$ с. Опора на обидві стопи при виконанні кроку як лівою, так і правою нижньою кінцівкою тривала однаковий час – $0,56 \pm 0,23$ с. При ходьбі з заданим темпом в юнаків різниця тривалості кроку лівою та правою нижніми кінцівками склала $0,08 \pm 0,06$ с, різниця тривалості крокового циклу – $0,04 \pm 0,03$ с.

У загальній структурі крокового циклу ходьби з заданим темпом в юнаків визначені наступні співвідношення: час переносу стопи від загальної тривалості крокового циклу склав для лівої стопи $38,85 \pm 4,47$ % , для правої стопи – $38,85 \pm 4,84$ % . Час контакту лівої стопи з доріжкою становив $61,16 \pm 4,47$ % від загальної тривалості крокового циклу, час контакту правої стопи з доріжкою – $61,15 \pm 4,83$ % . Час опори лише на ліву стопу склав $38,97 \pm 5,01$ % від загальної тривалості крокового циклу, на праву стопу – $38,75 \pm 4,37$ % . Час опори на обидві стопи для крокового циклу лівою нижньою кінцівкою становив $22,36 \pm 8,67$ % , а для крокового циклу правою нижньою кінцівкою – $22,37 \pm 8,82$ % .

Інтегральний показник якості (нормальності) ходьби з заданим темпом в юнаків склав $54,63 \pm 2,09$ % .

При вивченні просторово-часових показників **ходьби з заданим темпом у дівчат** встановлено, що середня швидкість руху склала $38,22 \pm 6,03$ см/с (відстань у $721,73 \pm 63,74$ см долалася дівчатами за $19,38 \pm 3,65$ с); при проході доріжкою

обстежувані в середньому робили $15,43 \pm 2,82$ кроків, що при перерахунку за хвилину склало $47,86 \pm 1,76$ кроків.

При вивченні просторових параметрів ходьби з заданим темпом у дівчат встановлено, що довжина кроку лівою нижньою кінцівкою склала $48,20 \pm 7,32$ см, правою – $47,59 \pm 7,27$ см. Різниця між довжиною кроку правою й лівою нижніми кінцівками становила $2,43 \pm 1,97$ см. У даній групі обстежених співвідношення довжини кроку до довжини цієї ж нижньої кінцівки для обох нижніх кінцівок становило $0,56 \pm 0,09$. Довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою становила $95,91 \pm 14,28$ см, правою нижньою кінцівкою – $95,57 \pm 14,42$ см. При ході з заданим темпом у дівчат ширина бази опори для лівої стопи дорівнювала $5,95 \pm 3,73$ см, для правої стопи – $5,97 \pm 3,67$ см.

При дослідженні ходьби з заданим темпом у дівчат отримані такі часові параметри: крок лівою нижньою кінцівкою в середньому тривав $1,25 \pm 0,06$ с, правою – $1,26 \pm 0,06$ с. Тривалість крокового циклу ходьби в дівчат становила: для лівої нижньої кінцівки – $2,51 \pm 0,09$ с, для правої нижньої кінцівки – $2,52 \pm 0,09$ с. Час переносу лівої стопи дорівнював $0,93 \pm 0,10$ с, правої – $0,94 \pm 0,12$ с. Контакт лівої й правої стопи з доріжкою при ходьбі з заданим темпом у дівчат тривав відповідно $1,58 \pm 0,12$ с та $1,58 \pm 0,13$ с. Час опори лише на ліву стопу складав $0,94 \pm 0,12$ с, на праву – $0,93 \pm 0,10$ с. Опора на обидві стопи при виконанні кроку як лівою, так і правою нижньою кінцівкою тривала $0,64 \pm 0,21$ с. При ходьбі з заданим темпом у дівчат різниця тривалості кроку лівою та правою нижніми кінцівками склала $0,08 \pm 0,06$ с, різниця тривалості крокового циклу – $0,03 \pm 0,03$ с.

У загальній структурі крокового циклу ходьби з заданим темпом у дівчат визначені наступні співвідношення: час переносу стопи від загальної тривалості крокового циклу склав для лівої стопи $37,06 \pm 3,99$ % , для правої – $37,24 \pm 4,61$ % . Час контакту лівої стопи з доріжкою становив $62,94 \pm 4,00$ % від загальної тривалості крокового циклу, час контакту правої стопи з доріжкою – $62,76 \pm 4,61$ % . Час опори лише на ліву стопу склав $37,36 \pm 4,68$ % від загальної тривалості крокового циклу, на праву – $36,96 \pm 4,01$ % . Час опори на обидві стопи для крокового циклу лівою нижньою кінцівкою становив $25,67 \pm 8,32$ % , а для крокового циклу правою нижньою кінцівкою – $25,59 \pm 8,23$ % .

Інтегральний показник якості (нормальності) ходьби з заданим темпом у дівчат склав $55,31 \pm 1,52$ % .

При порівнянні просторово-часових показників ходьби з заданим темпом в юнаків і дівчат встановлено, що кількість кроків за хвилину в юнаків і дівчат є практично однаковою ($48,21 \pm 1,63$ і $47,86 \pm 1,76$ відповідно), що відповідає заданому темпу. При цьому середня швидкість руху в юнаків була статистично значуще більша, ніж у дівчат ($p < 0,001$); а кількість кроків, яку робили юнаки, щоб здолати довжину доріжки, виявилася достовірно меншою, ніж кількість кроків, яку робили дівчата при проході доріжкою ($p < 0,001$). При вивченні відмінностей просторових показників ходьби з заданим темпом в юнаків і дівчат встановлено, що довжина звичайних і подвійних кроків кожною нижньою кінцівкою та ширина бази опори для обох нижніх кінцівок виявилися

статистично значуще більшими в юнаків, ніж у дівчат ($p < 0,001$). Співвідношення довжини кроку до довжини відповідної нижньої кінцівки в юнаків є також статистично значуще більшим ($p < 0,001$), ніж у дівчат (рис. 3.22).

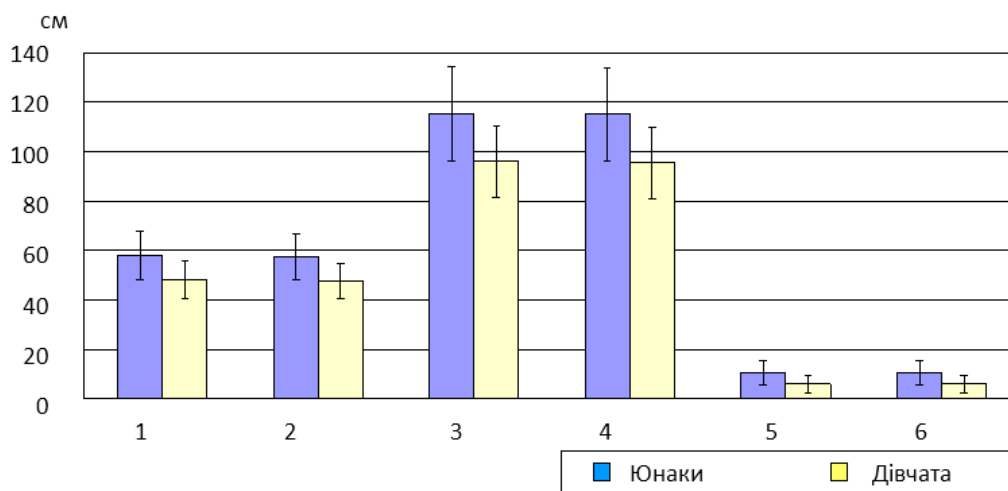


Рис. 3.22. Відмінності просторових показників ходьби з заданим метрономом зменшеним темпом в юнаків та дівчат:

- 1 – довжина кроку лівою нижньою кінцівкою (юнаки – $57,89 \pm 9,64$ см, дівчата – $48,2 \pm 7,32$ см, $p < 0,001$);
- 2 – довжина кроку правою нижньою кінцівкою (юнаки – $57,54 \pm 9,47$ см, дівчата – $47,59 \pm 7,27$ см, $p < 0,001$);
- 3 – довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою (юнаки – $115,25 \pm 19,01$ см, дівчата – $95,91 \pm 14,28$ см, $p < 0,001$);
- 4 – довжина подвійного кроку правою нижньою кінцівкою (юнаки – $115,1 \pm 18,78$ см, дівчата – $95,57 \pm 14,42$ см, $p < 0,001$);
- 5 – ширина бази опори для лівої стопи (юнаки – $10,5 \pm 4,9$ см, дівчата – $5,95 \pm 3,73$ см, $p < 0,001$);
- 6 – ширина бази опори для правої стопи (юнаки – $10,45 \pm 4,95$ см, дівчата – $5,97 \pm 3,67$ см, $p < 0,001$).

Серед часових параметрів ходьби з заданим темпом у дівчат достовірно більшим є час опори як на ліву, так і на праву стопу ($p < 0,05$) та час опори одночасно на дві стопи в кроковому циклі кожної нижньої кінцівки ($p < 0,05$). Часові асиметрії спостерігаються лише для часу крокового циклу, яка в юнаків є достовірно більшою, ніж у дівчат ($p < 0,05$). Достовірних відмінностей між юнаками й дівчатами за тривалістю часу кроку, часу крокового циклу, часу переносу правої стопи, часом опори лише на ліву стопу, значеннями різниці тривалості кроку лівою та правою нижніми кінцівками не встановлено ($p > 0,05$) (рис. 3.23).

У структурі крокового циклу ходьби з заданим темпом в юнаків є достовірно більшим відсоток часу переносу стопи та часу опори на одну стопу в кроковому циклі кожної нижньої кінцівки ($p < 0,05$), тоді як у дівчат достовірно

вищим є відсоток часу опори та відсоток опори одночасно на дві стопи в кроковому циклі кожної нижньої кінцівки ($p < 0,05$) (рис. 3.24).

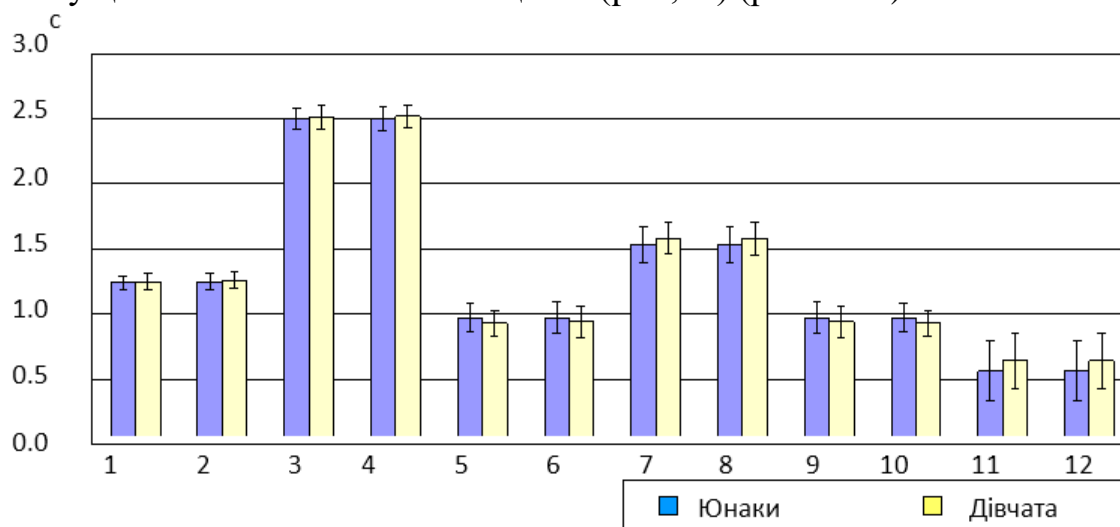


Рис. 3.23. Відмінності часових показників ходьби з заданим метрономом зменшеним темпом в юнаків та дівчат.

- 1 – час кроку лівою нижньою кінцівкою (юнаки – $1,24 \pm 0,05$ с, дівчата – $1,25 \pm 0,06$ с, $p > 0,05$);
- 2 – час кроку правою нижньою кінцівкою (юнаки – $1,25 \pm 0,06$ с, дівчата – $1,26 \pm 0,06$ с, $p > 0,05$);
- 3 – час крокового циклу лівою нижньою кінцівкою (юнаки – $2,5 \pm 0,08$ с, дівчата – $2,51 \pm 0,09$ с, $p > 0,05$);
- 4 – час крокового циклу правою нижньою кінцівкою (юнаки – $2,5 \pm 0,09$ с, дівчата – $2,52 \pm 0,09$ с, $p > 0,05$);
- 5 – час переносу для лівої стопи (юнаки – $0,97 \pm 0,11$ с, дівчата – $0,93 \pm 0,1$ с, $p < 0,05$);
- 6 – час переносу для правої стопи (юнаки – $0,97 \pm 0,12$ с, дівчата – $0,94 \pm 0,12$ с, $p > 0,05$);
- 7 – час опори для лівої стопи (юнаки – $1,53 \pm 0,14$ с, дівчата – $1,58 \pm 0,12$ с, $p < 0,01$);
- 8 – час опори для правої стопи (юнаки – $1,53 \pm 0,14$ с, дівчата – $1,58 \pm 0,13$ с, $p < 0,05$);
- 9 – час одиночної опори для лівої стопи (юнаки – $0,97 \pm 0,12$ с, дівчата – $0,94 \pm 0,12$ с, $p > 0,05$);
- 10 – час одиночної опори для правої стопи (юнаки – $0,97 \pm 0,11$ с, дівчата – $0,93 \pm 0,1$ с, $p < 0,05$);
- 11 – час подвійної опори для лівої стопи (юнаки – $0,56 \pm 0,23$ с, дівчата – $0,64 \pm 0,21$ с, $p < 0,05$);
- 12 – час подвійної опори для правої стопи (юнаки – $0,56 \pm 0,23$ с, дівчата – $0,64 \pm 0,21$ с, $p < 0,05$).

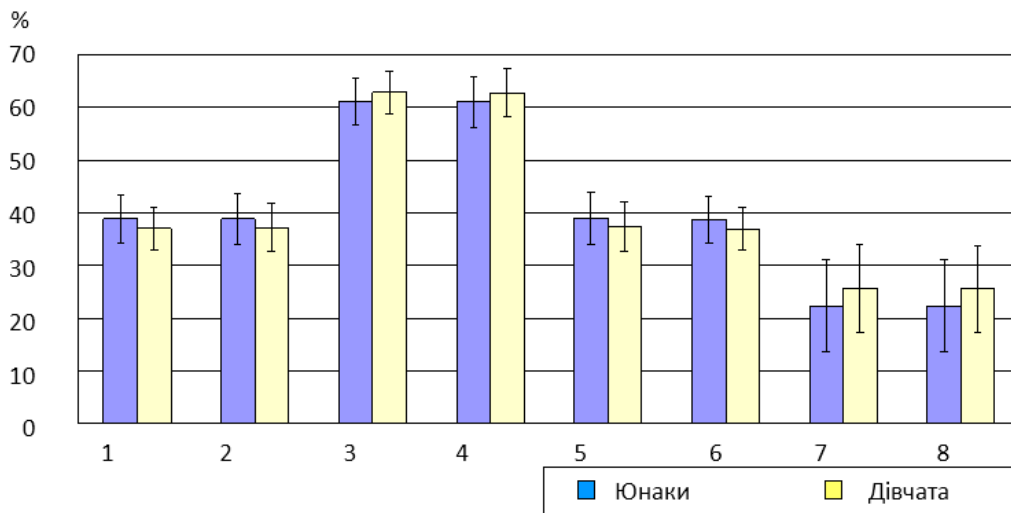


Рис. 3.24. Відмінності структури циклу ходьби з заданим метрономом зменшеним темпом в юнаків та дівчат:

- 1 – частка часу переносу для лівої стопи (юнаки – $38,85 \pm 4,47$ % , дівчата – $37,06 \pm 3,99$ % , $p < 0,01$);
- 2 – частка часу переносу для правої стопи (юнаки – $38,85 \pm 4,84$ % , дівчата – $37,24 \pm 4,61$ % , $p < 0,05$);
- 3 – частка часу опори для лівої стопи (юнаки – $61,16 \pm 4,47$ % , дівчата – $62,94 \pm 4,0$ % , $p < 0,01$);
- 4 – частка часу опори для правої стопи (юнаки – $61,15 \pm 4,83$ % , дівчата – $62,76 \pm 4,61$ % , $p < 0,05$);
- 5 – частка часу одиночної опори для лівої стопи (юнаки – $38,97 \pm 5,01$ % , дівчата – $37,36 \pm 4,68$ % , $p < 0,05$);
- 6 – частка часу одиночної опори для правої стопи (юнаки – $38,75 \pm 4,37$ % , дівчата – $36,96 \pm 4,01$ % , $p < 0,01$);
- 7 – частка часу подвійної опори для лівої стопи (юнаки – $22,36 \pm 8,67$ % , дівчата – $25,67 \pm 8,32$ % , $p < 0,01$);
- 8 – частка часу подвійної опори для правої стопи (юнаки – $22,37 \pm 8,82$ % , дівчата – $25,59 \pm 8,23$ % , $p < 0,01$).

Таким чином, середня швидкість ходьби, всі просторові та більшість часових (крім часу опори та часу опори одночасно на дві стопи в кроковому циклі кожної нижньої кінцівки) параметрів ходьби з заданим темпом виявилися статистично значуще більшими в юнаків, ніж у дівчат. Відповідно, юнаки, у порівнянні з дівчатами, при ходьбі з заданим темпом мають достовірно більшу швидкість ходьби, яка обумовлена більшою довжиною кроків.

В юнаків при ходьбі з заданим сигналом метронома зменшеним темпом більшим є час переносу стопи, тоді як у дівчат достовірно більшим є час опори та його відсоток у складі крокового циклу та час опори одночасно на дві стопи та його відсоток у кроковому циклі. Тобто, у дівчат при зменшенні темпу ходьби зростає тривалість фази опори, а в юнаків – фази переносу.

Таким чином, підсумовуючи результати вивчення ходьби з заданим темпом (за сигналом метронома), необхідно відмітити, що швидкість ходьби зменшувалась в середньому на 65 % у порівнянні з нормальною ходьбою з індивідуально зручною швидкістю. Кількість кроків за хвилину при цьому зменшилась в середньому на 57 % .

Статистично значуще зменшилися такі просторові параметри, як довжина звичайних (з 67 до 52 см) та подвійних (зі 134 до 104 см) кроків, тобто в середньому на 23 % та співвідношення довжини кроку до довжини нижньої кінцівки (з 0,76 до 0,59), при цьому ширина бази опори залишилася без змін (в середньому 8 см як при нормальній, так і при ходьбі з заданим зменшеним темпом).

Усі часові параметри в абсолютних значеннях виявилися більшими при ходьбі з заданим темпом, ніж при звичайній. Тобто, при ходьбі з заданим метрономом зменшеним темпом часові показники зросли в порівнянні з нормальною ходьбою таким чином: час кроку – з $0,54 \pm 0,05$ до $1,25 \pm 0,06$ с, час крокового циклу – з $1,08 \pm 0,11$ до $2,50 \pm 0,08$ с, час переносу – з $0,44 \pm 0,04$ до $0,95 \pm 0,11$ с, час опори – з $0,64 \pm 0,07$ до $1,56 \pm 0,13$ с, тобто більше, ніж у два рази. Таким чином, обстежувані долали відстань доріжки коротшими та тривалішими кроками, ніж при нормальній ходьбі.

При ходьбі з заданим метрономом зменшеним темпом у порівнянні з нормальною ходьбою в структурі крокового циклу також спостерігалися певні перебудови. При ходьбі з заданим темпом статистично значуще в структурі крокового циклу зросли частки часу опори (з 59 до 62 %) та часу опори на дві стопи (з 19 до 24 %) у кроковому циклі обох нижніх кінцівок, при цьому зменшилися частки часу переносу стопи (з 40 до 38 %) та опори лише на одну (ліву або праву) стопу (з 40 до 38 %) ($p < 0,001$ для всіх випадків). Даний напрямок перебудови структури крокового циклу є протилежним напрямку, що спостерігається при прискоренні ходьби. У той час, як при прискоренні зростають частки часу переносу та часу одиночної опори, при ходьбі з заданим метрономом зменшеним темпом зростають частки часу опори та часу подвійної опори, тобто перебудова патерну ходьби при її прискоренні відбувається в бік погіршення стабільності та зменшення тривалості контакту з доріжкою, що підвищує вірогідність падінь, тоді як при ходьбі з заданим метрономом зменшеним темпом перебудова патерну спрямована на збільшення тривалості контакту з підлогою та, за рахунок цього, збільшення стабільності.

Цікаво, що при ходьбі з заданим сигналом метронома зменшеним темпом існує певний статевий диморфізм структури крокового циклу, чого не спостерігається при звичайній та прискореній ходьбі. Так, при ходьбі за сигналом метронома в юнаків у порівнянні з дівчатами переважають частки часу переносу правої й лівої стопи та часу опори лише на одну стопу, тоді як у дівчат переважають частки часу опори та часу подвійної опори, тобто при перебудові патерну ходьби за сигналом метронома в дівчат у порівнянні з юнаками збільшується контакт з доріжкою й, таким чином, покращується стабільність,

про що свідчить дещо вищий показник «нормальності» ходьби за сигналом метронома в дівчат, ніж в юнаків ($55,31 \pm 1,52$ та $54,63 \pm 2,09$ % відповідно).

Таким чином, можна вважати, що стабільність при ходьбі з заданим темпом досягається за рахунок сталості ширини бази опори та перебудови крокового циклу в бік збільшення частки тривалості контакту з підлогою й зменшення тривалості фази переносу.

Показник «нормальності» ходьби зменшився з $95,97 \pm 4,63$ % при нормальній ходьбі до $54,99 \pm 1,83$ % при ходьбі з заданим сигналом метронома темпом. Таке критичне зниження показника «нормальності» свідчить про те, що примусове зменшення темпу ходьби з залученням слухової сенсорної системи (необхідність робити крок за звуковим сигналом метронома) виявилось складним завданням, оскільки вимагало для свого здійснення залучення багатьох нервових центрів, від найнижчих, які забезпечують крокування на рівні спинальних автоматизмів, до найвищих, які забезпечують контроль та адаптацію до певних зовнішніх вимог. Відомо, що значне примусове зниження темпу ходьби призводить до певних змін у функціонуванні спинальних механізмів регуляції ходьби [234], а залучення до цього завдання слухової сенсорної системи потребує активації найвищих центрів, коли крок здійснюється за рахунок активації супраспинальних механізмів не стовбура мозку, а вищих кіркових центрів [136], [182], [194]. Звертає на себе увагу той факт, що довільне втручання в автоматизований акт ходьби при ходьбі з заданим темпом викликає суттєві зміни в структурі крокового циклу зі значним зменшенням якості («нормальності») цього автоматизованого за природою акту. Це свідчить на користь думки про те, що ходьба в широкому розумінні є не стільки руховою, як складною когнітивною функцією [492].

3.5.2. Просторово-часові параметри в умовах прискореної ходьби

У цій серії досліджень було вивчено зміни ходьби у здорових людей в рамках двох парадигм: ходьби з довільно вибраним темпом, звичним для індивідуума і в умовах прискореної ходьби. Це дві найбільш поширені форми реалізації акту ходьби протягом життя людини (крім бігу) і обидві є автоматизованими. В останньому випадку додається довільна (але обрана індивідуально) зміна темпу ходьби, що може впливати на перерозподіл окремих її компонентів та параметрів.

Досліджено дві групи осіб – молодих здорових людей (40 чоловіків, середній вік - $23,4 \pm 4,44$ року і 65 жінок, середній вік - $22,01 \pm 2,40$ року) і людей старшого віку, клінічно здорових (8 чоловіків, середній вік - $60,75 \pm 6,78$ року та 14 жінок, середній вік $51 \pm 5,91$ року). Ми свідомо взяли у якості вікового контролю жінок більш молодого віку, порівняно з чоловіками, щоб уникнути ризику впливу на параметри ходи досить стрімких перебудовних змін у жіночому організмі (інволюційних) під час післяклімактеричного періоду.

В таблиці 3.1 наведені основні часові та просторові параметри звичайної та прискореної ходьби в контрольній групі молодих людей обох статей, а в

таблиці 3.2 – аналогічні параметри для здорових людей старшого віку (22 особи похилого віку – 8 чоловіків (61-74 р.) та 14 жінок (56-74 р.).

Порівняння параметрів наводяться в тексті, як і точне значення достовірності відмінностей двох середніх (двосторонній критерій).

В контрольній групі здорових людей молодого віку середня швидкість ходьби з довільно обраним темпом недостовірно вища у чоловіків, але вони досягають цього достовірно меншою кількістю кроків, як безпосередньо в тесті (Step count, $p = 0,0000$), так і в середній кількості кроків за хвилину (Cadence, $p = 0,001$) (табл. 3.1). При цьому і нормалізована відносно довжини ноги швидкість не відрізняється в обох статей (Norm Velocity). У чоловіків достовірно більша довжина кроку (Step Length, $p = 0,0000$) і, відповідно – довжина подвійного кроку (Stride Length, $p = 0,0000$) та тривалість кроку (Step Time, $p = 0,001$) і циклу ходьби (Cycle Time, $p = 0,0001$). Точно такі ж співвідношення вказаних показників зберігаються у старшій віковій групі (табл. 3.2). Ширина бази опори (Support Base) достовірно більша у чоловіків, як у молодих ($p = 0,0000$), так і в старшій віковій групі ($p = 0,0417$).

Таблиця 3.1

Основні параметри ходьби у довільно вибраному темпі та прискореної ходьби у молодих чоловіків та жінок

Параметр	Звичайна ходьба		Прискорена ходьба	
	Чоловіки (n = 40)	Жінки (n = 65)	Чоловіки (n = 21)	Жінки (n = 39)
Velocity	114,69±15,31	110,21±13,69	171,58±21,39	159,59±15,72
Norm Velocity	1,20±0,18	1,22±0,18	1,75±0,25	1,71±0,17
Step count	9,33±2,14	11,08±1,63	8,05±1,36	9,10±1,33
Cadence	101,31±7,94	108,31±9,38	128,31±10,93	135,53±9,31
Step Time L	0,60±0,05	0,56±0,05	0,47±0,04	0,44±0,03
Step Length L	68,22±6,32	61,18±4,99	80,37±5,84	70,75±5,46
Step Time R	0,60±0,05	0,56±0,05	0,47±0,04	0,45±0,03
Step Length R	67,47±6,81	60,85±4,35	79,96±5,99	70,61±5,32
Step/Extr L	0,72±0,08	0,67±0,06	0,82±0,07	0,76±0,06
Step/Extr R	0,71±0,09	0,67±0,06	0,82±0,08	0,75±0,06
Cycle Time L	1,19±0,10	1,11±0,10	0,93±0,07	0,89±0,06
Cycle Time R	1,18±0,09	1,11±0,09	0,93±0,08	0,88±0,06
Stride Length L	136,31±12,95	122,64±9,05	161,17±11,55	141,88±10,48
Stride Length R	136,06±13,05	122,43±9,31	161,15±11,48	141,78±10,93
Supp_Base L	9,72±3,58	6,89±3,12	9,97±2,62	7,00±3,84
Supp_Base R	9,93±3,36	6,76±3,22	10,23±2,65	6,88±3,64
Swing Perc L	38,42±1,43	38,51±1,39	40,40±1,41	40,57±1,19
Swing Perc R	38,30±1,14	38,36±1,43	40,51±1,67	40,66±1,08
Swing Time L	0,46±0,04	0,43±0,03	0,38±0,02	0,36±0,03
Swing Time R	0,45±0,03	0,42±0,04	0,38±0,02	0,36±0,02

Stance Perc L	61,58±1,44	61,50±1,39	59,61±1,42	59,44±1,19
Stance Perc R	61,70±1,13	61,65±1,43	59,50±1,66	59,36±1,08
Stance Time L	0,73±0,07	0,68±0,07	0,56±0,05	0,53±0,04
Stance Time R	0,73±0,07	0,68±0,06	0,56±0,06	0,52±0,04
Single Supp Perc L	38,15±1,31	38,18±1,56	40,58±1,41	40,51±1,15
Single Supp Perc R	38,58±1,49	38,69±1,46	40,33±1,76	40,74±1,43
Single Supp Time L	0,45±0,03	0,42±0,04	0,38±0,02	0,36±0,02
Single Supp Time R	0,46±0,04	0,43±0,03	0,38±0,02	0,36±0,03
Double Supp Perc L	22,86±2,30	22,74±2,63	18,40±2,35	18,42±1,93
Double Supp Perc R	22,79±2,03	22,70±2,45	18,46±2,36	18,44±1,95
Double Supp Time L	0,27±0,04	0,25±0,04	0,17±0,03	0,16±0,02
Double Supp Time R	0,27±0,04	0,25±0,04	0,17±0,03	0,16±0,02
Step Time Diff	0,02±0,01	0,01±0,01	0,02±0,01	0,01±0,01
Step Length Diff	1,91±1,64	1,74±1,26	1,95±1,45	1,63±1,30
Cycle Time Diff	0,02±0,01	0,02±0,02	0,02±0,01	0,01±0,01
FAP score	96,85±4,01	96,49±3,52	88,38±10,62	90,38±5,39

Таблиця 3.2

Основні показники ходьби у звичному темпі та прискореної ходьби у чоловіків та жінок старшої вікової групи

Параметр	Звичайна ходьба		Прискорена ходьба	
	Чоловіки (8)	Жінки (14)	Чоловіки (6)	Жінки (14)
Velocity	101,53±12,48	106,87±10,18	144,63±14,37	146,65±15,88
Norm Velocity	1,09±0,14	1,24±0,13	1,55±0,18	1,70±0,25
Step count	9,38±2,45	11,93±1,33	8,83±0,75	10,50±1,09
Cadence	97,19±9,21	109,93±6,97	118,80±12,03	135,99±11,61
Step Time L	0,63±0,07	0,55±0,04	0,51±0,05	0,45±0,04
Step Length L	62,94±3,24	58,14±4,11	74,22±3,70	64,30±5,14
Step Time R	0,62±0,06	0,55±0,04	0,50±0,05	0,44±0,04
Step Length R	62,23±3,95	58,49±4,13	72,02±3,35	65,21±4,17
Step/Extr L	0,68±0,04	0,67±0,05	0,80±0,03	0,75±0,07
Step/Extr R	0,67±0,04	0,68±0,04	0,77±0,02	0,75±0,06
Cycle Time L	1,24±0,12	1,09±0,07	1,01±0,11	0,88±0,07
Cycle Time R	1,24±0,13	1,09±0,07	1,01±0,11	0,88±0,07
Stride Length L	125,39±6,50	117,03±8,16	147,19±8,35	129,91±9,19
Stride Length R	125,65±6,74	117,03±8,02	146,90±6,41	129,91±9,49
Supp_Base L	10,48±4,91	7,64±2,46	10,30±4,22	8,17±2,11
Supp_Base R	10,14±4,90	7,28±2,97	9,81±3,46	8,23±1,91
Swing Perc L	38,28±1,08	37,91±1,42	39,88±1,09	39,74±1,32
Swing Perc R	37,63±0,91	37,80±1,04	39,22±0,86	39,39±1,11
Swing Time L	0,47±0,05	0,41±0,03	0,40±0,04	0,35±0,03

Swing Time R	0,47±0,05	0,41±0,03	0,40±0,04	0,35±0,03
Stance Perc L	61,73±1,10	62,09±1,42	60,12±1,14	60,26±1,30
Stance Perc R	62,39±0,89	62,18±1,03	60,85±0,82	60,64±1,10
Stance Time L	0,76±0,08	0,68±0,05	0,61±0,07	0,53±0,04
Stance Time R	0,78±0,08	0,68±0,04	0,62±0,07	0,54±0,05
Single Supp Perc L	37,79±1,16	37,76±1,24	39,22±1,06	39,36±1,13
Single Supp Perc R	38,16±1,44	37,96±1,37	39,88±1,12	39,76±1,51
Single Supp Time L	0,47±0,05	0,41±0,03	0,40±0,04	0,35±0,03
Single Supp Time R	0,47±0,05	0,41±0,03	0,40±0,04	0,35±0,03
Double Supp Perc L	24,51±1,72	24,29±2,24	20,83±0,93	20,74±2,40
Double Supp Perc R	24,09±1,25	24,21±2,21	20,77±0,85	20,95±2,20
Double Supp Time L	0,30±0,04	0,27±0,03	0,21±0,03	0,18±0,03
Double Supp Time R	0,30±0,03	0,26±0,03	0,21±0,02	0,19±0,03
Step Time Diff	0,02±0,01	0,01±0,01	0,02±0,01	0,01±0,01
Step Length Diff	2,63±2,11	1,41±1,25	2,20±1,34	1,31±0,98
Cycle Time Diff	0,01±0,01	0,01±0,01	0,02±0,01	0,01±0,01
FAP score	95,00±4,24	97,50±2,62	96,00±4,82	90,07±10,64

Внутрішня ж організація циклу ходьби у двох статей майже не відрізняється – як у молодій, так і у віковій контрольній групі. Якщо брати до порівняння абсолютні часові параметри, то, природно, вони є достовірно більшими у чоловіків – тривалість часу переносу ноги (Swing Time, $p = 0,0000$), часу сто-яння (Stance Time, $p = 0,001$), часу опори на одну ногу (Single Support Time,

$p = 0,0000$) і часу опори на обидві ноги (Double Support Time, $p = 0,0144$). Але ж при оцінці відсоткових значень цих проміжків до тривалості циклу ходьби з'ясовується, що відмінностей практично не існує. І в молодій, і в старшій віковій групі співвідношення фаз циклу ходьби однакове, що підтверджує, з одного боку, адекватність вибору контролю у різних вікових категоріях – можна оцінити ходу як природно нормальну, без суттєвих впливів можливих скритих патологій. Єдина ж відмінність – зростання з віком відносного часу, який витрачає людина на опір обома ногами (Double Support Percent, для жінок $p = 0,0439$). Це буде мати значення для подальшої оцінки ходьби в умовах патології, особливо – асоційованої з віком.

Стосовно показників асиметрії між двома ногами в процесі ходьби, то у молодих людей високо достовірно відрізняється тільки тривалість кроку кожної (Step Time Differences, $p = 0,0000$). А от у старшій віковій групі існують суттєві

відмінності між статтями не тільки у тривалості кроку ($p = 0,02$), але й у довжині кроку кожною з ніг (Step Length Differences), хоча і на межі достовірності ($p = 0,0508$). Це свідчить про деяку перебудову організації циклу ходьби з віком, більшу у чоловіків, основу на урахуванні зростаючих асиметрій для підтримки і збереження напрямку ходьби без відхилень загальної лінії спрямування.

Інтегральний кількісний показник загальної якості (нормальності ходьби) (FAP score), який автоматично вираховується системою GaitRite як лінійне співвідношення коефіцієнта «довжина кроку/довжина ноги» (Step/Extremity Ratio) до тривалості кроку, коли швидкість ходьби «нормалізована» по відношенню до довжини ноги (Normalized Velocity), є практично однаковим в обох групах і для обох статей і середнє значення вкладається в нормативні границі для здорових людей (95 – 100). Єдине, що можна відмітити, це граничне зменшення показника у чоловіків старшої групи, порівняно з жінками ($p = 0,0504$), що може відбивати вже вказані вище тенденції до зростання асиметрій параметрів ходьби у чоловіків з віком. У цілому ж, цей показник підтверджує «нормальність» обраних нами контрольних груп.

Порівнюючи ходьбу з довільно вибраним темпом та прискорену необхідно звернути увагу на те, що в повсякденному житті функція ходьби людини виглядає непомітною – природна здатність людини до вільного пересування просто забезпечується автоматизованою ходьбою без будь-яких зусиль. Принаймні, безпосередньо не відчувається складна ієрархічна структура механізмів, що забезпечують реалізацію акту ходьби, а також впливи, що існують з боку найвищих рівнів регуляції, включаючи такі функціональні системи, як мотиваційні, контролюючі увагу, оцінюючі просторові параметри й ті, що відповідають за весь спектр когнітивних спроможностей.

Ходьба людини доволі індивідуальна – її малюнок, часово-просторова організація дозволяють інколи впізнавати людину, що ходить, «на слух». Але разом з тим, існують доволі жорсткі загальні закономірності організації ходьби, які дають можливість узагальнювати індивідуальні малюнки ходьби й робити висновки відносно її змін в умовах патології.

Наше дослідження, зважаючи на відсутність відомостей з предмету у вітчизняній неврологічній літературі й очевидну важливість досліджень у цій галузі, як з теоретичних, так і практичних міркувань. Нами використовувались дві фізіологічні парадигми ходьби – ходьба з звичайним, довільно обраним темпом і прискорена (але комфортна для індивідуума) ходьба. Їх порівняння мало на меті оцінку впливу лише одного з організуючих ходу факторів – зміни мотивації (швидкість досягнення кінцевої точки в пробі долання фіксованої відстані). Інші ж обставини виконання тесту на ходу були незмінними.

У цьому фрагменті досліджень в основній групі здорових молодих людей і групі здорових людей старшого віку ми з'ясували, насамперед, можливі гендерні відмінності. Хоча середня швидкість звичайного пересування була недостовірно вищою у чоловіків (а нормалізовані на довжину ноги показники взагалі не відрізнялись), але довжина кроку (як одиночного, так і подвійного)

була очевидно більшою у досліджуваних чоловічої статі. Більшою була й загальна тривалість кроку та циклу ходьби, але збільшення довжини кроку все ж таки дозволяла швидше досягти мети – воно поглинуло часову пролонгацію кроку й навіть дозволило використати достовірно меншу кількість кроків (див. табл. 3.1 та 3.2).

Важливим є те, що при наявності достовірної різниці між статями в абсолютних вимірах часових та просторових параметрів, внутрішня організація акту ходьби (відсоткові відношення часових компонентів) виявилась тотожною. І у чоловіків, і у жінок, і, що важливо – у різних вікових діапазонах. Слід вказати, що нами свідомо взятий середній віковий діапазон для здорових старшої вікової групи (40–69 років). Звичайно в подібних порівняльних дослідженнях береться вік 75–85 років [493]. Але ми обґрунтовуємо свій вибір значно нижчою вірогідністю впливів на ходу коморбідних патологій, які накопичуються з віком, але можуть бути й субкомпенсованими, без очевидної клінічної презентації. Головні ж тенденції вікових змін ходьби, якщо вони й існують, мають виявлятися при майже подвоєнні прожитого віку. Дійсно, у старших осіб зменшується середня швидкість ходьби, дещо нижчою є довжина кроку й незначно розширюється база опори. Такі ж дані наводять і Н.В.Менз з співавт., хоча й для значно старших груп досліджуваних, визначаючи це як більш консервативний патерн ходьби [493]. Автори додають до цього вікового малюнку ще й зростання варіабельності часових параметрів, хоча ми в своїх спостереженнях цього не знайшли. Визначається тільки невелика тенденція до збільшення варіабельності довжини кроку з віком. В більш ранніх роботах звертається увага і на збільшення з віком затрат часу на опір обома ногами [494], [495]. Це може пояснюватись як компенсаторний механізм при зниженні спроможності підтримувати належний баланс тіла, що з різних причин зростає з віком [496], [497], [498], [499], [500]. У наших спостереженнях таке збільшення часу опори обома ногами виявлено в старшій віковій групі в жінок.

Звертає увагу й гендерна відмінність в асиметриях тривалості кроків, як у молодих, так і старших за віком, на користь чоловіків. З віком також зростають показники асиметрії і в довжині кроків у чоловіків (у жінок зменшуються). Можливо, що з часом природні асиметрії в діяльності нервової системи у чоловіків підсилюються, а в жінок, навпаки, нівелюються. Пояснення може лежати в площині зміни впливів гормонального стану в різні вікові періоди.

Довільне прискорення ходьби змінює ряд параметрів, але основні співвідношення у фазах циклу ходьби залишаються з тими ж гендерними відмінностями, що й при комфортній ходьбі, як у молодих, так і у старших за віком. Це підкреслює адекватність вибору груп («нормальність») клінічно здорових людей. Єдине, що потребує обговорення – це зниження інтегрального показника якості ходьби в цілому (FAP score) при прискоренні ходьби. У молодих людей обох статей зміна парадигми ходьби очевидно призводить до зменшення показника FAP, як і в жінок старшого віку. А от у старших чоловіків, незважаючи на достовірні зміни майже всіх абсолютних і відносних параметрів

ходьби при прискоренні, показник FAP залишається майже незмінним. Це може означати, що існують різні стратегії перебудови ходьби під час її прискорення. У старших чоловіків така перебудова є більш збалансованою, зі збереженням нормальних співвідношень між окремими показниками. У молодих людей і в жінок старшого віку (але преклімактеричного!) відбувається більш різкий перехід до нового типу організації ходьби в таких умовах. При тому збільшення стандартного відхилення показника в цих групах свідчить на користь більшої свободи вибору стратегій прискорення. Ми не можемо твердити, виходячи з отриманих даних, що прискорення ходьби погіршує її «нормальність», але достовірне зменшення показника FAP може бути віднесено до зменшення спроможності підтримувати належний баланс тіла під час таких обставин ходьби. З фізіологічної точки зору, внесення в автоматизований та збалансований контур регуляції нової компоненти (нова мотиваційна регулююча - прискорення), повинно погіршити адаптаційні можливості, звужити їх. Як результат – зменшення спроможності до підтримання рівноваги (що відповідає знайденим скороченням витрат часу на фази опори, як одиночного, так і подвійного).

Але звуження адаптаційних можливостей в досліджуваних групах здорових людей не пересікає меж норми. Це демонструє аналіз коефіцієнтів варіативності основних показників ходьби в обох вікових групах і для обох статей. CV часових та просторових параметрів досить стійкі й подібні в різних групах, майже не змінюються при прискоренні, що свідчить на користь нормальних можливостей регуляторних механізмів. Але аналіз внутрішніх зв'язків між CV окремих параметрів показує, що з віком, можливо, починається розпад жорсткої організації загальної регуляції ходьби – окремі гіпотетичні механізми, що відповідають за контроль часових та просторових параметрів ходьби стають все менш узгодженими, працюють «самостійно». Якраз це й може бути чинником зростаючої з віком нестійкості та тенденції до падінь. Хоча формально середні показники ще знаходяться в нормальних межах.

Таким чином, при виконанні ходьби в рамках експериментальної парадигми «прискорена ходьба» у здорових людей різного віку суттєво змінюється ряд параметрів. Зростає загальна швидкість ходьби та її нормалізоване відносно довжини ноги значення (приблизно на 40–45 %). При тому досягається це за рахунок як збільшення кількості кроків за хвилину, так і суттєвого зростання абсолютної довжини кожного кроку. Тривалість же кроку й тривалість циклу ходьби очевидно зменшуються. Стратегії, які вибираються для прискорення ходьби практично однакові, але з віком у жінок це досягається переважно за рахунок збільшення переважно частоти кроків (+24,5 % проти +21,6 % у чоловіків), у той час як у чоловіків – за рахунок відносного збільшення довжини кроку (+17,5 % проти +10,3 % у жінок).

Майже незмінною при прискоренні ходьби в молодих чоловіків та жінок залишається ширина бази опори, у той час як у старших за віком жінок вона дещо зростає. У новій парадигмі зростає достовірно частка часу, яка витрачається на

перенесення ноги у просторі в молодих чоловіків та жінок, порівняно зі звичайною ходьбою ($p = 0,0000$), хоча в абсолютних значеннях відсотків різниці між статтями немає. Так саме змінюється параметр γ у старшій групі ($p = 0,0016$). Відповідно зменшується частка часу, витрачена на стояння, хоча γ менше в старшій віковій групі. При цьому збільшується відносний час опори на одну ногу й зменшується відносний час опори на обидві ноги. Така зміна співвідношень фаз циклу ходьби сприяє збільшенню ризику падіння під час прискорення й ця тенденція більш виразна (у абсолютних значеннях) у людей старшого віку. Слід відмітити, що в обох вікових групах і для обох статей при прискоренні ходьби дещо нівелюються часові та просторові асиметрії (різниці недостовірні).

Особливо цікавою є динаміка інтегрального показника FAP під час прискорення ходьби. У молодих людей він достовірно знижується, особливо у чоловіків ($p = 0,0000$). Але в останньому випадку спостерігали значне збільшення значення стандартного відхилення в групі, що може свідчити не тільки про широкий вибір довільного прискорення кожною особою, але й про можливу наявність кількох стратегій в рамках цієї парадигми. Це припущення підтверджується неоднаковими трендами збільшення стандартного відхилення при оцінці змін частоти кроків, довжини кроку та швидкості ходьби, в т.ч. нормалізованої. У молодих жінок зменшення FAP менш суттєве, але і супутнє збільшення стандартного відхилення теж значно помірніше. Для старшої вікової групи показник FAP у чоловіків майже незмінний при прискоренні ходьби й має однакову ступінь стандартного відхилення. А от у жінок спостерігаємо іншу тенденцію: суттєве зниження оцінки «нормальності» ходьби ($p = 0,0175$) і при тому майже втричі зростає значення стандартного відхилення. Це може відповідати більшим коливанням вибору кількості кроків для прискорення ходьби й співвідноситься з попереднім припущенням про переважну стратегію в жінок (за рахунок частоти кроків) у новій руховій парадигмі.

У зв'язку з викладеним вище, для подальшого аналізу ходьби у пацієнтів з різними патологіями й порівняння результатів з даними контролю (здорових людей) було відібрано такі показники з загальної сукупності, які не мають, практично, статевих відмінностей і, разом з тим, повністю описують загальний малюнок та організаційну структуру ходьби. Такий підхід є загальноприйнятним стосовно досліджень часових та просторових параметрів ходьби й порівняння з даними контролю (зведена дослідна та контрольні групи, без розділення за статтю) [357], [338]. Тим більше, що наведений нами вище аналіз показав припустимість та адекватність такого підходу. Такі нормативні дані наведені у таблицях 3.3 (ходьба з довільно обраним темпом) та 3.4 (прискорена ходьба). Вони будуть використовуватись для порівняння відповідно до віку хворих у дослідних групах з різною патологією.

Таблиця 3.3

Нормативні параметри ходьби з довільно обраним темпом у здорових людей різного віку

Параметр	Молодий вік 22-35/21-35	Старший вік 36-60/36-55
Чоловіки / жінки	40 / 65	8 / 14
Середній вік	22,57±3,37	54,55±7,74
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,69±0,07	0,67±0,05
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,68±0,07	0,67±0,04
Довжина кроку (Лв), см	63,86±6,49	59,88±4,42
Довжина кроку (Пр), см	63,37±6,28	59,85±4,38
Тривалість кроку (Лв), сек	0,57±0,05	0,58±0,06
Тривалість кроку (Пр), сек	0,57±0,05	0,57±0,06
База опори (Лв), см	7,97±3,57	8,67±3,71
База опори (Пр), см	7,97±3,61	8,32±3,93
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	38,47±1,40	38,04±1,29
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	38,34±1,32	37,74±0,97
Тривалість стояння, % (Лв)	61,53±1,40	61,95±1,30
Тривалість стояння, % (Пр)	61,67±1,32	62,25±0,97
Час опори на одну ногу, % (Лв)	38,17±1,46	37,77±1,18
Час опори на одну ногу, % (Пр)	38,65±1,47	38,03±1,36
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	22,78±2,50	24,37±2,03
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	22,74±2,29	24,16±1,88
Різниця у тривалості кроків, сек	0,01±0,01	0,01±0,01
Різниця у довжині кроків, см	1,81±1,41	1,85±1,68
Різниця у тривалості циклів ходьби, сек	0,02±0,01	0,01±0,01
Швидкість ходьби, см/сек	111,92±14,43	104,93±11,09
Нормалізована швидкість ходьби	1,21±0,18	1,18±0,15
Кроків за хвилину	105,64±9,46	105,30±9,88
Оцінка FAP	96,63±3,70	96,59±3,43

Варіабельність кроку впродовж виконання акту ходьби є ще одним важливим показником, який може бути предиктором стійкості людини чи, навпаки, схильності до падінь [501], [502]. У таблиці 3.5 наведені середні показники коефіцієнтів варіації окремих параметрів ходьби в здорових людей різного віку під час ходьби з довільно обраним темпом (комфортної) та прискореної ходьби. Обрані параметри відбивають головні сторони оцінки ходьби й не мають практично кореляцій (залежності) один від одного. Як можна бачити, коефіцієнти варіації в людей різного віку в нормі практично однакові. Виключенням є невелика тенденція до зменшення варіативності часу подвійного опори (для показника правої ноги $p = 0,0206$) у людей старшого віку.

Аналіз коефіцієнтів кореляції між вказаними показниками варіативності демонструє зв'язок (на рівні достовірності $p < 0,001$, щоб уникнути випадкових

Таблиця 3.4

Нормативні параметри прискореної ходьби у здорових людей різного віку

Параметр	Молодий вік	Старший вік
Чоловіки / жінки	21 / 39	6 / 14
Середній вік (роки)	21,45±1,64	54,65±8,05
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,78±0,07	0,76±0,07
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,78±0,07	0,76±0,05
Довжина кроку (Лв), см	74,12±7,22	67,28±6,59
Довжина кроку (Пр), см	73,88±7,11	67,25±5,01
Тривалість кроку (Лв), сек	0,45±0,04	0,47±0,05
Тривалість кроку (Пр), сек	0,45±0,03	0,46±0,05
База опори (Лв), см	8,04±3,73	8,81±2,95
База опори (Пр)см	8,05±3,67	8,71±2,49
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	40,51±1,26	39,78±1,23
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	40,61±1,31	39,34±1,02
Тривалість стояння, % (Лв)	59,50±1,27	60,22±1,23
Тривалість стояння, % (Пр)	59,41±1,30	60,70±1,01
Час опори на одну ногу, % (Лв)	40,53±1,24	39,32±1,08
Час опори на одну ногу, % (Пр)	40,60±1,55	39,80±1,38
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	18,41±2,07	20,77±2,04
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	18,45±2,08	20,90±1,88
Різниця у тривалості кроків, сек	0,02±0,01	0,02±0,01
Різниця у довжині кроків, см	1,74±1,35	1,58±1,14
Різниця у тривалості циклів ходьби, сек	0,02±0,01	0,01±0,01
Швидкість ходьби, см/сек	163,79±18,64	146,05±15,09
Нормалізована швидкість ходьби	1,72±0,20	1,66±0,24
Кроків за хвилину	133,00±10,41	130,83±13,98
Оцінка FAP	89,68±7,61	91,85±9,55

висновків) тривалістю кроку та часом переносу правої ноги ($r = 0,38$) і часом переносу правої ноги та часом подвійної опори лівої ноги ($r = 0,4$) у молодих людей, а також між тривалістю кроку лівої ноги та часом її переносу ($r = 0,43$) у старших за віком.

При прискоренні ходьби з'являється більш тісний зв'язок між варіативністю тривалості кроку та часу переносу ($r = 0,66$), подвійного опори лівої ноги та довжини кроку правою ($r = 0,75$), а також між варіативністю довжини кроку обох ніг ($r = 0,7$) у молодих здорових людей. При прискоренні ходьби у людей більш старшого віку будь-який зв'язок між показниками варіативності відсутній. З одного боку, це свідчить про відносну незалежність механізмів, які визначають варіативність окремих параметрів ходьби, а з другого – про те, що з віком ці механізми можуть змінюватись і неоднаково за ступенем.

Таблиця 3.5

Коефіцієнти варіативності (CV) параметрів ходьби в контрольних групах молодого та старшого віку

Коефіцієнт варіативності показника	Звичайна ходьба		Прискорена ходьба	
	Молодий вік n = 105	Старший вік n = 22	Молодий вік n = 60	Старший вік n = 20
CV тривалості кроку Лв	4,37±1,77	4,27±1,83	4,55±2,57	4,15±2,01
CV тривалості кроку Пр	4,55±1,75	4,36±1,71	4,58±1,93	4,90±1,86
CV часу переносу Лв	3,77±1,72	3,64±2,08	3,55±1,62	3,95±1,64
CV часу переносу Пр	4,07±1,76	4,45±1,74	3,37±1,72	4,30±2,13
CV часу подвійного опори Лв	9,09±3,88	7,36±3,32	8,75±5,07	8,60±4,90
CV часу подвійного опори Пр	8,30±3,73	6,32±2,88	8,98±4,78	10,30±4,05
CV довжини кроку Лв	3,33±1,50	3,86±2,71	3,20±1,70	3,90±1,17
CV довжини кроку Пр	3,41±1,64	4,09±2,22	3,07±1,53	3,20±1,28

Таким чином, аналіз часових та просторових параметрів ходьби здорових людей показав адекватність відбору двох контрольних груп різного віку для подальшого порівняння з патологією, яка має тенденції до розвитку в різних вікових групах.

Важливо, що існують суттєві відмінності в абсолютних параметрах ходьби чоловіків та жінок, проте головні тенденції внутрішньої організації амбулаторної функції залишаються однаковими в різних вікових групах. Співвідношення основних фаз циклу ходьби (у відсоткових значеннях) є однаковим для обох статей при оцінці в рамках окремих вікових груп і можуть дещо відрізнятись у абсолютних значеннях параметрів.

В рамках зміни експериментальної парадигми ходьби – з довільно обраного темпу на прискорену – змінюються більшість абсолютних параметрів, але співвідношення фаз циклу ходьби (відносні, відсоткові значення) залишаються в здорових людей майже незмінними. Прискорення ходьби в здорових людей може відбуватись за рахунок різних стратегій, що ними обираються й це може робити певний внесок у зміни малюнка прискореної ходьби, як у чоловіків, так і у жінок.

Варіативність окремих часових та просторових параметрів ходьби не залежить від віку й у здорових людей майже не змінюється зі зміною темпу ходьби.

3.6. Закономірності змін просторово-часових параметрів ходьби при тимчасовій зоровій депривації та частковій зміні вестибулярного сенсорного потоку

Вивчення просторово-часових показників ходьби в даному фрагменті дослідження проводили в групі клінічно здорових осіб юнацького віку обох статей. Обстежено 189 осіб віком 17-21 рік: 87 юнаків, середній вік $19,2 \pm 1,7$ роки; 102 дівчини, середній вік $18,8 \pm 1,0$ роки [483].

3.6.1. Характеристика просторово-часових параметрів при тимчасовій зоровій депривації

При вивченні просторово-часових показників **ходьби з заплющеними очима в юнаків** встановлено, що середня швидкість руху склала $131,75 \pm 19,78$ см/с (відстань у $663,53 \pm 77,55$ см долалася юнаками за $5,16 \pm 1,05$ с); при проході доріжкою обстежувані в середньому робили $9,77 \pm 1,60$ кроків, що при перерахунку за хвилину склало $114,66 \pm 8,84$ кроків.

При вивченні просторових параметрів ходьби з заплющеними очима в юнаків встановлено, що довжина кроку лівою нижньою кінцівкою склала $68,55 \pm 7,42$ см, правою – $68,90 \pm 7,21$ см. Різниця між довжиною кроку правою й лівою нижніми кінцівками становила $2,62 \pm 1,87$ см. У даній групі обстежених співвідношення довжини кроку до довжини цієї ж нижньої кінцівки як для лівої, так і для правої нижньої кінцівки дорівнювало $0,74 \pm 0,08$. Довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою становила $137,63 \pm 14,43$ см, правою – $137,94 \pm 14,30$ см. При ходьбі з заплющеними очима в юнаків ширина бази опори для лівої стопи дорівнювала $9,63 \pm 3,65$ см, для правої – $9,79 \pm 3,67$ см.

При дослідженні ходьби з заплющеними очима в юнаків отримані такі часові параметри: крок як лівою, так і правою нижньою кінцівкою тривав $0,53 \pm 0,04$ с. Тривалість крокового циклу ходьби з заплющеними очима в юнаків також не відрізнялася для лівої й правої нижньої кінцівки й становила $1,05 \pm 0,08$ с. Час переносу лівої стопи дорівнював $0,43 \pm 0,03$ с, правої – $0,42 \pm 0,03$ с. Контакт як лівої, так і правої стопи з доріжкою тривав $0,63 \pm 0,06$ с. Час опори лише на ліву стопу складав $0,42 \pm 0,03$ с, на праву – $0,43 \pm 0,03$ с. Опора на обидві стопи при виконанні кроку як лівою, так і правою нижньою кінцівкою тривала однаково час – $0,21 \pm 0,04$ с. При ходьбі з заплющеними очима в юнаків різниця тривалості кроку лівою та правою нижніми кінцівками склала $0,02 \pm 0,01$ с, різниця тривалості крокового циклу – $0,01 \pm 0,01$ с.

У загальній структурі крокового циклу ходьби з заплющеними очима в юнаків визначені наступні співвідношення: час переносу стопи від загальної тривалості крокового циклу склав для лівої стопи $40,56 \pm 1,62$ % , для правої – $40,09 \pm 1,67$ % . Час контакту лівої стопи з доріжкою становив $59,44 \pm 1,62$ % від загальної тривалості крокового циклу, правої – $59,92 \pm 1,67$ % . Час опори лише на ліву стопу склав $40,12 \pm 1,77$ % від загальної тривалості крокового циклу, на праву – $40,54 \pm 1,60$ % . Час опори на обидві стопи для крокового циклу лівою нижньою кінцівкою становив $19,57 \pm 2,54$ % , а для крокового циклу правою нижньою кінцівкою – $19,57 \pm 2,62$ % .

Інтегральний показник якості (нормальності) ходьби з заплющеними очима в юнаків склав $95,31 \pm 5,07$ % , що свідчить про відповідність її нормативним показникам.

При вивченні просторово-часових показників **ходьби з заплющеними очима в дівчат** встановлено, що середня швидкість руху склала $117,98 \pm 19,07$ см/с (відстань у $662,06 \pm 81,87$ см долалася дівчатами за $5,78 \pm 1,29$ с); при проході доріжкою обстежувані в середньому робили $11,05 \pm 1,91$ кроків, що при перерахунку за хвилину склало $116,29 \pm 10,85$ кроків.

При вивченні просторових параметрів ходьби з заплющеними очима в дівчат встановлено, що довжина кроку лівою нижньою кінцівкою склала $60,66 \pm 6,48$ см, правою – $60,62 \pm 6,33$ см. Різниця між довжиною кроку правою й лівою нижніми кінцівками становила $2,40 \pm 2,04$ см. У даній групі обстежених співвідношення довжини кроку до довжини цієї ж нижньої кінцівки як для лівої, так і для правої нижньої кінцівки дорівнювало $0,71 \pm 0,08$. Довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою становила $121,61 \pm 12,71$ см, правою – $121,80 \pm 12,70$ см. При ходьбі з заплющеними очима в дівчат ширина бази опори для лівої стопи дорівнювала $6,83 \pm 3,55$ см, для правої – $7,04 \pm 3,58$ см.

При дослідженні ходьби з заплющеними очима в дівчат отримані такі часові параметри: крок як лівою, так і правою нижньою кінцівкою в середньому тривав $0,52 \pm 0,05$ с. Тривалість крокового циклу також не відрізнялася для лівої й правої нижньої кінцівки й становила $1,04 \pm 0,10$ с. Час переносу лівої стопи дорівнював $0,42 \pm 0,04$ с, правої – $0,41 \pm 0,04$ с. Контакт лівої й правої стопи з доріжкою при ходьбі з заплющеними очима в дівчат тривав відповідно $0,63 \pm 0,07$ с та $0,63 \pm 0,06$ с. Час опори лише на ліву стопу складав $0,41 \pm 0,04$ с, на праву – $0,42 \pm 0,04$ с. Опора на обидві стопи при виконанні кроку як лівою, так і правою нижньою кінцівкою тривала $0,21 \pm 0,04$ с. При ходьбі з заплющеними очима в дівчат різниця тривалості кроку лівою та правою нижніми кінцівками склала $0,02 \pm 0,01$ с, різниця тривалості крокового циклу – $0,01 \pm 0,01$ с.

У загальній структурі крокового циклу ходьби з заплющеними очима в дівчат визначені наступні співвідношення: час переносу стопи від загальної тривалості крокового циклу склав для лівої стопи $40,01 \pm 1,65$ % , для правої – $39,87 \pm 1,56$ % . Час контакту лівої стопи з доріжкою становив $60,01 \pm 1,65$ % від загальної тривалості крокового циклу, правої – $60,14 \pm 1,56$ % . Час опори лише на ліву стопу склав $39,87 \pm 1,64$ % від загальної тривалості крокового циклу, на праву – $40,01 \pm 1,66$ % . Час опори на обидві стопи для крокового циклу лівою нижньою кінцівкою становив $20,47 \pm 2,60$ % , а для крокового циклу правою нижньою кінцівкою – $20,35 \pm 2,63$ % .

Інтегральний показник якості (нормальності) ходьби з заплющеними очима в дівчат склав $95,05 \pm 5,17$ % , що свідчить про «нормальність» ходьби, тобто відповідність її нормативним показникам.

При порівнянні просторово-часових показників ходьби з заплющеними очима в юнаків і дівчат встановлено, що середня швидкість руху в юнаків статистично значуще більша, ніж у дівчат ($p < 0,001$); а кількість кроків, яку робили юнаки, щоб здолати довжину доріжки, виявилися достовірно меншою, ніж кількість кроків, яку робили дівчата при проході доріжкою ($p < 0,001$). Але

кількість кроків за хвилину в юнаків і дівчат при ходьбі з заплученими очима статистично значуще не відрізняється ($p>0,05$).

При вивченні відмінностей просторових показників ходьби з заплученими очима в юнаків і дівчат встановлено, що довжина звичайних і подвійних кроків ($p<0,001$), зроблених кожною нижньою кінцівкою, співвідношення довжини кроку до довжини відповідної нижньої кінцівки ($p<0,05$) та ширина бази опори для обох стоп ($p<0,001$) виявилися статистично значуще більшими в юнаків, ніж у дівчат (рис. 3.25).

Абсолютні значення часових параметрів ходьби з заплученими очима не мають статистично достовірної різниці в юнаків і дівчат. Так, тривалість кроків, тривалість крокових циклів для кожної нижньої кінцівки, час опори, час переносу, час опори на обидві стопи в кроковому циклі лівої й правої нижньої кінцівки не мали достовірної різниці в юнаків у порівнянні з дівчатами ($p>0,05$).

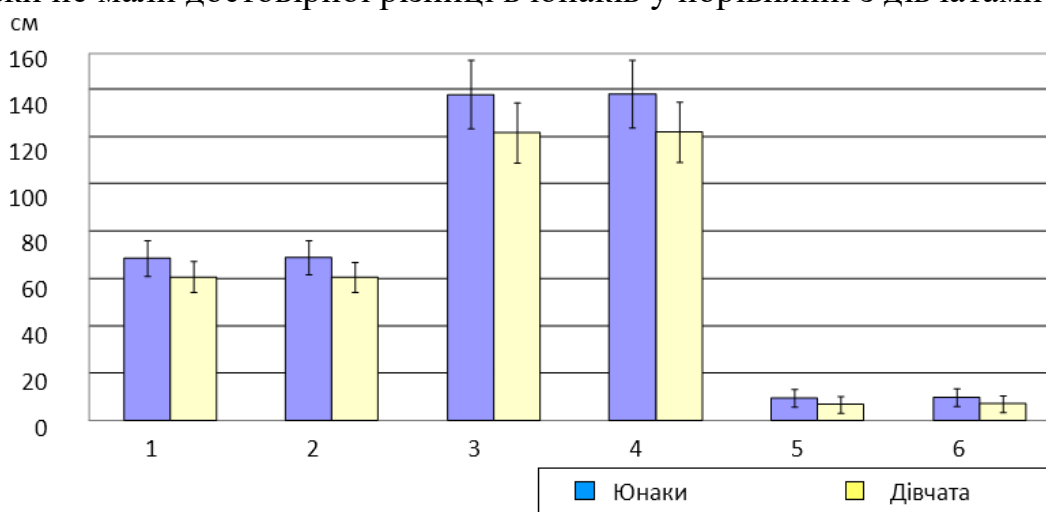


Рис. 3.25. Відмінності просторових показників при ходьбі з заплученими очима в юнаків та дівчат:

- 1 – довжина кроку лівою нижньою кінцівкою (юнаки – $68,55 \pm 7,42$ см, дівчата – $60,66 \pm 6,48$ см, $p<0,001$);
- 2 – довжина кроку правою нижньою кінцівкою (юнаки – $68,9 \pm 7,21$ см, дівчата – $60,62 \pm 6,33$ см, $p<0,001$);
- 3 – довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою (юнаки – $137,63 \pm 14,43$ см, дівчата – $121,61 \pm 12,71$ см, $p<0,001$);
- 4 – довжина подвійного кроку правою нижньою кінцівкою (юнаки – $137,94 \pm 14,3$ см, дівчата – $121,8 \pm 12,7$ см, $p<0,001$);
- 5 – ширина бази опори для лівої стопи (юнаки – $9,63 \pm 3,65$ см, дівчата – $6,83 \pm 3,55$ см, $p<0,001$);
- 6 – ширина бази опори для правої стопи (юнаки – $9,79 \pm 3,67$ см, дівчата – $7,04 \pm 3,58$ см, $p<0,001$).

Між юнаками й дівчатами немає статистично значущих відмінностей у різниці довжини кроків, зроблених правою й лівою нижніми кінцівками ($p>0,05$) (див. рис. 3.25).

У структурі крокового циклу ходьби з заплющеними очима в юнаків достовірно більшою була частка часу переносу лівої стопи й часу опори лише на праву стопу ($p < 0,05$), достовірно більшою в дівчат виявилася частка часу опори на ліву стопу та часу опори на обидві стопи в кроковому циклі як лівої, так і правої нижньої кінцівки ($p < 0,05$) (рис. 3.26).

Таким чином, середня швидкість ходьби та всі просторові параметри ходьби з заплющеними очима виявилися статистично значуще більшими в юнаків, ніж у дівчат. Часові параметри ходьби з заплющеними очима не мали ознак статевого диморфізму.

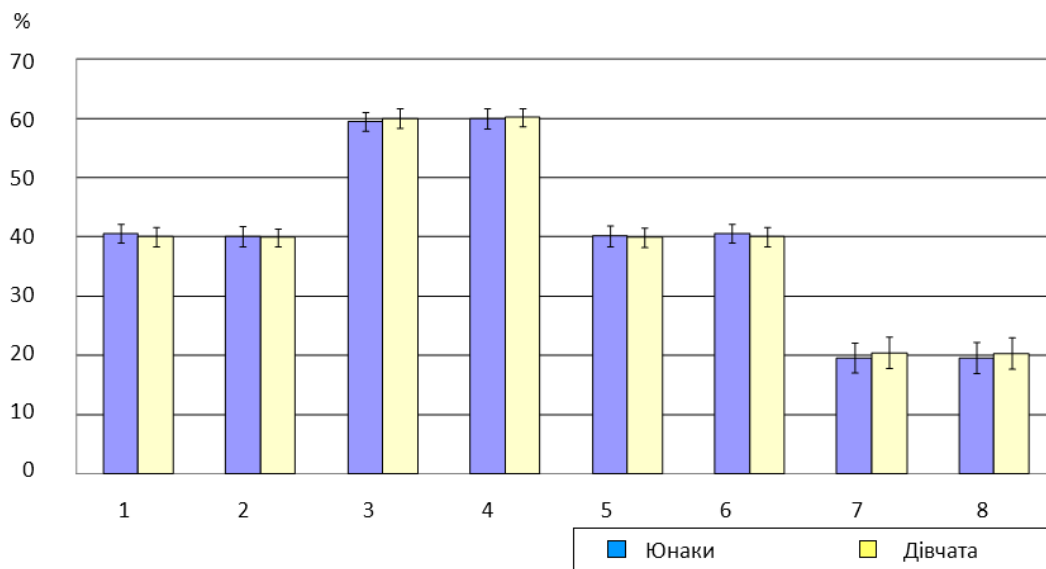


Рис. 3.26. Відмінності структури циклу ходьби з заплющеними очима в юнаків та дівчат:

- 1 – частка часу переносу для лівої стопи (юнаки – $40,56 \pm 1,62$ % , дівчата – $40,01 \pm 1,65$ % , $p < 0,05$);
- 2 – частка часу переносу для правої стопи (юнаки – $40,09 \pm 1,67$ % , дівчата – $39,87 \pm 1,56$ % , $p > 0,05$);
- 3 – частка часу опори для лівої стопи (юнаки – $59,44 \pm 1,62$ % , дівчата – $60,01 \pm 1,65$ % , $p < 0,05$);
- 4 – частка часу опори для правої стопи (юнаки – $59,92 \pm 1,67$ % , дівчата – $60,14 \pm 1,56$ % , $p > 0,05$);
- 5 – частка часу одиночної опори для лівої стопи (юнаки – $40,12 \pm 1,77$ % , дівчата – $39,87 \pm 1,64$ % , $p > 0,05$);
- 6 – частка часу одиночної опори для правої стопи (юнаки – $40,54 \pm 1,60$ % , дівчата – $40,01 \pm 1,66$ % , $p < 0,05$);

- 7 – частка часу подвійної опори для лівої стопи (юнаки – $19,57 \pm 2,54$ % , дівчата – $20,47 \pm 2,60$ % , $p < 0,05$);
- 8 – частка часу подвійної опори для правої стопи (юнаки – $19,57 \pm 2,62$ % , дівчата – $20,35 \pm 2,63$ % , $p < 0,05$).

При детальному аналізі *відмінностей просторово-часових параметрів звичайної й ходьби з заплющеними очима в загальній групі осіб юнацького віку* встановлено наступне. При ходьбі з заплющеними очима обстежувані робили достовірно більшу кількість кроків за хвилину, ніж при звичайній ходьбі ($p < 0,05$). Довжина звичайних і подвійних кроків, зроблених кожною нижньою кінцівкою, співвідношення довжини кроку до довжини відповідної нижньої кінцівки виявилися статистично значуще меншими при ходьбі з заплющеними очима, ніж при звичайній ($p < 0,001$ в усіх випадках), а різниця між довжиною кроку правою й лівою нижніми кінцівками виявилася достовірно більшою ($p < 0,001$) при ходьбі з заплющеними очима, ніж при звичайній. Серед просторових параметрів ходьби незмінною при ходьбі з заплющеними очима залишилася лише ширина бази опори (рис. 3.27).

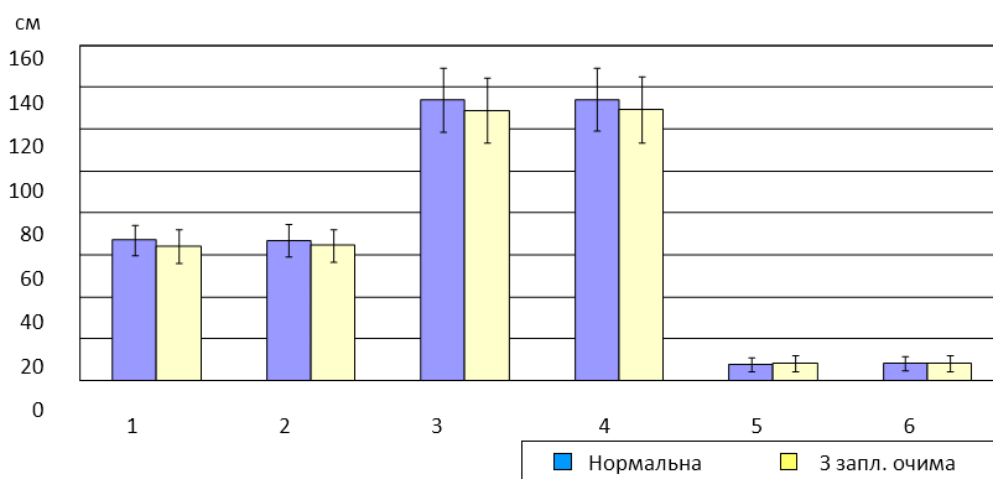


Рис. 3.27. Відмінності просторових показників нормальної та ходьби з заплющеними очима в загальній групі осіб юнацького віку:

- 1 – довжина кроку лівою нижньою кінцівкою (нормальна – $67 \pm 7,45$ см, з заплющеними очима – $64,31 \pm 7,96$ см, $p < 0,001$);
- 2 – довжина кроку правою нижньою кінцівкою (нормальна – $66,91 \pm 7,73$ см, з заплющеними очима – $64,45 \pm 7,91$ см, $p < 0,01$);
- 3 – довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою (нормальна – $134,03 \pm 15,11$ см, з заплющеними очима – $129,03 \pm 15,69$ см, $p < 0,01$);
- 4 – довжина подвійного кроку правою нижньою кінцівкою (нормальна – $134,19 \pm 14,89$ см, з заплющеними очима – $129,27 \pm 15,67$ см, $p < 0,01$);
- 5 – ширина бази опори для лівої стопи (нормальна – $7,88 \pm 3,26$ см, з заплющеними очима – $8,13 \pm 3,85$ см, $p > 0,05$);
- 6 – ширина бази опори для правої стопи (нормальна – $8,13 \pm 3,41$ см, з заплющеними очима – $8,31 \pm 3,86$ см, $p > 0,05$).

У осіб юнацького віку обох статей тривалості кроків, зроблених кожною нижньою кінцівкою, крокових циклів для кожної нижньої кінцівки, час переносу лівої й правої стопи та час опори лише на ліву або праву стопу визначені достовірно меншими при ходьбі з заплющеними очима, ніж при звичайній. Достовірних асиметрій в тривалості кроку та тривалості крокового циклу не виявлено (рис. 3.28).

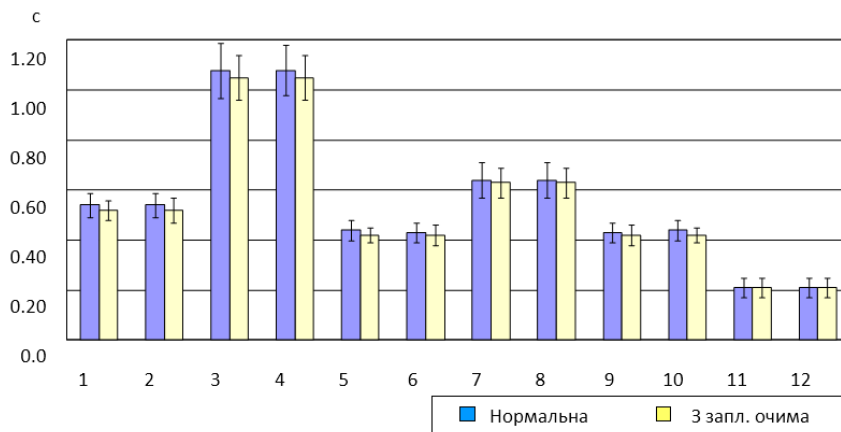


Рис. 3.28. Відмінності часових показників нормальної та ходьби з заплющеними очима в загальній групі осіб юнацького віку:

- 1 – час кроку лівою нижньою кінцівкою (нормальна – $0,54 \pm 0,05$ с, з заплющеними очима – $0,52 \pm 0,04$ с, $p < 0,01$);
- 2 – час кроку правою нижньою кінцівкою (нормальна – $0,54 \pm 0,05$ с, з заплющеними очима – $0,52 \pm 0,05$ с, $p < 0,01$);
- 3 – час крокового циклу лівою нижньою кінцівкою (нормальна – $1,08 \pm 0,11$ с, з заплющеними очима – $1,05 \pm 0,09$ с, $p < 0,01$);
- 4 – час крокового циклу правою нижньою кінцівкою (нормальна – $1,08 \pm 0,1$ с, з заплющеними очима – $1,05 \pm 0,09$ с, $p < 0,01$);
- 5 – час переносу для лівої стопи (нормальна – $0,44 \pm 0,04$ с, з заплющеними очима – $0,42 \pm 0,03$ с, $p < 0,001$);
- 6 – час переносу для правої стопи (нормальна – $0,43 \pm 0,04$ с, з заплющеними очима – $0,42 \pm 0,04$ с, $p < 0,001$);
- 7 – час опори для лівої стопи (нормальна – $0,64 \pm 0,07$ с, з заплющеними очима – $0,63 \pm 0,06$ с, $p < 0,05$);
- 8 – час опори для правої стопи (нормальна – $0,64 \pm 0,07$ с, з заплющеними очима – $0,63 \pm 0,06$ с, $p < 0,05$);
- 9 – час одиночної опори для лівої стопи (нормальна – $0,43 \pm 0,04$ с, з заплющеними очима – $0,42 \pm 0,04$ с, $p < 0,001$);
- 10 – час одиночної опори для правої стопи (нормальна – $0,44 \pm 0,04$ с, з заплющеними очима – $0,42 \pm 0,03$ с, $p < 0,001$);
- 11 – час подвійної опори для лівої стопи (нормальна – $0,21 \pm 0,04$ с, з заплющеними очима – $0,21 \pm 0,04$ с, $p > 0,05$);
- 12 – час подвійної опори для правої стопи (нормальна – $0,21 \pm 0,04$ с, з заплющеними очима – $0,21 \pm 0,04$ с, $p > 0,05$).

Таким чином, лише ширина бази опори для лівої стопи (серед просторових показників) та різниця тривалості кроку та крокового циклу (серед часових показників) достовірно не відрізняються при звичайній та ходьбі з заплющеними очима в осіб юнацького віку обох статей ($p > 0,05$). Усі просторові та практично всі часові показники ходьби виявилися статистично значуще меншими, а кількість кроків, зроблених обстежуваними за хвилину ($112,42 \pm 10,52$ при звичайній та $115,54 \pm 9,97$ при ходьбі з заплющеними очима, $p < 0,01$), достовірно більшою при ходьбі з заплющеними очима, ніж при звичайній.

Підсумовуючи результати дослідження ходьби з заплющеними очима в порівнянні зі звичайною ходьбою, варто вказати на те, що статистично значуще зросла кількість кроків за хвилину (зі $112,42 \pm 10,52$ до $115,54 \pm 9,97$) при зменшенні більшості просторових параметрів. Так, статистично значуще меншими в порівнянні зі звичайною ходьбою виявилися довжина кроку правою (з $66,91 \pm 7,73$ см при нормальній до $64,45 \pm 7,91$ см при ходьбі з заплющеними очима) та й лівою (з $67,00 \pm 7,45$ см до $64,31 \pm 7,96$ см) нижньою кінцівкою, довжина подвійного кроку для правої (з $134,19 \pm 14,89$ до $129,27 \pm 15,67$ см) й лівої (з $134,03 \pm 15,11$ до $129,03 \pm 15,69$ см) нижньої кінцівки та співвідношення довжини кроку до довжини відповідної нижньої кінцівки (з $0,76 \pm 0,08$ до $0,72 \pm 0,08$). Збільшився також показник асиметрії довжини кроку лівою й правою нижніми кінцівками ($p < 0,001$). Суттєво, що серед просторових параметрів незмінною при ходьбі з заплющеними очима залишилася лише ширина бази опори.

Серед часових параметрів ходьби з заплющеними очима статистично значуще меншими в порівнянні зі звичайною ходьбою виявилися: час кроку ($0,54 \pm 0,05$ та $0,52 \pm 0,04$ с відповідно), час крокового циклу ($1,08 \pm 0,11$ та $1,05 \pm 0,09$ с відповідно), час переносу ($0,44 \pm 0,02$ та $0,42 \pm 0,03$ с відповідно) обох стоп і час опори лише на одну (ліву чи праву) стопу ($0,43 \pm 0,04$ та $0,42 \pm 0,04$ с відповідно).

У структурі крокового циклу ходьби з заплющеними очима в порівнянні з нормальною зростає частка часу опори на обидві стопи (з $19,10 \pm 2,67$ до $20,05 \pm 2,60$ % для лівої та з $19,13 \pm 2,69$ до $19,99 \pm 2,65$ % для правої стопи) ($p < 0,001$). Також звертає на себе увагу той факт, що існує різниця в структурі циклу ходьби з заплющеними очима в юнаків та дівчат, тоді як при нормальній ходьбі відмінності структури крокового циклу в юнаків та дівчат відсутні. Так, в юнаків у порівнянні з дівчатами при ходьбі з заплющеними очима достовірно більшою була частка часу переносу лівої стопи й часу опори лише на праву стопу ($p < 0,05$), достовірно більшою в дівчат виявилася частка часу опори на ліву стопу та часу опори на дві стопи в кроковому циклі як лівої, так і правої нижньої кінцівки ($p < 0,05$). Це свідчить про певну відмінність механізму регуляції ходьби в юнаків і дівчат при депривації зорової сенсорної системи.

Показник якості («нормальності») ходьби з заплющеними очима виявився в межах норми ($95,17 \pm 5,11$ %).

Таким чином, при ходьбі з заплющеними очима юнаки та дівчата долали відстань доріжки більш короткими й швидкими кроками в порівнянні зі

звичайною ходьбою. Хоча швидкість ходьби при цьому практично не змінювалася, кількість кроків за хвилину статистично значуще зросла, тобто зросла інтенсивність ходьби. Незмінність ширини бази опори при ходьбі з заплющеними очима свідчить про важливість даного параметра в підтриманні пози й рівноваги під час ходьби [503]. Підтримання стабільності при ходьбі з заплющеними очима також забезпечувалося зростанням частки часу подвійної опори в крокових циклах обох нижніх кінцівок.

Хоча зорова сенсорна система відіграє надзвичайно важливу роль в адаптації локомоції, зокрема ходьби [205], [504], [505], показник нормальності ходьби з заплющеними очима виявився в межах норми, що може пояснюватися тим, що ходьба здійснювалася за відомим «маршрутом» рівною поверхнею, яка не рухається і не містить перешкод, у той час, коли зоровий контроль набуває критичного значення при ходьбі в змінених або невідомих умовах зовнішнього середовища [224], [230]. Таким чином, наші дані узгоджуються з думкою про те, що найважливіше значення для регуляції локомоції серед сенсорних систем має пропріоцептивна система [196], [213], [506] за рахунок того, що вона відіграє важливу роль у підтриманні вертикальної пози й рівноваги [507], [508], а зорова сенсорна система набуває свого надзвичайно важливого значення в умовах змінених зовнішніх умов або при невідомому контексті, коли необхідне включення так званих стратегій уникання [205], [230].

Таким чином, у результаті вивчення просторово-часових показників ходьби з заплющеними очима встановлено, що довжина кроку зменшується в середньому на 5 %. У структурі крокового циклу ходьби з заплющеними очима зростає частка часу опори на обидві стопи, що забезпечує більшу стабільність за рахунок покращення контакту з підлогою, а також ймовірно зростання тривалості пропріоцептивного входу. Також потрібно відзначити, що при ходьбі з заплющеними очима, як і при інших змінених парадигмах ходьби, ширина бази опори залишається незмінною в порівнянні з нормальною ходьбою.

3.6.2. Характеристика просторово-часових параметрів при депривації вестибулярної сенсорної системи

У зв'язку з тим, що повне виключення вестибулярної сенсорної системи в здорових осіб неможливе, у нашому дослідженні проводилося вивчення просторово-часових показників ходьби при частково зміненій вестибулярній аферентації, а саме, при ходьбі з максимальним поворотом голови праворуч та ліворуч.

При вивченні просторово-часових показників **ходьби з поворотом голови праворуч в юнаків** встановлено, що середня швидкість руху склала $143,91 \pm 17,44$ см/с (відстань у $670,73 \pm 52,84$ см долалася юнаками за $4,74 \pm 0,71$ с); при проході доріжкою обстежувані в середньому робили $9,24 \pm 1,08$ кроків, що при перерахунку за хвилину склало $117,93 \pm 8,99$ кроків.

При вивченні просторових параметрів ходьби з поворотом голови праворуч в юнаків встановлено, що довжина кроку лівою нижньою кінцівкою

склала $73,18 \pm 6,32$ см, правою нижньою кінцівкою – $73,16 \pm 6,66$ см. Різниця між довжиною кроку правою й лівою нижніми кінцівками становила $2,36 \pm 2,01$ см. У даній групі обстежених співвідношення довжини кроку до довжини цієї ж нижньої кінцівки як для лівої, так і для правої нижньої кінцівки дорівнювало $0,79 \pm 0,07$. Довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою становила $146,73 \pm 12,71$ см, правою нижньою кінцівкою – $146,57 \pm 12,74$ см. При ходьбі з поворотом голови праворуч в юнаків ширина бази опори для лівої стопи дорівнювала $8,29 \pm 3,73$ см, для правої стопи – $8,63 \pm 3,64$ см.

При дослідженні ходьби з поворотом голови праворуч в юнаків отримані такі часові параметри: крок як лівою, так і правою нижньою кінцівкою в середньому тривав $0,51 \pm 0,04$ с. Тривалість крокового циклу також становила однакову кількість часу для лівої та правої нижньої кінцівки – $1,02 \pm 0,08$ с. Час переносу лівої стопи дорівнював $0,42 \pm 0,03$ с, правої – $0,41 \pm 0,03$ с. Контакт лівої й правої стопи з доріжкою при ходьбі з поворотом голови праворуч в юнаків тривав відповідно $0,61 \pm 0,06$ с та $0,61 \pm 0,05$ с. Час опори лише на ліву стопу складав $0,41 \pm 0,03$ с, на праву стопу – $0,42 \pm 0,03$ с. Опора на обидві стопи при виконанні кроку як лівою, так і правою нижньою кінцівкою тривала однаково довгий час – $0,19 \pm 0,03$ с. Різниця тривалості кроку лівою та правою нижніми кінцівками склала $0,02 \pm 0,01$ с, різниця тривалості крокового циклу – $0,01 \pm 0,01$ с.

У загальній структурі крокового циклу ходьби з поворотом голови праворуч в юнаків визначені наступні співвідношення: час переносу стопи від загальної тривалості крокового циклу склав для лівої стопи $40,88 \pm 1,33$ % , для правої стопи – $40,25 \pm 1,33$ % . Час контакту лівої стопи з доріжкою становив $59,12 \pm 1,34$ % від загальної тривалості крокового циклу, час контакту правої стопи з доріжкою – $59,76 \pm 1,34$ % . Час опори лише на ліву стопу склав $40,21 \pm 1,41$ % від загальної тривалості крокового циклу, на праву стопу – $40,92 \pm 1,55$ % . Час опори на обидві стопи для крокового циклу лівою нижньою кінцівкою становив $18,87 \pm 2,33$ % , а для крокового циклу правою нижньою кінцівкою – $18,75 \pm 2,25$ % .

Інтегральний показник якості (нормальності) ходьби з поворотом голови праворуч в юнаків склав $94,67 \pm 5,64$ % , що є наближеним до нормативного показника ($95-100$ %), але свідчить про наявність в групі обстежених осіб, для яких виконання даного завдання склало певні труднощі.

При вивченні просторово-часових показників **ходьби з поворотом голови праворуч у дівчат** встановлено, що середня швидкість руху склала $130,40 \pm 20,48$ см/с (відстань у $689,59 \pm 69,14$ см долалася дівчатами за $5,50 \pm 1,80$ с); при проході доріжкою обстежувані в середньому робили $10,83 \pm 1,98$ кроків, що при перерахунку за хвилину склало $120,66 \pm 12,21$ кроків.

При вивченні просторових параметрів ходьби з поворотом голови праворуч у дівчат встановлено, що довжина кроку лівою нижньою кінцівкою склала $64,84 \pm 7,09$ см, правою нижньою кінцівкою – $64,50 \pm 6,72$ см. Різниця між довжиною кроку правою й лівою нижніми кінцівками становила $1,72 \pm 1,26$ см. У даній групі обстежених співвідношення довжини кроку до довжини цієї ж

нижньої кінцівки для лівої й правої нижньої кінцівки дорівнювало $0,76 \pm 0,09$. Довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою становила $129,50 \pm 13,80$ см, правою нижньою кінцівкою – $129,68 \pm 13,82$ см. Ширина бази опори для лівої стопи дорівнювала $7,11 \pm 3,12$ см, для правої стопи – $7,31 \pm 2,99$ см.

При дослідженні ходьби з поворотом голови праворуч у дівчат отримані такі часові параметри: крок лівою нижньою кінцівкою в середньому тривав $0,50 \pm 0,07$ с, правою – $0,50 \pm 0,05$ с. Тривалість крокового циклу як для лівої, так і для правої нижньої кінцівки становила $1,01 \pm 0,12$ с. Час переносу лівої стопи дорівнював $0,41 \pm 0,06$ с, правої – $0,40 \pm 0,04$ с. Контакт лівої й правої стопи з доріжкою тривав відповідно $0,60 \pm 0,07$ с та $0,60 \pm 0,08$ с. Час опори лише на ліву стопу складав $0,40 \pm 0,04$ с, на праву стопу – $0,41 \pm 0,06$ с. Опора на обидві стопи при виконанні кроку як лівою, так і правою нижньою кінцівкою тривала $0,19 \pm 0,04$ с. При ходьбі з поворотом голови праворуч у дівчат різниця тривалості кроку лівою та правою нижніми кінцівками склала $0,02 \pm 0,02$ с, різниця тривалості крокового циклу – $0,01 \pm 0,01$ с.

У загальній структурі крокового циклу ходьби з поворотом голови праворуч у дівчат визначені наступні співвідношення: час переносу стопи від загальної тривалості крокового циклу склав для лівої стопи $40,47 \pm 1,88$ % , для правої стопи – $40,25 \pm 1,62$ % . Час контакту лівої стопи з доріжкою становив $59,54 \pm 1,89$ % від загальної тривалості крокового циклу, час контакту правої стопи з доріжкою – $59,77 \pm 1,62$ % . Час опори лише на ліву стопу склав $40,24 \pm 1,77$ % від загальної тривалості крокового циклу, на праву стопу – $40,49 \pm 1,95$ % . Час опори на обидві стопи для крокового циклу лівою нижньою кінцівкою становив $19,32 \pm 2,79$ % , а для крокового циклу правою нижньою кінцівкою – $19,22 \pm 2,83$ % .

Інтегральний показник якості (нормальності) ходьби з поворотом голови праворуч у дівчат склав $93,53 \pm 6,81$ % , що свідчить про певні відхилення ходьби від її нормативних показників.

При порівнянні просторово-часових показників ходьби з поворотом голови праворуч в юнаків і дівчат встановлено, що середня швидкість руху ходьби в юнаків статистично значуще більша, ніж у дівчат ($p < 0,001$); а кількість кроків, яку робили юнаки, щоб здолати довжину доріжки, виявилася достовірно меншою, ніж кількість кроків, яку робили дівчата при проході доріжкою ($p < 0,001$). Кількість кроків за хвилину при цьому статистично значуще не відрізнялася в юнаків та дівчат ($p > 0,05$).

При вивченні відмінностей просторових показників ходьби з поворотом голови праворуч в юнаків і дівчат встановлено, що всі просторові показники (довжина звичайних і подвійних кроків для кожної нижньої кінцівки, співвідношення довжини кроку до довжини відповідної нижньої кінцівки та ширина бази опори для обох стоп виявилися статистично значуще більшими в юнаків, ніж у дівчат ($p < 0,001$). Різниця довжини кроків, зроблених правою й лівою нижніми кінцівками, також достовірно більша в юнаків, ніж у дівчат ($p < 0,05$) (рис. 3.29).

Часові параметри ходьби з поворотом голови праворуч не мають ознак статевого диморфізму. Між юнаками й дівчатами також не встановлено достовірних відмінностей в асиметрії тривалості кроку та крокового циклу ($p>0,05$).

У структурі крокового циклу ходьби з поворотом голови праворуч в юнаків і дівчат статистично значущих відмінностей немає ($p>0,05$).

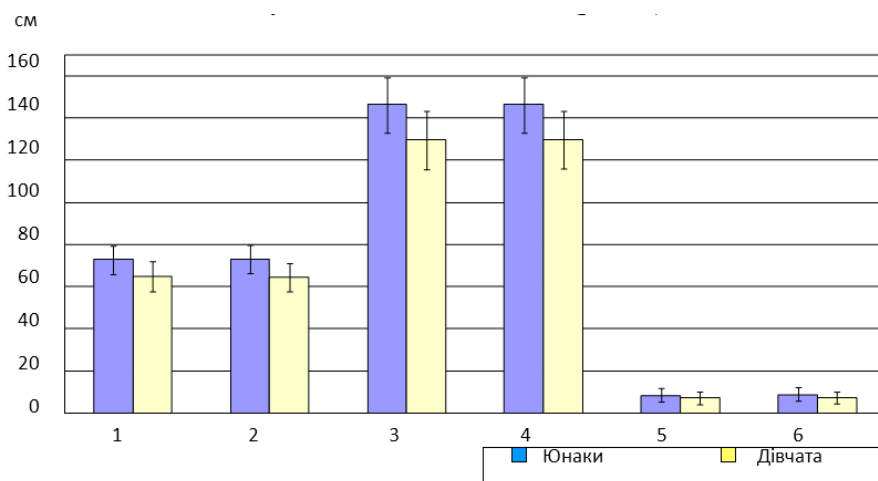


Рис. 3.29. Відмінності просторових показників ходьби з поворотом голови праворуч в юнаків та дівчат:

- 1 – довжина кроку лівою нижньою кінцівкою (юнаки – 73.18 ± 6.32 см, дівчата – 64.84 ± 7.09 см, $p < 0,001$);
- 2 – довжина кроку правою нижньою кінцівкою (юнаки – 73.16 ± 6.66 см, дівчата – 64.5 ± 6.72 см, $p < 0,001$);
- 3 – довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою (юнаки – 146.73 ± 12.71 см, дівчата – 129.5 ± 13.8 см, $p < 0,001$);
- 4 – довжина подвійного кроку правою нижньою кінцівкою (юнаки – 146.57 ± 12.74 см, дівчата – 129.68 ± 13.82 см, $p < 0,001$);
- 5 – ширина бази опори для лівої стопи (юнаки – 8.29 ± 3.73 см, дівчата – 7.11 ± 3.12 см, $p < 0,05$);
- 6 – ширина бази опори для правої стопи (юнаки – 8.63 ± 3.64 см, дівчата – 7.31 ± 2.99 см, $p < 0,01$).

Таким чином, при ходьбі з поворотом голови праворуч статистично значуще більшими в юнаків, ніж у дівчат виявилися лише просторові параметри ходьби. У структурі крокового циклу ходьби та значеннях часових показників в юнаків і дівчат статистично значущих відмінностей немає.

При вивченні просторово-часових показників **ходьби з поворотом голови ліворуч в юнаків** встановлено, що середня швидкість руху склала $142,46 \pm 18,35$ см/с (відстань у $671,38 \pm 57,91$ см долалася юнаками за $4,80 \pm 0,83$ с); при проході доріжкою обстежувані в середньому робили $9,31 \pm 1,32$ кроків, що при перерахунку за хвилину склало $117,15 \pm 9,27$ кроків.

При вивченні просторових параметрів ходьби з поворотом голови ліворуч в юнаків встановлено, що довжина кроку лівою нижньою кінцівкою склала $72,52 \pm 6,58$ см, правою нижньою кінцівкою – $73,26 \pm 6,68$ см. Різниця між довжиною кроку правою й лівою нижніми кінцівками становила $2,64 \pm 2,07$ см. У даній групі обстежених співвідношення довжини кроку лівою нижньою кінцівкою до довжини цієї ж кінцівки дорівнювало $0,78 \pm 0,07$, для правої нижньої кінцівки – $0,79 \pm 0,08$. Довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою становила $145,95 \pm 12,87$ см, правою – $146,08 \pm 12,96$ см. Ширина бази опори для лівої стопи дорівнювала $8,83 \pm 3,66$ см, для правої стопи – $8,73 \pm 3,70$ см.

При дослідженні ходьби з поворотом голови ліворуч в юнаків усі часові параметри виявилися однаковими для лівої й правої нижньої кінцівки. Час кроку в середньому тривав $0,52 \pm 0,04$ с, час крокового циклу становив $1,03 \pm 0,08$ с, час переносу стопи дорівнював $0,42 \pm 0,03$ с, контакт з доріжкою тривав $0,61 \pm 0,05$ с, час опори лише на ліву або лише на праву стопу складав $0,42 \pm 0,03$ с, час опори на обидві стопи в кроковому циклі кожної нижньої кінцівки тривав $0,20 \pm 0,03$ с. При ходьбі з поворотом голови ліворуч в юнаків різниця тривалості кроку лівою та правою нижніми кінцівками склала $0,02 \pm 0,01$ с, різниця тривалості крокового циклу – $0,01 \pm 0,01$ с.

У загальній структурі крокового циклу ходьби з поворотом голови ліворуч в юнаків визначені наступні співвідношення: час переносу стопи від загальної тривалості крокового циклу склав для лівої стопи $40,55 \pm 1,55$ % , для правої стопи – $40,42 \pm 1,50$ % . Час контакту лівої стопи з доріжкою становив $59,46 \pm 1,56$ % від загальної тривалості крокового циклу, час контакту правої стопи з доріжкою – $59,60 \pm 1,50$ % . Час опори лише на ліву стопу склав $40,44 \pm 1,61$ % від загальної тривалості крокового циклу, на праву стопу – $40,54 \pm 1,60$ % . Час опори на обидві стопи для крокового циклу лівою нижньою кінцівкою становив $18,92 \pm 2,53$ % , а для крокового циклу правою нижньою кінцівкою – $18,91 \pm 2,43$ % .

Інтегральний показник якості (нормальності) ходьби з поворотом голови ліворуч в юнаків склав $94,33 \pm 6,10$ % , що свідчить про зниження якості ходьби при даній парадигмі.

При вивченні просторово-часових показників **ходьби з поворотом голови ліворуч у дівчат** встановлено, що середня швидкість руху склала $127,76 \pm 20,35$ см/с (відстань у $690,30 \pm 55,27$ см долалася дівчатами за $5,53 \pm 1,12$ с); при проході доріжкою обстежувані в середньому робили $10,89 \pm 1,62$ кроків, що при перерахунку за хвилину склало $119,11 \pm 12,40$ кроків.

При вивченні просторових параметрів ходьби з поворотом голови ліворуч у дівчат встановлено, що довжина кроку лівою нижньою кінцівкою склала $63,75 \pm 7,13$ см, правою нижньою кінцівкою – $63,98 \pm 7,06$ см. Різниця між довжиною кроку правою й лівою нижніми кінцівками становила $2,03 \pm 1,99$ см. У даній групі обстежених співвідношення довжини кроку як лівою, так і правою нижньою кінцівкою до довжини відповідної кінцівки дорівнювало $0,75 \pm 0,09$. Довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою становила $127,94 \pm 13,83$

см, правою нижньою кінцівкою – $127,97 \pm 13,86$ см. При ходьбі з поворотом голови ліворуч у дівчат ширина бази опори для лівої стопи дорівнювала $5,86 \pm 3,70$ см, для правої стопи – $6,27 \pm 3,52$ см.

При дослідженні ходьби з поворотом голови ліворуч у дівчат отримані такі часові параметри: крок як лівою, так і правою нижньою кінцівкою в середньому тривав $0,50 \pm 0,05$ с, тривалість крокового циклу також була однаковою для лівої й правої нижньої кінцівки й становила $1,01 \pm 0,11$ с. Час переносу лівої стопи дорівнював $0,41 \pm 0,04$ с, правої – $0,40 \pm 0,04$ с. Контакт як лівої, так і правої стопи з доріжкою тривав $0,60 \pm 0,07$ с. Час опори лише на ліву стопу складав $0,40 \pm 0,04$ с, на праву стопу – $0,41 \pm 0,04$ с. Опора на обидві стопи при виконанні кроку як лівою, так і правою нижньою кінцівкою тривала $0,20 \pm 0,04$ с. При ходьбі з поворотом голови ліворуч у дівчат різниця тривалості кроку лівою та правою нижніми кінцівками склала $0,02 \pm 0,01$ с, різниця тривалості крокового циклу – $0,01 \pm 0,01$ с.

У загальній структурі крокового циклу ходьби з поворотом голови ліворуч у дівчат визначені наступні співвідношення: час переносу стопи від загальної тривалості крокового циклу склав для лівої стопи $40,12 \pm 2,30$ % , для правої стопи – $39,94 \pm 2,51$ % . Час контакту лівої стопи з доріжкою становив $59,39 \pm 3,40$ % від загальної тривалості крокового циклу, час контакту правої стопи з доріжкою – $59,57 \pm 3,36$ % . Час опори лише на ліву стопу склав $39,85 \pm 2,49$ % від загальної тривалості крокового циклу, на праву стопу – $40,22 \pm 2,39$ % . Час опори на обидві стопи для крокового циклу лівою нижньою кінцівкою становив $19,44 \pm 2,60$ % , а для крокового циклу правою нижньою кінцівкою – $19,51 \pm 2,55$ % .

Інтегральний показник якості (нормальності) ходьби з поворотом голови ліворуч у дівчат склав $93,23 \pm 7,98$ % , що свідчить про невідповідність її нормативним показникам.

При порівнянні просторово-часових показників ходьби з поворотом голови ліворуч в юнаків і дівчат (рис. 3.30) встановлено, що середня швидкість руху в юнаків статистично значуще більша, ніж у дівчат, а кількість кроків, яку робили юнаки, щоб здолати довжину доріжки, виявилися достовірно меншою, ніж кількість кроків, яку робили дівчата при проході доріжкою ($p < 0,001$ в обох випадках). Кількість кроків за хвилину статистично значуще не відрізнялася в юнаків і дівчат ($p > 0,05$).

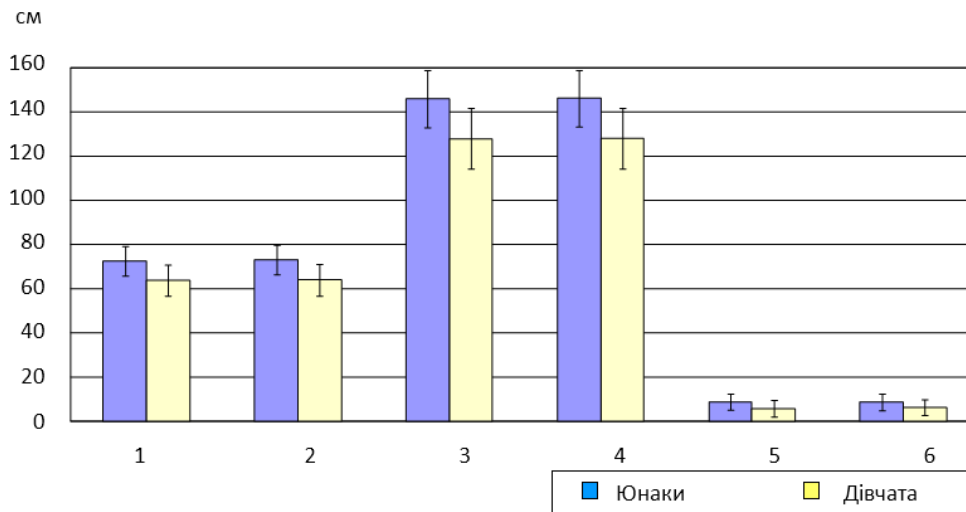


Рис. 3.30. Відмінності просторових показників ходьби з поворотом голови ліворуч в юнаків та дівчат:

- 1 – довжина кроку лівою нижньою кінцівкою (юнаки – $72,52 \pm 6,58$ см, дівчата – $63,75 \pm 7,13$ см, $p < 0,001$);
- 2 – довжина кроку правою нижньою кінцівкою (юнаки – $73,26 \pm 6,68$ см, дівчата – $63,98 \pm 7,06$ см, $p < 0,001$);
- 3 – довжина подвійного кроку лівою нижньою кінцівкою (юнаки – $145,95 \pm 12,87$ см, дівчата – $127,94 \pm 13,83$ см, $p < 0,001$);
- 4 – довжина подвійного кроку правою нижньою кінцівкою (юнаки – $146,08 \pm 12,96$ см, дівчата – $127,97 \pm 13,86$ см, $p < 0,001$);
- 5 – ширина бази опори для лівої стопи (юнаки – $8,83 \pm 3,66$ см, дівчата – $5,86 \pm 3,7$ см, $p < 0,001$);
- 6 – ширина бази опори для правої стопи (юнаки – $8,73 \pm 3,7$ см, дівчата – $6,27 \pm 3,52$ см, $p < 0,001$).

При вивченні відмінностей просторових показників ходьби з поворотом голови ліворуч в юнаків і дівчат встановлено, що довжина звичайних і подвійних кроків, зроблених кожною нижньою кінцівкою ($p < 0,001$), співвідношення довжини кроку до довжини відповідної нижньої кінцівки ($p < 0,05$) та ширина бази опори для обох стоп ($p < 0,001$) виявилися статистично значуще більшими в юнаків, ніж у дівчат. Різниця довжини кроків, зроблених правою й лівою нижніми кінцівками, також достовірно більша в юнаків, ніж у дівчат ($p < 0,05$).

Серед часових параметрів ходьби з поворотом голови ліворуч в юнаків і дівчат виявилися наступні відмінності. У дівчат, у порівнянні з юнаками, статистично значуще меншими виявилися тривалість кроків, зроблених лівою й правою нижньою кінцівкою ($p < 0,01$), час переносу правої нижньої кінцівки ($p < 0,001$) та час опори лише на ліву стопу ($p < 0,001$). Достовірних відмінностей між юнаками й дівчатами за тривалістю крокового циклу, переносу лівої й правої стопи, контакту лівої та правої стопи з доріжкою, часом опори лише на праву стопу, часом опори на обидві стопи при виконанні кроків лівою й правою нижньою кінцівкою, значеннями різниці тривалості кроку лівою та правою

нижніми кінцівками та різниці тривалості крокового циклу не встановлено ($p>0,05$) (рис. 3.31).

У структурі крокового циклу ходьби з поворотом голови ліворуч в юнаків і дівчат статистично значущих відмінностей немає ($p>0,05$).

Таким чином, середня швидкість ходьби й усі просторові параметри ходьби з поворотом голови ліворуч виявилися статистично значуще більшими в юнаків, ніж у дівчат. Серед часових параметрів в юнаків статистично значуще більшими виявилися час кроку, час переносу правої стопи та час опори лише на ліву стопу. У структурі крокового циклу ходьби в юнаків і дівчат статистично значущих відмінностей немає. Відповідно, юнаки, у порівнянні з дівчатами, мають достовірно більшу швидкість ходьби з поворотом голови ліворуч, що обумовлено більшою довжиною кроків.

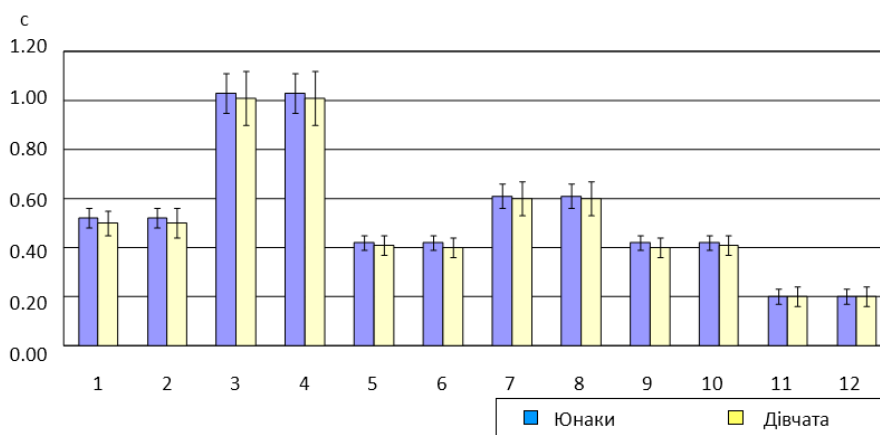


Рис. 3.31. Відмінності часових показників ходьби з поворотом голови ліворуч в юнаків та дівчат:

- 1 – час кроку лівою нижньою кінцівкою (юнаки – $0,52\pm 0,04$ с, дівчата – $0,5\pm 0,05$ с, $p<0,01$);
- 2 – час кроку правою нижньою кінцівкою (юнаки – $0,52\pm 0,04$ с, дівчата – $0,5\pm 0,06$ с, $p<0,01$);
- 3 – час крокового циклу для лівої нижньою кінцівкою (юнаки – $1,03\pm 0,08$ с, дівчата – $1,01\pm 0,11$ с, $p>0,05$);
- 4 – час крокового циклу для правої нижньою кінцівкою (юнаки – $1,03\pm 0,08$ с, дівчата – $1,01\pm 0,11$ с, $p>0,05$);
- 5 – час переносу для лівої стопи (юнаки – $0,42\pm 0,03$ с, дівчата – $0,41\pm 0,04$ с, $p>0,05$);
- 6 – час переносу для правої стопи (юнаки – $0,42\pm 0,03$ с, дівчата – $0,4\pm 0,04$ с, $p<0,001$);
- 7 – час опори для лівої стопи (юнаки – $0,61\pm 0,05$ с, дівчата – $0,6\pm 0,07$ с, $p>0,05$);
- 8 – час опори для правої стопи (юнаки – $0,61\pm 0,05$ с, дівчата – $0,6\pm 0,07$ с, $p>0,05$);
- 9 – час одиночної опори для лівої стопи (юнаки – $0,42\pm 0,03$ с, дівчата – $0,4\pm 0,04$ с, $p<0,001$);
- 10 – час одиночної опори для правої стопи (юнаки – $0,42\pm 0,03$ с, дівчата – $0,41\pm 0,04$ с, $p>0,05$);

- 11 – час подвійної опори для лівої стопи (юнаки – $0,2 \pm 0,03$ с, дівчата – $0,2 \pm 0,04$ с, $p > 0,05$);
- 12 – час подвійної опори для правої стопи (юнаки – $0,2 \pm 0,03$ с, дівчата – $0,2 \pm 0,04$ с, $p > 0,05$).

При аналізі змін просторово-часових показників ходьби з максимальним поворотом голови праворуч та ліворуч варто зазначити, що при ходьбі з поворотом голови праворуч змінилася більша кількість параметрів, ніж при ходьбі з поворотом голови ліворуч. Так, при ходьбі з поворотом голови ліворуч не змінилися довжина звичайних і подвійних кроків та асиметрія довжини кроку. Це може бути пов'язано з тим, що на формування патерну ходьби в нормі та при змінених умовах впливає функціональна асиметрія мозку, що може бути предметом подальших досліджень.

Інтегральний показник якості ходьби з поворотом голови праворуч склав $94,06 \pm 6,31$ % , з поворотом голови ліворуч – $93,74 \pm 7,17$ % , що в обох випадках незначно менше норми, але більший діапазон стандартного відхилення в порівнянні зі звичайною ходьбою ($95,97 \pm 4,63$ %) може свідчити про варіабельність цього показника в різних обстежуваних і складності в них у виконанні даних парадигм ходьби, що зумовлено індивідуальними особливостями переважання внеску входів від пропріоцептивної чи вестибулярної сенсорної системи. Це можна пояснити наявністю двох способів репрезентації сегментів тіла у просторі: перший, онтогенетично більш ранній, що пов'язаний з вестибулярною системою, і другий, що з'являється з розвитком постави та локомоції й пов'язаний з пропріоцептивними входами [191], [219], [220]. Останній переважно пов'язаний з регуляцією рівноваги й відіграє більш важливу роль під час локомоції, зокрема ходьби [219].

Існує думка, що вестибулярні входи відіграють незначну роль при адаптації до руху поверхнею, що не зміщується, або при горизонтальних зрушеннях підтримуючої поверхні, тоді як їх важливість зростає в компенсації зміщень, при яких підтримуюча платформа обертається [223], [509], [510]. Цим можна пояснити отримані нами результати, коли структура крокового циклу й показник якості «нормальності» ходьби зі зміненими вестибулярними входами (максимальним поворотом голови праворуч чи ліворуч) залишилися без істотних змін у порівнянні зі звичайною ходьбою рівною поверхнею, що не рухається [225].

Важливо, що єдиним параметром, який залишився незмінним при всіх парадигмах ходьби, тобто не відрізнявся при зміні темпу ходьби та сенсорній депривації в порівнянні з нормою, є ширина бази опори. Цей показник виявився статистично значуще більшим в юнаків, ніж у дівчат, за рахунок певних антропометричних відмінностей (більша довжина нижньої кінцівки, вищий зріст в юнаків), але не змінювався зі зміною парадигм ходьби, що свідчить про надзвичайну важливість даного просторового параметра для підтримання вертикальної пози та збереження рівноваги під час локомоції [190], [322], [511].

Крім того, ширина бази опори набуває свого вагомого значення в онтогенезі з розвитком постави та локомоції як точка відліку для розрахунку позиції таза в просторі під час ходьби, у порівнянні з онтогенетично більш раннім способом репрезентації сегментів тіла щодо зовнішнього світу, який базується на інформації від отолітів лабіринту про орієнтацію голови в просторі [191], [219].

При аналізі змін просторово-часових показників ходьби також звертає на себе увагу зростання показників асиметрії практично при всіх змінених парадигмах ходьби. Так, асиметрія довжини кроку зростає при прискореній ходьбі, ходьбі за сигналом метронома, ходьбі з заплющеними очима та з максимальним поворотом голови ліворуч. При ходьбі за сигналом метронома зростає й асиметрія тривалості кроку. Зростання показників асиметрій при змінених парадигмах ходьби свідчить про напруження ауторегуляції, нестабільність функції та підвищення схильності до падінь. Такий напрямок змін просторово-часових параметрів часто спостерігається при зростанні ризику падінь в осіб похилого віку та на межі певних неврологічних патологій [33], [34], [42], [452].

3.7. Просторово-часові параметри ходьби в чоловіків та жінок різних вікових груп при виконанні додаткових когнітивних завдань

В якості додаткових було обрано два когнітивних завдання. Першим, простішим додатковим когнітивним завданням було послідовне без повторень називання вголос будь-яких відомих досліджуваним тварин. Другим, складнішим додатковим когнітивним завданням було арифметичне завдання: послідовне віднімання 7, починаючи зі 100.

3.7.1. Просторово-часові параметри ходьби в чоловіків та жінок різних вікових груп при називанні тварин.

При дослідженні просторово-часових параметрів ходьби з одночасним називанням тварин у чоловіків підліткового віку (хлопчиків) встановлено, що середня швидкість дорівнювала $118,55 \pm 3,50$ см/с (у середньому відстань у $667,89 \pm 8,68$ см долали за $5,82 \pm 0,22$ с); кількість кроків за хвилину становила $101,82 \pm 2,02$. Отримано наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою склала $69,40 \pm 1,45$ см, лівою ногою – $70,02 \pm 1,41$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги становило $0,77 \pm 0,02$ справа та $0,78 \pm 0,02$ зліва; довжина подвійного кроку правою ногою склала $139,33 \pm 2,84$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $139,39 \pm 2,8$ см; ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $10,61 \pm 0,58$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $10,24 \pm 0,57$ см; кут розвороту правої стопи становив $9,23 \pm 1,04^\circ$, лівої стопи – $7,40 \pm 1,08^\circ$. тривалість кроків правою ногою та лівою ногою була однаковою і становила $0,60 \pm 0,01$ с; тривалість крокового циклу для правої ноги становила $1,19 \pm 0,03$ с, для лівої ноги – $1,19 \pm 0,02$ с. Тривалість переносу правої та лівої ніг була однаковою і становила $0,50 \pm 0,01$ с. Час опори для правої та лівої ніг був однаковим і тривав $0,70 \pm 0,02$ с. Тривалість одиночної опори складала $0,50 \pm 0,01$ с

з обох сторін. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала однаковий час – $0,21 \pm 0,01$ с. Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби (FAP) з одночасним виконанням когнітивного завдання в чоловіків підліткового віку склав $83,14 \pm 3,87$ % , що свідчить про зниження якості ходьби за даних умов.

При дослідженні просторово-часових параметрів *ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в чоловіків юнацького віку (юнаків)* встановлено, що середня швидкість дорівнювала $124,10 \pm 3,28$ см/с (у середньому відстань у $667,26 \pm 8,71$ см долали за $5,64 \pm 0,21$ с); кількість кроків за хвилину становила $102,09 \pm 1,69$. Довжина кроку правою ногою склала $72,16 \pm 1,19$ см, лівою ногою – $72,97 \pm 1,17$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим з обох сторін і становило $0,79 \pm 0,01$; довжина подвійного кроку правою ногою склала $145,58 \pm 2,33$ см, лівою ногою – $144,98 \pm 2,21$ см; ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $10,49 \pm 0,47$ см, для лівої ноги – $10,50 \pm 0,45$ см; кут розвороту правої стопи становив $10,36 \pm 0,85^\circ$, лівої стопи – $7,98 \pm 0,76^\circ$. Тривалість кроків правою ногою становила $0,59 \pm 0,01$ с, лівою ногою – $0,60 \pm 0,01$ с; тривалість крокового циклу для правої ноги становила $1,19 \pm 0,03$ с, для лівої ноги – $1,19 \pm 0,02$ с. Тривалість переносу правої та лівої ніг була однаковою і становила $0,50 \pm 0,01$ с. Час опори для правої ноги тривав $0,70 \pm 0,01$ с, для лівої ноги – $0,69 \pm 0,01$ с. Тривалість одиночної опори складала $0,50 \pm 0,01$ с з обох сторін. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала однаковий час – $0,21 \pm 0,01$ с. Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби (FAP) з одночасним виконанням когнітивного завдання в чоловіків юнацького віку склав $82,12 \pm 2,18$ % , що свідчить про зниження якості ходьби за даних умов.

При дослідженні просторово-часових параметрів *ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в жінок підліткового віку (дівчаток)* встановлено, що середня швидкість дорівнювала $103,25 \pm 4,50$ см/с (у середньому відстань у $691,34 \pm 7,44$ см долали за $7,27 \pm 0,41$ с); кількість кроків за хвилину становила $95,54 \pm 2,72$. Довжина кроку правою ногою склала $64,00 \pm 1,36$ см, лівою ногою – $64,08 \pm 1,31$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги становило $0,76 \pm 0,02$ справа та $0,76 \pm 0,01$ зліва; довжина подвійного кроку правою ногою склала $128,34 \pm 2,63$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $128,15 \pm 2,66$ см; ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $7,10 \pm 0,59$ см, лівої ноги – $7,03 \pm 0,59$ см; кут розвороту правої стопи становив $2,51 \pm 0,89^\circ$, лівої стопи – $0,40 \pm 0,84^\circ$. Тривалості кроків правою та лівою ногами були однаковими і становили $0,65 \pm 0,02$ с; тривалість крокового циклу для правої та лівої ніг була однаковою і становила $1,30 \pm 0,04$ с. Тривалість переносу правої ноги становила $0,54 \pm 0,02$ с, лівої ноги – $0,53 \pm 0,02$ с. Час опори для правої ноги тривав $0,77 \pm 0,03$ с, для лівої ноги – $0,76 \pm 0,03$ с. Тривалість одиночної опори складала $0,53 \pm 0,02$ с справа та $0,54 \pm 0,02$ с зліва. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала однаковий час – $0,25 \pm 0,01$ с. Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби (FAP) з

одночасним виконанням когнітивного завдання в жінок підліткового віку склав $81,75 \pm 1,76$ % , що свідчить про зниження якості ходьби за даних умов.

При дослідженні просторово-часових параметрів *ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в жінок юнацького віку (дівчат)* встановлено, що середня швидкість дорівнювала $98,97 \pm 3,31$ см/с (у середньому відстань у $697,13 \pm 8,17$ см долали за $7,69 \pm 0,41$ с); кількість кроків за хвилину становила $93,55 \pm 2,28$. Довжина кроку правою ногою склала $62,51 \pm 0,86$ см, лівою ногою – $62,97 \pm 0,92$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги становило $0,73 \pm 0,01$ справа та $0,74 \pm 0,01$ зліва; довжина подвійного кроку правою ногою склала $125,67 \pm 1,76$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $125,60 \pm 1,75$ см; ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $6,62 \pm 0,49$ см, лівої ноги – $6,55 \pm 0,48$ см; кут розвороту правої стопи становив $2,95 \pm 0,66^\circ$, лівої стопи – $0,50 \pm 0,69^\circ$. Тривалість кроків правою ногою становила $0,66 \pm 0,02$ с, лівою ногою – $0,68 \pm 0,02$ с; тривалість крокового циклу для правої ноги становила $1,34 \pm 0,04$ с, для лівої ноги – $1,33 \pm 0,04$ с. Тривалість переносу правої ноги становила $0,54 \pm 0,02$ с, для лівої ноги – $0,56 \pm 0,02$ с. Час опори для правої ноги тривав $0,79 \pm 0,03$ с, для лівої ноги – $0,77 \pm 0,02$ с. Тривалість одиночної опори складала $0,56 \pm 0,02$ с справа та $0,54 \pm 0,02$ с зліва. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала однаковий час – $0,26 \pm 0,01$ с. Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби (FAP) з одночасним виконанням когнітивного завдання в жінок юнацького віку склав $82,26 \pm 1,12$ % , що свідчить про зниження якості ходьби за даних умов.

При дослідженні просторово-часових параметрів *ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в жінок середнього віку* встановлено, що середня швидкість дорівнювала $101,31 \pm 4,47$ см/с (у середньому відстань у $685,90 \pm 9,28$ см долали за $7,39 \pm 0,42$ с); кількість кроків за хвилину становила $94,23 \pm 3,10$. Довжина кроку правою ногою склала $63,69 \pm 1,11$ см, лівою ногою – $63,76 \pm 1,06$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги становило $0,74 \pm 0,02$ справа та $0,75 \pm 0,01$ зліва; довжина подвійного кроку правою ногою склала $127,54 \pm 2,11$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $127,92 \pm 2,18$ см; ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $6,45 \pm 0,58$ см, для лівої ноги – $6,48 \pm 0,57$ см; кут розвороту правої стопи становив $2,28 \pm 0,80^\circ$, лівої стопи – $4,15 \pm 0,94^\circ$. Тривалість кроків правою та лівою ногою була однаковою і становила $0,67 \pm 0,03$ с; тривалість крокового циклу для правої ноги становила $1,34 \pm 0,05$ с, для лівої ноги – $1,32 \pm 0,05$ с. Тривалість переносу правої та лівої ніг була однаковою і становила $0,54 \pm 0,02$ с. Час опори для правої ноги тривав $0,80 \pm 0,04$ с, для лівої ноги – $0,79 \pm 0,03$ с. Тривалість одиночної опори складала $0,54 \pm 0,02$ с з обох сторін. Опора на обидві ноги при виконанні кроку як правою, так і лівою ногою тривала однаковий час – $0,28 \pm 0,02$ с. Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби (FAP) з одночасним виконанням моторного завдання в жінок середнього віку склав $79,49 \pm 4,72$ % , що свідчить про зниження якості ходьби за даних умов.

Для аналізу якості виконання когнітивного завдання під час ходьби визначалась середня кількість помилок у кожній статевій та віковій групі в абсолютній кількості та в процентному співвідношенні виявлених помилок до загальної кількості названих тварин. Помилкою вважались випадки повтору вже названої тварини під час даного проходу або випадки повної зупинки ходьби. Вірогідних відмінностей показників якості виконання когнітивного завдання не виявлено ні при міжстатевому, ні при міжвіковому порівнянні наявних груп ($p > 0,05$).

3.7.2. Відмінності просторово-часових параметрів звичайної ходьби та ходьби з одночасним називанням тварин в різних вікових та статевих групах.

При порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в чоловіків підліткового віку визначено, що просторові показники не мають вірогідних змін. На відміну від просторових, більшість часових параметрів статистично відрізняються, а саме: при виконанні додаткового когнітивного завдання в чоловіків підліткового віку збільшувався час кроку з обох сторін (на $11,1 \pm 1,9$ %), час крокового циклу зліва (на $10,2 \pm 0,9$ %) та справа (на $11,2 \pm 0,9$ %) ($p < 0,05$), зменшувалась кількість кроків за хвилину (на $9,3 \pm 1,1$ %) ($p < 0,001$), збільшувався час одиночної опори з обох сторін (на $13,6 \pm 2,3$ %), час переносу з обох сторін (на $13,6 \pm 2,3$ %) ($p < 0,001$), збільшувався час опори з обох сторін (на $19,4 \pm 4,5$ %) (рис. 3.32) зменшувалась швидкість (на $8,38 \pm 2,6$ %) та збільшувався час проходу (на $8,99 \pm 3,8$ %) ($p < 0,05$). Статистично достовірних змін не мав лише час подвійної опори з обох сторін ($p > 0,05$).

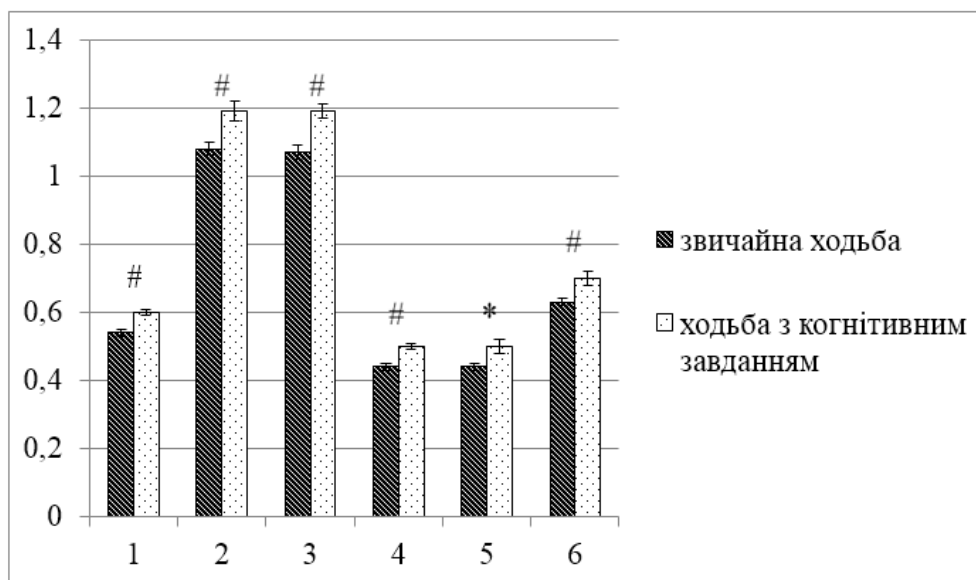


Рис. 3.32. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в чоловіків підліткового віку.

Примітки: 1 – час кроку з обох сторін; 2 – час крокового циклу лівою ногою; 3 – час крокового циклу правою ногою; 4 – час одиночної опори з обох

сторін; 5 – час переносу з обох сторін; 6 – час опори з обох сторін; # – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

При порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в чоловіків юнацького віку визначено, що просторові показники не мають вірогідних змін ($p > 0,05$). На відміну від просторових, більшість часових параметрів статистично відрізнялись, а саме: при виконанні додаткового когнітивного завдання в чоловіків юнацького віку збільшувався час кроку зліва (на $7,14 \pm 1,8$ %) та справа (на $7,3 \pm 1,8$ %), час крокового циклу з обох сторін (на $7,2 \pm 1,8$ %) ($p < 0,05$), зменшувалась кількість кроків за хвилину (на $6,4 \pm 0,4$ %) ($p < 0,001$), збільшувався час одиночної опори зліва (на $11,1 \pm 2,2$ %) та справа (на $8,7 \pm 2,2$ %), час переносу зліва (на $8,7 \pm 2,2$ %) та справа (на $11,1 \pm 2,2$ %), ($p < 0,001$), збільшувався час опори зліва (на $4,5 \pm 1,5$ %) та справа (на $7,7 \pm 1,5$ %), зменшувалась швидкість (на $6,5 \pm 2,5$ %) та збільшувався час проходження на $(5,2 \pm 3,7$ %) ($p < 0,05$). Статистично достовірних змін не мав лише час подвійної опори з обох сторін ($p > 0,05$) (рис. 3.33).

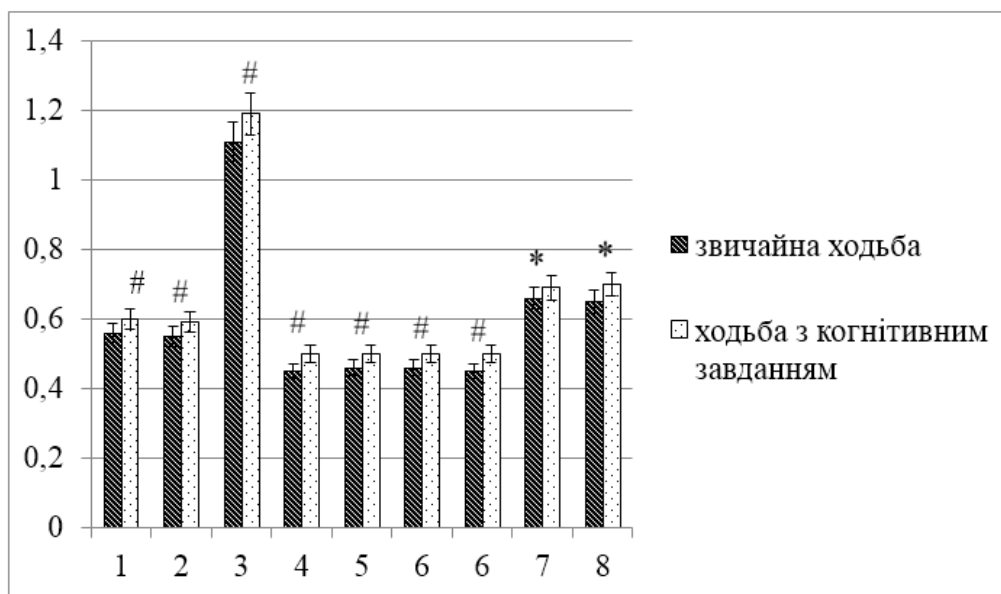


Рис. 3.33. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в чоловіків юнацького віку.

Примітки: 1 – час кроку зліва; 2 – час кроку справа; 3 – час крокового циклу з обох сторін; 4 – час одиночної опори зліва; 5 – час одиночної опори справа; 6 – час переносу зліва; 7 – час переносу зліва; 8 – час переносу справа; # – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

При порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в жінок підліткового віку визначено, що просторові показники не мали вірогідних змін ($p > 0,05$). На відміну від просторових, більшість часових параметрів статистично

відрізнялись, а саме: при виконанні додаткового когнітивного завдання в жінок підліткового віку збільшувався час кроку (на $20,4 \pm 1,9$ % з обох сторін), час крокового циклу (на $20,4 \pm 1,9$ % з обох сторін) ($p < 0,05$), час одиночної опори зліва (на $22,7 \pm 2,3$ %) та справа (на $20,5 \pm 2,3$ %), час переносу зліва (на $20,5 \pm 2,3$ %) та справа (на $22,7 \pm 2,3$ %) ($p < 0,001$), час опори зліва (на $20,3 \pm 3,1$ %) та справа (на $18,6 \pm 3,1$ %), час подвійної опори зліва (на $19,0 \pm 3,1$ %) та справа (на $25,0 \pm 5,0$ %) ($p < 0,05$) (рис. 3.22), зменшувалась швидкість (на $13,0 \pm 1,2$ %) і збільшувався час проходження (на $22,4 \pm 5,1$ %) ($p < 0,05$), зменшувалась кількість кроків за хвилину (на $14,8 \pm 0,8$ %) ($p < 0,001$) (рис. 3.34).

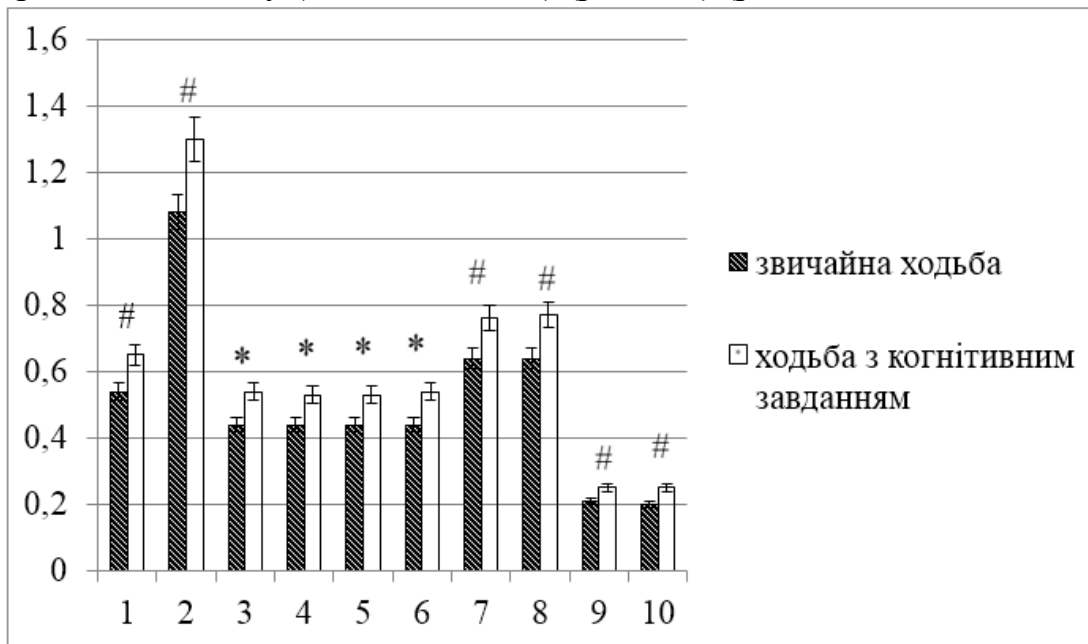


Рис. 3.34. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в жінок підліткового віку.

Примітки: 1 – час кроку з обох сторін; 2 – час крокового циклу з обох сторін; 3 – час одиночної опори лівою ногою; 4 – час одиночної опори правою ногою; 5 – час переносу зліва; 6 – час переносу справа; 7 – час опори зліва; 8 – час опори справа; 9 – час подвійної опори зліва; 10 – час подвійної опори справа; # – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

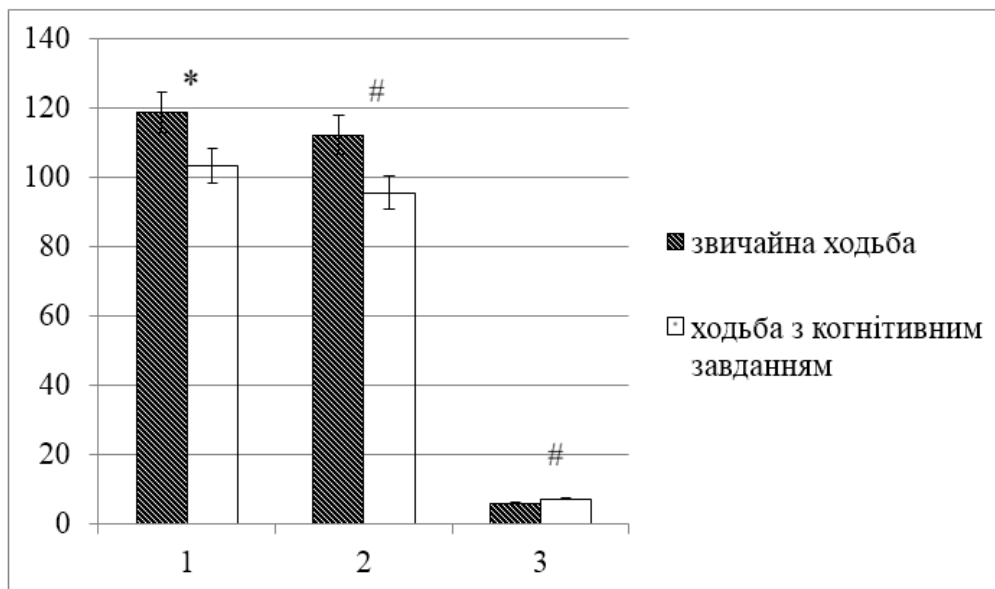


Рис. 3.35. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в жінок підліткового віку.

Примітки: 1 – швидкість; 2 – кількість кроків на хвилину; 3 – час проходу; # – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

При порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання у жінок юнацького віку визначено, що просторові показники не мали вірогідних змін ($p > 0,05$). На відміну від просторових, всі часові параметри статистично відрізнялись. Час кроку збільшувався зліва (на $25,9 \pm 1,9$ %) та справа (на $24,5 \pm 1,9$ %), час крокового циклу зліва (на $24,3 \pm 0,9$ %) та справа (на $25,2 \pm 0,9$ %), час одиночної опори зліва (на $22,7 \pm 2,3$ %) та справа (на $27,3 \pm 2,3$ %), час переносу зліва (на $27,3 \pm 2,3$ %) та справа (на $22,7 \pm 2,3$ %) ($p < 0,001$), час опори зліва (на $22,2 \pm 1,7$ %) та справа (на $23,4 \pm 1,6$ %), час подвійної опори з обох сторін (на $30,0 \pm 5,0$ %) ($p < 0,05$) (рис. 3.36), зменшувалась швидкість (на $16,1 \pm 0,9$ %) ($p < 0,001$), збільшувався час проходу (на $25,0 \pm 3,9$ %) ($p < 0,05$) та зменшувалась кількість кроків за хвилину (на $17,4 \pm 0,8$ %) ($p < 0,001$) (рис. 3.37).

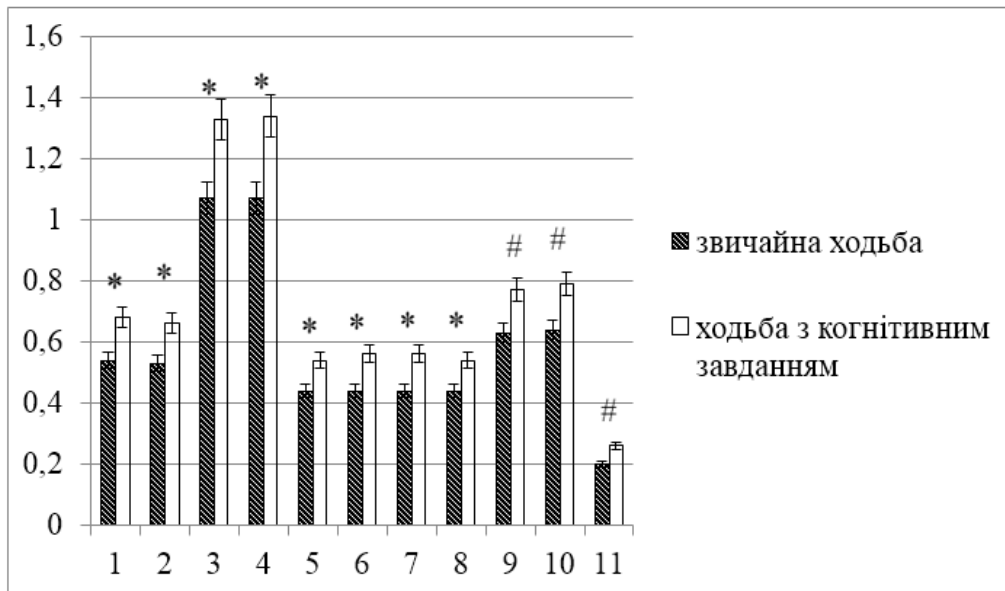


Рис. 3.36. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в жінок юнацького віку.

Примітки: 1 – час кроку зліва; 2 – час кроку справа; 3 – час крокового циклу зліва; 4 – час крокового циклу справа; 5 – час одиначної опори лівою ногою; 6 – час одиначної опори правою ногою; 7 – час переносу зліва; 8 – час переносу справа; 9 – час опори зліва; 10 – час опори справа; 11 – час подвійної опори з обох сторін; # – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

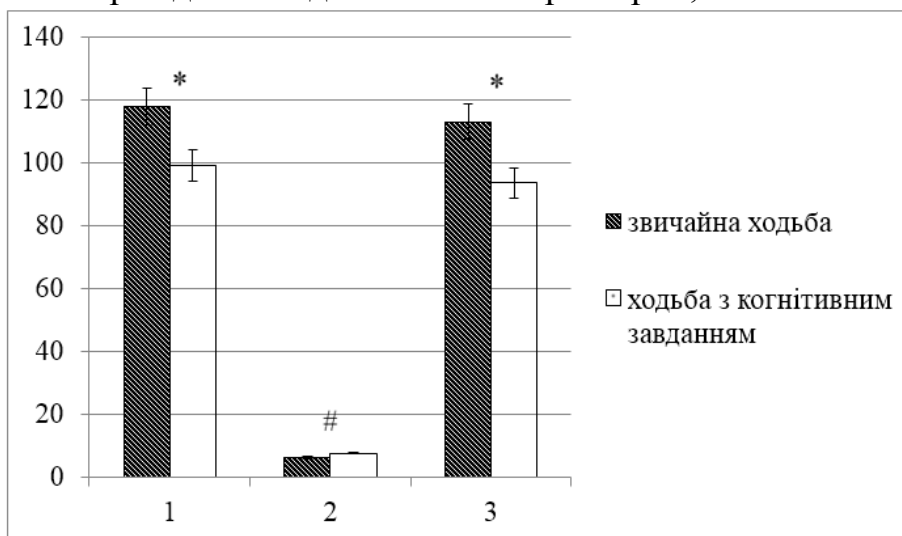


Рис. 3.37. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в жінок юнацького віку.

Примітки: 1 – швидкість; 2 – час проходження; 3 – кількість кроків на хвилину; # – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

При порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в жінок середнього віку визначено, що просторові показники не мали вірогідних змін ($p > 0,05$). На відміну від просторових, більшість часових параметрів статистично

відрізнялись, а саме: при виконанні додаткового когнітивного завдання в жінок середнього віку збільшувався час кроку з обох сторін (на $21,8 \pm 3,6$ %), час крокового циклу зліва (на $20,0 \pm 2,7$ %) та справа (на $21,8 \pm 2,7$ %), час одиночної опори з обох сторін (на $22,7 \pm 2,3$ %), час переносу з обох сторін (на $22,7 \pm 2,3$ %), час опори зліва (на $19,7 \pm 3,0$ %) та справа (на $19,4 \pm 4,5$ %) ($p < 0,001$), час подвійної опори з обох сторін (на $21,3 \pm 4,3$ %) (рис. 3.38), зменшувалась швидкість (на $9,8 \pm 1,5$ %), збільшувався час проходження (на $13,7 \pm 4,8$ %) ($p < 0,05$) та кількість кроків за хвилину (на $14,2 \pm 1,2$ %) ($p < 0,001$) (рис. 3.39).

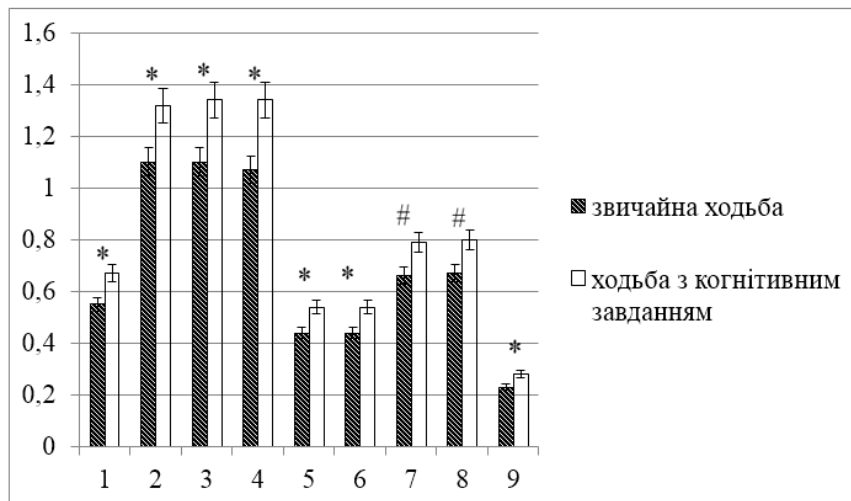


Рис. 3.38. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в жінок середнього віку.

Примітки: 1 – час кроку з обох сторін; 2 – час крокового циклу зліва; 3 – час крокового циклу справа; 4 – час одиночної опори зліва; 5 – час одиночної опори справа; 6 – час переносу з обох сторін; 7 – час опори зліва; 8 – час опори справа; 9 – час подвійної опори з обох сторін; # – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

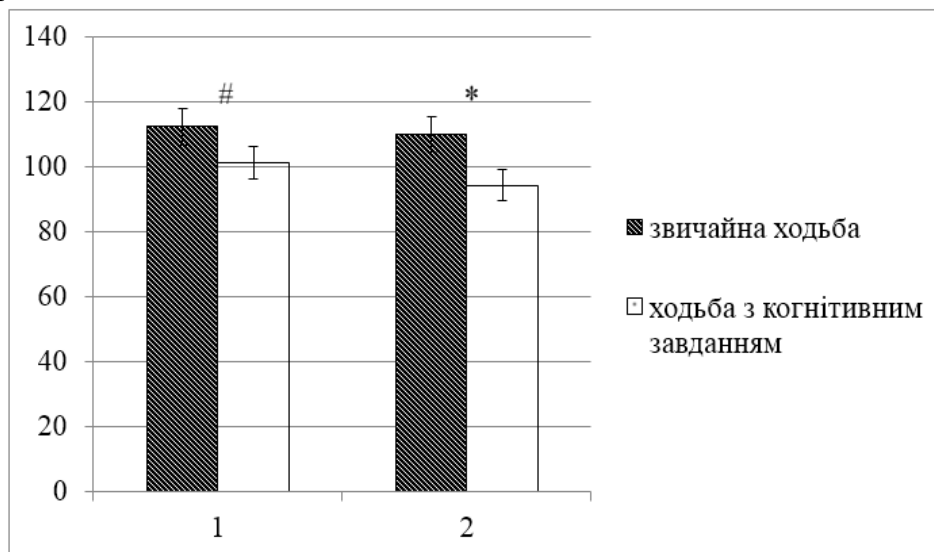


Рис. 3.39. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в жінок середнього віку.

Примітки: 1 – швидкість; 2 – час проходження; 3 – кількість кроків на хвилину; # – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$; * – позначено вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

При міжстатевому порівнянні просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в групах підліткового віку встановлено, що довжина кроку в жінок менша, ніж у чоловіків (зліва на $9,3 \pm 1,2$ % , справа на $8,4 \pm 1,1$ %) ($p < 0,05$), довжина подвійного кроку в жінок менша, ніж у чоловіків (зліва на $8,8 \pm 2,7$ % , справа на $8,6 \pm 2,1$ %) ($p < 0,05$), ширина бази опори з обох боків у жінок менша, ніж у чоловіків (зліва $45,7 \pm 8,3$ % , справа на $49,4 \pm 8,2$ %) ($p < 0,05$), кути розвороту обох стоп у чоловіків (зліва $7,40 \pm 1,08^\circ$, справа $9,23 \pm 1,04^\circ$) та жінок (зліва $0,40 \pm 0,84^\circ$, справа $2,51 \pm 0,89^\circ$) значуще відрізняються ($p < 0,001$). Не мали статистично достовірних відмінностей лише співвідношення довжини кроку до довжини ноги та пройдена відстань ($p > 0,05$). На відміну від просторових, всі часові показники при порівнянні параметрів ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання чоловічої та жіночої груп підліткового віку не мали статистично значущих відмінностей ($p > 0,05$).

При міжстатевому порівнянні просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в групах юнацького віку встановлено, що довжина кроку в жінок менша, ніж у чоловіків (зліва на $15,9 \pm 1,7$ % , справа на $15,4 \pm 1,6$ %), довжина подвійного кроку в жінок менша, ніж у чоловіків (зліва на $15,4 \pm 1,6$ % , справа на $15,8 \pm 1,6$ %), ширина бази опори в жінок менша, ніж у чоловіків (зліва на $60,3 \pm 7,1$ % , справа на $58,5 \pm 7,3$ %), кути розвороту обох стоп у чоловіків (зліва $7,98 \pm 0,76^\circ$, справа $10,36 \pm 0,85^\circ$) та жінок (зліва $0,50 \pm 0,69^\circ$, справа $2,95 \pm 0,66^\circ$) значуще відрізняються ($p < 0,001$). Співвідношення довжини кроку до довжини ноги в жінок менше, ніж у чоловіків (на $6,8 \pm 1,4$ % з обох сторін) ($p < 0,001$). Не мала статистично достовірних відмінностей лише пройдена відстань ($p > 0,05$). Значна частина часових показників при порівнянні параметрів ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання чоловічої та жіночої груп юнацького віку мала статистично значущі відмінності. Встановлено, що час кроку в жінок триваліший, ніж у чоловіків (зліва на $11,8 \pm 2,2$ % , справа на $10,6 \pm 2,3$ %), час крокового циклу в жінок триваліший, ніж у чоловіків (зліва на $10,5 \pm 1,1$ % , справа на $11,2 \pm 1,1$ %), час одиночної опори в жінок триваліший, ніж у чоловіків (зліва на $7,4 \pm 2,8$ % , справа на $10,7 \pm 2,7$ %), час переносу в жінок триваліший, ніж у чоловіків (зліва на $10,7 \pm 2,7$ % , справа на $7,4 \pm 2,8$ %), час опори в жінок триваліший, ніж у чоловіків (зліва на $10,4 \pm 1,9$ % , справа на $11,4 \pm 2,5$ %) ($p < 0,05$). Час проходження в жінок даної групи триваліший по відношенню до чоловіків (на $27,6 \pm 4,0$ %), а швидкість у жінок менша по відношенню до чоловіків (на $25,4 \pm 3,3$ %) ($p < 0,001$). Не мав достовірних відмінностей лише час подвійної опори з обох сторін ($p > 0,05$).

При міжвіковому порівнянні просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в чоловічих групах статистично достовірних відмінностей не виявлено ($p > 0,05$).

При міжвіковому порівнянні просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в жіночих групах статистично достовірних відмінностей не виявлено в більшості часових та просторових показників ($p > 0,05$).

3.7.3. Просторово-часові параметри ходьби в юнаків та дівчат при виконанні арифметичного завдання. Було використано арифметичне завдання, яке полягало в тому, що суб'єкт дослідження під час звичайної ходьби повинен був, починаючи з числа 100, послідовно віднімати 7 і вголос називати отриманий результат [512], [513], [514], [515].

При дослідженні просторово-часових параметрів *ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в юнаків* визначено, що середня швидкість такої ходьби дорівнювала $61,69 \pm 2,78$ см/с (у середньому юнаки долали відстань у $693,26 \pm 6,72$ см за $14,00 \pm 0,90$ с); при проході доріжкою з одночасним виконанням когнітивного завдання юнаки виконували $11,90 \pm 0,28$ кроків, що становило $61,40 \pm 2,42$ кроків за хвилину. Одержано наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою склала $60,22 \pm 1,04$ см, лівою ногою – $60,09 \pm 1,09$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим для правої та лівої ноги й становило $0,65 \pm 0,01$; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала $2,68 \pm 0,25$ см; довжина подвійного кроку правою ногою склала $120,35 \pm 2,10$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $120,16 \pm 2,13$ см; ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $10,05 \pm 0,48$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $9,96 \pm 0,48$ см; кут розвороту правої стопи становив $8,23 \pm 0,69^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $5,50 \pm 0,67^\circ$.

При аналізі часових параметрів ходьби з когнітивним завданням в юнаків встановлено, що середня тривалість кроків правою ногою дорівнювала $1,19 \pm 0,08$ с, тривалість кроків лівою ногою – $1,17 \pm 0,07$ с; тривалість крокового циклу для правої ноги складала $2,34 \pm 0,14$ с, для лівої ноги – $2,37 \pm 0,14$ с. Тривалість переносу правої ноги становила $0,93 \pm 0,06$ с, тривалість переносу лівої ноги – $0,92 \pm 0,06$ с; час опори для правої ноги тривав $1,41 \pm 0,08$ с, час опори для лівої ноги – $1,45 \pm 0,09$ с; тривалість одиночної опори правою ногою складала $0,92 \pm 0,06$ с, лівою ногою – $0,93 \pm 0,06$ с; час подвійної опори при виконанні кроку правою ногою тривав $0,51 \pm 0,04$ с, лівою ногою – $0,52 \pm 0,04$ с. Різниця тривалості кроку правою й лівою ногою становила $0,21 \pm 0,04$ с, а різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – $0,10 \pm 0,02$ с.

У структурі крокового циклу ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в юнаків отримані такі співвідношення: тривалість переносу ноги від загальної тривалості крокового циклу склала для правої ноги $38,95 \pm 0,54$ % , для лівої ноги – $38,82 \pm 0,55$ % ; тривалість опори для правої ноги дорівнювала $61,06 \pm 0,54$ % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість опори для лівої ноги – $61,19 \pm 0,55$ % ; тривалість одиночної опори правою ногою

в обстежуваних юнаків становила $39,18 \pm 0,62$ % , тривалість одиночної опори лівою ногою – $38,76 \pm 0,66$ % від загальної тривалості відповідного крокового циклу; опора на обидві ноги для крокового циклу правою ногою склала $22,34 \pm 0,80$ % , для крокового циклу лівою ногою – $22,56 \pm 0,79$ % .

Інтегральний показник загальної якості («нормальності») ходьби (FAP) з одночасним виконанням когнітивного завдання в юнаків становив $67,61 \pm 1,71$ % , що свідчить про суттєве зниження якості ходьби за умови даної фізіологічної парадигми.

При дослідженні просторово-часових параметрів *ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в дівчат* встановлено, що середня швидкість руху дорівнювала $47,15 \pm 2,39$ см/с (обстежувані дівчата долали відстань у $694,19 \pm 11,17$ см за $18,55 \pm 1,05$ с); при проході доріжкою дівчата виконували в середньому $14,03 \pm 0,35$ кроків, що відповідало $54,37 \pm 2,19$ крокам за хвилину.

При аналізі ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в дівчат отримані наступні просторові параметри: довжина кроку правою ногою склала $51,18 \pm 0,90$ см, лівою ногою – $50,59 \pm 0,89$ см; співвідношення довжини кроку до довжини ноги було однаковим для правої та лівої ноги й становило $0,60 \pm 0,01$; різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою дорівнювала $2,60 \pm 0,20$ см; довжина подвійного кроку правою ногою склала $101,69 \pm 1,79$ см, довжина подвійного кроку лівою ногою – $102,00 \pm 1,78$ см; ширина бази опори для правої ноги дорівнювала $6,21 \pm 0,43$ см, ширина бази опори для лівої ноги – $6,14 \pm 0,42$ см; кут розвороту правої стопи становив $4,02 \pm 0,62^\circ$, кут розвороту лівої стопи – $0,50 \pm 0,66^\circ$.

При вивченні часових параметрів ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в дівчат встановлено, що тривалість кроків правою ногою дорівнювала $1,35 \pm 0,07$ с, лівою ногою – $1,28 \pm 0,06$ с. Тривалість крокового циклу для правої ноги становила $2,62 \pm 0,13$ с, для лівої ноги $2,60 \pm 0,12$ с. Тривалість переносу правої ноги складала $1,01 \pm 0,06$ с, тривалість переносу лівої ноги – $0,95 \pm 0,05$ с. При ходьбі з одночасним когнітивним завданням у досліджуваних дівчат тривалість опори для правої ноги становила $1,61 \pm 0,08$ с, тривалість опори для лівої ноги – $1,64 \pm 0,08$ с. Тривалість одиночної опори правою ногою дорівнювала $0,95 \pm 0,05$ с, лівою ногою – $1,01 \pm 0,06$ с. Опора на обидві ноги при виконанні кроку правою ногою тривала $0,66 \pm 0,04$ с, лівою ногою – $0,67 \pm 0,04$ с. Різниця тривалості кроку правою та лівою ногою становила $0,21 \pm 0,03$ с, а різниця тривалості крокових циклів для обох ніг – $0,14 \pm 0,02$ с.

У структурі крокового циклу ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в дівчат отримані наступні співвідношення: тривалість переносу ноги від загальної тривалості крокового циклу склала для правої ноги $37,86 \pm 0,56$ % , для лівої ноги – $36,59 \pm 0,60$ % ; тривалість опори для правої ноги дорівнювала $62,15 \pm 0,56$ % від загальної тривалості крокового циклу, тривалість опори для лівої ноги – $63,42 \pm 0,59$ % ; тривалість одиночної опори правою ногою в обстежуваних дівчат становила $36,53 \pm 0,60$ % від загальної тривалості

крокового циклу, тривалість одиночної опори лівою ногою – $38,13 \pm 0,70$ % ; опора на обидві ноги для крокового циклу правою ногою дорівнювала $25,68 \pm 0,78$ % , для крокового циклу лівою ногою – $26,28 \pm 0,88$ % .

Інтегральний показник загальної якості ходьби з одночасним когнітивним завданням в дівчат склав $63,37 \pm 1,47$ % , що є свідченням значущих відмінностей між звичайною ходьбою та ходьбою з когнітивним навантаженням.

При порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в юнаків визначено, що переважна більшість просторових і всі часові показники мають статистично значущі відмінності від таких у дівчат. Зокрема, середня швидкість ходьби з когнітивним завданням статистично значуще менше порівняно зі звичайною ходьбою. При проході доріжкою з одночасним виконанням когнітивного завдання обстежувані юнаки в середньому виконували достовірно більшу кількість кроків, а за хвилину здійснювали достовірно меншу кількість кроків, ніж за умови звичайної ходьби ($p < 0,001$ у всіх випадках).

У юнаків довжина звичайних і подвійних кроків, зроблених як правою, так і лівою ногою, а також співвідношення довжини кроку до довжини відповідної ноги виявилися статистично значуще меншими при ходьбі з когнітивним завданням, на відміну від звичайної ходьби ($p < 0,001$ у всіх випадках) (рис. 3.40). Ширина бази опори як для правої, так і для лівої ноги, кути розвороту стоп та різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання залишилися без вірогідних змін ($p > 0,05$).

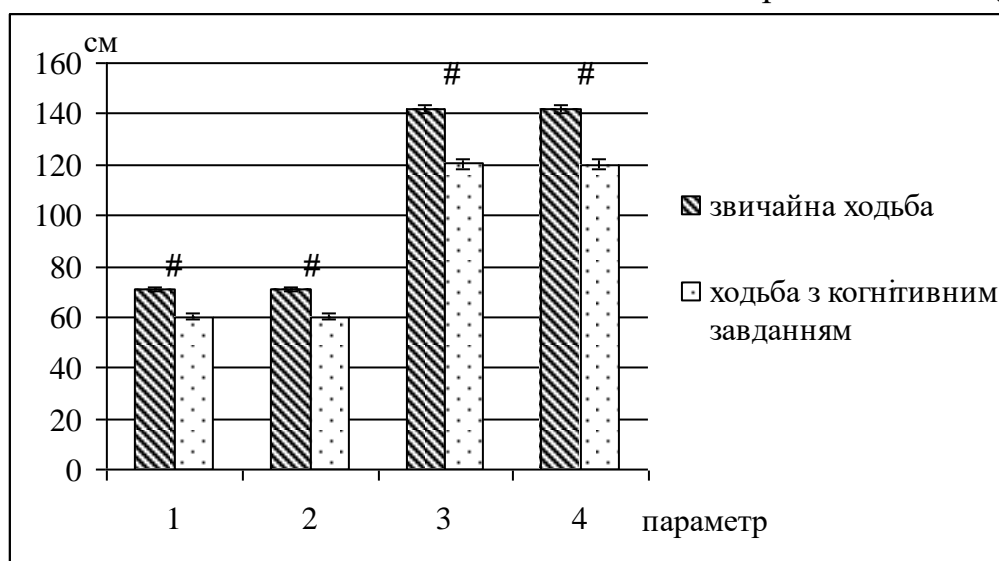


Рис. 3.40. Відмінності просторових параметрів звичайної ходьби та ходьби з когнітивним завданням у юнаків.

Примітки: 1 – довжина кроку правою ногою; 2 – довжина кроку лівою ногою; 3 – довжина подвійного кроку правою ногою; 4 – довжина подвійного кроку лівою ногою; # – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

У юнаків при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання тривалість звичайних кроків, зроблених обома ногами, тривалість крокових циклів для обох ніг, тривалість переносу правої та лівої ноги, тривалість опори

для правої та лівої ноги, тривалість опори лише на праву та ліву ногу та тривалість опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою виявились статистично значуще більшими, ніж за умов звичайної ходьби ($p < 0,001$ у всіх випадках) (рис. 3.41). При крокуванні з одночасним виконанням когнітивного завдання в юнаків статистично значуще збільшились різниця тривалості кроку правою й лівою ногою та різниця тривалості крокових циклів для обох ніг ($p < 0,001$ в обох випадках).

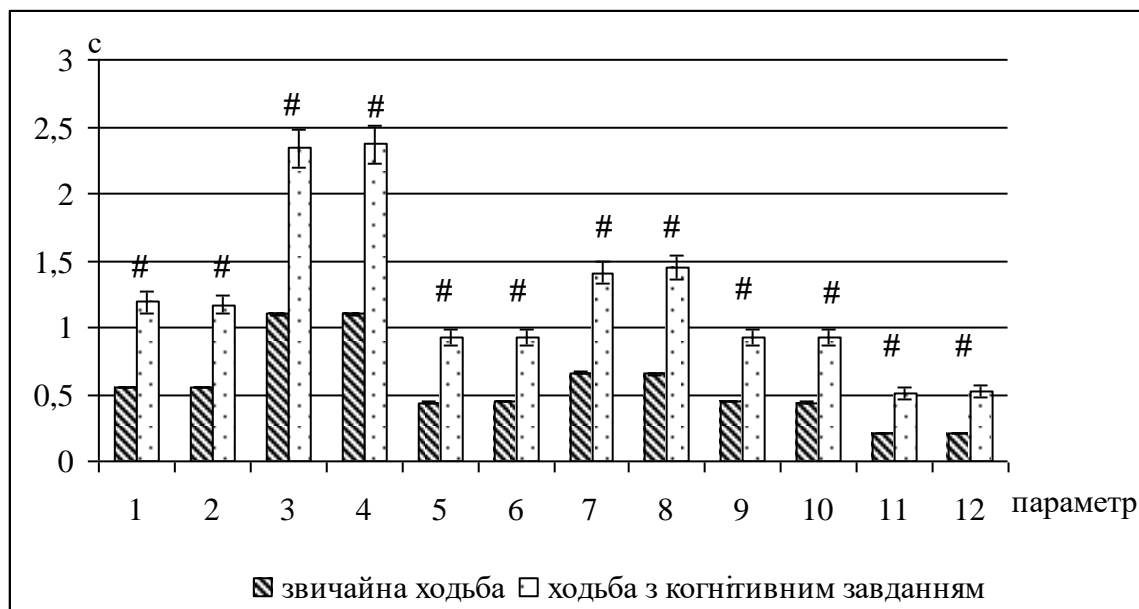


Рис. 3.41. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби та ходьби з когнітивним завданням у юнаків.

Примітки: 1 – тривалість кроку правою ногою; 2 – тривалість кроку лівою ногою; 3 – тривалість крокового циклу правою ногою; 4 – тривалість крокового циклу лівою ногою; 5 – тривалість переносу правої ноги; 6 – тривалість переносу лівої ноги; 7 – тривалість опори для правої ноги; 8 – тривалість опори для лівої ноги; 9 – тривалість одиночної опори правою ногою; 10 – тривалість одиночної опори лівою ногою; 11 – тривалість подвійної опори для правої ноги; 12 – тривалість подвійної опори для лівої ноги; # – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

У структурі крокового циклу ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання порівняно зі звичайною ходьбою відбулись наступні зміни: статистично значуще зменшились як відсоткова частка тривалості переносу правої ($p < 0,01$) та лівої ($p < 0,001$) ноги, так і відсоткова частка тривалості одиночної опори кожною ногою від часу їх крокових циклів ($p < 0,001$). З іншого боку, статистично значуще більшими виявились відсоток тривалості опори для правої ($p < 0,01$) та лівої ($p < 0,001$) ноги та відсоток тривалості опори на обидві ноги в циклах кроку відповідних нижніх кінцівок ($p < 0,001$) (рис. 3.42).



Рис. 3.42. Відмінності структури циклу звичайної ходьби та ходьби з когнітивним завданням у юнаків.

Примітки: 1 – частка тривалості переносу правої ноги; 2 – частка тривалості переносу лівої ноги; 3 – частка тривалості опори для правої ноги; 4 – частка тривалості опори для лівої ноги; 5 – частка тривалості одиночної опори правою ногою; 6 – частка тривалості одиночної опори лівою ногою; 7 – частка тривалості подвійної опори для правої ноги; 8 – частка тривалості подвійної опори для лівої ноги; Δ – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,01$; # – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

Таким чином, серед усіх просторово-часових параметрів у юнаків при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання тільки ширина бази опори для кожної ноги, кути розвороту стоп, різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою достовірно не відрізнялись порівняно зі звичайною ходьбою. Середня швидкість, кількість кроків за хвилину, довжина звичайних і подвійних кроків, співвідношення довжини кроків до довжини відповідної ноги статистично значуще зменшились.

При ходьбі з одночасним когнітивним завданням кількість кроків при проході доріжкою, а також усі часові параметри статистично значуще збільшились, на відміну від звичайної ходьби. У структурі циклу кроку при ходьбі з когнітивним завданням вірогідно збільшились частка тривалості опори як для правої, так і для лівої ноги від загальної тривалості відповідного крокового циклу та частка тривалості опори на обидві ноги, а частка тривалості переносу кожної ноги та, відповідно, частка тривалості опори лише на одну ногу (праву чи ліву) були достовірно меншими порівняно зі звичайною ходьбою юнаків.

При порівнянні звичайної ходьби й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в дівчат встановлені статистично значущі відмінності серед абсолютної більшості просторових та всіх часових параметрів. Середня швидкість при ходьбі з когнітивним завданням статистично значуще менша, ніж при звичайній ходьбі, кількість кроків більша, ніж при звичайному проході

доріжкою, а за хвилину при ходьбі з одночасним когнітивним завданням дівчата здійснювали достовірно меншу кількість кроків, ніж при звичайній ходьбі ($p < 0,001$ у всіх випадках).

У дівчат довжина звичайних і подвійних кроків, а також співвідношення довжини кроків до довжини відповідної ноги статистично значуще менші при крокуванні з когнітивним завданням, на відміну від звичайного крокування ($p < 0,001$ у всіх випадках) (рис. 3.43). Ширина бази опори та кути розвороту стоп не відрізнялись при звичайній ходьбі та ходьбі з когнітивним завданням ($p > 0,05$). На відміну від звичайної ходьби, у дівчат різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою достовірно збільшилась ($p < 0,001$).

У дівчат при ходьбі з одночасним когнітивним завданням тривалість звичайних кроків, крокових циклів, тривалість переносу правої та лівої ноги, тривалість опори для правої та лівої ноги, тривалість опори лише на праву та ліву ногу та тривалість опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою статистично значуще більші, ніж при звичайній ходьбі ($p < 0,001$ у всіх випадках) (рис. 3.44).

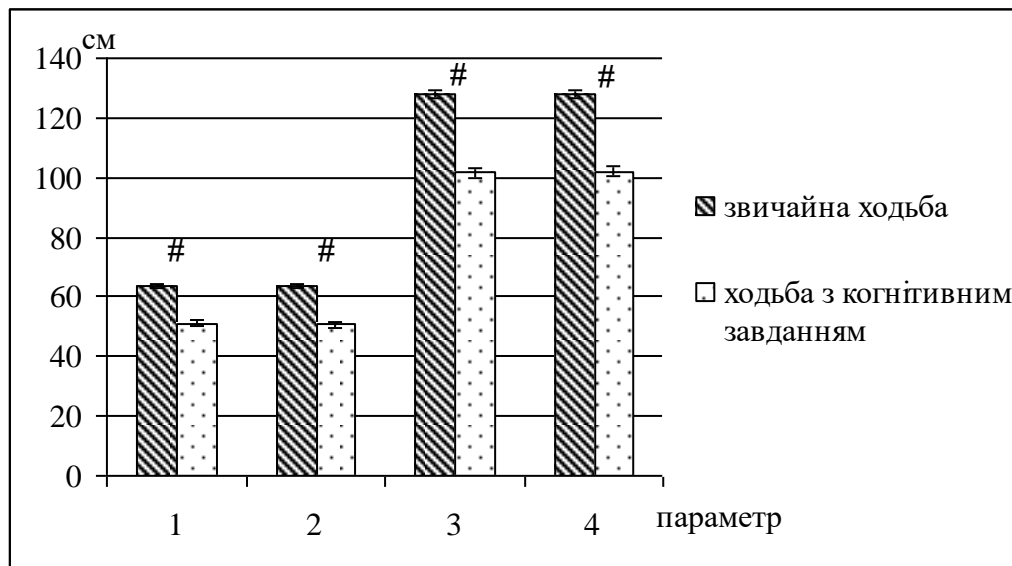


Рис. 3.43. Відмінності просторових параметрів звичайної ходьби та ходьби з когнітивним завданням у дівчат.

Примітки: 1 – довжина кроку правою ногою; 2 – довжина кроку лівою ногою; 3 – довжина подвійного кроку правою ногою; 4 – довжина подвійного кроку лівою ногою; # – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

Також при ходьбі з когнітивним завданням вірогідно збільшились різниця тривалості кроку правою й лівою ногою та різниця тривалості крокових циклів для обох ніг ($p < 0,001$ в обох випадках).

У структурі крокового циклу дівчат при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання порівняно зі звичайною ходьбою достовірно зменшились як частка тривалості переносу кожною нижньою кінцівкою, так і частка тривалості одиночної опори кожною з нижніх кінцівок від тривалості їх крокових циклів

($p < 0,001$), а частка тривалості опори для кожної ноги та частка тривалості опори на обидві ноги в крокових циклах відповідних нижніх кінцівок статистично значуще збільшились ($p < 0,001$) (рис 3.45).

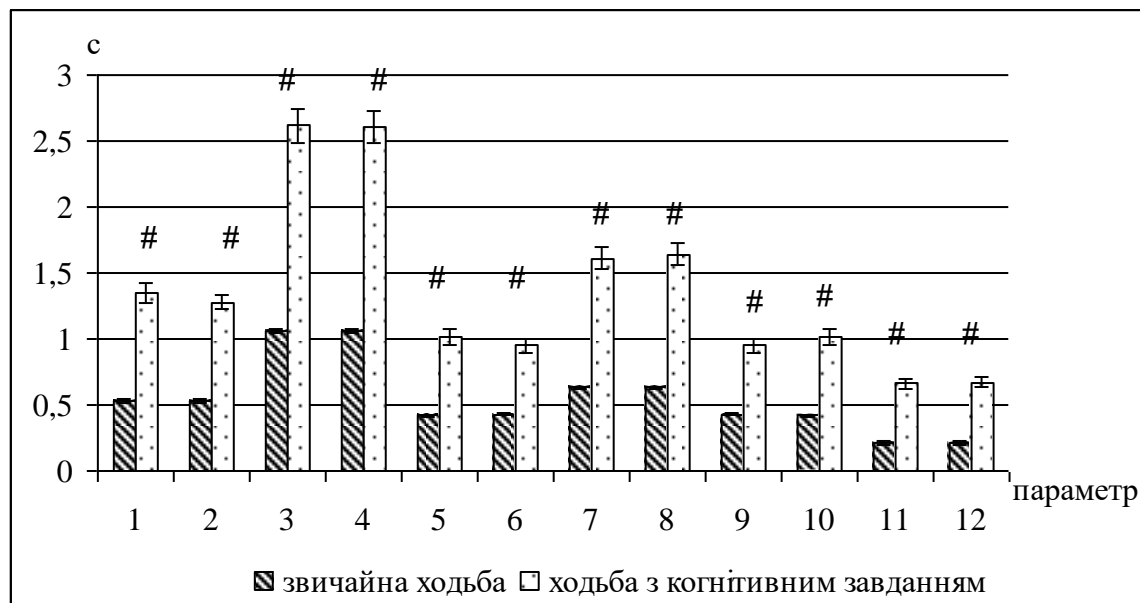


Рис. 3.44. Відмінності часових параметрів звичайної ходьби та ходьби з когнітивним завданням у дівчат.

Примітки: 1 – тривалість кроку правою ногою; 2 – тривалість кроку лівою ногою; 3 – тривалість крокового циклу правою ногою; 4 – тривалість крокового циклу лівою ногою; 5 – тривалість переносу правої ноги; 6 – тривалість переносу лівої ноги; 7 – тривалість опори для правої ноги; 8 – тривалість опори для лівої ноги; 9 – тривалість одиночної опори правою ногою; 10 – тривалість одиночної опори лівою ногою; 11 – тривалість подвійної опори для правої ноги; 12 – тривалість подвійної опори для лівої ноги; # – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

Отже, серед просторових параметрів ширина бази опори як для правої, так і для лівої ноги та кути розвороту стоп не відрізнялись у дівчат при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання порівняно зі звичайною ходьбою. Середня швидкість ходьби, кількість кроків за хвилину, довжина звичайних і подвійних кроків, зроблених як правою, так і лівою ногою, а також співвідношення довжини кроків до довжини відповідної ноги були статистично значуще меншими. Різниця між довжиною кроку правою й лівою ногою (серед просторових параметрів) та абсолютно всі часові показники достовірно збільшились. У структурі крокового циклу дівчат при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання статистично значуще збільшились відсоток тривалості опори як для правої, так і для лівої ноги від загальної тривалості відповідного крокового циклу та відсоток тривалості опори на обидві ноги для відповідного крокового циклу, а відсоток тривалості переносу кожної ноги та відсоток тривалості опори лише на одну ногу (праву чи ліву) від загальної тривалості відповідного крокового циклу були достовірно меншими, ніж при звичайній ходьбі.

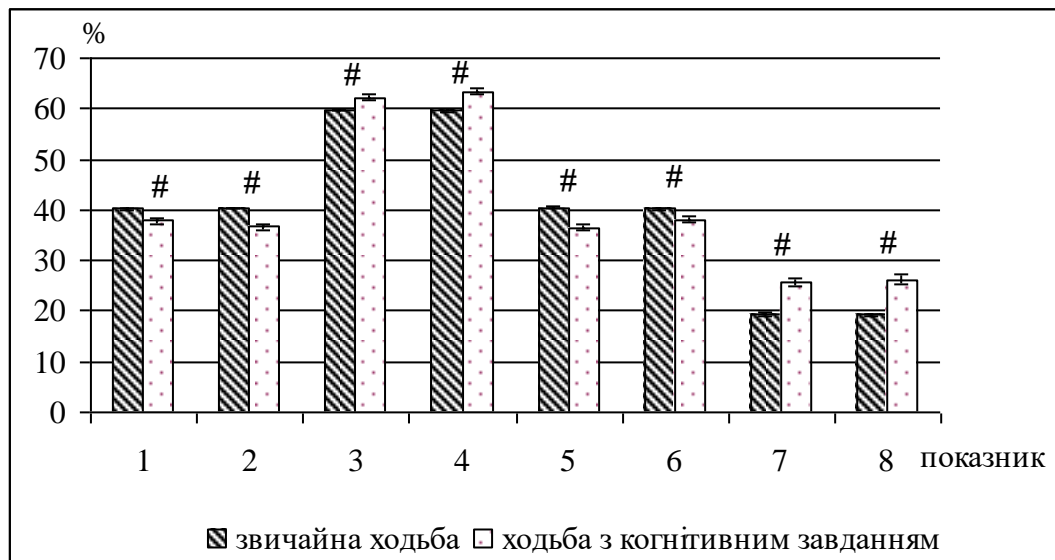


Рис. 3.45. Відмінності структури циклу звичайної ходьби та ходьби з когнітивним завданням у дівчат.

Примітки: 1 – частка тривалості переносу правої ноги; 2 – частка тривалості переносу лівої ноги; 3 – частка тривалості опори для правої ноги; 4 – частка тривалості опори для лівої ноги; 5 – частка тривалості одиночної опори правою ногою; 6 – частка тривалості одиночної опори лівою ногою; 7 – частка тривалості подвійної опори для правої ноги; 8 – частка тривалості подвійної опори для лівої ноги; # – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

При аналізі просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в юнаків і дівчат встановлені такі відмінності. Середня швидкість руху в юнаків була статистично значуще більшою, ніж у дівчат ($p < 0,001$). Кількість кроків, що виконували юнаки для подолання довжини доріжки, виявилась статистично значуще меншою, ніж кількість кроків, що виконували дівчата при проході доріжкою ($p < 0,001$), а кількість кроків у перерахунку за хвилину при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання в юнаків статистично значуще більша порівняно з дівчатами ($p < 0,05$).

Серед просторових параметрів при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання в юнаків порівняно з дівчатами статистично значуще більшими були довжина звичайних кроків, довжина подвійних кроків, співвідношення довжини кроків до довжини відповідної ноги, а також ширина бази опори як для правої, так і для лівої ноги та кути розвороту стоп ($p < 0,001$ у всіх випадках). У юнаків і дівчат асиметрія довжини кроку правою й лівою ногою статистично значуще не розрізнялася ($p > 0,05$) (рис 3.46).

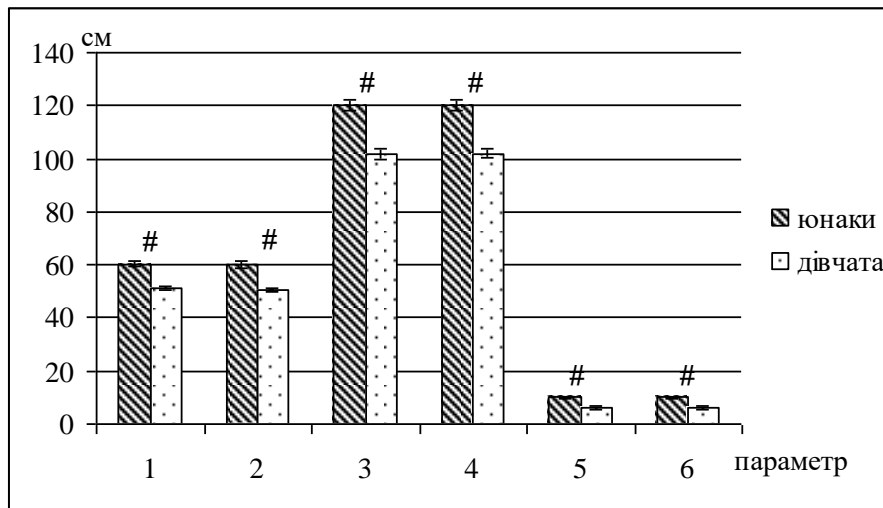


Рис. 3.46. Відмінності просторових параметрів ходьби з когнітивним завданням у юнаків та дівчат.

Примітки: 1 – довжина кроку правою ногою; 2 – довжина кроку лівою ногою; 3 – довжина подвійного кроку правою ногою; 4 – довжина подвійного кроку лівою ногою; 5 – ширина бази опори для правої ноги; 6 – ширина бази опори для лівої ноги; # – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

Серед часових показників при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання статистично значуще менші в юнаків, ніж у дівчат, тривалість кроку правою ногою, тривалість крокових циклів для кожної ноги, тривалість опори як для правої, так і для лівої ноги ($p < 0,05$ у всіх випадках) та тривалість опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою ($p < 0,01$) (рис. 3.47). Тривалість кроку лівою ногою, тривалість переносу правої і лівої ноги, тривалість опори тільки на праву або ліву ногу, а також різниця тривалості кроку правою й лівою ногою та різниця тривалості крокових циклів для обох ніг статистично значуще не відрізнялись ($p > 0,05$ у всіх випадках).

У юнаків порівняно з дівчатами в структурі циклу кроку при ходьбі з додатковим когнітивним завданням частки тривалості переносу лівої ноги та тривалості одиночної опори правою ногою від загальної тривалості циклу кроку є статистично значуще більшими ($p < 0,01$) (рис. 3.48).

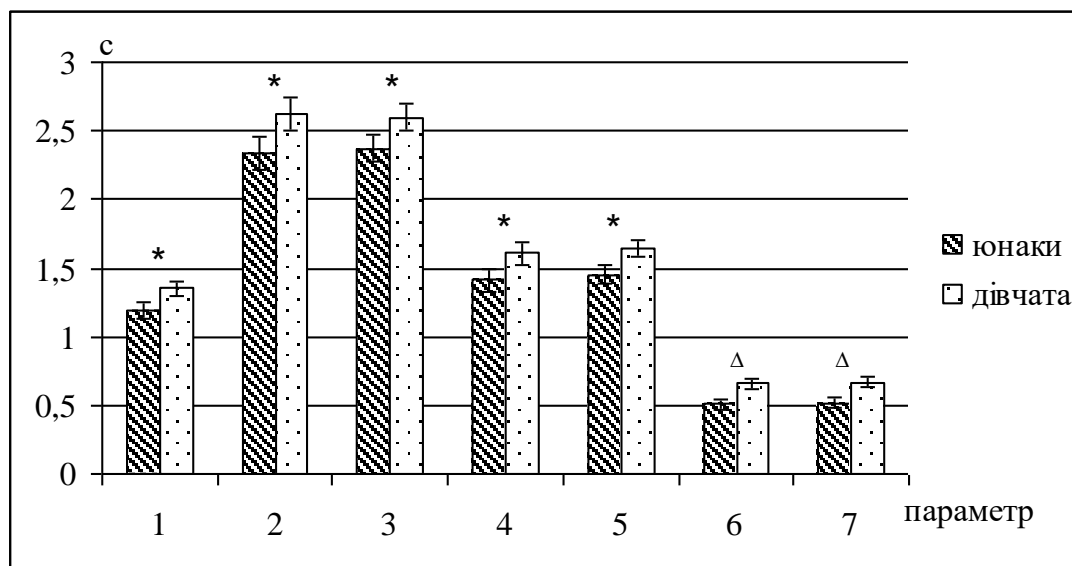


Рис. 3.47. Відмінності часових параметрів ходьби з когнітивним завданням у юнаків та дівчат.

Примітки: 1 – тривалість кроку правою ногою; 2 – тривалість крокового циклу правою ногою; 3 – тривалість крокового циклу лівою ногою; 4 – тривалість опори для правої ноги; 5 – тривалість опори для лівої ноги; 6 – тривалість подвійної опори для правої ноги; 7 – тривалість подвійної опори для лівої ноги; * – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$; Δ – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,01$.

Відсоткові частки тривалості переносу правої ноги, тривалості одиночної опори лівою ногою та тривалості опори для правої ноги не мали достовірної різниці в юнаків порівняно з дівчатами ($p > 0,05$). При ходьбі з когнітивним завданням в структурі циклу юнаків достовірно менші відсоток тривалості опори для лівої ноги ($p < 0,01$) та відсоток тривалості подвійної опори для кожної ноги від загальної тривалості крокового циклу відповідної нижньої кінцівки ($p < 0,001$) (див. рис. 3.48).

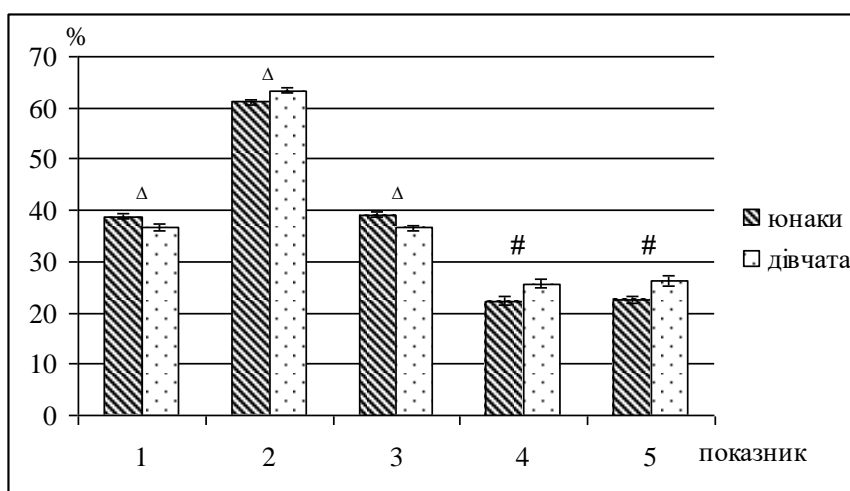


Рис. 3.48. Відмінності структури циклу ходьби з когнітивним завданням у юнаків та дівчат.

Примітки: 1 – частка тривалості переносу лівої ноги; 2 – частка тривалості опори для лівої ноги; 3 – частка тривалості одиночної опори правою ногою; 4 – частка тривалості подвійної опори для правої ноги; 5 – частка тривалості подвійної опори для лівої ноги; Δ – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,01$; # – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

Таким чином, у юнаків та дівчат при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання не мали достовірної різниці такі показники як асиметрія довжини кроків правою й лівою ногою (серед просторових параметрів); тривалість кроку лівою ногою, тривалість переносу правої і лівої ноги, тривалість опори тільки на праву або ліву ногу, а також різниці тривалості кроку правою й лівою ногою та тривалості крокових циклів для обох ніг (серед часових параметрів). Середня швидкість ходьби з когнітивним завданням, кількість кроків за хвилину, усі просторові параметри, за винятком вищеназваного, у юнаків виявились статистично значуще більшими, ніж у дівчат за тих же умов. Меншими в юнаків порівняно з дівчатами були кількість кроків, що виконували юнаки для подолання довжини доріжки та тривалість кроку правою ногою, тривалість крокових циклів для кожної ноги, тривалість опори для правої і лівої ноги, тривалість опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою. У структурі циклу кроку при ходьбі з когнітивним завданням в юнаків статистично значуще більші частки тривалості переносу лівої ноги та тривалості одиночної опори правою ногою від загальної тривалості крокового циклу відповідної ноги, а частка тривалості опори для лівої ноги та частка тривалості подвійної опори для кожної ноги були менші. Частки тривалості переносу правої ноги, тривалості одиночної опори лівою ногою та тривалості опори для правої ноги не відрізнялись у крокових циклах юнаків і дівчат при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання.

При детальному аналізі **якості виконання власне когнітивного завдання** (рахування: послідовне віднімання 7, починаючи зі 100) встановлено, що у загальній групі осіб юнацького віку з 14 можливих для розрахунку чисел середня кількість помилок у підрахунках склала $1,1 \pm 1,4$, що в перерахунку становило $7,9 \pm 9,8$ % .

При виконанні когнітивного завдання під час ходьби доріжкою в загальній групі осіб юнацького віку середня загальна кількість підрахованих чисел склала $8,3 \pm 3,2$, а середня кількість помилок у підрахунках – $1,3 \pm 1,5$, що в перерахунку становило $17,4 \pm 18,3$ % .

3.7.4. Відмінності просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання.

При аналізі відмінностей просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням моторного завдання й ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в загальних групах осіб юнацького віку встановлено, що більшість показників статистично значуще відрізняються між

собою. Так, при ходьбі з когнітивним завданням середня швидкість руху та кількість кроків у перерахунку за хвилину достовірно зменшувались ($p < 0,001$ в обох випадках), а кількість кроків для подолання довжини доріжки не зазнала достовірних змін ($p > 0,05$) порівняно з ходьбою з моторним завданням. При порівнянні ходьби з когнітивним та ходьби з моторним завданням не встановлено статистично значущих відмінностей у довжині звичайних і подвійних кроків, зроблених як правою, так і лівою ногою; співвідношенні довжини кроків, зроблених кожною ногою, до довжини відповідної ноги; ширині бази опори для правої та лівої ноги, кутах розвороту стоп ($p > 0,05$ у всіх випадках). Асиметрія між довжиною кроку правою й лівою ногою достовірно збільшилась при ходьбі з когнітивним завданням ($p < 0,001$).

У загальній групі осіб юнацького віку тривалість звичайних кроків, зроблених обома ногами; тривалість крокових циклів для обох ніг; тривалість переносу правої та лівої ноги; тривалість опори як для правої, так і для лівої ноги; тривалість опори лише на праву та ліву ногу; тривалість опори на обидві ноги при виконанні кроків кожною ногою, а також асиметрії тривалості кроку правою й лівою ногою та тривалості крокових циклів для обох ніг статистично значуще збільшились при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання ($p < 0,001$ у всіх випадках) (рис. 3.49).

У структурі крокового циклу ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання виявлено статистично значуще зниження відсоткових часток тривалості переносу лівої ноги й тривалості одиночної опори правою ногою від тривалості їх крокових циклів ($p < 0,05$).



Рис. 3.49. Відмінності часових параметрів ходьби з моторним і з когнітивним завданням у загальних групах осіб юнацького віку.

Примітки: 1 – тривалість кроку правою ногою; 2 – тривалість кроку лівою ногою; 3 – тривалість крокового циклу правою ногою; 4 – тривалість крокового циклу лівою ногою; 5 – тривалість переносу правої ноги; 6 – тривалість переносу

лівої ноги; 7 – тривалість опори для правої ноги; 8 – тривалість опори для лівої ноги; 9 – тривалість одиночної опори правою ногою; 10 – тривалість одиночної опори лівою ногою; 11 – тривалість подвійної опори для правої ноги; 12 – тривалість подвійної опори для лівої ноги; # – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,001$.

Порівняно з ходьбою з одночасним виконанням моторного завдання достовірно збільшились відсоткова частка тривалості опори для лівої ноги ($p < 0,05$) та відсоткова частка тривалості опори на обидві ноги в крокових циклах для правої ($p < 0,05$) й лівої ноги ($p < 0,01$) (рис 3.50). Статистично значущої різниці не встановлено у відсоткових частках тривалості переносу правої ноги, тривалості одиночної опори лівою ногою та тривалості опори для правої ноги від тривалості відповідних крокових циклів ($p > 0,05$).

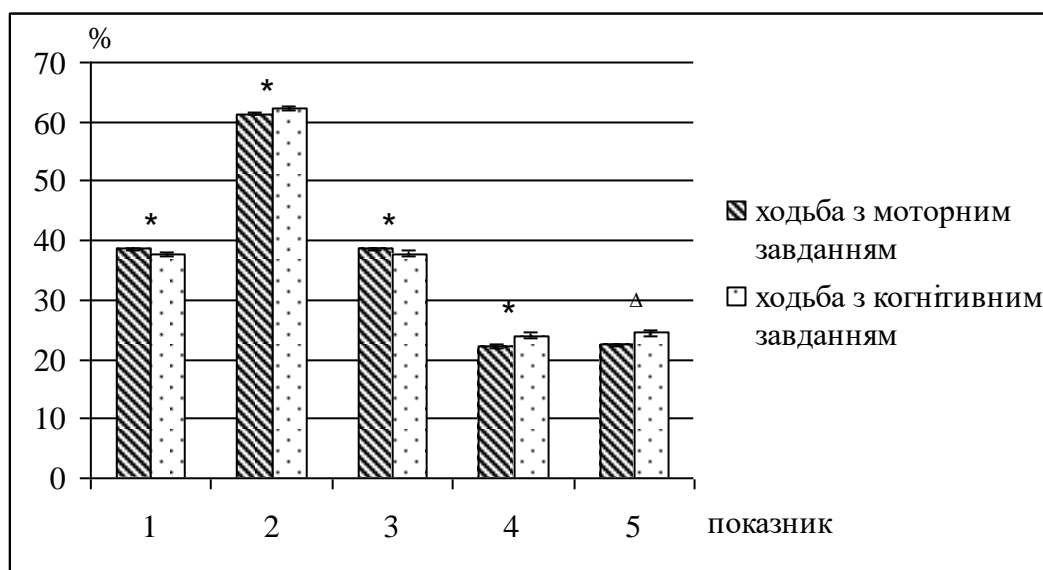


Рис. 3.50. Відмінності структури циклу ходьби з моторним і з когнітивним завданням у загальних групах осіб юнацького віку.

Примітки: 1 – частка тривалості переносу лівої ноги; 2 – частка тривалості опори для лівої ноги; 3 – частка тривалості одиночної опори правою ногою; 4 – частка тривалості подвійної опори для правої ноги; 5 – частка тривалості подвійної опори для лівої ноги; * – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,05$; Δ – вірогідність відмінностей на рівні $p < 0,01$.

Таким чином, при вивченні відмінностей параметрів ходьби з когнітивним завданням та ходьби з моторним завданням у загальних групах осіб юнацького віку не виявлено статистично значущих відмінностей у всіх просторових параметрах за винятком асиметрії між довжиною кроку правою й лівою ногою, яка була достовірно більшою при ходьбі з когнітивним завданням. Достовірно більшими виявились усі без винятку часові параметри такої ходьби. Середня швидкість руху й кількість кроків за хвилину при ходьбі з когнітивним завданням достовірно зменшились.

У структурі крокового циклу при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання, на відміну від ходьби з одночасним виконанням моторного завдання, відсотки тривалості опори для лівої ноги та тривалості опори на обидві ноги в крокових циклах відповідних нижніх кінцівок статистично значуще більші; відсотки тривалості переносу лівої ноги й тривалості одиночної опори правою ногою від тривалості їх крокових циклів статистично значуще менші, а відсотки тривалості переносу правої ноги, тривалості одиночної опори лівою ногою та тривалості опори для правої ноги від тривалості відповідних крокових циклів достовірно не відрізняються.

Підсумовуючи отримані нами результати вивчення просторово-часових параметрів ходьби в чоловіків та жінок різних вікових груп при виконанні додаткових когнітивних завдань варто відмітити, що всупереч традиційним уявленням про анатомічну й функціональну відокремленість моторних систем від когнітивних, сучасні дослідження дозволяють аргументовано стверджувати, що ці системи взаємопов'язані між собою [18], [516], [299], [19], [517], [21]. Базою побудови рухів є координована діяльність різних систем мозку як тих, що безпосередньо контролюють реалізацію рухового акту, так і тих, що пов'язані з процесами сприйняття, уваги й пам'яті [311].

Нами досліджено параметри ходьби при виконанні двох додаткових когнітивних завдань: 1) послідовне без повторень називання вголос будь-яких відомих досліджуваним тварин; 2) послідовне віднімання 7, починаючи зі 100. Оцінювали якість ходьби та якість виконання самого когнітивного завдання. Отримані результати ходьби з виконанням додаткового когнітивного завдання було порівняно з результатами ходьби в довільному темпі, з метою встановлення змін, які спричиняє когнітивне завдання на параметри ходьби.

Порівняння *просторово-часових параметрів ходьби при одночасному називанні відомих тварин* в усіх групах виявило схожі зміни. Суттєво, що просторові показники не мали вірогідних змін. На відміну від просторових, більшість часових параметрів в усіх досліджуваних групах статистично змінилися, а саме: відбувалось збільшення загального часу крокового циклу, збільшення тривалості переносу кожної ноги, тривалості одиночної та подвійної опори. Зміна цих параметрів цілком логічно призводила до зниження швидкості та подовження часу проходу. Отже, утримати рівновагу при ходьбі з одночасним називанням вголос тварин допомагає більш тривалий загальний період опори в кроковому циклі такої ходьби, зниження темпу і швидкості ходьби та збільшення загального часу проходу доріжкою.

Незмінність ширини бази опори та кутів розвороту стоп в усіх досліджуваних групах може свідчити про те, що величин функціональної бази опори та кутів розвороту стоп при звичайній ходьбі цілком достатньо для збереження пози та рівноваги й при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання, а також про більш жорсткі механізми регуляції цих двох параметрів [461], [472], [482].

Нами встановлено, що в усіх досліджуваних вікових групах зменшення швидкості ходьби при називанні тварин відбувається внаслідок подовження часових параметрів i , у першу чергу, за рахунок збільшення тривалості опори та тривалості переносу ноги. У подібних дослідженнях, за допомогою спеціального взуття, у підошви якого були вмонтовані сенсорні датчики, також було встановлено збільшення тривалості крокового циклу в групі здорових людей похилого віку при ходьбі з одночасним рахуванням [21]. Хоча група дослідників на чолі з J. M. Hausdorff при вивченні ходьби з когнітивним навантаженням у здорових людей похилого віку встановила зменшення тривалості переносу ноги [299].

Міжстатеві відмінності параметрів ходьби з виконанням додаткового когнітивного завдання мали схожі напрямки в усіх досліджуваних вікових групах, а саме: в чоловіків довші довжина кроку та подвійного кроку, співвідношення довжини кроку до довжини кінцівки, ширина бази опори, більші кути розвороту стоп, що, як і в попередніх випадках, ймовірно, пов'язано з антропометричними відмінностями. Відмінності часових параметрів ходьби з виконанням додаткового когнітивного завдання при порівнянні підліткових груп чоловіків і жінок не були виявлені. А при міжстатевому порівнянні часових параметрів ходьби з виконанням додаткового когнітивного завдання в групах юнацького віку було виявлено відмінності більшості параметрів, а саме: у жінок довші тривалості кроку, крокового циклу, одиночної опори, час переносу, час опори, триваліший час проходження і нижча швидкість по відношенню до групи чоловіків юнацького віку. Ймовірно, такі зміни в юнацькому віці пов'язані з появою значних не лише антропометричних гендерних відмінностей (як у підлітків), а й суттєвих нейро-гуморальних змін [409].

При міжвіковому порівнянні просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання в чоловічих та жіночих групах статистично достовірних відмінностей не виявлено.

Нами не встановлено відмінностей в показниках якості виконання когнітивного завдання як між статевими, так і між віковими групами.

Якість ходьби з виконанням додаткового когнітивного завдання мала тенденцію до зниження в усіх досліджуваних групах, на що вказували результати порівняння показника FAP довільної ходьби та ходьби з виконанням додаткового когнітивного завдання. Відповідно FAP знижувався в чоловіків підліткового віку з $96,42 \pm 4,04$ % до $83,14 \pm 3,87$ % , у чоловіків юнацького віку з $96,69 \pm 4,94$ % до $82,12 \pm 2,18$ % , у жінок підліткового віку з $97,06 \pm 3,87$ % до $81,75 \pm 1,76$ % , у жінок юнацького віку з $96,67 \pm 3,97$ % до $82,26 \pm 1,12$ % , у жінок середнього віку з $96,84 \pm 5,26$ % до $89,49 \pm 4,72$ % . Очевидно, таке зниження FAP доводить те, що виконання когнітивного завдання під час ходьби призводить до зниження рівня підтримки рівноваги та зниження стабільності тіла під час руху, а значить, збільшує ризик падінь, тому значне зниження FAP можна використовувати як діагностичний критерій в неврологічній практиці.

Нами проведено також *порівняння напрямків змін параметрів ходьби у досліджуваних групах при додатковому моторному та когнітивному завданні*. Потрібно відмітити, що існують суперечливі результати досліджень ефекту когнітивних завдань на параметри ходьби людини. Є повідомлення про відсутність впливу когнітивних завдань на ходьбу як молодих здорових людей, так і здорових людей похилого віку [286], [267]. Автори використовували доволі легкі когнітивні завдання в якості додаткових (вербальна відповідь на звуковий подразник, вербальна відповідь на зоровий подразник тощо), що потребували незначних когнітивних витрат, або, можливо, пріоритет під час дослідження надавали виключно ходьбі, яку досліджували менш точно, здебільшого за допомогою системи електронних перемикачів для ніг. Когнітивний компонент, очевидно, виявився таким за силою впливу, що призвів до зміни не всіх параметрів ходьби, а лише до зміни ряду часових параметрів. Ми використовували відносно легке за складністю когнітивне завдання (називання вголос відомих досліджуваному тварин). Таким чином, можна обґрунтовано припустити, що часові показники ходьби з додатковим когнітивним завданням починають змінюватися вже під час виконання найпростіших когнітивних завдань, а отже є більш лабільними, ніж просторові параметри, які змінюються при підвищенні складності когнітивного завдання.

На відміну від додаткового когнітивного, додаткове моторне завдання змінювало більшість просторових показників ходьби і практично не змінювало часові показники (крім швидкості і темпу ходьби, які зменшувались в усіх групах досліджуваних), що вказує на різні нейрофізіологічні механізми підтримання стабільності ходьби при наявності додаткового моторного або когнітивного компоненту, який ускладнює контроль руху. Цей факт відкриває перспективи подальших досліджень механізмів керування ходьбою та впливу виду додаткових завдань на контроль стабільності локомоцій людини.

При оцінці змін параметрів ходьби, до яких призводить виконання додаткового моторного або когнітивного завдання, важливо враховувати, що за просторовими та часовими показниками ходьби можна опосередковано оцінити стан структур ЦНС, які відповідають за формування параметрів ходьби.

Відомо, що механізм локомоції, який базується на принципі локомоторних генераторів спинного мозку, може генерувати різні ритми, котрі відповідають різним швидкостям локомоції. Він може в різному ступені активувати м'язи кінцівки, що призводить до зміни темпу крокування. У певних умовах він може генерувати різний тип ходьби, тобто встановлювати різні фазові співвідношення між кінцівками [518].

Динамічний контроль ходьби включає ряд критичних критеріїв взаємодії: зовнішні дані оточуючого середовища, цілі, врахування біомеханічних обмежень і сенсорна інтеграція. В основі динамічного контролю ходьби знаходиться скоординований руховий нейрофізіологічний шаблон, в якому відповідна взаємодія сегментів тіла один до одного і до навколишнього середовища виробляються для забезпечення прогресу та стабільності під час ходьби. Стан

активності такого скоординованого рухового шаблону від кроку до кроку і через тривалі проміжки часу також є ключовим фактором, оскільки мінливість ходьби є унікальною сферою, яка забезпечує даними інтелект-туального усвідомлення щодо ризику падіння і майбутнього зниження мо-більності. Динамічний контроль ходьби більш високого рівня потребує адаптивності в умовах додаткових запропонованих завдань. Оцінка отриманих даних ходьби є ключем до комплексної оцінки й вивчення динамічного контролю ходьби [519].

Функцію контролю локомоторної фази виконує спинномозочкова петля, яка включає в себе спинний мозок, спинномозочкові шляхи, мозочок і низхідні шляхи від стовбура мозку. Кожен з цих низхідних трактів несе як тонічні (непатернові), так і фазичні (патернові) сигнали в спинний мозок. Ці сигнали регулюють рухи верхніх і нижніх кінцівок шляхом збудження й гальмування активності спинальних інтернейронів і мотонейронів. Зміна таких просторових параметрів ходьби, як довжина кроку та довжина подвійного кроку, може слугувати ознакою патології мозочка [518].

Замкнені мозочково-спинальні ланцюги виконують роль системи контролю локомоторної фази. При цьому клітини понтомедулярної ретикулярної формації впливають не лише на ритм, але й на силу й фазу біжучих локомоторних рухів, підвищуючи важливість вентромедіальної системи, волокна якої відділяються в першу чергу від вестибулярних ядер, покрівлі й ретикулярної формації моста та довгастого мозку, для контролю локомоції [519]. Виходячи з цих даних, можна передбачати, що зміна певних параметрів ходьби, а також порушення фаз в загальному малюнку ходьби можуть свідчити про зрушення в вентромедіальній системі контролю локомоції.

Важливим результатом нашого дослідження є ***встановлення параметрів, що характеризуються найбільшою стабільністю і відіграють ключову роль у виконанні локомоторного завдання при ускладненні умов ходьби.***

База опори – це той просторовий параметр, стабільність якого потрібна для підтримки медіо-латеральної та передньо-задньої стабільності ходьби. Показано, що саме база опори є найстабільнішим параметром, який не змінюється при різних парадигмах ходьби. У цьому фрагменті наших досліджень вищезгаданий параметр не змінювався при виконанні всіх додаткових завдань.

Таким чином, утримання рівноваги й запобігання падінь, що і є первинним завданням ходьби, при ходьбі з одночасним виконанням додаткових завдань може забезпечуватися шляхом сталості ширини бази опори – одного з найважливіших компонентів у механізмі контролю рівноваги і стабільності ходьби [461], [472], [482].

При аналізі ***інтегративного показника якості ходьби під час виконання додаткових моторного та когнітивного завдань*** встановлено зниження якості виконання ходьби (про що свідчить зниження показника FAP) з додатковими завданнями порівняно з аналогічними показниками звичайної ходьби в усіх досліджуваних групах. Це можна пояснити за допомогою нейропсихологічної теорії «розподілу ресурсів», згідно якої, якщо обидва завдання, що виконуються

одночасно, потребують використання ресурсів, які перевищують ресурс центральної загальної здатності, то виконання одного завдання, або, навіть, обох буде погіршуватись, не зважаючи на специфічну природу завдань. Згідно модифікованої версії теорії «розподілу ресурсів», внаслідок здатності уваги бути розподіленою, при її розосередженні на виконання двох завдань, що потребують уваги, може погіршуватись, навіть якщо ємкість ресурсу ще не перевищена [21].

Оскільки називанням вголос тварин потребує координації між процесами артикуляції, фонації і дихання, таке додаткове завдання можна розглядати також як і складне моторне завдання. А за теорією «горла пляшки», виконання двох схожих за своєю природою завдань знижує показники якості їх виконання [299]. Але важливо те, що роботи з вивчення впливу когнітивних завдань на процес ходьби показують, що останні змінюють ходьбу навіть коли когнітивне завдання не має моторного компонента [18]. Також називання тварин під час ходьби може бути класифіковано як ритмічна діяльність. У науковій літературі існують дані, що при одночасному виконанні двох ритмічних завдань різної частоти може відбуватись потужна їх інтерференція [264]. Очевидно, у нашому дослідженні ритмічний характер називання тварин міг інтерферувати з ритмом ходьби й, таким чином, провокувати суттєво інші зміни в ходьбі, ніж при утриманні перед собою обома руками пристрою для оцінки здатності стабілізувати положення рук.

Необхідно зазначити, що при ходьбі з одночасним виконанням додаткових завдань досліджувані надавали пріоритет саме ходьбі. Це узгоджується з «першою стратегією пози», висунутої А. Shumway-Cook, згідно якої у ситуації зростаючої загрози падіння суб'єкт віддає перевагу позному контролю або стабільності ходьби над виконанням додаткового, вторинного завдання, щоб знизити ризик падіння та ушкодження [267].

Отже, регуляція просторово-часових параметрів ходьби залежить від роботи усіх рівнів нервової системи. Базовий просторово-часовий патерн ініціюється центральними генераторами ритму спинного мозку, робота яких задається та модулюється надсегментарними структурами, а нашаровані команди з кори головного мозку можуть досить суттєво змінити базовий малюнок, створивши відповідну просторово-часову модель ходьби.

Враховуючи наявність змін кількісних та якісних показників ходьби при різних фізіологічних парадигмах, можна з впевненістю стверджувати, що ходьба не є автоматизованим процесом, а потребує використання різноманітних додаткових ресурсів ЦНС, насамперед уваги та когнітивних ресурсів.

При виконанні складнішого когнітивного завдання (послідовне віднімання 7, починаючи зі 100) напрямок змін просторово-часових параметрів ходьби в нашому дослідженні лише в окремих випадках співпадав з тими, що наведені в літературних джерелах.

При ходьбі з когнітивним завданням швидкість руху зменшилась на 52,5 % в юнаків й на 61,5 % в дівчат. Такий же ефект когнітивного завдання на швидкість ходьби, але меншої сили, спостерігали й у інших дослідженнях [18], [20], [21],

[27], [279], [288], [318]. При цьому кількість кроків за хвилину зменшилась в середньому на 44,1 % в юнаків й на 52,6 % , що є звичайним для повільної ходьби [485], [482].

Таким чином, зниження швидкості ходьби з одночасним виконанням додаткового завдання, ймовірно, є захисною реакцією для підтримки стабільності руху. З іншого боку, у літературі є дані, що повільна швидкість ходьби, яка доволі часто супроводжується збільшенням варіабельності тривалості крокового циклу, сприяє нестабільності ходьби [18], [311]. Тому, у нашому випадку, за умов одночасного з ходьбою арифметичного рахування, зниження швидкості може вказувати на те, що така ходьба стає значно нестабільною порівняно зі звичайною ходьбою. Нестабільність може бути пов'язана з якісними змінами в контролі ходьби, що стає менш ефективним при зниженні швидкості.

Під час ходьби з одночасним когнітивним завданням відмічали зменшення довжини подвійного кроку [520]. Нами встановлено, що зменшується не тільки довжина подвійного й звичайного кроку (правою ногою в юнаків на 14,9 % , у дівчат на 19,6 % ; лівою ногою в юнаків на 15,2 % , у дівчат на 20,8 %), а й співвідношення довжини кроків, зроблених кожною ногою, до довжини відповідної ноги (у юнаків на 14,5 % , у дівчат на 20 %).

Незмінність ширини бази опори та кутів розвороту стоп як у юнаків, так і дівчат може свідчити про те, що величини функціональної бази опори при звичайній ходьбі цілком достатньо для збереження пози та рівноваги й при ходьбі з одночасним виконанням когнітивного завдання, а також про більш жорсткі механізми регуляції цих двох параметрів.

Нами визначено, що як у юнаків, так і в дівчат зменшення швидкості ходьби з одночасним рахуванням відбувається внаслідок збільшення всіх без винятку часових параметрів і, у першу чергу, за рахунок збільшення тривалості опори та тривалості переносу ноги. За допомогою спеціального взуття, у підсошви якого були вмонтовані сенсорні датчики, також було встановлено збільшення тривалості середнього крокового циклу в групі здорових людей похилого віку при ходьбі з одночасним рахуванням [21]. Хоча група дослідників на чолі з J. M. Hausdorff при дослідженні ходьби з когнітивним навантаженням у здорових людей похилого віку встановила зменшення тривалості переносу ноги [20].

Кроковий цикл перебудовувався в напрямку зменшення відсоткових часток тривалості переносу кожної ноги й тривалості одиночної опори кожною з нижніх кінцівок від тривалості їх крокових циклів (у юнаків у середньому на 3,9 % і 3,7 % відповідно; у дівчат у середньому на 7,6 % і 7,4 % відповідно), і збільшення відсоткових часток тривалості опори на кожную ногу та тривалості опори на обидві ноги в крокових циклах відповідних нижніх кінцівок (у юнаків на 2,7 % і 18,5 % відповідно; у дівчат на 5,2 % і 34,7 % відповідно). Отже, утримати рівновагу при ходьбі з одночасним виконанням арифметичної задачі допомагає більш тривалий загальний період опори в кроковому циклі такої ходьби. Тим більше, що про підвищену нестабільність ходьби з одночасним

рахуванням порівняно зі звичайною ходьбою свідчить зростання показників асиметрій тривалості кроку (з $0,01 \pm 0,001$ до $0,21 \pm 0,04$ с), тривалості крокового циклу (з $0,01 \pm 0,001$ до $0,10 \pm 0,02$ с), а в дівчат ще й показника асиметрії довжини кроку (з $1,62 \pm 0,12$ до $2,60 \pm 0,20$ см).

Показник загальної якості («нормальності») ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання критично знижується на 30,4 % у юнаків і на 33,4 % у дівчат, що свідчить про значну реорганізацію базових механізмів регуляції стабільності ходьби за участю спинальних і надсегментарних структур під впливом потужних команд з найвищих кіркових центрів.

Потрібно відмітити, що існують суперечливі результати досліджень ефекту когнітивних завдань на параметри ходьби людини. Були повідомлення про відсутність впливу когнітивних завдань на ходьбу як молодих здорових людей, так і здорових людей похилого віку [280], [312], [286]. Але автори використовували доволі легкі когнітивні завдання в якості додаткових (вербальна відповідь на звуковий подразник, вербальна відповідь на зоровий подразник тощо), що потребували незначних когнітивних витрат, або, можливо, пріоритет під час дослідження надавали виключно ходьбі, яку досліджували здебільшого за допомогою системи ножних електронних перемикачів.

Відмінності в просторово-часових параметрах ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання між юнаками й дівчатами вказують на те, що юнаки рухались з більшою швидкістю, виконуючи більшу кількість кроків за хвилину. Усі просторові параметри ходьби в юнаків також були статистично значуще більшими, що, знов таки, можна пояснити антропометричними відмінностями [455]. Час кроку правою ногою, час крокових циклів для кожної ноги, час опори як для правої, так і для лівої ноги, а також час опори на дві ноги в дівчат тривали значно довше, ніж у юнаків. Ймовірно, у дівчат механізми стабілізації ходьби в більшому ступені спрямовані на збільшення часу контакту з опорною поверхнею. При ходьбі з одночасним когнітивним завданням нами виявлено певний статевий диморфізм структури крокового циклу, чого не спостерігається при звичайній ходьбі [486]. У кроковому циклі юнаків, на відміну від дівчат, відсотки тривалості подвійної опори для кожної ноги, а також відсоткова частка опори для лівої ноги менші, а відсотки тривалості переносу лівої і тривалості одиночної опори правою ногою більші. Можливо, при значних ускладненнях умов ходьби юнаки для підтримки рівноваги надають пріоритет певній нозі, а саме правій у наших досліджуваних.

Перед тим як пояснити причини змін просторово-часової організації ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання потрібно зауважити, що троє дівчат взагалі відмовились брати участь у даній фізіологічній парадигмі (виконувати одночасно ходьбу й рахування) при тому, що виконання цих завдань окремо, зрозуміло, не викликало в них жодних складностей.

Отже, можна застосувати декілька теорій [268], [277], [284], [293], [301] що пояснюють інтерференцію ходьби й рахування в нашому дослідженні.

Нами встановлено суттєве зниження якості виконання як ходьби (про що свідчить зниження показника FAP), так і арифметичного рахування (про що свідчить критичне збільшення кількості помилок у підрахунках із $7,9 \pm 9,8$ % у положенні стоячи до $17,4 \pm 18,3$ % під час ходьби). Це можна пояснити за допомогою нейропсихологічної теорії «розподілу ресурсів», згідно якої, якщо обидва завдання, що виконуються одночасно, потребують використання ресурсів, які перевищують ресурс центральної загальної здатності, то виконання одного завдання, або, навіть, обох буде погіршуватись, не дивлячись на специфічну природу завдань. Згідно модифікованої версії теорії «розподілу ресурсів», внаслідок здатності уваги бути розподіленою, при її розосередженні на виконання двох завдань, що потребують уваги, може погіршуватись, навіть якщо ємкість ресурсу ще не перевищена [277], [297].

Викликає інтерес і думка, що артикуляція як така може впливати на позний контроль у здорових людей [521]. Оскільки рахунок з послідовним відніманням 7 й називанням вголос отриманого результату потребує координації між процесами артикуляції, фонації і дихання, таке додаткове завдання можна розглядати також як і складне моторне завдання. А за теорією «горла пляшки», виконання двох схожих за своєю природою завдань знижує показники якості їх виконання [293]. Але суттєво, що роботи з вивчення впливу когнітивних завдань на процес ходьби показують, що останні змінюють ходьбу навіть коли когнітивне завдання не має моторного компоненту [18], [318], [291].

Ми використали одне з складних когнітивних завдань, арифметичне рахування, що потребує максимальної уваги й оперативної пам'яті. У результаті знизилась якість виконання як ходьби, так і когнітивної задачі, але більш критично знизилась якість рахування (більш ніж у два рази), на користь руху вперед і збереження при цьому рівноваги. Отже, досліджувані підсвідомо надавали пріоритет саме ходьбі.

Таким чином, у практично здорових юнаків та дівчат регуляція ходьби з одночасним виконанням когнітивного завдання здійснюється шляхом зменшення просторових та збільшення часових параметрів ходьби, сталості ширини бази опори та кута розвороту стопи, перебудови крокового циклу в бік зменшення відсоткових часток тривалості переносу й тривалості одиночної опори та збільшення відсотків тривалості опори для кожної ноги й тривалості опори на обидві ноги.

Є дані, що на величину зниження якості ходьби може впливати вид завдання, обраного в якості додаткового [480], [23], [28], [30], [278]. Чи **додаткове моторне завдання призводить до більшого зниження якості ходьби, ніж додаткове когнітивне**, або навпаки, також було метою нашого дослідження, тим більше, що вплив моторного завдання порівняно з когнітивним на ходьбу здорових молодих людей не вивчали. Для отримання зіставлених даних ми використовували одне з найважчих моторних і одне з найважчих когнітивних завдань.

Отримані нами результати доводять, що більш значний вплив на ходьбу здійснює когнітивне завдання порівняно з моторним. Так, у загальній групі осіб юнацького віку при ходьбі з додатковим когнітивним завданням швидкість руху та кількість кроків за хвилину зменшились на 56,9 % й на 48,5 %, у той час як при ходьбі з додатковим моторним завданням – на 22,0 % й на 9,2 % відповідно. Просторові параметри (довжина кроку, співвідношення довжини кроку до довжини ноги, довжина подвійного кроку) однаково зменшувались при ходьбі з моторним завданням й при ходьбі з когнітивним завданням, а ступінь збільшення значень часових параметрів значно був більшим при ходьбі з додатковим когнітивним завданням, ніж при ходьбі з моторним завданням. У структурі крокового циклу ходьби з додатковим когнітивним завданням, на відміну від ходьби з додатковим моторним завданням, статистично значуще більшими виявились частка тривалості опори для лівої ноги (на 1,6 %) та частки тривалості опори на обидві ноги (для крокового циклу правої ноги на 7,8 % ; для крокового циклу лівої ноги на 9,1 %). При цьому достовірно меншими були частки тривалості переносу лівої ноги (на 2,5 %) й тривалості одиночної опори правою ногою (на 2,1 %). А у відсотках тривалості переносу правої ноги, тривалості одиночної опори лівою ногою та тривалості опори для правої ноги від тривалості відповідних крокових циклів змін не відмічали. Важливим є й той факт, що при ходьбі з когнітивним завданням зростають показники як часової, так і просторової асиметрії порівняно з ходьбою з моторним завданням, що є свідченням того, що складне когнітивне завдання викликає більшу нестабільність ходьби та значне напруження механізмів регуляції рівноваги, а, відповідно, може суттєво підвищувати схильність до падінь. Значне підвищення показників асиметрії доволі часто спостерігається при зростанні ризику падінь у людей похилого віку та на межі певних неврологічних патологій [452]. Тобто, ходьба з додатковим когнітивним завданням стає більш небезпечною, на відміну від ходьби з додатковим моторним завданням.

Потрібно зазначити, що при ходьбі з одночасним виконанням додаткових моторного/когнітивного завдань досліджувані надавали пріоритет саме ходьбі. Це узгоджується з «першою стратегією пози», висунутої А. Shumway-Cook, згідно якої у ситуації зростаючої загрози падіння суб'єкт віддає перевагу позному контролю або стабільності ходьби над виконанням додаткового, вторинного завдання, щоб знизити ризик падіння та ушкодження [316].

Можна припустити, що на просторово-часові параметри ходьби могла впливати втома, знижуючи якість ходьби з одночасним когнітивним завданням. Але порядок тестування ходьби був наступним: 1) звичайна ходьба з довільною індивідуально обраною швидкістю; 2) ходьба з додатковим когнітивним завданням; 3) ходьба з додатковим моторним завданням. Якщо б втома здійснювала свій вплив на ходьбу, ми могли б очікувати більш суттєвий її вплив на ходьбу з додатковим моторним завданням. Таким чином, очевидно, що вплив втоми був відсутнім або мінімальним.

Слід зауважити на те, що, безумовно, існувала й певна невідповідність у важкості двох різних за природою (моторного/когнітивного) додаткових завдань. Це дає можливість підкреслити, що зміни в просторово-часовому паттерні ходьби з одночасним виконанням певних завдань не тільки залежать від природи завдання, а й збільшуються відповідно до його важкості. Більш значний вплив складного когнітивного завдання на ходьбу можна пов'язати з механізмами обробки інформації у ЦНС. Ймовірно, у випадку з арифметичним рахуванням вони активувались у більшому ступені. Крім того, рахування неодмінно залежить від оперативної пам'яті [26] й, таким чином, безпосередньо від виконавчої функції. Змагання за ресурс виконавчої функції двох одночасно виконуваних завдань в умовах ходьби з додатковим когнітивним завданням виявилось більш напруженим, ніж під час ходьби з утриманням створеного нами пристрою, що і викликало більш істотне зниження якості ходьби з одночасним когнітивним завданням.

Звичайно не можна виключати й вплив на ходьбу компоненту артикуляції у складі обраного нами когнітивного завдання. Збільшення коливань пози в групі здорових молодих людей, що виникало внаслідок рахування в зворотному напрямку вголос, здебільшого відбувається за рахунок ефектів артикуляції, ніж за рахунок змагань за увагу [522]. Також рахування може бути класифіковано як ритмічна діяльність. У науковій літературі існують дані, що при одночасному виконанні двох ритмічних завдань різної частоти може відбуватись потужна їх інтерференція [26]. Тому в нашому дослідженні ритмічний характер рахування міг інтерферувати з ритмом ходьби й, таким чином, провокувати суттєвіші зміни в ходьбі, ніж при утриманні перед собою обома руками пристрою для оцінки здатності стабілізувати положення рук.

Не зважаючи на те, що вплив когнітивного завдання на просторово-часову організацію ходьби був значно потужнішим, загальний напрямок змін при ходьбі з додатковими завданнями виявився приблизно однаковим і полягав у зниженні швидкості ходьби, зменшенні довжини кроків і збільшенні тривалості контакту нижніх кінцівок з опорною поверхнею (доріжкою) за рахунок зростання тривалості опори й тривалості подвійної опори для кожної ноги, а також за рахунок перебудови крокового циклу в бік збільшення частки тривалості контакту з доріжкою й зменшення тривалості фази переносу. У регуляції таких параметрів, як ширина бази опори та кут розвороту стопи, що пов'язані з механізмами контролю рівноваги [76] і є ключовими для розрахунку положення таза в просторі під час ходьби, існує лише тенденція до змін у залежності від умов ходьби, що підкреслює їх надзвичайну важливість у підтриманні вертикальної пози й збереженні рівноваги під час руху [481], [482], [483].

4. НОЗОЛОГІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ НЕВРОЛОГІЧНИХ РОЗЛАДІВ ХОДЬБИ

4.1. Розлади ходьби у хворих на множинний склероз

4.1.1. Часові та просторові параметри ходьби у хворих на множинний склероз. Порушення функції ходьби вивчали у групі з 64 хворих, що страждають на множинний склероз (МС) [452]. Діагноз захворювання встановлювався згідно критеріїв McDonald, 2005 [423], [424], на основі як клінічних даних, так і за результатами МРТ обстеження головного мозку. Були відібрані хворі з ремітуюче-рецидивуючим перебігом захворювання й обстеження проводилося в період ремісії, для забезпечення однакових умов для всіх пацієнтів групи. Клінічну оцінку важкості захворювання проводили за шкалою функціональних систем Куртцке (EDSS). Основні клініко-демографічні дані хворих наведені у таблиці 4.1.

Таблиця 4.1

Клініко-демографічні дані хворих на множинний склероз

Показник	Чоловіки	Жінки	Вся група
Кількість хворих	23	41	64
Середній вік	33,96±8,44	33,34±8,13	33,56±8,18
< 20 років	1	1	2
21 – 30 років	6	16	22
31 – 40 років	10	16	26
41 – 50 років	6	8	14
Середній вік початку хвороби, роки	27,95±9,42	26,53±8,25	27,03 ± 8,63
Середня тривалість хвороби, роки	6,09±3,90	6,43±5,02	6,31±4,64
Середній бал по шкалі Куртцке	3,37±1,13	3,59±0,89	3,51±0,98
1 – 2,5 бала	6	7	13
3 – 3,5 бала	9	15	24
4 – 6 балів	8	19	27

З огляду на мету дослідження були відібрані хворі, які могли самостійно пересуватись й пройти обстеження системою GaitRite. Тому категоризація за ступенем інвалідності була обрана наступним чином: (1) 1 – 2,5 бали за шкалою Куртцке (відсутня або мінімальна інвалідизація, що суб'єктивно не впливає на функцію ходьби), (2) 3 – 3,5 бала (наявна мінімальна інвалідизація, яка, втім, не обмежує ходу людини), (3) 4 – 6 балів (відчутна інвалідизація і обмеження амбулаторної функції від 500 – 1000 метрів до менше ніж 100 метрів).

В таблицях 4.2 і 4.3 наведені основні параметри ходьби у комфортному темпі в групі хворих з множинним склерозом, порівняно з контролем.

Таблиця 4.2

Основні параметри ходьби у хворих на множинний склероз (МС) і в контрольній групі здорових людей

Параметр	Хворі на МС n = 64	Контрольна група n = 105
Чоловіки / жінки	23 / 41	40 / 65
Середній вік	33,56±8,18	22,57±3,37

Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,55±0,11 *	0,69±0,07
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,56±0,11 *	0,68±0,07
Довжина кроку (Лв), см	51,13±11,42 *	63,86±6,49
Довжина кроку (Пр), см	51,59±10,65 *	63,37±6,28
Тривалість кроку (Лв), сек	0,66±0,13 *	0,57±0,05
Тривалість кроку (Пр), сек	0,64±0,11 *	0,57±0,05
База опори (Лв), см	11,36±3,20 *	7,97±3,57
База опори (Пр), см	11,34±3,30 *	7,97±3,61
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	35,96±3,73 *	38,47±1,40
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	34,97±3,36 *	38,34±1,32
Тривалість стояння, % (Лв)	64,04±3,72 *	61,53±1,40
Тривалість стояння, % (Пр)	65,02±3,36 *	61,67±1,32
Час опори на одну ногу, % (Лв)	35,09±3,45 *	38,17±1,46
Час опори на одну ногу, % (Пр)	35,86±3,70 *	38,65±1,47
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	28,94±6,42 *	22,78±2,50
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	28,70±6,47 *	22,74±2,29
Різниця у тривалості кроків, сек	0,04±0,04 *	0,01±0,01
Різниця у довжині кроків, см	2,89±2,43 *	1,81±1,41
Різниця у тривалості циклів ходьби, сек	0,02±0,01	0,02±0,01
Швидкість ходьби, см/сек.	81,55±22,29 *	111,92±14,43
Нормалізована швидкість ходьби	0,88±0,22 *	1,21±0,18
Кроків за хвилину	94,25±12,88 *	105,64±9,46
Оцінка FAP	83,36±14,61 *	96,63±3,70

Примітка: * - різниця, порівняно з контролем достовірна, $p < 0,001$

Як видно, практично всі параметри суттєво відрізняються в групі хворих. Загальний малюнок змін ходьби при МС полягає у зменшенні довжини кроку (і нормалізованого на довжину ноги показника), збільшенні тривалості кроку. В кінцевому результаті це призводить до зменшення швидкості ходьби, як у абсолютному вимірі, так і в нормалізованому (на довжину ноги) (рис. 4.1).

Таблиця 4.3

Основні параметри ходьби з довільно обраним темпом у хворих на МС з різним ступенем інвалідизації (згідно оцінок за шкалою EDSS)

Параметр	EDSS 1–2,5 n = 13	EDSS 3–3,5 n = 24	EDSS 4 - 6 n = 27
Чоловіки / жінки	6 / 7	9 / 15	8 / 19
Середній вік	30,00±7,04	32,71±8,03	36,04±8,31
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,63±0,07	0,59±0,08	0,48±0,12
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,62±0,06	0,59±0,08	0,49±0,11
Довжина кроку (Лв), см	59,61±7,07	55,12±8,67	43,50±10,75
Довжина кроку (Пр), см	58,65±6,90	55,10±8,37	45,08±10,51

Тривалість кроку (Лв), сек	0,61±0,04	0,63±0,05	0,71±0,18
Тривалість кроку (Пр), сек	0,60±0,04	0,62±0,04	0,68±0,16
База опори (Лв), см	9,76±2,56	10,61±2,24	12,78±3,68
База опори (Пр), см	9,25±2,58	10,74±2,38	12,89±3,65
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	37,34±1,94	37,04±2,16	34,34±4,80
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	36,57±1,91	36,25±1,92	33,07±3,99
Тривалість стояння, % (Лв)	62,66±1,94	62,97±2,17	65,66±4,80
Тривалість стояння, % (Пр)	63,42±1,92	63,74±1,92	66,93±3,98
Час опори на одну ногу, % (Лв)	36,72±2,00	36,37±2,12	33,16±4,04
Час опори на одну ногу, % (Пр)	37,21±1,99	36,93±2,10	34,26±4,77
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	25,72±3,29	26,37±3,44	32,78±7,60
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	25,46±3,27	26,37±3,81	32,32±7,73
Різниця у тривалості кроків, сек	0,03±0,02	0,02±0,02	0,05±0,06
Різниця у довжині кроків, см	2,38±2,26	2,11±1,69	3,84±2,80
Різниця у тривалості циклів ходьби,	0,01±0,01	0,02±0,01	0,02±0,02
Швидкість ходьби, см/сек.	97,63±12,82	88,25±15,09	67,86±23,68
Нормалізована швидкість ходьби	1,04±0,12	0,95±0,13	0,74±0,25
Кроків за хвилину	98,89±6,21	96,03±6,59	90,43±17,79
Оцінка FAP	93,31±4,59	89,83±7,22	72,81±16,06

Примітка: параметри ходьби у хворих з EDSS 1 – 2,5 достовірно відрізняються від контролю, $p < 0,01$, а в групах з EDSS 3 – 3,5 та EDSS 4 – 6 – на рівні достовірності $p < 0,001$.

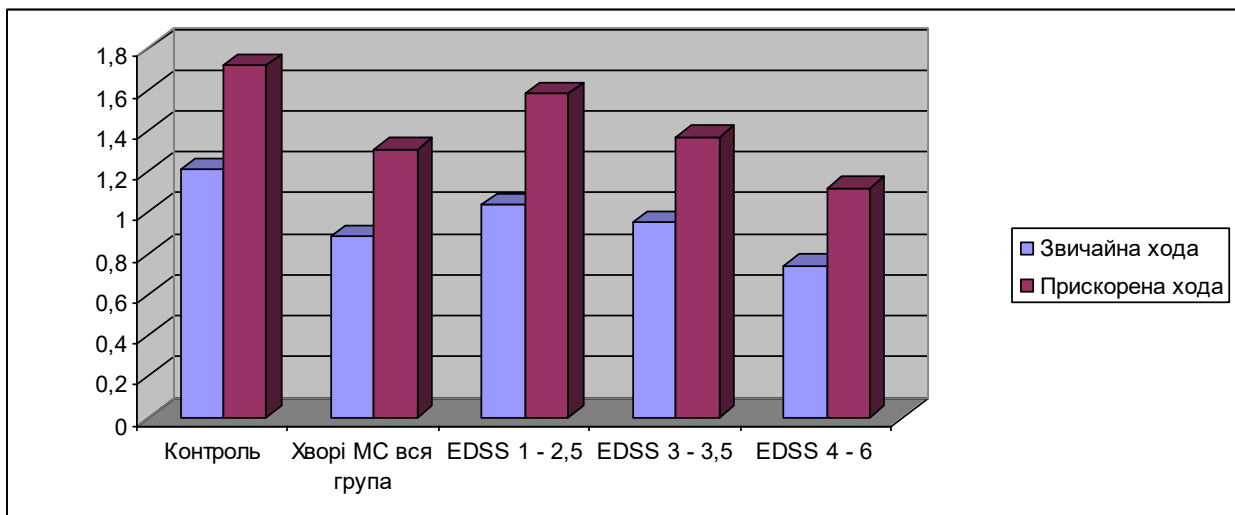


Рис. 4.1. Нормалізована швидкість ходьби в контролі та у хворих з множинним склерозом (середні значення по групах).

Але при тому значно змінюється структура акту ходьби: зменшується відносна частка циклу ходьби, яка витрачається на перенесення ноги в повітрі й збільшується відносний час затрат на стояння. Розподіл фаз стояння теж змінюється – знижується відсоток опори на одну ногу, але значно зростає

відсоток опори на обидві ноги. Вірогідно, це відбиває наявну нестійкість (приховану, або очевидну). Підтверджує це припущення значне збільшення бази опори. Слід звернути увагу на те, що показники бази опори для кожної ноги практично однакові, з доволі низьким стандартним відхиленням, що не відрізняється від показника нормального контролю. Але часові та просторові показники кроку для кожної ноги коливаються у широких межах (високі стандартні відхилення для довжини та тривалості кроку), на що вказують і високі середні рівні різниць цих параметрів.

Закономірно, що показник «нормальності» ходьби FAP теж суттєво знижується у хворих на МС. Але важливим є те, що при послідовному аналізі показників ходьби у хворих з різним ступенем інвалідизації з'ясовується чітка закономірність динаміки показників ходьби. Усі вищевказані тренди змін майже лінійно відповідають зростанню загальної інвалідизації, підтверджуючи достовірність висновків про особливий малюнок організації, а скоріше реорганізації ходьби в умовах прогресування захворювання.

Таблиця 4.4

Основні параметри прискореної ходьби у хворих на множинний склероз (МС) та в контрольній групі здорових людей

Параметр	Хворі на МС n = 64	Контроль n = 60
Чоловіки / жінки	23 / 41	21 / 39
Середній вік	33,56±8,18	21,45±1,64
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,65±0,12 *	0,78±0,07
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,66±0,12 *	0,78±0,07
Довжина кроку (Лв), см	60,56±12,52 *	74,12±7,22
Довжина кроку (Пр), см	61,24±12,61 *	73,88±7,11
Тривалість кроку (Лв), сек	0,52±0,09 *	0,45±0,04
Тривалість кроку (Пр), сек	0,51±0,08 *	0,45±0,03
База опори (Лв), см	10,84±3,12 *	8,04±3,73
База опори (Пр), см	10,77±3,19 *	8,05±3,67
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	37,97±3,12 *	40,51±1,26
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	37,74±2,72 *	40,61±1,31
Тривалість стояння, % (Лв)	62,03±3,13 *	59,50±1,27
Тривалість стояння, % (Пр)	62,27±2,72 *	59,41±1,30
Час опори на одну ногу, % (Лв)	37,71±2,77 *	40,53±1,24
Час опори на одну ногу, % (Пр)	38,01±3,23 *	40,60±1,55
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	23,94±4,92 *	18,41±2,07
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	24,03±4,97 *	18,45±2,08
Різниця у тривалості кроків, сек	0,03±0,04 *	0,02±0,01
Різниця у довжині кроків, см	3,26±2,54 *	1,74±1,35
Різниця у тривалості циклів ходьби, сек	0,02±0,01	0,02±0,01

Швидкість ходьби, см/сек	121,11±32,23 *	163,79±18,64
Нормалізована швидкість ходьби	1,31±0,32 *	1,72±0,20
Кроків за хвилину	118,40±16,17 *	133,00±10,41
Оцінка FAP	89,63±9,74	89,68±7,61

Примітка: * - різниця достовірна на рівні $p < 0,001$

Звертає увагу те, що розлади ходьби за загальним малюнком, властивим хворим з МС, достовірно проявляють себе вже на самих ранніх стадіях хвороби, при оцінках за шкалою EDSS 1 – 2,5 балів. Тобто на тих стадіях, які є олігосимптомними в неврологічному сенсі й суб'єктивно не пов'язуються з будь-якими обмеженнями амбулаторної функції.

У рамках зміни парадигми – при прискоренні ходьби – у хворих на МС збільшується її швидкість, але менше, ніж у контрольній групі (таблиця 4.4). Зберігається той же малюнок організації фаз ходьби, що й при пересуванні зі звичною ходьбою, у комфортному для пацієнта ритмі. Втім, коли порівнювати зміни, які виникають при прискоренні ходьби у здорових та у хворих з МС, тоді помітна різниця в організації акту ходьби (таблиця 4.5).

Найбільша різниця – зростання показника «нормальності» ходьби FAP у хворих на МС при прискоренні, на відміну від суттєвого зниження його в цих обставинах у здорових (рис 4.2). Можливо, це відбувається за рахунок активізації пошкоджених механізмів ходьби, використання резерву, що проявляється в зменшенні бази опори й збільшенні витрат часу на стояння.

Таблиця 4.5

Зміни параметрів ходьби при прискоренні у здорових людей і у хворих з МС

Параметр	Здоровий контроль	Хворі з МС
Довжина кроку	↑	↑↑
Тривалість кроку	↓	↓↓
База опори	↑*	↓
% часу переносу ноги	↑	↑
% часу стояння	↓	↑
% часу опори на одну ногу	↑	↑*
% часу опори на обидві ноги	↓	↓
FAP	↓↓	↑↑

Примітки: ↓ - зниження показника, ↑ - збільшення показника, ↑↑ чи ↓↓ - суттєве збільшення чи зниження показника, ↑* - незначне збільшення

Аналіз показників ходьби в рамках парадигми прискорення у хворих з різним ступенем клінічної інвалідизації показує, що на початкових її ступенях зберігаються достатні резерви виправлення вад ходьби, з можливістю

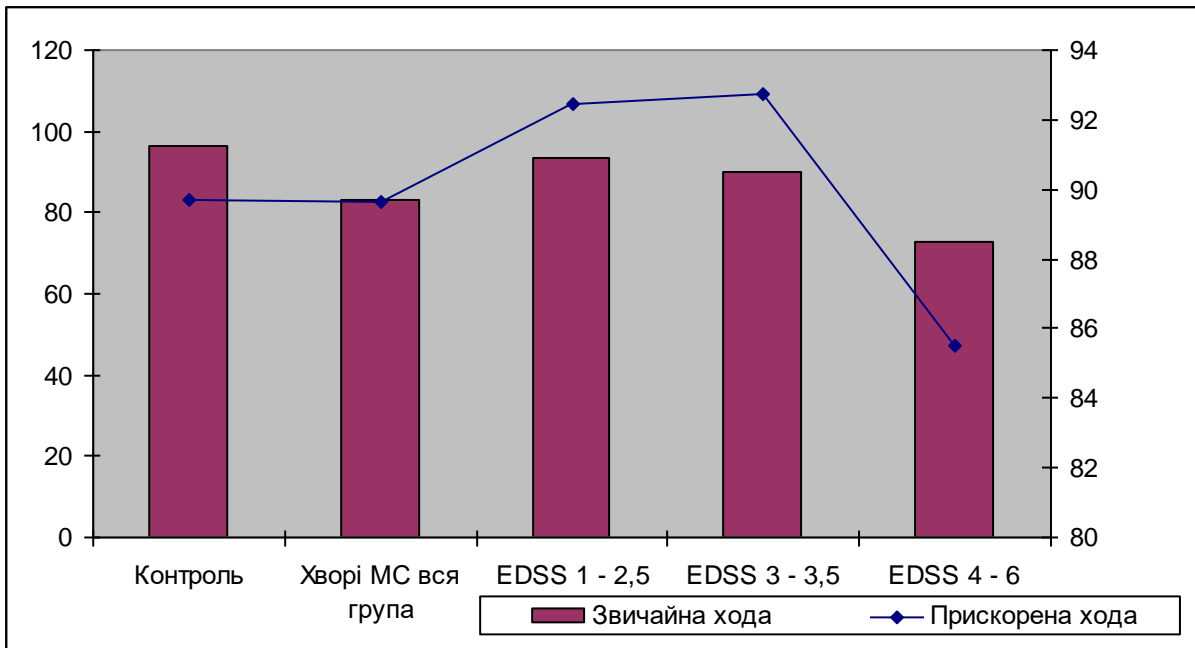


Рис. 4.2. Показник FAP у хворих на множинний склероз та в контролі при звичайній та прискореній ходьбі (середні значення у групах).

досягти майже близьких до нормальних параметрів (FAP) (табл. 4.6). А вже при оцінках 4 – 6 балів за шкалою EDSS ці резерви вичерпуються, на що вказують незначні рівні виправлення показника FAP. Але загальні тенденції у динаміці показників зберігаються навіть на цих стадіях захворювання.

Важливим показником, який характеризує ходьбу людини в нормі та в патології є варіативність, тобто ритмічність окремих показників впродовж виконання акту ходьби. При множинному склерозі варіативність окремих параметрів помітно відрізняється від нормальних рівнів (таблиці 4.7 та 4.8).

Збільшення варіативності стосується як просторових показників (довжина кроку), так і часових, у тому числі й тривалості переносу ноги, тривалості стояння та опори на одну кінцівку й обидві. За часові та просторові показники ходьби відповідають, вірогідно, різні механізми, тому збільшення цих параметрів, як під час ходьби зі звичним ритмом та швидкістю, так і під час прискореної ходьби свідчить про комплексний характер пошкоджень при множинному склерозі.

Звертає на себе увагу той факт, що впродовж зростання клінічної інвалідації зростає також і варіативність показників ходьби, тобто зростає нестабільність регуляції.

Таблиця 4.6

Основні параметри прискореної ходьби у хворих на МС з різним ступенем інвалідації (згідно оцінок за шкалою EDSS)

Параметр	EDSS 1–2,5 n = 13	EDSS 3–3,5 n = 24	EDSS 4 - 6 n = 27
Чоловіки / жінки	6 / 7	9 / 15	8 / 19
Середній вік	30,00±7,04	32,71±8,03	36,04±8,31

Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,75±0,09	0,68±0,10	0,59±0,12
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,74±0,09	0,69±0,11	0,60±0,12
Довжина кроку (Лв), см	70,54±10,05	63,26±10,51	53,36±11,19
Довжина кроку (Пр), см	69,98±10,28	64,00±11,78	54,57±11,05
Тривалість кроку (Лв), сек	0,47±0,04	0,51±0,06	0,56±0,12
Тривалість кроку (Пр), сек	0,47±0,04	0,51±0,06	0,54±0,11
База опори (Лв), см	10,03±2,36	10,12±2,23	11,88±3,84
База опори (Пр), см	10,38±2,23	9,89±2,49	11,75±3,88
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	39,22±1,73	38,53±2,53	36,87±3,78
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	38,55±2,32	38,40±1,89	36,76±3,24
Тривалість стояння, % (Лв)	60,81±1,73	61,47±2,55	63,12±3,79
Тривалість стояння, % (Пр)	61,43±2,33	61,61±1,88	63,27±3,24
Час опори на одну ногу, % (Лв)	38,45±2,67	38,45±2,01	36,70±3,15
Час опори на одну ногу, % (Пр)	39,34±1,77	38,49±2,72	36,93±3,87
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	21,66±3,49	22,59±3,37	26,24±5,75
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	21,46±3,62	22,71±3,78	26,43±5,50
Різниця у тривалості кроків, сек	0,02±0,01	0,02±0,02	0,05±0,06
Різниця у довжині кроків, см	2,70±2,06	3,23±2,58	3,56±2,75
Різниця у тривалості циклів ходьби, сек	0,02±0,02	0,01±0,01	0,02±0,02
Швидкість ходьби, см/сек	149,08±23,86	126,93±25,38	102,48±30,03
Нормалізована швидкість ходьби	1,58±0,20	1,37±0,25	1,12±0,32
Кроків за хвилину	127,35±10,43	120,05±12,92	112,62±18,93
Оцінка FAP	92,46±5,72	92,71±7,88	85,52±11,38

Це може відповідати за клінічний феномен зростання атаксії, нестійкості та тенденції до падінь хворих. Але патогенез цього феномену складніший, ніж просто наявність мозочкових розладів чи внеску такого компонента, як сенситивна атаксія за рахунок дефіциту глибокої чутливості.

Таблиця 4.7

Варіативність параметрів ходьби у хворих з множинним склерозом та в контрольній групі (ходьба з довільно обраним темпом)

Коефіцієнт варіативності показника	Звичайна ходьба		Прискорена ходьба	
	Контроль n = 105	Множинний склероз	Контроль n = 60	Множинний склероз

		n = 64		n = 64
CV тривалості кроку Лв	4,37±1,77	6,50±3,88*	4,55±2,57	6,05±3,59^
CV тривалості кроку Пр	4,55±1,75	7,45±4,28*	4,58±1,93	6,25±3,01^
CV часу переносу Лв	3,77±1,72	7,25±6,42*	3,55±1,62	5,43±4,05^
CV часу переносу Пр	4,07±1,76	8,30±5,74*	3,37±1,72	5,92±3,40^
CV часу подвійного опори Лв	9,09±3,88	<u>11,17±8,29</u>	8,75±5,07	10,11±4,78
CV часу подвійного опори Пр	8,30±3,73	<u>9,86±6,49</u>	8,98±4,78	9,70±4,82
CV довжини кроку Лв	3,33±1,50	7,98±5,39*	3,20±1,70	6,21±4,94*
CV довжини кроку Пр	3,41±1,64	7,95±5,52*	3,07±1,53	5,40±3,28*

Примітка: рівень достовірності різниці показників у хворих, порівняно з контролем помічено: * - $p < 0,001$, ^ - $p < 0,01$, підкреслення показника – $p < 0,05$.

Для дослідження можливого внеску окремих клінічних компонент у зміни коефіцієнта варіативності показників ходьби ми провели кореляційний аналіз, до якого включили оцінки окремих функціональних систем (FS), коефіцієнти варіативності та загальну оцінку важкості захворювання за EDSS (градації на три рівні важкості – 1–2,5, 3–3,5 та 4–6 балів) (таблиця 4.9). При цьому для уникнення випадкових помилок встановили рівень достовірності коефіцієнтів кореляції вищий від звичайного ($p < 0,001$).

За результатами кореляційного аналізу видно, що збільшення варіативності довжини кроку (при зменшенні самого показника довжини кроку при МС, як це було продемонстровано вище) суттєво залежить від загальної оцінки важкості захворювання. Це проявляється чіткіше, коли

Таблиця 4.8

Варіативність параметрів ходьби у хворих з різною оцінкою важкості множинного склерозу (ходьба з довільно обраним темпом)

Параметри ходьби	Середні ($\pm \delta$) коефіцієнтів варіації у хворих з МС		
	EDSS 1 – 2,5 n = 12	EDSS 3 – 3,5 n = 24	EDSS 4 – 6 n = 27
CV тривалості кроку Лв	5,00±2,49	5,67±2,18	7,89±5,10
CV тривалості кроку Пр	5,33±1,97	6,46±2,73	9,22±5,47 *
CV часу переносу Лв	4,58±2,19	5,79±2,84	9,74±8,89
CV часу переносу Пр	5,75±1,82	6,17±2,87	11,37±7,35 *
CV часу подвійного опори Лв	8,67±3,13	10,42±6,16	13,30±10,82
CV часу подвійного опори Пр	6,75±4,20	9,71±5,51	11,59±7,66 *
CV довжини кроку Лв	5,00±1,71	5,92±3,82	11,22±6,10 *
CV довжини кроку Пр	4,91±3,29	6,42±4,27	10,81±6,13 *

Примітка: різниця між показниками першої та третьої групи достовірна на рівні $p < 0,05$.

вводиться оцінка важкості за категоріями (1, 2, 3). Також важкість захворювання прямо пов'язана й зі збільшенням варіативності часу переносу ноги. Але важливим є те, що в зміни коефіцієнтів варіативності часових та просторових показників ходьби найбільший внесок роблять оцінки функцій мозочка та стовбурових функцій. При тому на ці показники практично не впливають оцінки пірамідних функцій, сенсорних, зорових. А от тенденції до впливу оцінок тазових функцій існують. Для перевірки існування таких зв'язків та впливів ми провели кореляційний аналіз за окремими групами хворих з різним ступенем клінічної важкості захворювання.

Таблиця 4.9

Коефіцієнти кореляції між клінічною оцінкою стану хворих на МС та окремими показниками варіативності ходьби (з довільно обраним темпом), $n = 60$, рівень достовірності $p < 0,001$ (виділено жирним)

Клінічна оцінка	Коефіцієнти варіативності окремих показників ходьби							
	Тривалість кроку		Тривалість переносу		Час подвійного опори		Довжина кроку	
	Лв	Пр	Лв	Пр	Лв	Пр	Лв	Пр
EDSS, бали	0,17	0,37	0,32	0,51	0,32	0,27	0,46	0,39
Категорія EDSS	0,27	0,36	0,39	0,41	0,24	0,29	0,47	0,44
Зорова ф-ція	0,11	0,16	0,16	0,16	0,19	0,20	0,14	0,21
Стовбурова ф-ція	0,33	0,46	0,33	0,45	0,43	0,37	0,37	0,32
Пірамідна система	0,06	0,03	0,12	0,16	-0,08	0,20	0,14	0,26
Мозочкова система	0,34	0,45	0,45	0,50	0,30	0,30	0,44	0,46
Сенсорна ф-ція	0,23	0,18	0,17	0,17	0,09	0,19	0,16	0,17
Тазові ф-ції	0,42	0,21	0,40	0,27	0,10	0,24	0,29	0,27
Мозкова ф-ція	0,12	0,17	0,13	0,35	0,09	0,12	0,27	0,27

У хворих з низьким рівнем розладів, без ознак інвалідизації (EDSS 1 – 2,5), у яких коефіцієнти варіативності близькі до нормальних значень, тісний вплив на показники мають оцінки зорових функцій (на варіативність часу переносу лівої ноги, $r = 0,58$, $p < 0,05$), мозочкових функцій (на варіативність переносу правої ноги, $r = 0,58$) та тазових функцій (на CV часу переносу лівої ноги, $r = 0,65$).

У хворих з більшими ознаками загальної інвалідизації (EDSS – 3 – 3,5), але без суттєвих проявів суб'єктивного розладу ходьби, оцінка стовбурових функцій прямо впливала на варіативність тривалості кроку ($r = 0,44$) та тривалості переносу лівої ноги ($r = 0,48$), оцінка тазових функцій – на коефіцієнт варіації часу подвійного опори на праву ($r = 0,48$) і ліву ($r = 0,52$) ногу, а оцінка церебральних функцій – на варіативність часу переносу лівої ноги ($r = 0,43$). На

розвинених стадіях хвороби (EDSS – 4 – 6) виявляється достовірний вплив оцінки стовбурових функцій на коефіцієнти варіації тривалості кроку правою ногою ($r = 0,43$), часу переносу правої ноги ($r = 0,42$), часу подвійного опори на праву ($0,54$) і ліву ногу ($r = 0,41$), а оцінка мозочкових функцій – на варіативність тривалості кроку правою ногою ($r = 0,43$).

Такий розподіл зв'язків свідчить, по-перше, про складність оцінок патогенезу таких функцій, як стовбурові, тазові чи церебральні, які можна віднести до вимірів більш поширених уражень, ніж вогнищеві чи навіть багатовогнищеві. По-друге, поява специфічного малюнку зв'язків окремих параметрів ходьби у хворих на МС свідчить про поступове формування відмінного від нормального механізму контролю амбулаторних функцій, в основі якого може лежати не нейромедіаторний патерн на різних рівнях нервової системи, а дифузне ураження провідникового апарату. Продемонстрований вище тренд зростаючих змін впродовж поглиблення загальної інвалідизації дає підстави зробити припущення про ведучу роль дегенеративного процесу (дифузна аксональна дегенерація), порівняно з фазовими демієлінізуючими процесами.

4.1.2. Математичне моделювання глибини інвалідизації функцій при множинному склерозі з урахуванням параметрів ходьби пацієнтів. Метою математичного моделювання було визначити можливість виділення окремих стадій хвороби з урахуванням показників порушення функції ходьби. Комплексна оцінка функцій ходьби доволі добре корелює з загально клінічними показниками, за якими звичайно визначається ступінь ураження нервової системи при множинному склерозі. Тому важливо промоделювати математичними засобами сукупність зв'язків між клінічними даними та показниками функції ходьби і, разом з тим, оцінити внесок окремих компонентів у кінцевий результат кваліфікації тих чи інших конкретних випадків.

Для побудови математичних моделей був застосований метод покрокового дискримінантного аналізу, який за допомогою змінних величин дозволяє віднести об'єкти спостереження до однієї або декількох реальних груп, а також класифікувати спостереження до різних груп. Групууючою перемінною було обрано узагальнену оцінку важкості (легка ступінь – EDSS 1–2,5, середня ступінь – EDSS – 3–3,5, важка ступінь - EDSS – 4–6), а в якості залежних перемінних обрані оцінки окремих функціональних систем, основні параметри ходьби та коефіцієнти варіації часових та просторових показників ходьби у звичайно обраному хворими темпі (ті, які аналізувались вище методами порівняльної статистики – див. табл. 4.2 - 4.9).

На першому етапі був проведений аналіз матриці, що включала всі показники, у т.ч. оцінку EDSS. Встановлено, що дискримінантна функція охоплює 92,31 % хворих з початковими порушеннями (власне, без ознак інвалідизації, за визначенням), 100 % хворих з початковими ознаками інвалі-

дизації та 92 % хворих з очевидною інвалідизацією (табл. 4.10). Взагалі модель коректна в 95,16 % випадків.

Таблиця 4.10

Матриця класифікації хворих на МС з різним ступенем загальної інвалідизації функцій з урахуванням показників ходьби.

Групи обстежених	Коректно обстежені (%)	EDSS 1 – 2,5 (абс.)	EDSS 3 – 3,5 (абс.)	EDSS 4 - 6 (абс.)
EDSS 1 – 2,5	92,31	12	1	0
EDSS 3 – 3,5	100	0	24	0
EDSS 4 - 6	92	0	2	23
Взагалі	95,16	12	27	23

У цілому сукупність усіх змінних має доволі значиму (статистика Уїлкса лямбда = 0,12874; $F = 18,942$, при граничному значенні 10,106; $p < 0,0000$) дискримінацію між трьома групами хворих.

Побудова моделі завершилась на 5 кроці аналізу й дискримінантними змінними виявились оцінка EDSS, різниця в тривалості кроків, оцінка мозочкової функції, параметр «нормальності» ходьби FAP і нормалізована швидкість ходьби (табл. 4.11).

Таблиця 4.11

Звіт дискримінантного аналізу в групі хворих на МС з урахуванням клінічної оцінки та параметрів ходьби з довільно обраним темпом.

Wilks' Lambda: 0,12874; $F(10,106) = 18,942$; $p < 0,0000$				
Дискримінантні змінні	Wilks' Lambda	Partial Lambda	F-remove (2,16)	p-level
Оцінка EDSS	0,366	0,352	48,865	0,000
Різниця тривалості кроків (S–D)	0,175	0,735	9,537	0,000
Оцінка мозочкової функції	0,149	0,865	4,128	0,022
Оцінка показника FAP	0,155	0,833	5,325	0,008
Нормалізована швидкість ходьби	0,146	0,883	3,515	0,037

Примітка: тут і в подальшому 1. Wilks' Lambda – статистика Уїлкса лямбда; 2. Partial Lambda – статистика Уїлкса лямбда для поодинокого внеску перемінної в дискримінацію між сукупностями; 3. F-remove – стандартний F-критерій зв'язаний з відповідною Partial Lambda; 4. p-level – p-рівень зв'язаний з відповідним F-remove.

Визначені коефіцієнти класифікаційних дискримінантних функцій (табл. 4.12) дають можливість обчислити показник класифікації (Df), за допомогою якого можна передбачити належність показників, що вивчалися, до “типових” для хворих з практично збереженою загальною функцією, або до “типових” для хворих з помірною чи важкою інвалідизацією.

Таблиця 4.12.

Класифікаційні дискримінантні функції для трьох груп хворих на МС.

Дискримінантні змінні	EDSS 1 – 2,5 G_1:1 p = 0,217	EDSS 3 – 3,5 G_2:2 p = 0,383	EDSS 4 - 6 G_3:3 p = 0,400
Оцінка EDSS	10,23	17,55	22,59
Різниця тривалості кроків (S–D)	34,09	-42,56	-78,61
Оцінка мозочкової функції	2,91	2,60	4,90
Оцінка показника FAP	1,76	1,81	1,49
Нормалізована швидкість ходьби	-57,34	-64,86	-50,00
Константа	-67,29	-81,79	-90,69

Ймовірно, що рівень достовірності дискримінаційних функцій по кожній групі недостатній. Але різниця в константах всіх трьох груп очевидна й внесок кожного показника в дискримінацію окремих груп доволі сильно відрізняється (у т. ч. за знаком коефіцієнтів та їх абсолютним значенням).

Для визначення значимості всіх дискримінантних функцій було використано критерій χ^2 (табл. 4.13). Перший рядок (0) відображає критерій значимості для усіх коренів; друга (1) – дані про значимість коренів, що залишилися після видалення першого кореня. З таблиці видно, що перша функція високо статистично значима, а друга – у меншому ступені, але теж високо достовірна. Тобто можлива достовірна інтерпретація отриманих показників класифікації не тільки між третьою та першою групами, а й між першою та другою, хоча з клінічної точки зору межа між цими групами є непевною – порушення ходьби є субклінічними, суб'єктивно майже не сприймається хворими. З позицій вимог оцінки ступеня ураження за шкалою J.F.Kurtzke (1983), встановлення початкових стадій МС не потребує взагалі врахування амбулаторної функції. Але точними інструментальними методами такі розлади фіксуються вже на початкових стадіях захворювання.

Таблиця 4.13

Звіт покрокового критерію з включенням для усіх канонічних коренів у хворих на множинний склероз.

	Eigenvalue	Canonicl R	Wilks' Lambda	Chi-Sqr.	Df	p-level
0	4,770	0,909	0,129	112,7	10,00	0,000
1	0,346	0,507	0,743	16,35	4,000	0,003

Примітка: тут і в подальшому

1. Eigenvalue – значення коренів для кожної дискрим. функції;
2. Canonicl R – канонічне значення R для різних коренів;
3. Chi-Sqr. – стандартний критерій χ^2 послідовних коренів;
4. Df – кількість ступенів свободи.

Таким чином, встановлена дискримінантна функція може бути використана для розділення хворих на три окремих групи (або ж фази

захворювання, з огляду на їх розмежування). Однак в аналізовану матрицю був включений параметр оцінки EDSS, який власне й виявився найбільш дискримінуючим (найменша лямбда Уїлкса й часткова лямбда, найбільший показник F-remove, з найкращим рівнем достовірності показника). Тому на другому етапі аналізу була проведена повторна процедура дискримінації, але з виключенням з аналізу показника EDSS. Отримані наступні результати (процедура описання аналогічна тій, що наведена вище).

Встановлено, що дискримінантна функція охоплює 53,85 % хворих з початковими порушеннями, 79,17 % хворих з початковими ознаками інвалідизації та 92 % хворих з очевидною інвалідизацією (табл. 4.14). Взагалі модель коректна в 79,03 % випадків.

Між хворими з різним ступенем інвалідизації дискримінантними змінними виявились вже оцінка функціональної мозочкової системи, оцінка порушень тазових функцій, ширина опори лівої ноги та оцінка функціональної системи сенсорних порушень (таблиця 4.15).

Таблиця 4.14

Матриця класифікації хворих на МС з різним ступенем загальної інвалідизації функцій з урахуванням показників ходьби (без включення оцінки EDSS).

Групи обстежених	Коректно обстежені (%)	EDSS 1 – 2,5 (абс.)	EDSS 3 – 3,5 (абс.)	EDSS 4 - 6 (абс.)
EDSS 1 – 2,5	53,85	7	6	0
EDSS 3 – 3,5	79,17	2	19	3
EDSS 4 - 6	92	0	2	23
Взагалі	79,03	9	27	26

В цілому сукупність усіх змінних має доволі значиму (статистика Уїлкса лямбда = 0,28928; F = 11,600, при граничному показнику 8,108 ; p<0,0000) дискримінацію між трьома групами хворих.

Таблиця 4.15

Звіт дискримінантного аналізу в групі хворих на МС з урахуванням клінічної оцінки та параметрів ходьби з довільно обраним темпом (без оцінки EDSS).

Wilks' Lambda: 0,28928; F (8,108) = 11,600; p<0,0000				
Дискримінантні змінні	Wilks' Lambda	Partial Lambda	F-remove (2,16)	p-level
Оцінка мозочкової функції	0,464	0,623	16,306	0,000
Оцінка тазових функцій	0,364	0,796	6,933	0,002
Ширина опори лівої ноги	0,348	0,831	5,478	0,007
Оцінка сенсорної функції	0,328	0,883	3,588	0,034

Визначені коефіцієнти класифікаційних дискримінантних функцій (табл. 4.16) дають можливість обчислити показник класифікації (Df), за допомогою якого можна передбачити належність показників, що вивчалися, до “типових” для хворих з практично збереженою загальною функцією, або до “типових” для хворих з помірною чи важкою інвалідизацією.

Визначення показника класифікації (Df) наведено у вигляді наступних рівнянь, в яких віднесення до хворих першої групи (EDSS 1–2,5) можливе при значенні Df , близькому до 13,58; до хворих другої (EDSS 3–3,5) – при значенні Df , близькому до 18,44, а до хворих третьої (EDSS 4–6) – при значенні Df , близькому до 35,75.

Таблиця 4.16

Класифікаційні дискримінантні функції для трьох груп хворих на МС (без урахування безпосередньо оцінок EDSS).

Дискримінантні змінні	EDSS 1 – 2,5 G_1:1 p = 0,217	EDSS 3 – 3,5 G_2:2 p = 0,383	EDSS 4 - 6 G_3:3 p = 0,400
Оцінка мозочкової функції	5,095	6,137	9,542
Оцінка тазових функцій	2,476	3,571	5,721
Ширина опори лівої ноги	1,351	1,538	1,975
Оцінка сенсорної функції	2,210	3,011	4,079
Константа	-13,58	-18,44	-35,75

Df (першої групи) = оцінка мозочкової функції x 5,095 + оцінка тазових функцій x 2,476 + ширина опори лівої ноги x 1,351 + оцінка сенсорної функції x 2,210 – 13,58.

Df (другої групи) = оцінка мозочкової функції x 6,137 + оцінка тазових функцій x 3,571 + ширина опори лівої ноги x 1,538 + оцінка сенсорної функції x 3,011 – 18,44.

Df (третьої групи) = оцінка мозочкової функції x 9,542 + оцінка тазових функцій x 5,721 + ширина опори лівої ноги x 1,975 + оцінка сенсорної функції x 4,079 – 35,75. (Тут та в подальшому: оцінки окремих функціональних систем в балах, 0 – 4; ширина опори ноги – в см).

Для визначення значимості всіх дискримінантних функцій було використано критерій χ^2 (табл. 4.17). З таблиці видно, що перша функція статистично значима, а друга - ні. Тобто можлива достовірна інтерпретація отриманих показників класифікації між третьою та першою групами, а от між першою та другою майже неможлива. Це наочно демонструє й розподіл окремих випадків у багатопараметричному просторі класифікації (рис. 4.3).

Коли ж до матриці були включені показники ходьби в групі контролю (позначені, як група G_4:4), відмінність розподілу груп в багато-параметричному просторі класифікації стала ще більш очевидною: випадки захворювання чітко відрізняються від нормальних (рис.4.4).

Звіт покрокового критерію з включенням для усіх канонічних коренів у хворих на множинний склероз (без урахування оцінок EDSS).

	Eigenvalue	Canonicl R	Wilks' Lambda	Chi-Sqr.	Df	p-level
0	2,394	0,840	0,289	68,84	8,000	0,000
1	0,019	0,135	0,982	1,023	3,000	0,796

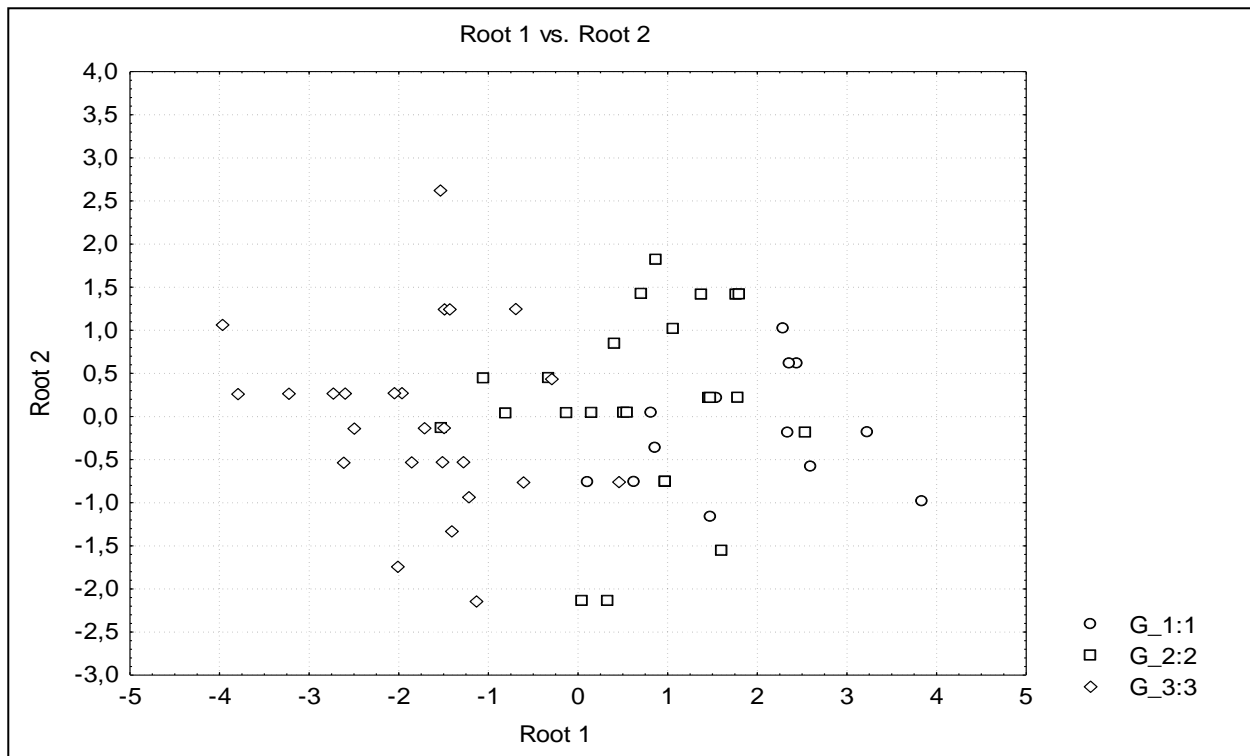


Рис. 4.3. Розподіл груп хворих з МС в багатопараметричному просторі класифікації.

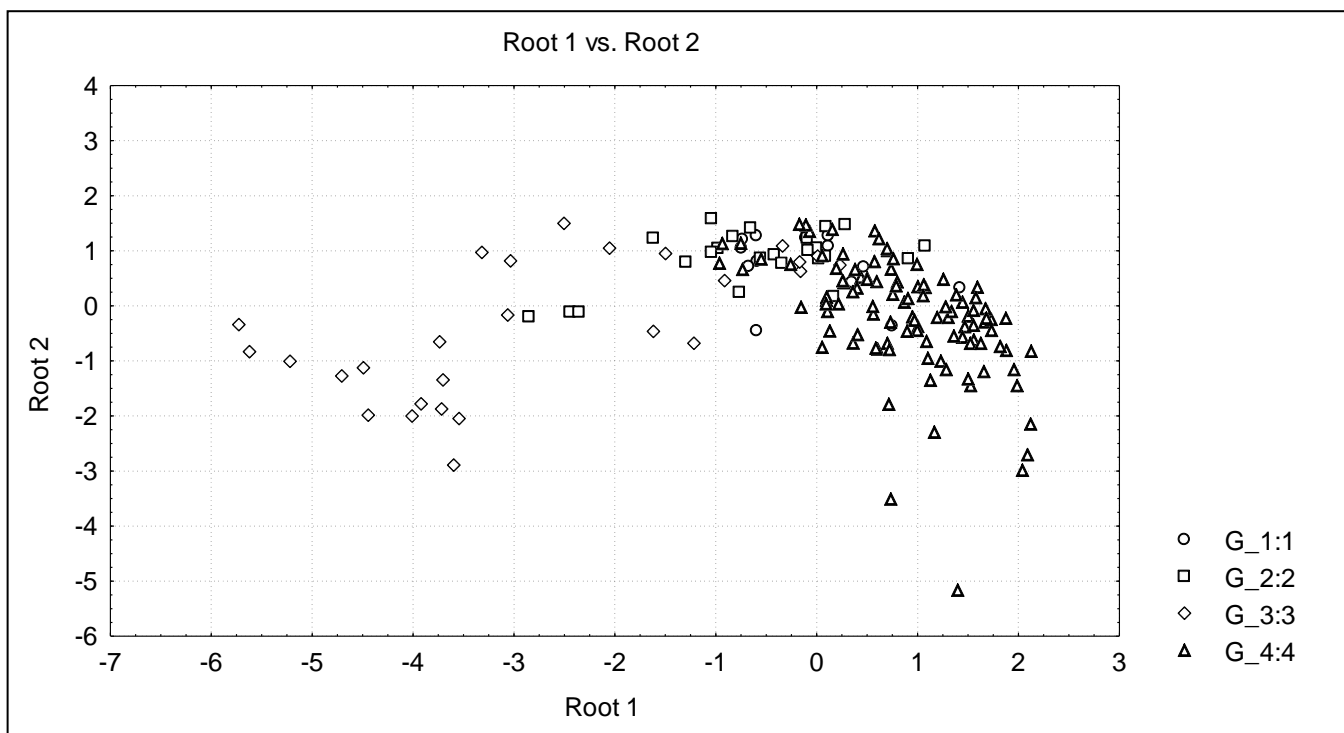


Рис. 4.4. Розподіл груп хворих з МС та групи контролю (здорові люди) в багатопараметричному просторі класифікації.

Порівняння двох малюнків демонструє, що за сукупністю показників ходьби перша група хворих (з початковими стадіями захворювання, оцінками EDSS в межах 1–2,5 бала) входить у просторову ділянку, яку щільно займають випадки здорового контролю. Друга група вже виходить з цього простору, а третя чітко відокремлюється від нього.

Але найбільш важливим є те, що в сукупність дискримінантних змінних у випадку комбінованої оцінки попадають і клінічні параметри й показники ходьби. При тому, як було вже показано вище, підтверджується більш важливий внесок у загальну інвалідизацію оцінок мозочкових функцій, тазових функцій та, в меншому ступені – сенсорних функцій. Розширення бази опори може бути пов'язано як з вказаними розладами, так і може бути самостійним параметром, який більш складно відбиває комплекс ураження нервової системи при множинному склерозі.

З огляду на внесок параметрів оцінки ходьби пацієнтів у дискримінацію за важкістю захворювання (або за глибиною та поширеністю ураження нервової системи при МС), здається доцільним провести процедуру класифікації в досліджуваній групі тільки за параметрами ходьби, без урахування клінічних даних, оцінок за шкалою EDSS. Результати такого аналізу були наступними. При збереженні того ж самого групуючого параметру (три групи за важкістю загальних розладів), процедура класифікації виділила три окремих групи хворих, хоча й зі значно нижчою достовірністю розпізнавання (табл. 4.18).

Таблиця 4.18

Матриця класифікації хворих на МС з різним ступенем загальної інвалідизації функцій з урахуванням тільки показників ходьби

Групи обстежених	Коректно обстежені (%)	G_1:1 (абс.)	G_2:2 (абс.)	G_3:3 (абс.)
EDSS 1 – 2,5 (G_1:1)	53,85	7	5	1
EDSS 3 – 3,5 (G_2:2)	62,50	5	15	4
EDSS 4 – 6 (G_3:3)	62,96	0	10	17
Загалом	60,94	12	30	22

Цікаво, що абсолютні значення розподілу випадків за групами дуже наближені до даних попереднього кроку аналізу (див. табл. 4.14). У цілому модель коректна майже для 61 % випадків. Між хворими з різним ступенем інвалідизації дискримінантними змінними виявились вже інтегральна оцінка «нормальності» ходьби FAP, нормалізована швидкість ходьби і ширина бази опори на праву та ліву ногу (таблиця 4.19).

Таблиця 4.19

Звіт дискримінантного аналізу в групі хворих на МС з урахуванням тільки параметрів ходьби з довільно обраним темпом

Wilks' Lambda: 0,47450; F (8,116) = 6,4617; p<0,0000				
Дискримінантні змінні	Wilks' Lambda	Partial Lambda	F-remove (2,58)	p-level
Інтегральний показник FAP	0,574	0,83	5,81	0,005
Нормалізована швидкість ходьби	0,524	0,91	2,78	0,071
Ширина опори правої ноги	0,537	0,89	3,54	0,035
Ширина опори лівої ноги	0,518	0,92	2,41	0,098

Достовірними дискримінантами виявились показник FAP ($p = 0,005$) та ширина опори правої ноги ($p = 0,035$). І хоча коефіцієнти дискримінантних функцій та константи для всіх трьох груп виявились досить близькими (табл. 4.20) і подібними за знаком, перевірка валідності процедури класифікації за допомогою виключення першого канонічного кореню (табл. 4.21) показує, що за допомогою таких рівнянь з вказаними коефіцієнтами можна виділити не тільки першу групу від третьої (перша стрічка таблиці), але й другу від третьої.

Проведений послідовний аналіз демонструє, принаймні, кілька важливих висновків. По-перше, у кожній з процедур до диференційних ознак входять показники оцінки параметрів ходьби. Важливими виявились інтегральна оцінка «нормальності» ходьби FAP і нормалізований показник швидкості ходьби при довільно обраному темпі (в першому та третьому випадках),

Таблиця 4.20

Класифікаційні дискримінантні функції для трьох груп хворих на МС, основані на оцінці параметрів ходьби.

Дискримінантні змінні	G_1:1 p = 0,203	G_2:2 p = 0,375	G_3:3 p = 0,422
Інтегральний показник FAP	2,198	2,328	2,063
Нормалізована швидкість ходьби	-91,14	-101,2	-91,76
Ширина опори правої ноги	0,478	1,623	1,619
Ширина опори лівої ноги	1,693	0,698	0,804
Константа	-67,38	-70,04	-57,56

Таблиця 4.21

Звіт покрокового критерію з включенням для усіх канонічних коренів у хворих на множинний склероз (за даними оцінки параметрів ходьби).

	Eigenvalue	Canonical R	Wilks' Lambda	Chi-Sqr.	Df	p-level
0	0,8039	0,668	0,479	43,857	8,000	6E-07
1	0,1585	0,370	0,863	8,755	3,000	0,0327

а також ширина бази опори (в другому та третьому випадках). Остання, хоча й може розглядатись, як компенсаторна функція в умовах погіршення постурального контролю, прямо відображує ступінь його порушення. У цьому відношенні поява акценту на порушення мозочкових, стовбурових функцій та тазових розладів, як важливих для визначення ступеня ураження нервової системи при МС в цілому є симптоматичною. Обидві групи оцінок інтегральні за своєю суттю – вони позначають кінцевий результат порушення тієї чи іншої функції, внесок в який можуть робити різні ураження, на різних рівнях нервової системи та різних її структур. Отже, таку констеляцію двох груп показників не можна вважати випадковою.

При обговоренні результатів клінічних досліджень ключовим завданням є встановлення змін ходьби, які є характерними для патологічних станів. Ми обрали для дослідження хронічні прогресуючі захворювання, перебіг яких об'єднується одним, загальним, але індивідуальним для патології патомеханізмом ураження структур нервової системи.

Першою дослідною групою стали 64 хворих з **множинним склерозом**. Порушення ходьби при МС є ключовим симптомом захворювання й кінцевим його наслідком є втрата амбулаторної функції пацієнта. Ця проблема розвивається майже у 85 % хворих [523]. Не випадково, основний діагностичний інструмент для визначення загальної важкості хвороби та ступеня втрати працездатності (шкала Куртцке) побудований саме на оцінці спроможності людини до пересування [426].

Традиційно в клінічній практиці основні проблеми, пов'язані з ходьбою при МС відносять до нижнього парапарезу, спастичності та атаксії. На початкових стадіях, особливо в структурі епізоду загострення (чи при клінічно ізольованому синдромі) можуть спостерігатись такі «чисті» синдроми порушень

ходьби, зумовлені тим чи іншим вогнищевим запальним ураженням білої речовини мозку. Але згодом, при тривалому перебігу, порушення ходьби стають все більш складними та клінічний малюнок охоплює в собі майже всі перераховані компоненти, а вірогідно й інші, які втім маскуються очевидними парезами, спастичністю чи комбінованою атаксією. На наш погляд, патогенез розладів ходьби при МС є складнішим за очевидну комбінацію окремих компонентів, що підтверджується результатами наших досліджень.

По-перше, в об'єднаній групі хворих усі часові та просторові параметри ходьби високо статистично відрізняються від параметрів контрольних груп (див. табл. 4.2). Відбувається значне зниження швидкості ходьби і, що важливо, зменшення частоти кроків за хвилину. Зменшується суттєво довжина кроку і, у меншому ступені, зростає його тривалість. Внутрішня організація циклу ходьби теж помітно перебудовується – насамперед збільшується відносний час опори на обидві ноги й загальна тривалість стояння, зменшується відсоток витрат часу на перенесення ноги в повітрі й опора на одну ногу. Аналогічні дані наводять також інші дослідники [524], [525]. Але найцікавіше полягає у тому, що при аналізі ходьби у підгрупах хворих з різним рівнем загальної інвалідизації зберігається подібний малюнок порушень часових та просторових параметрів і вони поглиблюються від стадії до стадії тільки в числовому вимірі (див. табл. 4.3). Навіть при самих початкових (клінічно) стадіях захворювання, при оцінках EDSS в межах 1 – 2,5, коли ані суб'єктивно, ані клінічно об'єктивно ходьба хворих не порушена, інструментальне дослідження виявляє високо достовірні (на рівні $p < 0,01$) відхилення всіх параметрів. У наступній стадії (EDSS 3–3,5), коли наявні мінімальні ознаки інвалідизації, які втім не обмежують здатність пересування за відстанню, відхилення стають очевидно значущими й за спрямуванням чітко корелюють з попередньою стадією. У стадії, де порушення ходьби є домінуючим симптомом, з обмеженням амбулаторної функції (EDSS 4–6 балів), відхилення параметрів стають грубими.

Така жорстка тенденція, не зважаючи на клінічний поліморфізм неврологічних проявів, вірогідно не є випадковою. В її основі повинен бути єдиний механізм, який неможливо пояснити з точки зору розсіяного багатовогнищевого ураження мозку, приймаючи до уваги широке коливання індивідуальних морфологічних малюнків пошкодження, особливо на початкових стадіях. Майже лінійна тенденція до поглиблення відхилень параметрів від стадії до стадії скоріше може пояснюватись нейродегенеративним процесом, ніж ремітуючим та розсіяним запальним. По-друге, за такий малюнок перебудови ходьби може відповідати й певна єдина локалізація патологічного ураження. На її роль, на нашу думку, може претендувати смужка перивентрикулярної білої речовини, яка закономірно демонструє гіперінтенсивність у T_2 режимі при МРТ дослідженні. Саме в цій ділянці проходять кортико-спінальні волокна, що забезпечують контроль рухів ногами (як довільний, так і автоматизований). До цієї гіпотези повернемося пізніше, при порівнянні з розладами ходьби в структурі інших захворювань, з відмінними основними патомеханізмами.

Поступове розширення бази опори з прогресуванням МС здається закономірним – зростає глибина та поширеність ураження в межах нервової системи, у тому числі й структур, які відповідають за координацію. Збільшення бази опори є компенсаторною реакцією на зростаючу нестійкість. А от зростання асиметрій, як часових, так і просторових параметрів виглядає дивним, зважаючи на поступове збільшення клінічної симетрії у хворих з часом. Вірогідно, пошкодження цілісного механізму регуляції акту ходьби призводить до розбалансування сторін і може бути однією з причин зростання нестійкості й втрати балансу, поза внеском вестибулярної, мозочкової дисфункції чи сенсорного дефіциту.

Довільне прискорення ходьби у хворих на МС призводить до певної нормалізації показників – вони наближаються до таких у контрольній групі при комфортній ходьбі. Найбільш цікавим є підвищення інтегрального показника FAP при прискоренні, що свідчить про адаптаційну функцію такого втручання в амбулаторний акт. Ступінь «нормалізації» різна на різних стадіях захворювання, але тенденції в напрямках змін показників є однаковими. Очевидно, що впродовж розвитку хвороби страждає автоматизм компенсації зростаючих порушень і головним наслідком цього є прогресуюче уповільнення ходьби за рахунок переважання нового стереотипу, що враховує сукупність обставин, які склались. Але довільне, примусове прискорення відновлює до деякої міри старий, нормальний стереотип і спостерігається тенденція до відновлення нормальних співвідношень у фазах циклу ходьби. Принаймні, це контрастує з напрямком погіршення показника FAP при прискоренні ходьби в здорових людей. Страждає не сам механізм регуляції (у розумінні окремого центру чи організаційної структури), а його участь у контролі ходьби. Прискорення ж знову вводить цей гіпотетичний механізм до контуру регуляції й тим самим нормалізує параметри ходьби.

Отримані результати можна до певної міри порівняти з тими, що наводять Y. Baran & A. Miller (2006) у своєму дослідженні впливу зміни просторово-візуальних обставин на параметри ходьби [526]. Вони продемонстрували, що зміна сенсорного зорового потоку за допомогою пристрою віртуальної реальності достовірно покращує параметри ходьби у хворих на МС. Підкреслюється, що в контрольній групі здорових такий метод не призводив до достовірних змін показників ходьби (!). Автори пропонують застосовувати метод для цілей рухової реабілітації при МС. Зі свого боку, опираючись на отримані нами результати, ми можемо поставити питання про доцільність тренуючих прискорень ходьби в реабілітаційних цілях – для вироблення нового стереотипу пересування.

Ще однією характерною рисою змін ходьби при МС було зростання параметру варіативності у хворих (див. табл. 4.6). На таку ж тенденцію вказують й інші дослідники [525]. Але важливим є момент прогресуючого зростання варіабельності практично всіх досліджуваних показників з розвитком хвороби (див. табл. 4.7). Збільшення варіативності стосується виконання як часових, так

і просторових компонентів акту ходьби. При тому слід відмітити, що збільшуються обчислені для кожної ноги окремо й асиметрії цього параметра.

Варіативність параметрів ходьби розцінюється як показник жорсткості регуляції автоматизованих функцій, показник централізації механізму регуляції та як більш точний параметр, що визначає спроможність до підтримання балансу або, навпаки, схильність до падінь [502], [419]. Тому ми вважали доречним провести кореляційний аналіз коефіцієнтів варіабельності основних параметрів ходьби з клінічними оцінками основних функціональних систем за шкалою EDSS (FS). Як продемонстровано в табл. 4.8 і в подальшому аналізі підгруп з різним ступенем інвалідизації, найбільший внесок у зростання варіативності роблять клінічні оцінки стовбурових функцій та функцій мозочка (у загальній групі хворих). Слід підкреслити, що нами свідомо обраний дуже високий поріг достовірності отриманих результатів ($p < 0,001$), щоб уникнути випадкових співпадінь. Важливо, що на початкових стадіях захворювання на показники варіативності можуть впливати розлади в зоровій системі, мозочковій системі та тазових функцій (як правило, минуші на цих стадіях порушення). На середніх стадіях відзначається вплив мозочкових розладів, тазових порушень і загальної оцінки церебральних функцій. А вже на розвинених стадіях МС домінує вплив оцінок стовбурових функцій та мозочка. З точки зору ієрархічної будови механізмів контролю ходьби це може бути цілком логічно пояснено – стовбурово-мозочковий рівень регуляції вважається дуже важливим саме у відношенні контролю ритміки процесу ходьби [3], [333], [82], [84], [85]. З другого боку, можна передбачати, що клінічні оцінки окремих функцій у хворих на МС мають більш складний зміст, ніж звичайно вкладається. Клінічна презентація стовбурових, мозочкових, тазових та церебральних порушень в основі має комплексний патогенез, який не пояснюється тільки окремими вогнищевими ураженнями. Їх тісний зв'язок з порушеннями окремих параметрів ходьби на рівні регуляції цих параметрів (CV), дозволяє більш глибоко розглядати загальні закономірності організації амбулаторної функції та механізми її порушень при патології.

З цією метою було проведено математичне моделювання глибини розладів у хворих на МС з урахуванням як комплексу клінічних даних, так і показників ходьби. Аналіз показав, що апостеріорний підхід до групування (ступінь інвалідизації за оцінками EDSS) створює модель, в якій дискримінантними змінними, що відрізняють групи хворих виявились, окрім самої оцінки EDSS (що природно), також оцінка стану функцій мозочка й три показники ходьби хворих – різниця в тривалості кроків (асиметрія), показник інтегральної «нормальності» ходьби FAP і нормалізована швидкість ходьби. Два останніх є пов'язаними й практично можуть розглядатись як одна категорія. Симптоматично, що проявила себе саме оцінка мозочкової функції. І важливо, що дискримінація за отриманими показниками можлива достовірно між усіма трьома групами. При виключенні з моделі оцінки EDSS (яка і є приводом до групування), дискримінантні функції змінюються, але серед них залишається один з

параметрів ходьби (ширина опори лівої ноги). Різниця в дискримінантних константах для першої та другої групи є невисокою (хоча й достовірною), що відповідає близькості цих груп за клінічною презентацією (в обох випадках порушення ходьби незначні або виявляються лише інструментально). Але третя група виділяється очевидно. Внесення до матриці показників групи здорових людей показує, що перша та друга група вже мають очевидні ознаки та відмінності патології (див. рис. 4.3 та 4.4). Нарешті, логічно було б промоделювати ситуацію виключно на базі параметрів ходьби у хворих. У цьому випадку ми отримали чотири дискримінаційні змінні – повернулися оцінки FAP та нормалізована на довжину ноги швидкість пересування й додалися параметри ширини опори правої та лівої ноги. Останні можна розглядати як корелят оцінок стовбурових та мозочкових функцій з огляду на компенсацію наявної атаксії за рахунок більш широкої бази опори. Цікаво, що оцінки пірамідних функцій (м'язова сила та спастичність) не увійшли до залежних відносно ступеня інвалідизації, що здавалось би цілком логічним з точки зору загального клінічного досвіду. Але й в інших дослідженнях залежності параметрів ходьби від показників м'язової сили (зокрема – швидкості пересування) вказується на неоднозначні кореляції цих параметрів і можливий значний вплив, наприклад, порушень сенсорної функції [527].

Проведений математичний аналіз не тільки підтверджує висловлені раніше припущення щодо особливостей реорганізації ходьби при МС, загальних закономірностей порушень амбулаторної функції при цьому захворюванні, але й дозволяє стверджувати, що інструментальне дослідження ходьби може вже на ранніх стадіях, при мінімальних клінічних даних, отримати достовірні результати, що підтримують вірогідний діагноз МС. А при повторних дослідженнях можливо отримувати цінні прогностичні дані відносно перебігу захворювання та прогнозу.

4.2. Розлади ходьби у хворих на хворобу Паркінсона

Параметри ходьби вивчали у 101 хворого з хворобою Паркінсона (ХП). Група включала 50 чоловіків (середній вік $61,88 \pm 9,55$ року) і 51 жінку (середній вік $64,29 \pm 8,83$ року). Оцінка стадії захворювання за шкалою Hoehn & Yahr (1968) становила у чоловіків в середньому $2,33 \pm 0,48$ і у жінок – $2,27 \pm 0,55$, тобто статевих відмінностей складу групи не знайдено [528], [431], [529], [530].

Хворі не відбирались спеціально – група створена з потоку звертань за медичною допомогою на кафедру нервових хвороб ВНМУ ім. М. І. Пирогова та в обласну клініку нервових хвороб. Таким чином, дослідна група відбиває, певною мірою, існуючі популяційні співвідношення щодо структури ХП. У групі було 13 хворих з оцінкою стадії захворювання 1–1,5 (переважно односторонні клінічні прояви), 39 хворих з оцінкою стадії 2 (двостороннє охоплення, м'які прояви), 23 хворих з оцінкою стадії 2,5 (помірне двостороннє захворювання, з легкими проявами порушень постуральних рефлексів) і 26 хворих з оцінкою

стадії 3 (від помірного до важкого захворювання, з очевидним порушенням постуральної стабільності).

Оскільки у завдання дослідження входило оцінити основні закономірності змін ходьби при ХП, у групу включені як хворі, що не приймали лікування («drug naïve»), так і ті, що отримували різні види компенсуючої терапії. Головною умовою було дослідження в стані максимальної для конкретного хворого й у конкретний період компенсації рухового дефекту, яке досягнуто поточним лікуванням. Використовувалися дві основні парадигми ходьби – з довільно обраним темпом і прискорена ходьба. Оцінка клінічних особливостей перебігу ХП та ступеня розвитку окремих симптомів проводилась за шкалою UPDRS. До уваги бралися не тільки оцінки по кожному з 31 пункту шкали, а й їх комбінації, що відбивають сумарні оцінки тремтіння, брадикінезії, аксиальних проявів чи симптомів у кінцівках [434]. Ці оцінки аналізувались у відношенні кореляцій з параметрами ходьби хворих.

4.2.1. Ходьба з довільно обраним темпом при хворобі Паркінсона.

У таблиці 4.22 наведені усереднені дані про окремі часові та просторові параметри ходьби з довільно обраним темпом у хворих з ХП та в контрольній групі здорових людей старшого віку (див. розділ 3).

Таблиця 4.22

Основні параметри ходьби з довільно обраним темпом у хворих з хворобою Паркінсона (ХП) і в контрольній групі здорових людей

Параметр	Хворі на ХП n = 101	Контрольна група n = 22
Чоловіки / жінки	50 / 51	8 / 14
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,54±0,15***	0,67±0,05
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,53±0,14***	0,67±0,04
Довжина кроку (Лв), см	48,23±12,65***	59,88±4,42
Довжина кроку (Пр), см	47,53±12,24***	59,85±4,38
Тривалість кроку (Лв), сек	0,65±0,12**	0,58±0,06
Тривалість кроку (Пр), сек	0,64±0,11**	0,57±0,06
База опори (Лв), см	10,30±3,44*	8,67±3,71
База опори (Пр), см	10,30±3,46*	8,32±3,93
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	35,36±4,42**	38,04±1,29
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	35,00±4,42**	37,74±0,97
Тривалість стояння, % (Лв)	64,65±4,41**	61,95±1,30
Тривалість стояння, % (Пр)	65,00±4,42**	62,25±0,97
Час опори на одну ногу, % (Лв)	35,06±4,43**	37,77±1,18
Час опори на одну ногу, % (Пр)	35,30±4,46**	38,03±1,36
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	29,59±7,93**	24,37±2,03
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	29,72±7,78**	24,16±1,88
Різниця у тривалості кроків, сек	0,04±0,04***	0,01±0,01
Різниця у довжині кроків, см	3,11±3,88	1,85±1,68

Різниця у тривалості циклів ходьби, сек	0,01±0,01	0,01±0,01
Швидкість ходьби, см/сек	76,62±22,87***	104,93±11,09
Нормалізована швидкість ходьби	0,85±0,26***	1,18±0,15
Кроків за хвилину	95,43±13,56***	105,30±9,88
Оцінка FAP	81,73±13,26***	96,59±3,43

Примітка: різниця достовірна: * - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

Перше, що відрізняє групу хворих від здорових людей відповідного віку, це достовірне уповільнення ходьби (як в абсолютному вимірі швидкості, так і в її нормалізованому на довжину ноги значенні). Цей характерний для захворювання феномен виникає внаслідок, насамперед, зменшення кількості кроків за хвилину, що відповідає клінічному аналогу – брадикінезії. Разом з тим, можна спостерігати й суттєве зменшення абсолютної довжини кроку у хворих та збільшення його тривалості. Достовірно зростає також база опори кожною ногою.

До особливостей внутрішньої організації патерну ходьби у хворих з ХП відносяться достовірне зменшення частки часу, що витрачається на перенесення ноги в повітрі на користь збільшення часу, що відводиться стоянню, опори. При тому відносний час опори на одну ногу також достовірно скорочується, а час опори на обидві ноги достовірно збільшується. У сукупності це можна віднести до відображення феномену «прилипання» ніг до землі, що у виразних випадках виглядає, як човгання ногами по підлозі.

Звертає на себе увагу високий середній рівень різниці в тривалості кроків кожною ногою. Це відповідає властивій ХП особливості – наявності асиметрії проявів впродовж усього розвитку захворювання, що має важливе діагностичне значення, як це позначено в критеріях діагнозу UKPDS [430], [431]. Різниці у тривалості циклів ходьби не знайдено. Вірогідно це свідчить про компенсуючий механізм, за допомогою якого підтримується заданий напрямок ходьби, без відхилень від лінії. Різниця в довжині кроків правою та лівою ногою теж відчутно збільшена, але в зв'язку з широким коливанням значення показника (високий рівень стандартного відхилення) достовірність такої різниці не встановлена.

У результаті спостерігається достовірне зменшення інтегрального показника «нормальності» ходьби у хворих з ХП – FAP, який відображає не тільки зменшення швидкості пересування, а і зміни структурної організації акту ходьби.

Коли в двох групах порівнювати абсолютні часові та просторові значення параметрів ходьби (табл. 4.23), з'ясовується, що час перенесення ноги в просторі та час опори на кожную ногу не відрізняються від таких у здорових людей. Ці компоненти ходьби реально не змінюються. Тобто механізми, що відповідають за ці компоненти не страждають при захворюванні. А от механізми, що пов'язані

з утриманням пози (загальний час стояння, опора на обидві ноги) очевидно порушуються, потребують більше часу для реалізації.

Таблиця 4.23

Середні абсолютні часові та просторові параметри ходьби з довільно обраним темпом у здорових людей та при хворобі Паркінсона

Параметр	Контроль n = 22	Хворі з ХП n = 101
Швидкість, см/сек	104,93±11,09	76,62±22,87***
Нормалізована швидкість	1,18±0,15	0,85±0,26***
Тривалість циклу ходьби, Лв, сек	1,14±0,12	1,28±0,22**
Тривалість циклу ходьби, Пр, сек	1,15±0,12	1,28±0,22**
Довжина подвійного кроку, Лв, см	120,07±8,50	96,47±23,45***
Довжина подвійного кроку, Пр, см	120,16±8,54	97,21±23,41***
Час переносу ноги, Лв, сек	0,44±0,05	0,45±0,07
Час переносу ноги, Пр, сек	0,43±0,05	0,44±0,06
Тривалість стояння, Лв, сек	0,71±0,07	0,83±0,20**
Тривалість стояння, Пр, сек	0,71±0,08	0,84±0,20**
Час опори на ліву ногу, сек	0,43±0,05	0,44±0,06
Час опори на праву ногу, сек	0,44±0,05	0,45±0,07
Час подвійного опори, Лв, сек	0,28±0,04	0,39±0,19**
Час подвійного опори, Пр, сек	0,28±0,03	0,39±0,19**

Примітка: різниця достовірна: ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

Внаслідок суттєвого збільшення тривалості кроку й тривалості циклу ходьби перерозподіляється внесок кожного компоненту (відсоткове значення в циклі), як це було продемонстровано вище (див. табл. 4.22), на користь часу стояння, опори, особливо на обидві ноги. Скорочення довжини кроку (і подвійного кроку) може розглядатися в якості компенсуючого механізму, у зв'язку з загальним уповільненням ходьби. Навпаки, якщо скорочення просторових параметрів ходьби розглядати як первинний елемент порушення функції, тоді зміна часових показників (особливо з урахуванням незмінності абсолютних вимірів) є складною за внутрішньою організацією компенсаторним механізмом.

Для кращого розуміння процесів, що відбуваються, нами була простежена динаміка зміни згаданих вище параметрів ходьби у хворих ХП впродовж

розвитку самого захворювання, на різних за важкістю стадіях процесу (табл. 4.24 та 4.25).

Таблиця 4.24

Основні параметри ходьби з довільно обраним темпом у хворих на початкову хворобу Паркінсона: стадії 1 – 1,5 та 2 за шкалою Hoehn & Yahr (H & Y)

Параметр	Контроль n = 22	H & Y 1–1,5 n = 13	H & Y 2 n = 39
Чоловіки / жінки	8 / 14	4 / 9	22 / 17
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,67±0,05	0,60±0,08*	0,58±0,11**
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,67±0,04	0,59±0,08*	0,56±0,12**
Довжина кроку (Лв), см	59,88±4,42	54,33±7,41**	51,75±10,42***
Довжина кроку (Пр), см	59,85±4,38	53,20±7,92**	50,30±11,46***
Тривалість кроку (Лв), сек	0,58±0,06	0,62±0,10	0,64±0,08**
Тривалість кроку (Пр), сек	0,57±0,06	0,61±0,10	0,64±0,08**
База опори (Лв), см	8,67±3,71	10,39±2,68	9,74±2,74
База опори (Пр), см	8,32±3,93	10,46±2,94	9,80±2,84
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	38,04±1,29	35,84±1,69***	35,55±3,99**
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	37,74±0,97	35,67±2,48***	35,43±4,10**
Тривалість стояння, % (Лв)	61,95±1,30	64,15±1,68***	64,45±3,99**
Тривалість стояння, % (Пр)	62,25±0,97	64,32±2,46***	64,58±4,10**
Час опори на одну ногу, % (Лв)	37,77±1,18	36,03±1,96**	35,42±4,11*
Час опори на одну ногу, % (Пр)	38,03±1,36	35,46±2,21**	35,56±3,96*
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	24,37±2,03	28,26±3,66***	29,15±7,45**
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	24,16±1,88	27,90±3,03***	29,29±7,40**
Різниця у тривалості кроків, сек	0,01±0,01	0,02±0,01**	0,04±0,03***
Різниця у довжині кроків, см	1,85±1,68	1,89±2,08	2,70±2,87
Різниця у тривалості циклів ходьби,	0,01±0,01	0,02±0,02	0,01±0,01
Швидкість ходьби, см/сек	104,93±11,09	89,00±15,27**	81,08±20,43***
Нормалізована швидкість ходьби	1,18±0,15	0,98±0,14***	0,91±0,22***
Кроків за хвилину	105,30±9,88	100,22±17,39	95,16±10,69***
Оцінка FAP	96,59±3,43	88,38±6,19***	86,03±10,84***

Примітка: різниця достовірна, порівняно з контролем: * - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

Основні параметри ходьби з довільно обраним темпом у хворих з розвиненою хворобою Паркінсона: стадії 2,5 та 3 за шкалою Hoehn & Yahr (H & Y)

Параметр	Контроль n = 22	H & Y 2,5 n = 23	H & Y 3 n = 26
Чоловіки / жінки	8 / 14	11 / 12	13 / 13
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,67±0,05	0,58±0,09**	0,42±0,17***
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,67±0,04	0,57±0,09**	0,43±0,15***
Довжина кроку (Лв), см	59,88±4,42	50,48±8,86***	37,93±15,03***
Довжина кроку (Пр), см	59,85±4,38	49,73±9,15***	38,60±13,42***
Тривалість кроку (Лв), сек	0,58±0,06	0,65±0,09**	0,67±0,18**
Тривалість кроку (Пр), сек	0,57±0,06	0,62±0,08**	0,67±0,17**
База опори (Лв), см	8,67±3,71	9,27±3,56	12,02±4,10**
База опори (Пр), см	8,32±3,93	9,26±3,54	11,88±4,08**
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	38,04±1,29	36,90±2,58	33,45±6,36**
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	37,74±0,97	35,52±2,57	33,57±6,40**
Тривалість стояння, % (Лв)	61,95±1,30	63,10±2,58	66,55±6,35**
Тривалість стояння, % (Пр)	62,25±0,97	64,48±2,57	66,44±6,39**
Час опори на одну ногу, % (Лв)	37,77±1,18	35,55±2,69***	33,61±6,45**
Час опори на одну ногу, % (Пр)	38,03±1,36	36,91±2,84***	33,43±6,33**
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	24,37±2,03	27,31±4,40**	32,92±11,25***
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	24,16±1,88	27,53±4,09**	33,23±10,98***
Різниця у тривалості кроків, сек	0,01±0,01	0,04±0,04**	0,07±0,06***
Різниця у довжині кроків, см	1,85±1,68	2,98±2,75	4,45±5,99*
Різниця у тривалості циклів ходьби,	0,01±0,01	0,01±0,01	0,01±0,01
Швидкість ходьби, см/сек	104,93±11,1	80,29±19,37**	60,48±24,94***
Нормалізована швидкість ходьби	1,18±0,15	0,91±0,21**	0,67±0,28***
Кроків за хвилину	105,30±9,88	95,98±12,49**	92,94±16,15***
Оцінка FAP	96,59±3,43	84,77±8,59***	69,38±14,80***

Примітка: різниця достовірна, порівняно з контролем: * - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

Перше, що звертає на себе увагу, це практична ідентичність середніх параметрів ходьби в групах хворих з оцінками стадій 2 і 2,5. Клінічні критерії оцінки важкості захворювання в цих двох стадіях вимагають для розмежування відповіді тільки на одне запитання (пункт 30 у шкалі UPDRS): чи є прояви ретропульсії при тесті поштовху назад, з самостійним відновленням стабільності (стадія 2,5), чи немає таких (стадія 2). Взагалі, поява елементів порушення

балансу є несприятливим показником в оцінці розвитку захворювання, поширеності та глибини патологічного процесу, у тому числі й з прогностичної точки зору, хоча інші симптоми захворювання можуть проявляти себе в досить широких межах. У досліджених нами хворих сукупна оцінка розладів (синдрому паркінсонізму, сума балів за шкалою UPDRS) була практично однаковою: $32,58 \pm 12,25$ бала для стадії 2 і $31,41 \pm 11,26$ бала для стадії 2,5. Тому й показники ходьби для хворих у цих двох стадіях майже однакові, хоча (незважаючи на відсутність достовірності різниці) загальна тенденція в динаміці показників від стадії до стадії простежується і стадія 2,5 продовжує цей малюнок, не випадаючи з його контексту. Але для цілей подальшого аналізу є очевидним, що стадії 2 та 2,5 можна об'єднати в одну групу хворих, маючих загальні клінічні характеристики (білатеральна хвороба, від м'якої до помірної).

Аналіз даних у залежності від стадій захворювання демонструє, що отримані для цілої групи хворих загальні тенденції прослідковуються, без виключення, у кожній зі стадій, зростаючи за виразністю та достовірністю в порівнянні зі здоровим контролем від першої до третьої стадії. Слід підкреслити, що очевидні зміни малюнку ходьби відбуваються вже в початковій фазі захворювання (стадії 1 – 1,5), коли суб'єктивно хворі ще не звертають увагу на їхню наявність і зовні порушення ходьби не впадають в очі (інколи навіть лікарю при огляді). Достовірно скорочується довжина кроку, подовжується його тривалість (недостовірно внаслідок малочисельності групи хворих) і високо достовірно змінюється співвідношення окремих фаз кроку, за малюнком загальної групи.

Але найбільш драматичні зміни параметрів (за ступенем, глибиною) спостерігаються у хворих з 3 стадією захворювання за шкалою Hoehn & Yahr. Вони підкреслюють, що перебудова структури ходьби пов'язана саме з хворобою, глибиною її розвитку та охоплення відділів нервової системи. Стає очевидною розширення бази опори при хворобі Паркінсона та стрімке скорочення довжини кроку (і відношення довжини кроку до довжини ноги, нормалізований показник). Останні показники змінюються в більшому ступені, ніж інші (можливо, за виключенням відносного часу опори на обидві ноги). Це може вказувати на провідний характер цієї зміни при ХП. Звертає увагу, що з розвитком захворювання зростають показники асиметрії – різниця в тривалості та довжині кроків обома ногами стає достовірною в порівнянні з контролем. При тому різниця в тривалості циклів ходьби залишається мінімальною та незмінною. На перший погляд, це протирічить основній клінічній тенденції – поступовому охопленню обох сторін тіла хворобою, що повинно призводити до нівелювання різниці між показниками сторін. Але з даних динаміки цих показників за стадіями (див. табл. 4.24 та 4.25) очевидно виходить, що асиметрія проявів внутрішньо властива ХП не тільки за зовнішніми ознаками, а й за внутрішніми механізмами, що відповідають за перебудову діяльності мозку в умовах патології такого типу.

4.2.2. Прискорена ходьба при хворобі Паркінсона.

Зміна парадигми ходьби у вигляді її прискорення є звичайною для людини. Повсякденне життя й зміна поточних цілей діяльності вимагає повсякчас вибору поведінкових стратегій, оптимальних відносно обставин. Прискорена ходьба є, у цьому розумінні, фізіологічною парадигмою та перехід на неї потребує певної перебудови механізмів організації акту ходьби, активації нових структур чи використання мозком інших, ніж при звичайній ходьбі режимів. В умовах патології ключовим моментом переходу до режиму прискореної ходьби може виявитись збереження цих гіпотетичних механізмів або існування багатоваріантності засобів досягнення кінцевої мети.

У випадку хвороби Паркінсона, прискорення ходьби призводить до певних змін у часових та просторових її параметрах. Порівняння останніх у хворих та в контрольній групі (табл. 4.26) показує, що збільшення швидкості, яке відбувається (абсолютної і нормалізованої), все ж не досягає нормального для віку рівня. Але при тому зберігається той же малюнок співвідношення основних параметрів, як і при ходьбі з довільно обраним темпом, хоча й у більшості позицій показники наближаються до таких, які демонструють у цих обставинах здорові люди. Ключовими залишаються менша довжина кроку, порівняно з контролем, збільшення частки часу на опору обома ногами, асиметрія тривалості та довжини кроків обома ногами.

Таблиця 4.26

Основні параметри прискореної ходьби у хворих з хворобою Паркінсона (ХП) і в контрольній групі здорових людей

Параметр	Хворі на ХП n = 90	Контрольна група n = 20
Чоловіки / жінки	45 / 45	6 / 14
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,66±0,13**	0,76±0,07
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,65±0,13**	0,76±0,05
Довжина кроку (Лв), см	58,79±12,01**	67,28±6,59
Довжина кроку (Пр), см	58,31±11,43**	67,25±5,01
Тривалість кроку (Лв), сек	0,50±0,10	0,47±0,05
Тривалість кроку (Пр), сек	0,50±0,10	0,46±0,05
База опори (Лв), см	9,68±3,91	8,81±2,95
База опори (Пр), см	9,77±3,84	8,71±2,49
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	38,19±3,50	39,78±1,23
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	38,10±3,39	39,34±1,02
Тривалість стояння, % (Лв)	61,82±3,50*	60,22±1,23
Тривалість стояння, % (Пр)	61,90±3,39	60,70±1,01
Час опори на одну ногу, % (Лв)	38,22±3,42	39,32±1,08
Час опори на одну ногу, % (Пр)	38,07±3,51	39,80±1,38
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	23,89±6,16*	20,77±2,04
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	23,87±5,96*	20,90±1,88

Різниця у тривалості кроків, сек	0,03±0,02*	0,02±0,01
Різниця у довжині кроків, см	2,80±2,13*	1,58±1,14
Різниця у тривалості циклів ходьби, сек	0,01±0,01	0,01±0,01
Швидкість ходьби, см/сек	121,05±28,43***	146,05±15,09
Нормалізована швидкість ходьби	1,36±0,31***	1,66±0,24
Кроків за хвилину	123,68±17,96	130,83±13,98
Оцінка FAP	90,02±9,72	91,85±9,55

Примітка: різниця достовірною, * - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

Найцікавіше полягає у тому, що на відміну від ситуації зі здоровими людьми (див. розділ 3), інтегральний показник FAP у хворих при прискоренні ходьби не зменшується, а, навпаки – покращується, впритул наближаючись до нормальних рівнів. Для з'ясування природи цього явища ми порівняли параметри прискореної ходьби у хворих з різною оцінкою стадії хвороби (табл. 4.27).

Таблиця 4.27

Основні параметри прискореної ходьби у хворих з різними стадіями хвороби Паркінсона (за шкалою Hoehn & Yahr)

Параметр	H & Y 1 – 1,5 n = 13	H & Y 2 – 2,5 n = 51	H & Y 3 n = 26
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,64±0,15	0,66±0,13	0,66±0,13
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,64±0,13	0,65±0,13	0,66±0,12
Довжина кроку (Лв), см	57,11±14,46	58,06±11,74	61,27±11,45
Довжина кроку (Пр), см	57,40±12,94	57,07±11,43	61,54±10,45
Тривалість кроку (Лв), сек	0,50±0,10	0,49±0,07	0,52±0,16
Тривалість кроку (Пр), сек	0,50±0,08	0,49±0,06	0,52±0,16
База опори (Лв), см	9,62±3,02	9,91±4,42	9,19±3,07
База опори (Пр), см	9,63±3,15	10,04±4,29	9,24±3,06
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	38,07±3,21	38,21±2,91	38,21±4,80
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	37,96±2,59	38,27±2,52	37,78±5,14
Тривалість стояння, % (Лв)	61,97±3,22	61,80±2,90	61,80±4,79
Тривалість стояння, % (Пр)	62,03±2,61	61,73±2,51	62,23±5,13
Час опори на одну ногу, % (Лв)	38,17±2,70	38,44±2,62	37,75±5,06
Час опори на одну ногу, % (Пр)	37,88±3,33	38,04±2,86	38,24±4,83
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	24,28±5,28	23,82±4,51	23,85±9,30
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	24,07±5,45	23,72±4,06	24,10±9,22
Різниця у тривалості кроків, сек	0,03±0,03	0,03±0,02	0,02±0,02
Різниця у довжині кроків, см	2,52±1,90	3,11±2,35	2,25±1,58
Різниця у тривалості циклів ходьби, сек	0,01±0,01	0,01±0,01	0,01±0,01
Швидкість ходьби, см/сек	117,53±30,57	119,87±26,63	125,46±31,88
Нормалізована швидкість ходьби	1,32±0,33	1,37±0,30	1,35±0,36

Кроків за хвилину	123,56±22,22	125,23±15,50	120,26±21,01
Оцінка FAP	88,75±9,54	89,35±8,96	92,26±11,47

З наведених у таблиці даних виходить, що найбільше поліпшення оцінок «нормальності» ходьби досягнуто у хворих з найважчою в групі стадією – 3. І саме вони продемонстрували найбільший приріст у швидкості ходьби (як і її абсолютне значення) (рис. 4.5).

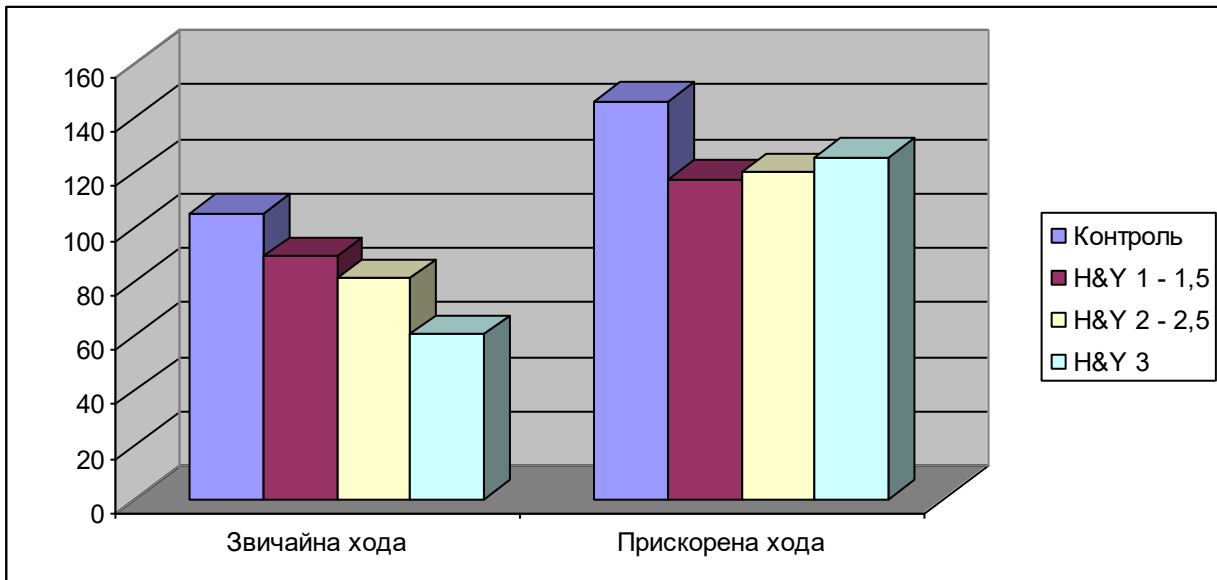


Рис. 4.5. Швидкість ходьби у хворих з ХП в умовах довільно обраного темпу (звичайна ходьба) та при прискоренні в залежності від оцінки стадії захворювання.

Ці хворі продемонстрували також найбільший приріст довжини кроку (та його абсолютне значення найближче до показників норми). Зважаючи на те, що збільшення кількості кроків за хвилину було приблизно однаковим для різних груп хворих, можна вважати, що основний приріст швидкості відбувся за рахунок як раз збільшення довжини кроку й скорочення його тривалості (у хворих з стадією 3), без суттєвої перебудови структури циклу ходьби.

Такі досить несподівані результати потребують пояснень. Швидше за все вони полягають у тому, що практично всі хворі останньої групи отримували лікування (леводопа, амантадіни чи інше), а серед хворих з меншими оцінками стадій значну частку складали неліковані пацієнти чи пацієнти з неадекватною відносно компенсації функцій терапією (центральні холінолітики в мінімальних дозах). Таким чином, хворі, що лікуються, мають значно більший резерв для активації ходьби та переведення її в близькі до нормальних режими, ніж ті, у яких складаються природні для патології режими обмеження адаптації. Прийом препаратів, патогенетично спрямованих відносно до інтимних механізмів хвороби переводить внутрішні механізми в режим, близький до нормального функціонування (у т.ч. і за нейрохімічними механізмами). Але звичайно хворі не

активують повсякденно цих механізмів і дезадаптуються поступово під впливом хвороби, демонструючи прогресуюче найгірші результати при звичайній ходьбі. Тому роль фізичної активності та тренування інтенсивно вивчається останнім часом, як істотне джерело впливу на порушення ходьби та нестабільність в умовах як вікових змін, так і патології [499], [500]. Хворі ж без патогенетичного лікування мають обмежений потенціал активації, структура ходьби цілком зумовлена біжучим патологічним процесом і прискорення відбувається головним чином за рахунок збільшення частоти кроків, а не «нормалізації» внутрішньої структури рухового акту.

З метою виявлення динаміки показників ходьби при її прискоренні у хворих з ХП ми порівняли дані, отримані в рамках двох рухових парадигм (табл. 4.28). Збільшення абсолютної та нормалізованої швидкості супроводжується достовірним зростанням числа кроків за хвилину. Одночасно достовірно збільшується довжина кожного кроку й суттєво зменшується його тривалість, при незначній зміні ширини бази опори. Зміни в структурі самого кроку полягають у невеликому, але достовірному, зменшенні відносного часу, витраченого на стояння на користь збільшення відносних витрат часу на перенесення ноги в повітрі. У самій фазі стояння теж відбувається перерозподіл: відносний час опори на одну ногу зростає на 8–10 % , у той час як відносна частка опори на обидві ноги скорочується на 18–20 % . Зменшується (достовірно) різниця в тривалості кроків при прискоренні, як і різниця в їх довжині (недостовірно). Високо достовірне збільшення показника FAP свідчить про дійсну нормалізацію співвідношень окремих фаз ходьби у хворих при спробі йти з більшою швидкістю.

Таблиця 4.28

Порівняння параметрів ходьби у довільно обраному темпі та прискореної ходьби при хворобі Паркінсона

Параметр	Звичайна ходьба n = 101	Прискорена ходьба n = 90
Чоловіки / жінки	50 / 51	45 / 45
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,54±0,15	0,66±0,13***
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,53±0,14	0,65±0,13***
Довжина кроку (Лв), см	48,23±12,65	58,79±12,01***
Довжина кроку (Пр), см	47,53±12,24	58,31±11,43***
Тривалість кроку (Лв), сек	0,65±0,12	0,50±0,10***
Тривалість кроку (Пр), сек	0,64±0,11	0,50±0,10***
База опори (Лв), см	10,30±3,44	9,68±3,91
База опори (Пр), см	10,30±3,46	9,77±3,84
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	35,36±4,42	38,19±3,50***
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	35,00±4,42	38,10±3,39***
Тривалість стояння, % (Лв)	64,65±4,41	61,82±3,50***

Тривалість стояння, % (Пр)	65,00±4,42	61,90±3,39***
Час опори на одну ногу, % (Лв)	35,06±4,43	38,22±3,42***
Час опори на одну ногу, % (Пр)	35,30±4,46	38,07±3,51***
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	29,59±7,93	23,89±6,16***
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	29,72±7,78	23,87±5,96***
Різниця у тривалості кроків, сек	0,04±0,04	0,03±0,02*
Різниця у довжині кроків, см	3,11±3,88	2,80±2,13
Різниця у тривалості циклів ходьби, сек	0,01±0,01	0,01±0,01
Швидкість ходьби, см/сек	76,62±22,87	121,05±28,43***
Нормалізована швидкість ходьби	0,85±0,26	1,36±0,31***
Кроків за хвилину	95,43±13,56	123,68±17,96***
Оцінка FAP	81,73±13,26	90,02±9,72***

Примітка: * - різниця достовірна, $p < 0,05$; *** - $p < 0,001$

4.2.3. Варіативність показників ходьби при хворобі Паркінсона

Можливість підтримувати стабільний ритм ходьби є важливою умовою стійкості, запобігання падінь (і травм, як наслідок). Тому дослідження варіативності показників ходьби у хворих може бути цінним додатковим параметром, який має не тільки діагностичне, а й прогностичне значення.

У таблиці 4.29 наведені усереднені дані коефіцієнтів варіації (CV) основних часових та просторових вимірів в процесі ходьби з довільно обраним темпом та в умовах прискорення ходьби (хвороба Паркінсона).

Таблиця 4.29

Коефіцієнти варіативності (CV, %) параметрів ходьби при хворобі Паркінсона та в контрольній групі (звичайна та прискорена ходьба)

Коефіцієнт варіативності показника	Звичайна ходьба		Прискорена ходьба	
	Хворі ХП n = 101	Контроль n = 22	Хворі ХП n = 90	Контроль n = 20
CV тривалості кроку Лв	6,90±5,02 0,018/0,033	4,27±1,83	5,57±3,20 -	4,15±2,01
CV тривалості кроку Пр	6,80±5,62 0,047/ -	4,36±1,71	6,05±3,66 -	4,90±1,86
CV часу переносу Лв	7,33±5,94 0,005/0,028	3,64±2,08	5,77±3,23 0,016	3,95±1,64
CV часу переносу Пр	7,52±5,68 0,014/0,016	4,45±1,74	5,87±3,18 0,034	4,30±2,13
CV часу подвійної опори Лв	12,21±7,84 0,005/ -	7,36±3,32	10,46±6,33 -	8,60±4,90
CV часу подвійної опори Пр	12,65±8,92 0,001/ -	6,32±2,88	10,60±6,45 -	10,30±4,05
CV довжини кроку Лв	9,71±11,11 0,016/0,007	3,86±2,71	6,35±3,95 0,007	3,90±1,17
CV довжини кроку Пр	9,84±11,29	4,09±2,22	6,12±4,57	3,20±1,28

	0,019/0,004		0,006	
--	-------------	--	-------	--

Примітка: під значенням CV вказані точні значення рівня достовірності різниці (p) для груп хворих: перше значення для порівняння з відповідним контролем, друге, після риси - для порівняння ходьби з довільним темпом та прискореної.

При ходьбі з комфортним темпом у хворих з ХП відмічене достовірне збільшення CV по всіх досліджуваних часових та просторових показниках, порівняно з контролем. Звертає увагу значне підвищення стандартних відхилень в групі хворих, що відображає наявність широкого діапазону коливань індивідуальних показників варіації (від 0 до 50 – 60 % для тривалості кроку, часу переносу і часу подвійного опори та від 2 % до 80 – 100 % для показника довжини кроку).

Коефіцієнти варіативності окремих показників дуже тісно корелюють один з одним, особливо часових параметрів ходьби: CV тривалості кроку правою ногою має позитивний зв'язок з CV часу переносу ноги (правої – $r = 0,87$, лівої – $r = 0,74$), CV часу подвійного опори (правою ногою $r = 0,75$, лівою ногою - $r = 0,73$) і CV довжини кроку (правої ноги $r = 0,68$, лівої ноги – $r = 0,48$). Усі кореляційні зв'язки достовірні з вірогідністю на рівні $p < 0,001$. Чи зумовлена варіативність показників ходьби при ХП, у такому випадку, одним механізмом? Здається, ні. При прискоренні ходьби CV усіх показників знижуються, наближаючись до рівнів у здорових людей, але все ж таки їх не досягають. Коефіцієнт варіації довжини кроку залишається високо достовірно відмінним від нормального рівня в здорових людей. Звертає увагу також значне падіння стандартних відхилень, що свідчить про звуження індивідуальних коливань самих показників і нормалізацію параметру. Така динаміка всіх коефіцієнтів може бути інтерпретована як свідчення деякої незалежності механізмів, що відповідають безпосередньо за ритмику ходьби (варіативність часових параметрів) і за генерацію кроку (варіативність довжини кроку). Для перевірки цієї гіпотези ми оцінили коефіцієнти варіативності за тими ж показниками ходьби у хворих з різними стадіями захворювання (за шкалою Hoehn & Yahr) (табл. 4.30).

З таблиці видно, що коефіцієнти варіації часових показників помірно зростають від стадії до стадії, збільшуючись від першої до третьої приблизно на 30-40 % , у той час як варіативність довжини кроку зростає достовірно майже в три рази ($p = 0,0287$). Порівняння динаміки збільшення коефіцієнтів варіативності тривалості кроку та довжини кроку лівою ногою наведено на рис. 4.6.

Очевидно, що показник варіації часового та просторового параметру є певним чином незалежними за механізмами контролю над ними. З прогресуванням захворювання зростає аритмічність параметрів ходьби, що може збільшувати нестійкість і бути предиспозицією до падінь (особливо характерних, починаючи зі стадії 3).

Таблиця 4.30

Динаміка коефіцієнтів варіативності (CV, %) параметрів ходьби з довільно обраним темпом у хворих з різними стадіями хвороби Паркінсона

Коефіцієнт варіативності показника	Стадія 1 – 1,5 n = 13	Стадія 2 – 2,5 n = 62	Стадія 3 n = 26
CV тривалості кроку Лв	6,54±4,41	6,27±4,53	8,58±6,11
CV тривалості кроку Пр	6,62±4,79	5,90±2,99	9,04±9,30
CV часу переносу Лв	5,23±4,44	5,97±3,08	11,62±9,10
CV часу переносу Пр	6,00±4,20	6,44±3,70	10,88±8,45
CV часу подвійного опори Лв	11,23±6,85	11,23±7,11	15,04±9,43
CV часу подвійного опори Пр	11,15±8,20	11,52±7,87	16,12±10,85
CV довжини кроку Лв	5,85±2,38	7,08±3,91	17,92±18,92
CV довжини кроку Пр	5,62±5,66	8,45±10,35	15,27±13,74

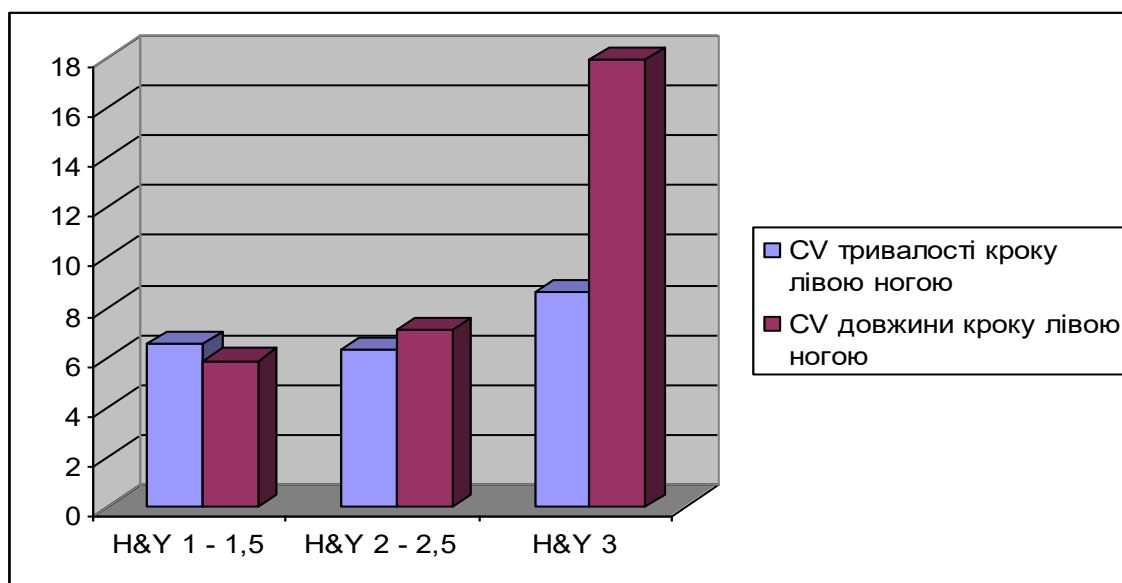


Рис. 4.6. Зміни коефіцієнта варіативності (CV) тривалості та довжини кроку лівою ногою в різних стадіях хвороби Паркінсона.

4.2.4. Клінічні кореляти параметрів ходьби при хворобі Паркінсона

Для вивчення зв'язків між клінічними оцінками стану хворих з ХП та параметрами ходьби нами проведений кореляційний аналіз (Пірсона), як в загальній групі, так і в залежності від стадії захворювання. Оцінка виразності окремих симптомів паркінсонізму проводилась за шкалою UPDRS (див. розділ 2). Ми групували оцінки за окремими пунктах шкали для визначення сумарної характеристики тремтіння, ригідності, брадикінезії, постуральної нестабільності та розладів ходьби, аксіальних симптомів та симптомів в кінцівках й окремо симптомів правої та лівої сторони тіла [434]. Слід відмітити, що кореляція між самими групованими оцінками є вельми високою (на рівні достовірності $p < 0,001$), що вказує, насамперед, на адекватність клінічних оцінок і, по-друге, внутрішню організованість у межах патології, рівномірність відібраної групи хворих (з точки зору належності випадків до сукупності) (табл. 4.31).

Внутрішня організація клінічних оцінок за шкалою UPDRS в групі хворих з хворобою Паркінсона (n = 101)

Група симптомів	1	2	3	4	5	6
Тремтіння (1)						
Ригідність (2)						
Брадикаінезія (3)	0,40	0,74				
Постуральна нестабільність + розлади ходьби (4)		0,59	0,56			
Аксіальні симптоми (5)		0,75	0,64	0,88		
Симптоми в кінцівках (6)	0,67	0,78	0,92	0,50	0,61	
Симптоми справа (7)	0,48	0,48	0,63			0,70
Симптоми зліва (8)	0,47	0,63	0,66	0,40	0,51	0,72

Після включення в кореляційний аналіз тільки відібраних раніше для аналізу показників ходьби (наприклад, див. табл. 4.27) виявились наступні залежності. Сукупність оцінки тремтіння не мала ніяких зв'язків з параметрами ходьби у хворих. Оцінка ригідності проявляла помірний зв'язок з довжиною кроку, як лівої, так і правої ноги ($r = 0,26$) та швидкістю ходьби ($r = 0,28$). Брадикаінезія позитивно корелювала з кількістю кроків за хвилину ($r = 0,26$). Загальна оцінка постуральної нестабільності й порушень ходьби мала зворотній зв'язок з шириною бази опори правою ногою ($r = -0,22$) і прямий – зі швидкістю ходьби ($r = 0,22$). Сума аксіальних симптомів мала зворотній зв'язок з показниками бази опори ногами ($r = -0,23$) і прямий – з показниками швидкості ($r = 0,24$). Оцінка сукупності симптомів в кінцівках корелювала з частотою кроків хворих ($r = 0,23$).

Коли ж до аналізу (у матрицю) була додана вся сукупність показників ходьби, включаючи абсолютні часові показники фаз ходьби, то з високим рівнем достовірності ($p < 0,001$) тільки два клінічних параметри продемонстрували свій вплив на часові та просторові виміри. Це сукупність оцінок аксіальних симптомів, яка зворотнім чином зв'язана з довжиною кроку лівою ногою ($r = -0,36$) і сукупна оцінка постуральної нестабільності та порушення ходьби: зворотня залежність є зі швидкістю ходьби ($r = -0,44$), з частотою кроків ($r = -0,43$), довжиною кроку лівою ($r = -0,54$) та правою ногою ($r = -0,49$), довжиною подвійного кроку лівою ($r = -0,52$) та правою ногою ($r = -0,50$), часткою часу, витраченого на перенесення в повітрі правої ноги ($r = -0,38$), витраченого на стояння правою ногою ($r = -0,38$), часткою часу на опори лівою ногою ($r = -0,39$) і пряма залежність із відносним часом подвійної опори на ліву ($r = 0,37$) і праву ($r = 0,38$) ноги. Ця оцінка також зворотньо зв'язана з інтегральним показником «нормальності» ходьби FAP ($r = -0,43$). Фактично, кореляційний аналіз повністю підтвердив основні висновки, отримані при аналізі ходьби хворих з ХП вище, звичайними методами порівняльної статистики. І підтвердив також

прогностичну цінність оцінок аксіальних симптомів, постуральної нестабільності у відношенні до глибини розладів при паркінсонізмі.

Спроба аналогічного аналізу в підгрупах хворих, розділених за віжкістю захворювання (за шкалою Hoehn & Yahr), дала дещо несподіваний результат. У підгрупі хворих з оцінкою стадії хвороби 3 (26 пацієнтів) ніяких залежностей між параметрами не було знайдено. А при аналізі підгрупи з важкістю від стадії 1 до стадії 2,5 (75 пацієнтів) виявились наступні зв'язки. Інтегральний показник якості ходьби FAP був зворотно зв'язаний з оцінкою сукупності симптомів у кінцівках ($r = -0,38$), оцінкою ригідності ($r = -0,35$) та тремтіння ($r = -0,43$). Ширина бази опори мала зв'язок з оцінкою тремтіння ($r = 0,35$, ліва нога і $r = 0,37$, права нога) та з оцінкою аксіальних симптомів ($r = 0,33$, ліва нога і $r = 0,36$, права нога). Важливо, що в цих стадіях оцінка тремтіння корелює зворотнім чином з довжиною кроку ($r = -0,34$, ліва нога і $r = -0,40$, права нога). Також оцінка тремтіння корелювала з показником різниці довжини кроків ($r = 0,39$), а оцінка симптомів у лівій половині тіла корелювала з показником різниці в тривалості циклів ходьби ($r = -0,42$).

Явище, що спостерігалось в останньому аналізі можна пояснити наступним чином. У групі хворих з оцінкою стадії 3 переважають ті, що лікуються і їхня клінічна оцінка за шкалою UPDRS відбувалась, як правило, в найліпшому стані. До того ж, як було вказано вище, критерієм віднесення хворих до 3 стадії є, фактично, показник відповіді на тест поштовху назад – доказ наявності постуральної нестабільності (чи відсутності постурального рефлексу). Оцінки ж інших симптомів (у абсолютному вимірі) практично не мають значення. Отже утворилась неоднорідна група для аналізу, що не відповідає багатопараметричним критеріям нормального розподілу показників. Звідси й негативний результат кореляційного аналізу. Група більш легких хворих переважно включала нелікованих чи неоптимально лікованих пацієнтів (обстеження переважно при першому звертанні), але, фактично, однорідних за показником приналежності до сукупності паркінсонічного розладу. Тому й виявлена низка залежностей між параметрами ходьби та клінічними оцінками.

4.2.5. Вплив віку на параметри ходьби при хворобі Паркінсона

Для оцінки впливу віку на параметри ходьби при ХП було проаналізовано клінічні дані та часові й просторові показники ходьби в 100 хворих (50 чоловіків і 50 жінок). Хворі були розділені на дві групи: віком до 60 років ($n = 39$, середній вік $53,51 \pm 6,5$ років) (I) і старші 60 років ($n = 61$, середній вік $69,15 \pm 4,23$ року) (II). Оцінка стадії захворювання за Hoehn & Yahr (1988) була приблизно однаковою в обох групах ($2,33 \pm 0,57$ та $2,34 \pm 0,47$ відповідно).

Обидві групи хворих не відрізнялись і за середніми оцінками виразності окремих симптомів, визначених за шкалою UPDRS: сумарною оцінкою тремтіння ($4,89 \pm 3,15$ і $5,47 \pm 4,02$ бала відповідно), ригідності ($6,34 \pm 2,75$ і $6,76 \pm 2,96$ бала), брадикінезії ($12,34 \pm 5,36$ і $13,12 \pm 6,17$ бала), аксіальних симптомів ($5,69 \pm 2,96$ і $6,08 \pm 2,83$ бала) і суми симптомів у кінцівках ($21,0 \pm 8,55$ і

22,41±9,55 бала). Більш суттєва, але недостовірна відмінність стосувалась суми симптомів, які відносяться до оцінок ходьби та постуральної нестабільності (PIGD): 2,54±1,95 і 3,41±2,56 бала, $p = 0,073$. Таким чином, загальний малюнок і ступінь виразності екстрапірамідних рухових порушень були ідентичними.

Дослідження ходьби продемонструвало, що хворі II групи ходять значно повільніше (швидкість ходьби була 68,46±23,03 см/сек, порівняно з 89,61±16,03 см/сек у більш молодих, $p < 0,001$), при тому частота кроків була приблизно однаковою (93,73±14,97 і 97,93±10,87 кроків за хвилину, відповідно). Ширина опори теж не відрізнялась у більш молодих й у більш старших хворих (9,71±3,36 і 10,67±3,49 см). Відмінності стосувались як частки часу, що витрачався на перенесення ноги в повітрі, зменшеної в старших пацієнтів (34,26±4,91 % проти 37,13±2,81 % , $p = 0,0013$), так і частки часу, що витрачався на подвійну опору обома ногами, збільшеної в II групі (31,81±9,12 % проти 26,07±3,69 % , $p < 0,001$). Найбільші зміни полягають у значному скороченні довжини подвійного кроку у хворих II групи, порівняно з I групою: 87,82±23,37 см проти 110,25±16,63 см ($p = 0,0000$). Це не може бути віднесено до самої ХП, показники якої майже ідентичні в обох групах. У старшої групи хворих суттєво знижений також інтегральний показник «нормальності» ходьби FAP: 76,15±17,55 проти 88,62±6,80, $p < 0,001$.

Обговорення даних про порушення часових і просторових параметрів ходьби при хворобі Паркінсона здається більш простим, з огляду на унікальність і універсальність основного нейрохімічного дефекту, що лежить в основі цієї патології. Але вже більше 30 років тому назад було поставлено питання про те, що прогресування таких клінічних компонент, як розлади ходьби, постуральна нестабільність та дизартрія пов'язані скоріше з недофамінергічними механізмами [531]. Сьогодні воно знаходить вагомий підтвердження як в клінічних спостереженнях, так і в клініко-морфологічних співставленнях (гіпотеза Н. Браак зі співавт., 2004 – 2006) [532], [533], [534], [535]. Тому ми аналізували тенденції розвитку порушень ходьби на різних стадіях ХП, не беручи до уваги впливи, що пов'язані з лікуванням, принаймні – з дофамінергічним.

Під час викладення результатів клінічних досліджень про порушення параметрів ходьби при ХП було проведено їх попередній аналіз. При підсумковому обговоренні зупинимось лише на ключових моментах. По-перше, у загальній групі (101 хворий) практично всі часові та просторові параметри ходьби достовірно відрізнялись від таких у здорових людей відповідного віку. На передній план виходять значне уповільнення ходьби, скорочення довжини кроку й зменшення частоти кроків, що відповідає відомому клінічному малюнку при цьому захворюванні. Внутрішня перебудова циклу ходьби полягає у збільшенні відносного часу на опору, головним чином – на опору обома ногами. Разом з розширенням бази опори це може відбивати компенсацію проблем з підтриманням балансу. Така точка зору підтверджується при аналізі цих показників в підгрупах хворих з різними оцінками стадії захворювання (див. табл. 4.24 та 4.25). Найбільш очевидна динаміка саме в цих показників, а також

– у зменшенні довжини кроку. Цікаво, що при абсолютному вимірі параметрів з'ясовується, що час переносу ноги в повітрі й час опори на одну ногу у хворих не відрізняється від нормального. Тобто суттєво зростають «акінетичні» компоненти ходьби, а «кінетичні», власне рухи – не страждають. Час подвійного опори зростає більш ніж вдвічі, порівняно зі зростанням загальної тривалості стояння (див. табл. 4.23). Домінуюча акінезія, таким чином, рідко переривається нормальним за темпом кроком (скорочення частоти), а довжина такого кроку зменшена, знов таки, за рахунок акінезії. Відомий феномен «вагання на старті» впадає в очі на початку ходьби, але насправді є присутнім на початку кожного кроку. Цей симптом акінезії – утримання пози – є універсальним порушенням, що властиве ХП. Повертаючись назад і порівнюючи малюнок перерозподілу фаз циклу ходьби при множинному склерозі можна помітити подібність. Зростання часу опори на обидві ноги й скорочення довжини кроку при МС вірогідно є відображенням акінезії, яка, втім, при останньому захворюванні стосується практично виключно акту ходьби. При ХП акінезія значно більш виразна і, як відомо, починається з верхньої половини тіла й лише пізніше охоплює функцію ніг та ходу [536]. У цьому відношенні показовим є послідовний аналіз змін параметрів ходьби за стадіями: найбільш стрімка динаміка вказаного малюнку демонструється на пізніх стадіях, хоча його основи вже закладаються на самих початкових. Стадії 1-1,5 (Hoehn & Yahr) характеризуються унілатеральними проявами, практично без клінічного охоплення функції ходьби. Провідною ознакою стадії 3 є порушення балансу, нестійкість, тобто в цій стадії домінують розлади амбулаторної функції.

Згадана динаміка відхилень параметрів ходьби при ХП демонструє ще один важливий факт: стадія 3 відрізняється від сукупності всіх попередніх стадій якісно – дуже вже стрімкий кількісний розрив у показниках, очевидна нелінійність їх динаміки. І це з урахуванням того (чи не зважаючи на те), що більшість хворих зі стадією 3 постійно отримували компенсуюче лікування, на відміну від хворих зі стадіями 1–2,5, де вагома частка нелікованих хворих чи неадекватно лікованих. Таке можна пояснити тільки появою нового симптому в стадії 3 – постуральної нестабільності, яка й спричиняє значне порушення окремих параметрів ходьби. Цей симптом, як відомо, не є дофамін-чутливим.

Довільне прискорення ходьби при ХП призводить до певної нормалізації параметрів (у т.ч. показника FAP), хоча загальна часова структура циклу залишається схожою на ту, що й при звичайній ходьбі. При тому найбільші зрушення демонструють якраз хворі зі стадією 3 (див. табл. 4.27). Прискорення включає новий фактор регуляції, який дозволяє використовувати наближені до нормальних моделі організації процесу. Акінезія в цих цільових, мотиваційних обставинах долається значно легше. Тим самим підтверджується висновок про доцільність фізичного тренування (з нашої точки зору – тренування періодичним прискоренням і зміною стереотипів ходьби) у пацієнтів з ХП, про що свідчать й інші дослідження в цьому напрямку, з іншими модифікаціями мотивацій) [499], [500], [537], [538], [539].

Надзвичайно важливими, на наш погляд, виявились дані про динаміку варіативності показників ходьби у хворих з ХП (див. табл. 4.29 та 4.30). Окрім того, що в загальній групі варіативність часових та просторових параметрів є достовірно відмінною від нормальних значень, очевидно, що в стадії 3 захворювання відбувається якісний стрибок цих показників. Варіативність показників ходьби відносять до чутливих індикаторів нестійкості та схильності до падінь [540], [541], [542]. У даному випадку ми отримуємо чітке підтвердження цьому положенню й одночасно підтвердження на користь висловленої вище гіпотези про якісну відмінність стадії 3 ХП від попередніх. Важливо також, що порівняння динаміки CV окремих показників ходьби підтверджує думку про сепаратні механізми контролю часових і просторових параметрів ходьби – зростання CV довжини кроку значно більше, ніж зростання у стадії 3 CV часових параметрів. Як вказувалось, час подвійної опори й довжина кроку є відображенням акінезії при ХП. Тому природно, що найбільші порушення торкнулись регуляції саме цих параметрів.

Основним висновком з аналізу кореляцій між клінічними оцінками та показниками ходьби є те, що на різних стадіях захворювання зв'язки можуть бути організованими по різному. На початкових стадіях (1–2,5) бальні оцінки клінічних симптомів чи їх сукупностей мають досить широкі зв'язки з інструментальними параметрами ходьби й демонструють збалансовану систему внутрішньої організації фенотипу захворювання. На стадії 3 залежності зникають, що може відбивати процес розбалансування системи – внесення в контури регуляції нового фактора порушує зв'язки, що вже склалися. Постуральна нестабільність і є таким фактором збурення, одночасно різко погіршуючи адаптацію хворих та якість їхнього життя. У загальній же групі хворих демонструється достовірний зв'язок сукупних оцінок ходьби та постуральної нестабільності з загальним параметром, що характеризують ходьбу.

Важливими, на наш погляд, є результати, отримані в різних вікових групах ХП. Інтерпретація даних є складною. З одного боку, як продемонстровано, клінічні показники, що оцінюють стан порушень загальних моторних функцій при ХП були практично однаковими. З другого – різниця в середньому віці груп (15 років) не є такою, що могла так суттєво вплинути на результати, тим більше, що обидві групи формально відносяться до старшого вікового діапазону. Одним з вірогідних кандидатів на фактор впливу в даних обставинах може бути стан когнітивних функцій.

Функція ходьби у людини тісно пов'язана зі станом когнітивних спроможностей [543] і в значній мірі залежить від віку [496]. Когнітивна ж дисфункція теж помітно зростає з віком. Хвороба Паркінсона супроводжується широким спектром когнітивних порушень – від м'яких на початку захворювання, у більш молодих хворих, до виразної деменції на пізніх стадіях, особливо у людей похилого віку [544], [528], [529]. Тому зростання порушень параметрів ходьби в старшій віковій групі хворих цілком можливо пояснити за рахунок супутніх когнітивних відхилень (коморбідних захворюванню чи таких,

що є компонентом захворювання на певній його стадії чи при досягненні певного віку). Принаймні, внесок фактору віку в порушення ходьби при ХП має доволі специфічний характер – він стосується в більшому ступені регуляції просторових параметрів (довжина кроку), ніж часових.

4.3. Особливості порушень ходьби у хворих з атиповими формами синдрому паркінсонізму

Атипові форми синдрому паркінсонізму складають щонайменше 25–30 % у загальній структурі цього розладу й становлять доволі серйозну проблему в діагностичному плані, з огляду на обмеженість можливостей інструментального чи біохімічного дослідження [436], [545]. Тому є важливим та актуальним пошук додаткових можливостей діагностики цих синдромів та їх диференціації від ідіопатичної хвороби Паркінсона, оскільки своєчасне встановлення вірного діагнозу змінює не тільки прогноз та тактику ведення хворих, але й позитивно позначається на якості їх життя [546]. З цією метою ми досліджували можливості діагностики розладів ходьби у хворих з прогресуючим супрануклеарним паралічем (ПНП), мультисистемною атрофією (МСА) та так званим «судинним паркінсонізмом» (СП) - найчастіших нозологічних варіантів атипового паркінсонізму, а також проаналізували малюнок розладів ходьби в поодиноких випадках рідких форм нейродегенерацій, загальний малюнок рухового дефекту яких був близьким чи схожим з таким при паркінсонізмі.

4.3.1. Порушення ходьби при прогресуючому над'ядерному паралічі (синдром Стіл – Річардсон – Ольшевскі)

Нами досліджено функцію ходьби в 10 хворих ПНП (7 чоловіків і 3 жінки, середній вік хворих $68,2 \pm 5,6$ року). Анамнез захворювання складав від 1 до 3 років і оцінка ступеня рухових розладів (синдрому паркінсонізму) була за шкалою Hoehn & Yahr (1968) 3 – 4. Досягнення таких високих оцінок за відносно короткий термін є, по-перше, характерною ознакою ПНП і, по-друге, пояснюється домінуючими в клінічній картині розладами ходьби та швидкою втратою постуральних рефлексів, появою падінь, переважно наознак, вже на першому році маніфестації захворювання. А це відповідає критеріям встановлення щонайменше 3 стадії. Стадія 4 визначається як важка інвалідизація при збереженій мінімальній спроможності стояти чи ходити без підтримки. Хворі, що включені до групи змогли виконати тест ходьби доріжкою в системі GaitRite.

Основні діагностичні клінічні критерії діагнозу включали наявність поступового прогресування, початок у віці після 40 років, наявність вертикального паралічу погляду, сповільнення саккадуючих рухів очима у вертикальній площині (погляд вгору – донизу), брадикінезії, шийної ригідності, що є більшою ніж у кінцівках, дизартрії та дисфагії й появу падінь на першому році захворювання (згідно критеріїв Colbe et al., 1988 та Litvan et al., 1996) [437],

[440], [438], [439]. У більшості хворих спостерігалось також помірне інтелектуальне зниження (8 хворих мали оцінку за шкалою MMSE менше 24 балів, що свідчить про початкову чи помірну деменцію), розлади тазового контролю (10 хворих).

У таблиці 4.32 представлені усереднені дані параметрів ходьби хворих з ПНП в порівнянні з відповідним за віком контролем та з даними у хворих з ХП, які мали оцінку стадії 3. Ця підгрупа більш підходить до порівняння, зважаючи на однаковий рівень клінічної оцінки синдрому паркінсонізму з хворими ПНП.

Загальний малюнок розладів нагадує такий при хворобі Паркінсона: різко знижується швидкість пересування (в абсолютному вимірі та нормалізований показник), значно зменшується частота кроків. При тому значно більше, ніж при ХП, зростає тривалість кроку, але скорочення його довжини, хоча й достовірно порівняно з контролем, є помітно меншим. Тобто при ПНП менше страждають механізми, що відповідають за безпосередню реалізацію патерну кроку. Так, як і при ХП розширюється база опори. Структурна організація кроку аналогічна такий при хворобі Паркінсона (збільшення відносного часу на стояння, більше на користь опори на обидві ноги й скорочення відносного часу на перенесення ноги) і, як видно, порушення більш глибокі, хоча різниця в абсолютних числах у порівнянні з ХП сягає 10–20 % .

Таблиця 4.32

Основні параметри ходьби з довільно обраним темпом при прогресуючому над'ядерному паралічі (ПНП), хворобі Паркінсона (ХП, стадія 3 за Н&У) і в контрольній групі здорових людей

Параметр	Хворі ПНП n = 10	Хворі на ХП n = 26	Контроль n = 22
Чоловіки / жінки	7 / 3	13 / 13	8 / 14
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,39±0,21***	0,42±0,17	0,67±0,05
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,37±0,21***	0,43±0,15	0,67±0,04
Довжина кроку (Лв), см	41,35±15,99***	37,93±15,03	59,88±4,42
Довжина кроку (Пр), см	40,01±16,28***	38,60±13,42	59,85±4,38
Тривалість кроку (Лв), сек	0,74±0,14***	0,67±0,18	0,58±0,06
Тривалість кроку (Пр), сек	0,75±0,16***	0,67±0,17	0,57±0,06
База опори (Лв), см	12,53±3,28**	12,02±4,10	8,67±3,71
База опори (Пр), см	12,65±3,41**	11,88±4,08	8,32±3,93
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	32,41±6,61***	33,45±6,36	38,04±1,29
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	30,99±6,01***	33,57±6,40	37,74±0,97
Тривалість стояння, % (Лв)	67,78±6,75***	66,55±6,35	61,95±1,30
Тривалість стояння, % (Пр)	69,01±6,01***	66,44±6,39	62,25±0,97
Час опори на одну ногу, % (Лв)	31,02±5,97***	33,61±6,45	37,77±1,18
Час опори на одну ногу, % (Пр)	32,33±6,59***	33,43±6,33	38,03±1,36
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	36,69±11,76***	32,92±11,25	24,37±2,03
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	36,82±12,47***	33,23±10,98	24,16±1,88
Різниця у тривалості кроків, сек	0,07±0,09**	0,07±0,06	0,01±0,01

Різниця у довжині кроків, см	3,62±3,05*	4,45±5,99	1,85±1,68
Різниця у тривалості циклів ходьби, сек	0,02±0,01*	0,01±0,01	0,01±0,01
Швидкість ходьби, см/сек	57,65±28,37***	60,48±24,94	104,93±11,09
Нормалізована швидкість ходьби	0,59±0,30***	0,67±0,28	1,18±0,15
Кроків за хвилину	82,32±13,37***	92,94±16,15	105,30±9,88
Оцінка FAP	65,89±17,85***	69,38±14,80	96,59±3,43

Примітка: різниця достовірна, порівняно з контролем: * - $p < 0,05$,
** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

Як і при ХП, у хворих з ПНП зростає різниця між тривалістю кроків обома ногами й у помітно меншому ступені – різниця між довжиною кроків лівою та правою ногою, що підтверджує меншу зацікавленість механізмів, які контролюють генерацію кроку, як такого.

У результаті, показник FAP падає більш суттєво, ніж при ХП (зважаючи на значно коротший анамнез захворювання).

Якщо звернутись до абсолютних часових показників ходьби при ПНП (табл. 4.33), стає очевидним, що формально час переносу ноги у повітрі і, відповідно, час опори на одну (протилежну) ногу, не відрізняються від параметрів у контрольній групі здорових. Тобто, цей акт руху виконується, як і в нормі. А от зростання часу, витраченого на стояння, в абсолютному вимірі є таким же достовірним, як і збільшення його частки в циклі ходьби. Це може відповідати пошкодженню механізмів переважно ініціації ходьби, як на початку (що є властивим хворобі клінічним феноменом), так і в процесі її реалізації. Загальна тривалість циклу ходьби зростає саме за рахунок цих компонентів. Слід особливо відмітити, що тривалість циклу зростає при ПНП у більшому ступені, ніж при ХП. При застосуванні непараметричної статистики (Манна-Уїтні) порівняння цих показників дає майже достовірну тенденцію на користь ПНП ($p = 0,052$). Достовірно відрізняється на користь ПНП і збільшення абсолютного часу, витраченого на фазу стояння (для лівої ноги різниця має $p = 0,052$, для правої ноги – $p = 0,044$). Відмінність інших показників (між ПНП та ХП) за критеріями статистики Манна-Уїтні недостовірна.

Таблиця 4.33

Середні абсолютні часові та просторові параметри ходьби з довільно обраним темпом у здорових людей, хворих з ПНП та хворих з ХП (3 стадія за Hoehn & Yahr)

Параметр	Контроль n = 22	Хворі ПНП n = 10	Хворі з ХП n = 26
Тривалість циклу ходьби, Лв, сек	1,14±0,12	1,49±0,27***	1,34±0,34
Тривалість циклу ходьби, Пр, сек	1,15±0,12	1,50±0,28***	1,34±0,34
Довжина подвійного кроку, Лв, см	120,07±8,50	82,32±32,22***	77,97±25,47
Довжина подвійного кроку, Пр, см	120,16±8,54	82,01±32,37***	79,77±25,93

Час переносу ноги, Лв, сек	0,44±0,05	0,47±0,07	0,44±0,08
Час переносу ноги, Пр, сек	0,43±0,05	0,45±0,04	0,44±0,07
Тривалість стояння, Лв, сек	0,71±0,07	1,02±0,27***	0,91±0,33
Тривалість стояння, Пр, сек	0,71±0,08	1,05±0,29***	0,91±0,33
Час опори на ліву ногу, сек	0,43±0,05	0,45±0,04	0,44±0,07
Час опори на праву ногу, сек	0,44±0,05	0,47±0,07	0,44±0,08
Час подвійного опори, Лв, сек	0,28±0,04	0,57±0,28***	0,47±0,33
Час подвійного опори, Пр, сек	0,28±0,03	0,58±0,29***	0,47±0,33

Примітка: різниця достовірна, порівняно з контролем: *** - $p < 0,001$.

Прискорення ходьби (досліджено у 6 хворих) призводить до значного приросту швидкості ($107,07 \pm 31,48$ см/сек проти $57,65 \pm 28,37$ см/сек при ходьбі з довільно обраним темпом, $p = 0,0059$), як за рахунок збільшення частоти кроків ($109,90 \pm 10,15$ за хвилину проти $82,32 \pm 13,37$ за хвилину, $p < 0,001$), зменшення тривалості самого кроку ($0,56 \pm 0,06$, сек проти $0,74 \pm 0,14$, сек, $p = 0,0104$), а також збільшення довжини кроку ($58,10 \pm 13,87$ см, проти $41,35 \pm 15,99$ см, $p = 0,0519$), що призводить до суттєвої нормалізації відношення довжини кроку до довжини ноги ($0,61 \pm 0,16$ проти $0,39 \pm 0,21$, $p < 0,05$). Інші показники (структура кроку) змінюються недостовірно, за виключенням скорочення відносної частки часу, що витрачається на опору обома ногами ($24,95 \pm 2,77$ % проти $36,69 \pm 11,76$ %, $p = 0,0324$). У результаті прискорення ходьби суттєво нормалізується інтегральний показник FAP ($89,00 \pm 17,07$ проти $65,89 \pm 17,85$, $p = 0,023$).

Ще однією характерною рисою розладів ходьби при ПНП слід вважати збільшення варіативності часових і просторових показників від кроку до кроку (табл. 4.34). При порівнянні з аналогічними показниками у хворих з ХП, стадія 3, можна помітити як зростання абсолютних величин варіативності, так і суттєве зростання достовірності відмінностей відносно здорового контролю. Можна вважати, що порушення механізмів контролю ритмічності ходьби, яке проявляється при ХП у пізніх стадіях захворювання, з тривалим часом його розвитку, є одним з ключових та ініціальних при ПНП. Саме порушення цього механізму можна вважати відповідальним за ранній розвиток постуральної нестабільності при ПНП, падіння. Підтвердженням цього є доволі тісний зв'язок між коефіцієнтами варіації різних параметрів ходьби у хворих з ПНП: CV часових параметрів корелюють між собою на рівні $r = 0,9$ (тривалість кроку – тривалість подвійного опори, $p < 0,001$), а CV тривалості кроку має зв'язок з CV довжини кроку на рівні $r = 0,88$ ($p < 0,001$). Такі кореляції не властиві здоровим людям і є нижчими для хворих з ХП (див. розд. 3). Можна передбачити єдиний механізм контролю ритмічності ходьби, який проявляє свою недостатність у різному ступені відносно різних параметрів, вірогідно в залежності й від ступеня ураження цих параметрів.

Таблиця 4.34

Коефіцієнти варіативності (CV, %) параметрів ходьби з довільно обраним темпом у здорових людей, хворих з ПНП та ХП (3 стадія Н&У)

Коефіцієнт варіативності показника	Контроль n = 22	Хворі ПНП n = 10	ХП, стадія 3 n = 26
CV тривалості кроку Лв	4,27±1,83	10,10±6,17***	8,58±6,11*
CV тривалості кроку Пр	4,36±1,71	12,10±11,91**	9,04±9,30*
CV часу переносу Лв	3,64±2,08	11,60±8,07***	11,62±9,10**
CV часу переносу Пр	4,45±1,74	12,30±6,11***	10,88±8,45*
CV часу подвійного опори Лв	7,36±3,32	19,00±11,67***	15,04±9,43**
CV часу подвійного опори Пр	6,32±2,88	18,20±10,40***	16,12±10,85**
CV довжини кроку Лв	3,86±2,71	18,20±17,34***	17,92±18,92*
CV довжини кроку Пр	4,09±2,22	18,60±19,35***	15,27±13,74*

Примітка: різниця достовірна, порівняно з контролем: * - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

Атипові форми синдрому паркінсонізму складають реальну проблему, з огляду на труднощі клінічної діагностики [547], [548]. Порушення ходьби звичайно є одним з промінюючих проявів цих захворювань і часто є одним з найбільш ранніх симптомів впродовж перебігу. Тому ми вирішили проаналізувати стан амбулаторної функції в найбільш поширених групах хворих з атиповим паркінсонізмом – при прогресивному над'ядерному паралічі, мультисистемній атрофії та при ізольованому синдромі апраксії ходьби, який здебільшого залишається нозологічно невизначеним.

Загальний малюнок порушень ходьби при ПНП нагадує такий при ХП стосовно спрямування розладів окремих показників і змін структури циклу (див. табл. 4.32). Тому адекватним здається порівняння результатів не тільки з нормальними (у здорових людей відповідного віку), але й з такими у хворих ХП. Зважаючи на виразність клінічних неврологічних проявів і наявну постуральну нестабільність, ми обрали для порівняння хворих з стадією 3.

У хворих з ПНП різко (майже вдвічі, порівняно з нормою) знижується швидкість ходьби. Але це відбувається не тільки при зменшенні частоти кроків і скороченні довжини кроку, але переважно за рахунок збільшення тривалості самого кроку. На відміну від ХП, скорочення довжини кроку не є провідним феноменом, хоча й високо достовірно відрізняється від нормальних значень. Складається враження, що до наявної акінезії додається ще один фактор, який зовні робить більш тривалим елемент виконання акту ходьби. Або акінезія при ПНП має інший механізм, ніж при ХП. До акінезії «старту» додається акінезія «виконання». Можливо, це пояснюється наявністю апраксії (апраксія ходьби, зокрема), характерної для клінічного малюнку ПНП [439], [549]. Звертає увагу й очевидно високий рівень асиметрії тривалості кроків та довжини кроків (остання в меншому, ніж при ХП ступені), хоча першою характерною клінічною ознакою ПНП є якраз симетрія проявів. В абсолютному вимірі тривалість фази переносу ноги (і опори на одну ногу) є практично нормальною, але різко зростає час стояння й опори на обидві ноги.

Прискорення ходьби драматично поліпшує показники, в т.ч. і FAP. Це відбувається насамперед за рахунок збільшення частоти кроків та скорочення тривалості кожного кроку. Виникає закономірне питання – чому прискорення ходьби викликає в умовах грубого органічного порушення функцій нервової системи таке очевидне поліпшення її параметрів (і при ХП і при атипичних формах паркінсонізму)? Ми вважаємо, що ініціальним механізмом є, за рахунок зміни мотивації, збільшення й пришвидшення зміщення центру маси тіла. Це ключовий момент, який запускає автоматизм ходьби й у даних обставинах запускає «нормальний автоматизм». Таким чином, первинною ланкою, відповідальною за розлади окремих часових та просторових параметрів ходьби є проблема зі зміщенням центру маси – акінезія тулуба. Вона (або в інших випадках апраксія тулуба) призводить до наступних розладів самого акту ходьби. Цим можна пояснити подібність малюнку розладів при розглянутих нейродегенераціях, включаючи мультисистемну атрофію та синдром апраксії ходьби. А також подібність нормалізуючих змін при пробі з прискоренням ходьби. Хоча з загальної клінічної точки зору здається дивним такий збіг при наявності очевидних відмінностей як у фенотипових проявах захворювань, так і в морфологічних відмінностях вказаних патологій.

4.3.2. Порушення ходьби при мультисистемній атрофії (МСА)

Обстежено 13 хворих з вірогідним діагнозом МСА (5 чоловіків і 8 жінок, середній вік хворих $61,92 \pm 8,2$ року). Тривалість захворювання сягала від 1 до 3 років. Для встановлення діагнозу використовувались діагностичні критерії Gilman S. et al. (1998) [442], [443]. Особливістю діагностики є те, що синдром паркінсонізму у хворих з МСА може не відрізнятися, особливо на початку захворювання від ідіопатичного. Ключовими моментами, які дозволяють запідозрити МСА у хворого є швидке прогресування захворювання, наявність очевидної атаксії на додаток до паркінсонівських розладів ходьби, рання втрата постуральних рефлексів та поганий відгук на леводопну терапію [444]. Розлади автономних функцій часто є такими, яких хворий не усвідомлює – тільки інструментальне встановлення ознак ортостатичної гіпотензії допомагає оцінити всю сукупність симптомів (додатково до тазових розладів, порушень потовиділення), як прогресуючу автономну недостатність. Важливого діагностичного значення набувають також рання поява розладів мови (дизартрія), голосу (дисфонія) та порушень ковтання (попирхування), які дисонують з загальним ступенем паркінсонівських порушень, не говорячи вже про короткотривалість захворювання взагалі [443], [546].

У наших спостереженнях сукупність та різноманітні комбінації вказаних вище симптомів дозволили встановити діагноз вірогідної МСА (достовірний діагноз потребує морфологічного підтвердження). Більша частина хворих все ж таки отримувала помірні дози леводопних препаратів (з незначним ефектом). Важливо, що інтелектуальні функції були збережені в усіх хворих, що теж властиво для цього захворювання.

Порівняння основних параметрів ходьби у хворих з МСА з даними контролю та з відповідними параметрами у хворих на ідіопатичний паркінсонізм (3 стадія за шкалою Hoehn & Yahr, з тих самих міркувань, що й для хворих з ПНП – постуральна нестабільність, об'єднуюча ознака для визначення стадії) продемонструвало (табл. 4.35) значні відхилення від нормальних рівнів. Значне зниження швидкості ходьби (майже вдвічі) супроводжується помірним зменшенням частоти кроків (приблизно на 20 %) і переважним скороченням довжини кроку (близько 30 %) та подовженням його тривалості (близько 20 %). Слід відмітити, що крок у хворих з МСА скорочується відносно норми в дещо меншому ступені, ніж у хворих з ХП, а збільшення часового параметру (тривалість кроку) є більш значною саме у хворих з МСА.

Таблиця 4.35

Основні параметри ходьби з довільно обраним темпом при мультисистемній атрофії (МСА), хворобі Паркінсона (ХП, стадія 3 за Н&У) і в контрольній групі здорових людей

Параметр	Хворі МСА n = 13	Хворі ХП n = 26	Контроль n = 22
Чоловіки / жінки	5 / 8	13 / 13	8 / 14
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,44±0,14***	0,42±0,17	0,67±0,05
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,41±0,15***	0,43±0,15	0,67±0,04
Довжина кроку (Лв), см	39,05±12,77***	37,93±15,03	59,88±4,42
Довжина кроку (Пр), см	35,73±12,98***	38,60±13,42	59,85±4,38
Тривалість кроку (Лв), сек	0,74±0,20***	0,67±0,18	0,58±0,06
Тривалість кроку (Пр), сек	0,72±0,17***	0,67±0,17	0,57±0,06
База опори (Лв), см	11,38±3,37*	12,02±4,10	8,67±3,71
База опори (Пр), см	11,40±3,25*	11,88±4,08	8,32±3,93
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	31,73±7,78***	33,45±6,36	38,04±1,29
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	32,78±6,60***	33,57±6,40	37,74±0,97
Тривалість стояння, % (Лв)	68,26±7,78***	66,55±6,35	61,95±1,30
Тривалість стояння, % (Пр)	67,22±6,60***	66,44±6,39	62,25±0,97
Час опори на одну ногу, % (Лв)	32,87±6,52**	33,61±6,45	37,77±1,18
Час опори на одну ногу, % (Пр)	31,65±7,86***	33,43±6,33	38,03±1,36
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	35,73±14,81***	32,92±11,25	24,37±2,03
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	35,92±14,40***	33,23±10,98	24,16±1,88
Різниця у тривалості кроків, сек	0,04±0,03***	0,07±0,06	0,01±0,01
Різниця у довжині кроків, см	4,14±3,16***	4,45±5,99	1,85±1,68
Різниця у тривалості циклів ходьби, сек	0,01±0,01	0,01±0,01	0,01±0,01
Швидкість ходьби, см/сек	55,79±24,61***	60,48±24,94	104,93±11,09
Нормалізована швидкість ходьби	0,63±0,28***	0,67±0,28	1,18±0,15
Кроків за хвилину	85,72±16,97***	92,94±16,15	105,30±9,88

Оцінка FAP	68,85±14,65***	69,38±14,80	96,59±3,43
------------	----------------	-------------	------------

Примітка: різниця достовірна, порівняно з контролем: * - $p < 0,05$,

** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

Так як і при ХП змінюється внутрішня структура циклу ходьби з невеликою тенденцією до більш виразних рівнів порушень у хворих з МСА. Зважаючи на короткий термін захворювання в цілому, це свідчить про більш агресивне охоплення відповідальних структур нейродегенеративним процесом при МСА ніж при ХП, що відповідає і динаміці клінічної картини. Аналогічно ХП розширюється база опори ніг, існує достовірна різниця в тривалості кроків та довжини обох ніг, хоча клінічно руховий дефект у цих хворих виглядає більш симетричним, ніж при ХП.

Аналіз абсолютних величин часових та просторових параметрів ходьби з довільно обраним темпом у хворих МСА показує високо достовірне збільшення тривалості циклу ходьби, більш значне, ніж при ХП (табл. 4.36). Також суттєво скорочується довжина подвійного кроку. А от абсолютна тривалість перенесення ноги в повітрі (і, відповідно, опори на протилежну ногу) є такою ж як й у здорових людей (не страждає цей параметр і при ХП). Усе навантаження подовження часу циклу ходьби бере на себе час «стояння» і, головним чином, його компонент, що відводиться на опору обома ногами. Цей параметр в абсолютному значенні зростає майже вдвічі порівняно з нормою, а у відносних величинах, відносно до всього циклу – майже на 50 % .

Таким чином, загальний малюнок фаз циклу при МСА відображає схильність до утримання стійкості й може розцінюватись як компенсуючий механізм в умовах наявності атаксії, яка проявляє себе під час перенесення тіла у просторі.

Таблиця 4.36

Середні абсолютні часові та просторові параметри ходьби з довільно обраним темпом у здорових людей, хворих з МСА та хворих з ХП (3 стадія за Hoehn & Yahr)

Параметр	Контроль n = 22	Хворі МСА n = 13	Хворі з ХП n = 26
Тривалість циклу ходьби, Лв, сек	1,14±0,12	1,46±0,37***	1,34±0,34
Тривалість циклу ходьби, Пр, сек	1,15±0,12	1,47±0,37***	1,34±0,34
Довжина подвійного кроку, Лв, см	120,07±8,50	75,67±25,90***	77,97±25,47
Довжина подвійного кроку, Пр, см	120,16±8,54	75,18±25,26***	79,77±25,93
Час переносу ноги, Лв, сек	0,44±0,05	0,44±0,09	0,44±0,08
Час переносу ноги, Пр, сек	0,43±0,05	0,46±0,06	0,44±0,07
Тривалість стояння, Лв, сек	0,71±0,07	1,02±0,41**	0,91±0,33
Тривалість стояння, Пр, сек	0,71±0,08	1,01±0,38**	0,91±0,33
Час опори на ліву ногу, сек	0,43±0,05	0,46±0,06	0,44±0,07
Час опори на праву ногу, сек	0,44±0,05	0,44±0,09	0,44±0,08
Час подвійного опори, Лв, сек	0,28±0,04	0,57±0,45**	0,47±0,33

Час подвійного опори, Пр, сек	0,28±0,03	0,57±0,45**	0,47±0,33
-------------------------------	-----------	-------------	-----------

Примітка: різниця достовірна, порівняно з контролем: ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

Фактором, що сприяє нестійкості хворих є також зростання варіабельності просторових та часових параметрів ходьби у хворих з МСА (табл. 4.37). Коефіцієнти варіації значно перевищують нормальні значення та більш достовірно відрізняються від них, ніж такі у хворих з ХП. Звертає увагу значний рівень розмаху індивідуальних коефіцієнтів варіації в групі хворих МСА, порівняно з хворими ХП. Це може бути свідченням більшої різноманітності комбінацій ураження різних структур нервової системи при МСА, ніж при більш однорідній патогенетично та морфологічно ХП.

Значні коливання стандартного відхилення окремих параметрів коефіцієнтів варіації та відчутна різниця показника стандартних відхилень між сторонами може бути корелятом наявної атаксії – відображаючи елемент нестійкості – як стосовно часових, так і просторових елементів описання ходьби.

Таблиця 4.37

Коефіцієнти варіативності (CV, %) параметрів ходьби з довільно обраним темпом у здорових людей, хворих з МСА та ХП (3 стадія Н&У)

Коефіцієнт варіативності показника	Контроль n = 22	Хворі МСА n = 13	ХП, стадія 3 n = 26
CV тривалості кроку Лв	4,27±1,83	11,23±10,83**	8,58±6,11*
CV тривалості кроку Пр	4,36±1,71	11,15±15,42**	9,04±9,30*
CV часу переносу Лв	3,64±2,08	11,15±6,35***	11,62±9,10**
CV часу переносу Пр	4,45±1,74	15,23±22,00*	10,88±8,45*
CV часу подвійного опори Лв	7,36±3,32	15,69±9,78*	15,04±9,43**
CV часу подвійного опори Пр	6,32±2,88	17,00±11,14***	16,12±10,85**
CV довжини кроку Лв	3,86±2,71	14,23±12,60***	17,92±18,92*
CV довжини кроку Пр	4,09±2,22	18,08±25,21**	15,27±13,74*

Примітка: різниця достовірна, порівняно з контролем: * - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

При пробі з прискоренням ходьби у хворих з МСА так, як й у хворих з ХП окремі параметри ходьби поліпшуються, наближаючись до нормальних. Показником цього є збільшення індексу FAP ($83,42 \pm 12,92$ проти $68,85 \pm 14,65$), який все ж таки не досягає нормальної величини. Зменшуються в цих обставинах і коефіцієнти варіації: CV тривалості кроку до $6,42 \pm 2,61$ (зліва) і $6,83 \pm 3,64$ (справа), CV часу перенесення до $6,50 \pm 2,91$ (зліва) і $8,58 \pm 4,93$ (справа), CV часу подвійної опори до $11,58 \pm 4,76$ (зліва) і $12,92 \pm 4,19$ (справа), CV довжини кроку до $11,00 \pm 6,80$ (зліва) і $9,08 \pm 4,74$ (справа). Свідченням дійсної нормалізації механізмів, що контролюють ритмічність процесу ходьби є значне падіння розмірів стандартних відхилень цих параметрів, що разом зі зменшенням величини самих CV може відображати «включення» згаданих механізмів в

умовах довільного прискорення ходьби. У звичайних же умовах ці механізми можуть бути просто «відключеними» з причин їх недостатності для виконання нормального контролю стійкості.

Саме останнє спостереження привернуло нашу увагу до особливості в малюнку розладів часових та просторових параметрів ходьби у хворих з атипичним синдромом паркінсонізму. Вона стосується оцінок коефіцієнтів варіативності (CV) окремих параметрів ходьби та їх статистичного розподілу відносно правої та лівої ноги. Хоча на перший погляд (див. табл. 4.34, 4.37 та табл. 4.40) CV просторових і часових показників є відносно симетричними (за виключенням CV довжини кроку при МСА), звертає увагу асиметрія стандартних відхилень: вона очевидна для CV тривалості кроку, CV часу переносу й CV часу подвійної опори при апраксії ходьби (більша для лівої ноги), CV тривалості кроку при ПНП (більша для правої ноги) і для всіх CV при МСА (більше для правої ноги), у той час як при ХП асиметрія розподілу показників CV стосується тривалості кроку (більше справа) і довжини кроку (більше зліва). Можна припустити, що механізм контролю за варіативністю параметрів ходьби є асиметричним за своєю топічною локалізацією, можливо несе риси «домінантності» на кшталт мовних, праксичних та гностичних центрів, що й породжує такі «приховані» асиметричні прояви навіть у картині клінічно симетричних синдромів. Ця теза, безумовно, потребує подальших досліджень, хоча попередні отримані нами дані виглядають вельми перспективно. Подібний погляд ще не дискутувався в доступній літературі.

4.3.3. Часові та просторові параметри апраксії ходьби

Хворих, яких ми включили в цю групу об'єднував один провідний симптом – апраксія ходьби. Цей клінічний феномен може нагадувати деякими елементами розлад ходьби при ХП (уповільненість, топтання, пропульсія, скорочення кроку), але й відрізняється від останнього переважанням прилипання стоп до підлоги («магнітна ходьба»), розширенням бази опори й, головне – проявами тільки у вертикальному положенні. Вправність рухів ногами різко зростає, коли хворий лягає – він може швидко ними рухати, виконувати досить складні тести на координацію, тощо. А у вертикальному положенні вправність ніг згасає, нагадує розгубленість у керуванні ногами впродовж автоматизованого акту ходьби. Додатковою ознакою апраксії ходьби є помітне переважання рухових розладів у нижніх кінцівках порівняно з верхньою половиною тулуба та руками. Як правило, подібні розлади супроводжуються порушенням сечовипускання (почащення, імперативні поклики чи невтримання сечі) і когнітивними порушеннями – від помірних проблем з пам'яттю та орієнтацією до очевидної прогресуючої деменції (21 хворий мав оцінку за шкалою MMSE менше 25 балів).

Звичайно такі прояви об'єднуються під діагностичним позначенням «судинний паркінсонізм», або «паркінсонізм нижньої половини тіла» [446], [447]. Природа явища та його етіологічні моменти залишаються недостатньо з'ясованими. У частині випадків, принаймні, знаходять клінічні або

інструментальні свідчення судинного мозкового процесу (лакунарні інсульти, лейкоараїоз, атрофія), в інших – нейровізуалізаційні докази т. зв. «нормотензивної гідроцефалії» [355], [446]. У нашій когорті хворих при магніто-резонансній та комп'ютерній томографії головного мозку в 5 випадках виявлені переважні ознаки симетричної гідроцефалії, а в 13 випадках – явища лейкоараїозу, дифузного перивентрикулярного ураження білої речовини, частіше зливного, у половині випадків з ознаками перенесених лакунарних глибинних інсультів (синдром Бінсвангера). Але абсолютно точно й впевнено кваліфікувати в нозологічному розумінні всі ці випадки не було можливості. Тому обстежена група була умовно об'єднана під назвою «апраксія ходьби» (синдромальний діагноз).

У таблицях 4.38, 4.39 та 4.40 представлені дані основного аналізу ходьби в цих хворих, як у попередніх розділах.

Слід звернути увагу, що зменшення швидкості ходьби при цій патології відбувається переважно не за рахунок скорочення частоти кроків (хоча останнє достовірно присутнє в порівнянні з здоровим контролем). Зростає переважно тривалість кроку й скорочується сама його величина, при наявності достовірної різниці в тривалості й недостовірної різниці в довжині з двох сторін.

Структурні зміни кроку такі ж як і при ХП, а динаміка змін абсолютних часових та просторових вимірів параметрів відповідає такій при ХП. Знову майже не страждають час опори на одну ногу та час перенесення ноги в повітрі. Акцент в уповільненні кроку припадає на стояння та опору на обидві кінцівки. Дещо очевидніше, ніж при ХП, розширюється база опори. У цілому, оцінка FAP, хоча й знижена відносно нормальної середньої, але в меншому ступені, ніж при ХП. Здається, що елементи організації кроку й ходьби в цілому більш збережені, ніж це є при специфічній нейродегенерації.

А от з аналізу варіативності окремих показників ходьби можна зробити деякі особливі висновки. Вони, по-перше, достовірно вищі за норму. Це загальний момент для всіх аналізованих ситуацій, при яких є постуральна нестабільність та високий ризик падінь. Аритмія ходьби може відігравати відчутну роль у розвитку таких ризиків.

Таблиця 4.38

Основні параметри ходьби з довільно обраним темпом при апраксії ходьби (АХ), хворобі Паркінсона (ХП, стадія 3 за Н&У) і в контрольній групі здорових людей

Параметр	Апраксія ходьби n = 24	Хворі ХП n = 26	Контроль n = 22
Чоловіки / жінки	17 / 7	13 / 13	8 / 14
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,49±0,16***	0,42±0,17	0,67±0,05
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,48±0,16***	0,43±0,15	0,67±0,04
Довжина кроку (Лв), см	42,68±13,37**	37,93±15,03	59,88±4,42
Довжина кроку (Пр), см	42,15±13,99**	38,60±13,42	59,85±4,38

Тривалість кроку (Лв), сек	0,67±0,17*	0,67±0,18	0,58±0,06
Тривалість кроку (Пр), сек	0,64±0,11*	0,67±0,17	0,57±0,06
База опори (Лв), см	12,38±4,74**	12,02±4,10	8,67±3,71
База опори (Пр), см	12,51±4,74**	11,88±4,08	8,32±3,93
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	34,80±3,59***	33,45±6,36	38,04±1,29
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	32,67±5,06***	33,57±6,40	37,74±0,97
Тривалість стояння, % (Лв)	65,18±3,58***	66,55±6,35	61,95±1,30
Тривалість стояння, % (Пр)	67,37±5,06**	66,44±6,39	62,25±0,97
Час опори на одну ногу, % (Лв)	32,93±4,88***	33,61±6,45	37,77±1,18
Час опори на одну ногу, % (Пр)	34,49±3,58***	33,43±6,33	38,03±1,36
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	33,06±7,30***	32,92±11,25	24,37±2,03
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	32,39±6,12***	33,23±10,98	24,16±1,88
Різниця у тривалості кроків, сек	0,05±0,08*	0,07±0,06	0,01±0,01
Різниця у довжині кроків, см	3,24±2,95	4,45±5,99	1,85±1,68
Різниця у тривалості циклів ходьби, сек	0,03±0,07	0,01±0,01	0,01±0,01
Швидкість ходьби, см/сек	66,98±25,08***	60,48±24,94	104,93±11,09
Нормалізована швидкість ходьби	0,76±0,29***	0,67±0,28	1,18±0,15
Кроків за хвилину	94,07±14,04**	92,94±16,15	105,30±9,88
Оцінка FAP	74,52±17,96***	69,38±14,80	96,59±3,43

Примітка: різниця достовірна, порівняно з контролем: * - $p < 0,05$,
** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

Але звертає увагу значна асиметрія показників CV і, особливо, їх стандартних відхилень між сторонами тіла. Більші розлади спостерігаються відносно лівої ноги для часових параметрів (CV довжини кроку при цьому досить симетричні).

Таблиця 4.39

Середні абсолютні часові та просторові параметри ходьби з довільно обраним темпом у здорових людей, хворих з апраксією ходьби (АХ) та хворих з ХП (3 стадія за Hoehn & Yahr)

Параметр	Контроль n = 22	Апраксія ходьби n = 24	Хворі з ХП n = 26
Тривалість циклу ходьби, Лв, сек	1,14±0,12	1,35±0,37**	1,34±0,34
Тривалість циклу ходьби, Пр, сек	1,15±0,12	1,36±0,39**	1,34±0,34
Довжина подвійного кроку, Лв, см	120,07±8,50	82,44±27,08*	77,97±25,47
Довжина подвійного кроку, Пр, см	120,16±8,54	82,67±27,34*	79,77±25,93
Час переносу ноги, Лв, сек	0,44±0,05	0,46±0,12	0,44±0,08
Час переносу ноги, Пр, сек	0,43±0,05	0,42±0,09	0,44±0,07
Тривалість стояння, Лв, сек	0,71±0,07	0,89±0,26**	0,91±0,33
Тривалість стояння, Пр, сек	0,71±0,08	0,94±0,34**	0,91±0,33

Час опори на ліву ногу, сек	0,43±0,05	0,42±0,09	0,44±0,07
Час опори на праву ногу, сек	0,44±0,05	0,46±0,12	0,44±0,08
Час подвійного опори, Лв, сек	0,28±0,04	0,48±0,24***	0,47±0,33
Час подвійного опори, Пр, сек	0,28±0,03	0,48±0,22***	0,47±0,33

Примітка: різниця достовірна, порівняно з контролем: ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

Такий результат може свідчити на користь того, що механізми, які контролюють ритмічність ходьби є певним чином незалежними у двох півкулях (права, здається, страждає більше) і незалежними для часових та просторових параметрів ходьби. Але вони можуть синхронізуватись іншим механізмом, який включається при зміні парадигми ходьби – при її прискоренні.

Таблиця 4.40

Коефіцієнти варіативності (CV, %) параметрів ходьби з довільно обраним темпом у здорових людей, хворих з АХ та ХП (3 стадія Н&У)

Коефіцієнт варіативності показника	Контроль n = 22	Апраксія ходьби n = 24	ХП, стадія 3 n = 26
CV тривалості кроку Лв	4,27±1,83	10,25±11,12*	8,58±6,11*
CV тривалості кроку Пр	4,36±1,71	7,38±4,99**	9,04±9,30*
CV часу переносу Лв	3,64±2,08	11,79±13,46**	11,62±9,10**
CV часу переносу Пр	4,45±1,74	8,58±6,32**	10,88±8,45*
CV часу подвійного опори Лв	7,36±3,32	12,96±10,18*	15,04±9,43**
CV часу подвійного опори Пр	6,32±2,88	11,25±5,83**	16,12±10,85**
CV довжини кроку Лв	3,86±2,71	12,58±11,07***	17,92±18,92*
CV довжини кроку Пр	4,09±2,22	12,21±10,53***	15,27±13,74*

Примітка: різниця достовірна, порівняно з контролем: * - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

Коефіцієнти варіації помітно знижуються й стають більш симетричними. Падіння CV для тривалості кроку сягає 5,07±3,35 (для лівої ноги) і 5,27±2,60 (для правої ноги); для часу перенесення – 5,0±3,02 (ліва) і 5,33±3,54 (права); дещо менше змінюється CV для часу подвійної опори – 10,0±5,68 (ліва) і 10,27±4,51 (права). CV довжини кроку зменшується при прискоренні ходьби до 7,07±3,17 (ліва нога) і до 7,07±4,15 (права нога). Зниження коефіцієнтів варіації є достовірним на рівні $p < 0,01$.

Прискорення ходьби призводить, як і в інших випадках, до нормалізації окремих показників, зокрема – FAP (підвищення до 85,33±13,37). Хоча це підвищення є менш виразним ніж те, що спостерігається при розглянутих вище нейродегенераціях.

4.3.4. Параметри ходьби при хорей Гентінгтона

Хорея Гентінгтона (ХГ), спадкова прогресуюча нейродегенерація, зумовлена дефектом гену на хромосомі 4р, який кодує кількість експансій

послідовності триплету CAG. Нещодавно знайдено ще одну мутацію – в гені юнктофіліну (Junctophilin 3 – HDL2), яка для невеликої підгрупи пацієнтів дає типовий фенотип хвороби [448]. Діагноз захворювання в 90 % випадків встановлюється на основі наявності поведінкових розладів, афективних та когнітивних змін, що асоціюються з прогресуючою моторною дисфункцією та сімейним анамнезом (аутосомно-домінантний тип спадковості). Ранніми ознаками є загальний неспокій, нехтування гігієнічними моментами, порушення сну, поведінкові розлади, тривога та депресія. Незабаром приєднуються моторні порушення у вигляді хореїчного гіперкінезу, який посилюється під час ходьби, емоційному напруженні чи спробі сконцентрувати увагу на чомусь. Цікаво, що пацієнти часто не звертають увагу на конкретні моторні порушення, навіть при опитуванні, відносячи їх до категорії «слабкість». Згодом посилення гіперкінезу (з приєднанням часто дистоній тулуба, шиї та кінцівок) починає впливати негативно на ходьбу, переважно порушуючи стійкість, підтримання балансу, що призводить до падінь. У пізніх стадіях (а при ювенільних формах і спочатку, без хореї) можуть розвиватись брадикінезія та ригідність і тоді хворі можуть нагадувати за фенотипом паркінсонівський синдром.

Нами обстежено 5 хворих з ХГ на початкових та середніх стадіях розвитку (тривалість захворювання клінічно 1 – 3 роки) з доволі збереженою здатністю до ходьби (самостійно, без підтримки, не потребують супроводу) [435], [546], [530], [550].

Зважаючи на малу чисельність групи, статистична оцінка порівнянь традиційними методами не є коректною. Але їх порівняння з даними близької вікової норми (клінічно здорові люди) дає можливість визначити основні тенденції в перебудові малюнку ходьби при захворюванні. Основні часові та просторові параметри ходьби в групі хворих з ХГ наведені в табл. 4.41.

Таблиця 4.41

Основні параметри ходьби з довільно обраним темпом при хореї Гентінгтона (ХГ) і в контрольній групі здорових людей

Параметр	ХГ n = 5	Контроль n = 22
Чоловіки / жінки	3 / 2	8 / 14
Відношення крок/довжина ноги (Лв)	0,61±0,09 *	0,67±0,05
Відношення крок/довжина ноги (Пр)	0,58±0,09 **	0,67±0,04
Довжина кроку (Лв), см	54,78±6,81 *	59,88±4,42
Довжина кроку (Пр), см	53,25±7,27 *	59,85±4,38
Тривалість кроку (Лв), сек	0,62±0,10	0,58±0,06
Тривалість кроку (Пр), сек	0,58±0,08	0,57±0,06
База опори (Лв), см	11,20±2,70	8,67±3,71
База опори (Пр), см	11,19±3,16	8,32±3,93
Тривалість переносу ноги, % (Лв)	38,76±0,50	38,04±1,29
Тривалість переносу ноги, % (Пр)	35,32±3,94	37,74±0,97
Тривалість стояння, % (Лв)	61,26±0,47	61,95±1,30

Тривалість стояння, % (Пр)	64,68±3,90	62,25±0,97
Час опори на одну ногу, % (Лв)	35,46±4,44	37,77±1,18
Час опори на одну ногу, % (Пр)	38,66±1,26	38,03±1,36
Час опори на обидві ноги, % (Лв)	25,90±3,53	24,37±2,03
Час опори на обидві ноги, % (Пр)	25,50±3,09	24,16±1,88
Різниця у тривалості кроків, сек	0,05±0,05 **	0,01±0,01
Різниця у довжині кроків, см	2,68±2,67	1,85±1,68
Різниця у тривалості циклів ходьби, сек	0,03±0,01 ***	0,01±0,01
Швидкість ходьби, см/сек	92,90±22,21	104,93±11,09
Нормалізована швидкість ходьби	0,95±0,23 **	1,18±0,15
Кроків за хвилину	102,58±17,72	105,30±9,88
Оцінка FAP	87,50±11,36 **	96,59±3,43

Примітка: різниця достовірна, порівняно з контролем: * - $p < 0,05$,
 ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$.

Насамперед, визначено тенденцію до скорочення довжини кроку (і відношення довжини кроку до довжини ноги). При цьому тривалість кроку практично не змінюється. Незначне зниження загальної швидкості й незначне зменшення кількості кроків за хвилину (недостовірні), усе ж таки позначаються в достовірному зниженні нормалізованої швидкості (з врахуванням показника нормалізованого на довжину ноги довжини кроку). Внутрішня організація циклу ходьби (співвідношення фаз переносу та стояння, опори на одну та на обидві кінцівки) є нормальною – середні значення відсотків кожної фази не відрізняються від показників у здорових людей.

Основні й високо достовірні відмінності простежуються в параметрах асиметрії – показниках різниці тривалості кроків та тривалості циклів ходьби, у меншому ступені – довжини кроків. Реальність такої асиметрії до деякої міри підтверджується порівнянням і середніх часових параметрів ходьби (абсолютних і відносних) для правої та лівої ноги. При тому частіше погіршення відповідного показника стосується лівої ноги (тривалість кроку, частка часу на опір однією ногою). У результаті достовірно погіршується також якісна оцінка ходьби в цілому – показник FAP.

Прискорення ходьби призвело до значного зростання швидкості пересування (до $135,9 \pm 7,64$ см/хв.) за рахунок переважно зростання числа кроків за хвилину (до $120,73 \pm 7,0$) і довжини кроку ($65,75 \pm 5,17$ см для лівої ноги і $70,14 \pm 6,69$ см для правої). Тривалість кроку при цьому закономірно зменшилась, але в меншому ступені ($0,51 \pm 0,04$ с для лівої ноги і $0,49 \pm 0,02$ с правої). Зменшився відносний час, затрачений на стояння ($58,37 \pm 0,15$ % для лівої ноги й $59,60 \pm 1,35$ % для правої), особливо на опір обома ногами ($17,63 \pm 1,25$ % для лівої ноги і $17,77 \pm 1,50$ % для правої). Різниця у тривалості кроків та циклів ходьби для обох ніг зменшилась ($0,02 \pm 0,02$ і $0,01 \pm 0,01$ відповідно, сек). А от різниця у довжині кроків очевидно збільшилась – $4,39 \pm 1,71$, см). При тому ширина бази опори, помірно збільшена при ходьбі з звичним темпом,

значно зменшилась. У одного хворого значення ширини бази опори стали з негативним знаком (-1,39 см і -10,75 см), що означає постановку стопи за середню лінію напрямку ходьби, в протилежну сторону. Така ходьба значно збільшує ризики падінь. Інтегральний показник «нормальності» ходьби FAP дещо зріс ($92,5 \pm 6,36$).

Коефіцієнти варіативності показників ходьби, які при звичному темпі пересування були збільшені, порівняно з нормальними значеннями (CV тривалості кроку для лівої ноги $8,4 \pm 3,91$ % і для правої $8,6 \pm 2,79$ % ; CV часу переносу лівої ноги $10,4 \pm 5,94$ % і для правої $11,2 \pm 7,66$ % ; CV довжини кроку лівою ногою $7,4 \pm 6,23$ % і правою ногою $11,4 \pm 10,21$ %), при довільному прискоренні значно зменшились, практично до нормальних значень (CV тривалості кроку для лівої ноги $3,67 \pm 1,53$ % і для правої $2,33 \pm 2,52$ % ; CV часу переносу лівої ноги $4,0 \pm 2,65$ % і для правої $3,33 \pm 1,53$ % ; CV довжини кроку лівою ногою $4,0 \pm 1,0$ % і правою ногою $3,33 \pm 1,15$ %).

У висновку можна припустити, що при ХГ розлади ходьби полягають головним чином у зростанні асиметрій часових та просторових параметрів, при відносній незмінності внутрішньої організації самого циклу ходьби. Виявлені асиметрії на перший погляд непомітні при звичайному клінічному огляді. Це може пояснюватись напруженням компенсації – для досягнення мети (ходьба за напрямком, підтримання балансу тіла). Але їх наявність збільшує вірогідність нестійкості та падінь, які на певному етапі розвитку захворювання закономірно виникають у більшості хворих. Можна також утверджувати, що малюнок реорганізації ходьби при ХГ відрізняється від такого при ХП та споріднених нейродегенераціях.

Обговорення причин особливостей розладів ходьби при ХП та споріднених нейродегенераціях (ведуча роль феномену акінезії, в усій складності його генезу) необхідно доповнити результатами досліджень при хорей Гентінгтона. Вивчення ходьби при ХГ є досі нечисленими [551] і частіше підтверджують загальний клінічний малюнок – сповільнення, розширення бази опори, скорочення кроку та ознаки атаксії та неритмічності. Але не зважаючи на малу групу обстежених нами пацієнтів, ми можемо зробити такий же висновок, що й в дослідженні 65 хворих колективом авторів з Нью-Йорку [552]. Сукупність порушень часових та просторових параметрів й особливості перебудови внутрішньої організації циклу ходьби вказують на брадикінезію ходьби, яка поряд з порушеннями динамічного балансу й нестійкістю є характерною ознакою розладів при ХГ. Такий висновок є дуже важливим, зважаючи на специфічність морфологічного та біохімічного підґрунтя захворювання, відмінного від розглянутих вище нейродегенеративних патологій. Сучасні дослідження демонструють, що ознаки брадикінезії та відповідні порушення ходьби (уповільнення з елементами човгання) присутні не тільки на пізніх стадіях захворювання [448], але можуть виявлятися тим чи іншим чином і на більш ранніх [553], [554]. Таким чином, специфічний у морфологічному та біохімічному розумінні процес (який, тим не менш, призводить до атрофії хвостатого ядра) реалізує аферентний варіант

брадикінезії (еферентний – при ідіопатичній ХП), що проявляється у типових порушеннях параметрів ходьби та змінах структури її циклу.

Таким чином, підсумовуючи результати вивчення особливостей клінічних проявів та особливостей формування порушень функції ходи, що оцінювалися за результатами оцінки структури часових і просторових параметрів ходьби, у хворих на множинний склероз, з різними стадіями хвороби Паркінсона, з атиповими формами синдрому паркінсонізму (прогресуючий над'ядерний параліч, множинна системна атрофія), з синдромом апраксії ходи та хореею Гентінгтона, необхідно відмітити, що загальний ієрархічний механізм управління актом ходьби є універсальним у людини. Тому цілком природним виявляється спільний малюнок спрямованості змін часових та просторових параметрів при порушенні цього механізму на різних рівнях його організації, принаймні, якщо це стосується вищих рівнів. Ті патології, які ми досліджували, так чи інакше стосуються структур, що приймають участь у регуляції на вищих щаблях – чи то планування акту ходьби, чи то модуляція її виконання. При тому важко виділити окремо порушення аферентних впливів від розладів функції еферентних структур. Прикладом може слугувати множинний склероз. Як вказувалось, з одного боку, при всій різноманітності індивідуальних клінічних проявів малюнок порушень ходьби має спільні риси для хворих з цією патологією. Причому він формується вже на ранніх, субклінічних стадіях захворювання, прогресивно поглиблюючись з кожною наступною його стадією. При цьому клінічні кореляти не включають очевидних пірамідних порушень, а, скоріше, ті оцінки, які свідчать про дифузне зростаюче ураження як усієї протяжності нервової системи, так і певних її «рівнів»: спинального, стовбурово-церебелярного, церебрального. Перший і останній рівні, з нашої точки зору, вірогідно слід об'єднувати, тому що та ж формальна пірамідна симптоматика, яка найчастіше спостерігається саме в ногах, як відомо, не є прерогативою тільки вогнищевих спинальних уражень. Особливо це стосується пізніх стадій захворювання, які позначаються вторинним прогресуванням розладів, поступово зростаючих і здебільшого дифузних, симетричних. Очевидно, що при множинному склерозі ноги та, насамперед, функція ходьби є своєюрідною «мішенню» захворювання і цей блок порушень доволі контрастує з відносним збереженням функціональних спроможностей верхніх кінцівок. Виключенням можна вважати випадки грубих мозочкових порушень саме в руках, але вони чітко виділяються як наслідок переважного й відокремленого ураження стовбурово-мозочкового рівня регуляції. Наявність багатовогнищового ураження білої речовини півкуль, яке згодом стає злитим й оточує шлуночкову систему, акцентуючись на структурах мозолистого тіла («пальці Доусона» на сагітальних зрізах в T2 режимі на МРТ-зображеннях), підтверджує провідну роль церебрального пошкодження при МС. Це й може бути чинником дисфункції керуючих структур сірої речовини (базальні ганглії, зорові горбики й кіркові структури) за рахунок пошкодження аферентних та еферентних зв'язків між

ними, що призводить до специфічного малюнку порушень функції ходьби. Останній, в основних проявах та за структурою, близько нагадує такий, скажімо, при хворобі Паркінсона та споріднених нейродегенераціях. Тобто виводить на перший план порушення ініціації ходьби (акінетичний компонент) – момент виведення з рівноваги центру маси тіла, який запускає подальший автоматизм виконання самого акту ходьби. Слід додати ще одне міркування на користь відносної збереженості спинального рівня регуляції при МС (не зважаючи на клінічні ознаки «спинального ураження»): довільне прискорення ходьби запускає майже нормальне чи близьке до нього виконання акту, з нормалізацією основних параметрів та їх співвідношень. Отже, спинальний виконавчий механізм ходьби є достатньо збереженим, навіть на пізніх стадіях захворювання, з очевидними ознаками грубого неврологічного дефекту, інвалідазації.

Важливе запитання – чи є спільним механізм розладів ходьби при хворобі Паркінсона та інших дегенераціях? З точки зору кінцевого ініціюючого механізму порушень – акінезії – так. В усіх розглянутих випадках прослідковуються спільні риси: зменшення швидкості, скорочення довжини кроку, збільшення часу опори, особливо на обидві ноги, відповідна перебудова структури циклу (як, до речі, і в людей похилого віку [555]). Але з точки зору причин формування акінезії, переважного рівня ураження нервової системи й домінуючих структур – вірогідно ні. Навіть час появи розладів ходьби в структурі синдрому й темп їх розвитку вказують на різну топічну приналежність. При класичній ідіопатичній ХП порушення ходьби стають домінуючим симптомом на пізніх стадіях, пропускаючи перед себе розлади верхньої половини тіла. Хоча ми спостерігаємо весь патерн перебудови ходьби вже на початкових, субклінічних з цієї позиції стадіях. А при атипових формах порушення ходьби постуральна нестабільність є найбільш раннім розладом, що виходить у клінічній картині на перший план. Вірогідно, феномен акінезії в таких випадках формується зовсім іншими рівнями ураження, ніж при ХП (оральні стовбурові структури, чорна речовина) [556].

У цьому відношенні найбільш яскравим є феномен акінезії-апраксії ходьби [557], який спостерігається в структурі розладів при ПНП і, особливо – при первинній апраксії ходьби. В обох випадках супроводом є прогресуюча когнітивна недостатність (у кінцевому варіанті – деменція) та проблеми з контролем сечовипускання, які виникають рано чи пізно. Чиста апраксія ходьби, або первинна апраксія ходьби привертає в останній час все більшу увагу до себе як у зв'язку зі зростаючою поширеністю серед людей похилого віку, так й у зв'язку з очевидною поєднаністю з когнітивними порушеннями [558], [555]. Інтимні причини порушення (етіологія та локалізація, відповідальні структури) залишаються невизначеними [559].

Більшість дослідників схильні до пошуку зв'язку між порушеннями ходьби й когнітивних функцій з розвитком дифузного ураження білої речовини півкуль – лейкоараїозом, сама природа якого теж залишається предметом дискусій [560], [561], [562], [563], [564]. Існують докази як на користь судинного (ішемічного)

генезу лейкоараїозу [354], [565], [566], так і проти цього [567]. Характерним є поєднання апраксії ходьби з раннім та виразним феноменом «замерзання» (freezing gait) [568], хоча цей феномен є закономірним і в структурі ідіопатичної ХП [569]. Цікаво, що в останньому випадку його виділяють в прояв з окремим механізмом, відмінним від зростаючої акінезії чи навіть окремим від механізму, що спричиняє падіння [570], [571], [572]. На нього не впливають ані леводопна терапія [573], ані ін'єкції ботулотоксину у м'язи ніг [574]. Більше того, феномен «замерзання» може бути асиметричним [575], хоча переважна більшість дослідників сприймає його, як прояв аксіальних порушень [559], [569], [568]. З таким дуже рідким проявом – груба асиметрична акінезія-апраксія з асиметричним «замерзанням» у ногах - ми зустрілись і в наших спостереженнях.

Підсумовуючи слід підкреслити, що проведене інструментальне дослідження ходьби людини демонструє широкі можливості методу й дозволяє використовувати отримвані дані як з діагностичною метою, так і з метою наукового пошуку, розкриття до цих пір загадкових механізмів керування амбулаторною функцією та виникнення патологічних форм ходьби при захворюваннях та ураженнях нервової системи.

ВИСНОВКИ

Вільна ходьба людини в оточуючому середовищі є необхідною умовою для незалежного безпечного виконання багатопланових повсякденних завдань, піклування про себе, збереження соціальних відносин і забезпечення якості життя. Тому дослідження ходьби має велике значення як для фізіологів, так і для клініцистів. Ходьба є комплексним моторним та когнітивним процесом, який при здійсненні об'єднує значні ресурси ЦНС.

Не зважаючи на зростаючу кількість досліджень з проблеми ходьби та її порушень, організація ходьби та її порушення залишаються одними з найскладніших розділів фізіології та патології нервової системи, зважаючи не тільки на загадковість інтимних механізмів, але й на методологічні проблеми дослідження акту ходьби. Поява останнім часом сучасного електронного обладнання, що дозволяє отримувати параметри вільної ходьби людини в реальному часі та досліджувати їх зміни в рамках різних експериментальних парадигм, створила нову можливість для порівняльного аналізу цього рухового акту, відкрила перспективи для клініко-інструментальних співставлень.

У монографії узагальнено дані світової літератури та досліджень авторів (обстежено 952 особи) стосовно характеристик та механізмів регуляції ходьби людини в практично здорових осіб різного віку (підліткового, юнацького, середнього, зрілого, похилого) в умовах різних фізіологічних парадигм та при неврологічних захворюваннях. У дослідженнях використано автоматизовану систему GAITRite®, виробництва США (CIR Systems Inc., Clifton, NJ), яка забезпечує визначати наступні параметри: швидкість ходьби, кількість кроків при проході доріжкою, кількість кроків за хвилину, довжина кроку, довжина подвійного кроку, співвідношення довжини кроку до довжини нижньої кінцівки, ширина бази опори, час кроку, час крокового циклу, час переносу стопи, час опори, час опори на обидві стопи, структура крокового циклу, інтегральний показник якості, «нормальності» ходьби – FAP.

Проведено аналіз вікових та статевих особливостей просторово-часових параметрів ходьби людини та напрямків їх змін в умовах різного темпу ходьби, під впливом тимчасової зорової депривації та при зміні вестибулярного сенсорного потоку, встановленню фізіологічних особливостей просторово-часових параметрів ходьби з урахуванням латералізації функцій і темпераменту індивіда, визначенню напрямків їх змін при виконанні додаткових моторних і когнітивних завдань, особливостей клінічних проявів та часово-просторових параметрів порушення ходьби при різних неврологічних захворюваннях (множинний склероз, хвороба Паркінсона, атипіві форми синдрому паркінсонізму, синдром апраксії ходьби, хорея Гентінгтона).

При міжвіковому порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби в чоловічих групах встановлено, що між чоловіками підліткового та юнацького віку статистично достовірних відмінностей під час ходьби в довільному темпі не виявлено ні в просторових, ні в часових характеристиках. У всіх досліджуваних групах чоловіків інтегральний показник «нормальності» FAP

знаходився в межах норми. При міжвіковому порівнянні просторово-часових параметрів звичайної ходьби в жіночих групах встановлено, що між групами жінок підліткового та юнацького віку статистично достовірних відмінностей під час ходьби в довільному темпі в часових характеристиках не виявлено. При порівнянні групи жінок середнього віку з групами жінок підліткового і юнацького віку встановлено, що співвідношення довжини крок/кінцівка ($p < 0,05$) більше в жінок підліткового віку, ніж у жінок середнього віку, час подвійної опори менший в підлітків, ніж у жінок середнього віку, у жінок юнацького віку час опори на обидві стопи зліва і справа менший ніж у жінок середнього віку. Також виявилось, що час опори на одну стопу в жінок юнацького віку менший ніж у жінок середнього віку. Виявлені міжвікові відмінності дозволяють припустити, що вікові зміни нейрофізіологічних механізмів підтримки рівноваги й стабільності тіла під час ходьби, які призводять до тривалішої опори і скорочення довжини кроків пов'язані з формуванням в середньому віці «обережної» ходьби та в подальшому появою синильних дисбазій в похилому віці.

При міжстатевому порівнянні отриманих в нашому дослідженні просторово-часових параметрів звичайної ходьби в досліджуваних групах, характер відмінностей мав наступні закономірності: чоловіки, в порівнянні з жінками, мають більшу довжину кроку та подвійного кроку, ширину бази опори, кути розвороту стоп. На відміну від просторових, часові параметри не відрізняються. Виявлений статевий диморфізм просторових параметрів ходьби, вірогідно, відбиває морфологічні відмінності тілобудови (переважанням росту, а відповідно, й довжини ноги в чоловіків порівняно з жінками), але не можна виключати й вплив нейрофізіологічних механізмів, що регулюють ходьбу. Сталість часових параметрів довільної ходьби при міжстатевому порівнянні можна пояснити програмуванням цих параметрів на рівні автоматичних моторних синергій. Еволюційно сформовані оптимальні часові параметри крокового циклу, що не мають статевих відмінностей і спрямовані на підтримання рівноваги, покращення стійкості та запобігання падінь при ходьбі як у чоловіків, так і в жінок.

При прискоренні ходьби більшість просторових показників збільшувалась, а часові показники зменшувалися. У структурі крокового циклу спостерігається зростання частки часу переносу та часу одиночної опори, тоді як частки часу опори та часу подвійної опори в кроковому циклі обох нижніх кінцівок статистично значуще зменшуються порівняно з такими в умовах нормальної ходьби. Зростає просторова та зменшується часова асиметрія. Достовірно зменшується інтегральний показник FAP, що свідчить про порушення стабільності й рівноваги та зростання вірогідності падінь.

При ходьбі з заданим метрономом зменшеним темпом усі просторові параметри, крім ширини бази опори, виявилися статистично значуще меншими, усі часові параметри – більшими, ніж при нормальній ходьбі. У структурі крокового циклу зросли частки часу опори та подвійної опори, при цьому

зменшилися частки часу переносу та часу одиночної опори. Підтримання рівноваги при ходьбі з заданим зниженим темпом досягається за рахунок сталості ширини бази опори та перебудови крокового циклу в бік збільшення частки тривалості контакту стопи з підлогою й зменшення тривалості фази переносу. Істотне зниження показника «нормальності» ходьби з $95,97 \pm 4,63$ % при нормальній ходьбі до $54,99 \pm 1,83$ % при ходьбі з заданим зменшеним темпом свідчить про напруження механізмів регуляції, що забезпечують підтримання рівноваги при виконанні даного завдання.

При ходьбі з заплуценими очима порівняно з нормальною ходьбою статистично значуще зросла середня кількість кроків за хвилину. Статистично значуще меншими виявилися довжина кроку, довжина подвійного кроку та співвідношення довжини кроку до довжини відповідної нижньої кінцівки. Збільшився показник просторової асиметрії. Статистично значуще меншими порівняно зі звичайною ходьбою виявилися тривалість кроку та крокового циклу та їх складові. У структурі крокового циклу зросла частка часу подвійної опори, що, вірогідно, забезпечує більший контроль з боку пропріоцептивної системи при виключенні зорового контролю.

При ходьбі з максимальними поворотами голови праворуч та ліворуч порівняно з нормальною ходьбою зросли швидкість, кількість кроків за хвилину; усі значення часових показників зменшилися. При ходьбі з поворотом голови праворуч зросла довжина звичайних та подвійних кроків, а при ходьбі з поворотом голови ліворуч більшою виявилася просторова асиметрія. Структура крокового циклу ходьби з поворотом голови праворуч та ліворуч залишилася без змін порівняно з такою при звичайній ходьбі.

При детальному аналізі відмінностей просторово-часових параметрів звичайної ходьби у юнаків правшів та шульгів швидкість руху, кількість кроків, кількість кроків у перерахунку за хвилину, просторові та часові параметри звичайної ходьби, і відповідно й показники структури її циклу, достовірно не відрізняються. Виключення складає тільки показник асиметрії довжини кроків правою та лівою ногою, що є вірогідно меншим у юнаків шульгів. Між дівчатами правшами та шульгами за умов звичайної ходьби статистично значущих відмінностей у просторових та часових параметрах немає.

Аналіз просторових та часових параметрів звичайної ходьби в індивідуально зручному темпі в загальних групах осіб юнацького віку з різним темпераментом показав, що за абсолютною більшістю значення просторово-часових параметрів не відрізняються в осіб з різним темпераментом за кількома винятками. Серед просторових параметрів значення співвідношення довжини кроків, зроблених кожною ногою, до довжини відповідної ноги статистично значуще менші в сангвініків та холериків порівняно з меланхоліками. У флегматиків, на відміну від холериків, достовірно більшими є довжина подвійних кроків, зроблених кожною ногою. Відсутність відмінностей серед переважної більшості середніх значень просторово-часових параметрів ходьби й у структурі крокового циклу звичайної ходьби серед представників з різним

темпераментом можна пояснити тим, що звичайна ходьба за своєю природою являє собою автоматичну функцію, основні фази якої програмуються на рівні філогенетично старих утворень (СМ, стовбур мозку, мозочок).

При ходьбі з одночасним виконанням додаткового моторного завдання обстежувані долали відстань доріжки з меншою швидкістю, коротшими та тривалішими кроками порівняно зі звичайною ходьбою. Для утримання пристрою та підтримання рівноваги тіла за таких умов ходьби змінювались й найбільш стабільні просторові параметри: ширина бази опори та кут розвороту стопи, а кроковий цикл перебудовувався в бік зменшення відсоткових часток тривалості переносу й тривалості одиночної опори та збільшення відсотків тривалості опори для кожної ноги й тривалості подвійної опори для крокового циклу кожної ноги.

При аналізі впливу простішого когнітивного завдання (послідовне без повторень називання вголос будь-яких відомих досліджуваному тварин) на просторово-часові параметри ходьби встановлено, що міжстатеві відмінності параметрів ходьби з виконанням додаткового когнітивного завдання мали схожі напрямки в усіх досліджуваних вікових групах, а саме: у чоловіків довші довжина кроку та подвійного кроку, співвідношення довжини кроку до довжини кінцівки, ширина бази опори, більші кути розвороту стоп, що, ймовірно, пов'язано з антропометричними відмінностями. Відмінності часових параметрів ходьби з виконанням додаткового когнітивного завдання при порівнянні підліткових груп чоловіків і жінок не були виявлені. А при міжстатевому порівнянні часових параметрів ходьби з виконанням додаткового когнітивного завдання в групах юнацького віку було виявлено відмінності більшості параметрів, а саме: у жінок довші тривалості кроку, крокового циклу, одиночної опори, час переносу, час опори, триваліший час проходу й менша швидкість відносно групи чоловіків юнацького віку.

У практично здорових юнаків та дівчат регуляція ходьби з одночасним виконанням складнішого когнітивного завдання (послідовне віднімання 7, починаючи зі 100) здійснюється шляхом зменшення просторових та збільшення часових параметрів ходьби, сталості ширини бази опори та кута розвороту стопи, перебудови крокового циклу в бік зменшення відсоткових часток тривалості переносу й тривалості одиночної опори та збільшення відсотків тривалості опори для кожної ноги й тривалості опори на обидві ноги. Ми використали одне зі складних когнітивних завдань (арифметичне рахування) що потребує максимальної уваги й оперативної пам'яті. У результаті знизилась якість виконання як ходьби, так і когнітивної задачі, але більш критично знизилась якість рахування (більш ніж у два рази), на користь руху вперед і збереження при цьому рівноваги. Отже, досліджувані підсвідомо надавали пріоритет саме ходьбі.

Отже, регуляція просторово-часових параметрів ходьби залежить від роботи усіх рівнів нервової системи. Базовий просторово-часовий патерн ініціюється центральними генераторами ритму спинного мозку, робота яких задається та модулюється надсегментарними структурами, а нашаровані

команди з кори головного мозку можуть досить суттєво змінити базовий малюнок, створивши відповідну просторово-часову модель ходьби.

Враховуючи наявність змін кількісних та якісних показників ходьби при різних фізіологічних парадигмах, можна з впевненістю стверджувати, що ходьба не є автоматизованим процесом, а потребує використання різноманітних додаткових ресурсів ЦНС, насамперед уваги та когнітивних ресурсів.

Проведене клініко-інструментальне дослідження ходьби при деяких хронічних захворюваннях та ураженнях нервової системи продемонструвало складний патогенез порушень ходьби, спільні та відмінні риси розладів та перспективи вивчення цього рухового акту в умовах норми та патології.

Так, при множинному склерозі відмічаються прогресуючі розлади ходьби у вигляді достовірного зменшення швидкості, скорочення довжини кроку, збільшення тривалості циклу, розширення бази опори, зростання асиметрії показників та коефіцієнта їх варіативності в часі. Порушення структури циклу ходьби (збільшення частки часу, що витрачається на опір, переважно обома ногами) відмічається вже на ранніх, субклінічних стадіях захворювання, при суб'єктивній «нормальності» ходьби. Прогресування розладів ходьби в найбільшій ступені корелює з клінічними оцінками мозочкових ($r = 0,46$) та стовбурових функцій ($r = 0,45$). Прискорення ходьби на початкових стадіях множинного склерозу покращує і нормалізує більшість її параметрів, в т.ч. і FAP (з $83,36 \pm 14,61$ до $89,63 \pm 9,74$, $p = 0,005$), але це не відбувається на розвинених стадіях захворювання. Порушення ходьби при МС є більш складними за патогенезом, ніж просто результат сумації окремих порушень неврологічних функцій (парези, атаксія, спастичність тощо). Їх прогресивне зростання в кількісному вимірі, але таке, що об'єднується спільним малюнком від початкових до розвинених стадій захворювання, вказує скоріше на ведучу роль дифузного дегенеративного процесу, ніж на вплив окремих вогнищевих уражень.

Розлади ходьби при хворобі Паркінсона характеризуються значним зменшенням швидкості, скороченням довжини кроку, частоти кроків, розширенням бази опори, збільшенням асиметрій показників, які достовірно зростають з розвитком хвороби. Абсолютний час переносу ноги та опори на одну ногу не страждають, але достовірна зміна структури циклу ходьби пов'язана з абсолютним та відносним збільшенням часу подвійного опори, при збільшенні загального часу, що витрачається на стояння. З прогресуванням захворювання достовірно зростає варіативність основних часових та просторових параметрів ходьби, особливо – часу переносу (CV часу переносу лівої ноги для стадії 1 – 1,5 – $5,23 \pm 4,44$, для стадії 3 – $11,62 \pm 9,10$, в контрольній групі здорових – $3,64 \pm 2,08$, $p < 0,03$) і довжини кроку (CV довжини кроку для стадії 1 – 1,5 – $5,85 \pm 2,38$, для

стадії 3 – $17,92 \pm 18,92$, в контрольній групі здорових – $3,86 \pm 2,71$, $p < 0,03$), що є відображенням зростаючої постуральної нестабільності і ризику падінь. Прискорення ходьби призводить до певної нормалізації показників, ступінь якої залежить, головним чином, від адекватності патогенетичного лікування. При однаковій оцінці загального моторного дефекту, хворі з ХП старшого віку мають достовірно гірші показники ходьби, ніж більш молоді пацієнти, що можна пояснити зростанням супутніх когнітивних порушень в старшій віковій групі.

При атипових формах паркінсонізму (прогресуючому над'ядерному паралічі та мультисистемній атрофії) і при синдромі апраксії ходьби (на тлі хронічної прогресуючої енцефалопатії чи нормотензивної гідроцефалії) розлади ходьби за малюнком відповідають таким при хворобі Паркінсона. Відмінність полягає у тому, що в абсолютному вимірі ці порушення є значно більшими і розвиваються, на відміну від ХП, вже на першому-другому році захворювання. Домінуючими є збільшення коефіцієнтів варіативності (тривалості та довжини кроку, подвійного опори при МСА, часу подвійного опори та довжини кроку при ПНП і часу переносу, подвійного опори та довжини кроку при апраксії ходьби), що свідчить про ведучу роль порушень стійкості, постуральної та динамічної нестабільності в клінічному фенотипі моторних проявів при цих захворюваннях. Ранній розвиток грубих порушень ходьби (як за часовими та просторовими показниками, так і за зміною структури циклу ходьби) є предиктором встановлення діагнозу атипових форм паркінсонізму вже на початкових стадіях захворювання і підвищує достовірність та точність диференційної діагностики.

При хорей Гентінгтона структура фаз циклу ходьби практично не змінюється, але розвиток атаксії, нестійкості зумовлений скороченням довжини кроку, неадекватним збереженням його тривалості, значним зростанням асиметрії у розмірах кроків та показників варіативності параметрів ходьби у часі – порушенням регуляції ритмічності ходьби. Загальний малюнок порушень ходьби вказує на наявність брадикінетичного компоненту в комплексі порушень моторики при ХГ.

[Перелік використаних літературних джерел.](#)

1. Massion J., Woollacott M.H. Posture and equilibrium // Clinical disorders of balance, posture and gait / Eds. A.M.Bronstein, T.Brandt, M.H.Woollacott and J.G.Nutt. – London: Arnold, 2004. – P. 1 – 19.
2. Гурфинкель В.С., Липшиц М.И., Мори С., Попов К.Е. Стабилизация положения корпуса – основная задача поздней регуляции // Физиология человека. – 1981 – Т. 7, № 3. – С. 400 – 410.
3. Patla A.E. Adaptive human locomotion: influence of neural, biological and mechanical factors on control mechanisms // Clinical disorders of balance, posture and gait / A.M. Bronstein T. Brandt M.H. Woollacottand J.G. Nutt eds., second edition. – London: Arnold. – 2004.

4. Jankovic J. Parkinson's disease & movement disorders / J.Jankovic, E. Tolosa. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007. – 720 p. – ISBN 0781778816.
5. Колесниченко, В. А., Фищенко, А. В., Днепровская, А. В. (2015). Оценка функциональных возможностей опорно-двигательного аппарата пациентов с различными вариантами болезни Шейермана-Мау. Травма, 3(16), 48–52.
6. Giladi N., Balash Y., Ruzicka E., Jankovic J. Disorders of gait // Parkinson's disease & movement disorders / J.Jankovic, E. Tolosa, eds., 5th edit. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007. – P. 436 – 458.
7. Abernethy B. The attentional demands of preferred and non-preferred gait patterns / B. Abernethy, A. Hanna, A. Plooy // Gait & Posture. – 2002. – Vol. 15, № 3. – P. 256–265.
8. Brain activations during motor imagery of locomotor-related tasks: a PET study/ F. Malouin, C. L. Richards, P. L. Jackson et al. // Hum Brain Mapp. – 2003. – Vol. 19, № 1. – P. 47–62.
9. Sheridan P. L. The role of higher-level cognitive function in gait: executive dysfunction contributes to fall risk in Alzheimer's disease / P. L. Sheridan, J. M. Hausdorff // Dement Geriatr Cogn Disord. – 2007. – Vol. 24, № 2. – P. 125–137.
10. Dickson, M. H., Farley, C. T., Full, R. J. (2000). How an animal move: an integrative view. Science, 288, 100–106.]. [4 Rose J. Human Walking / J. Rose, J. G. Gamble. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006. – 234 p.
11. Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., Dominici, N., Poppele, R. E., Lacquaniti, F. (2007). Modular Control of Limb Movements during Human Locomotion. The Journal of Neuroscience, 27(41), 11149–11161. doi: 10.1523/JNEUROSCI.2644-07.2007.
12. Miyoshi, Y., Yoshioka, Y., Suzuki, K., Miyazaki, T., Koura, M., Saigoh, K., Hayasaka, N. (2014). A New Mouse Allele of Glutamate Receptor Delta 2 with Cerebellar Atrophy and Progressive Ataxia. PLoS One, 9(9). doi: 10.1371/journal.pone.0107867.
13. Musienko, P. E., Zelenin, P. V., Lyalka, V. F., Gerasimenko, Y. P., Orlovsky, G. N., Deliagina, T. G. (2012). Spinal and Supraspinal Control of the Direction of Stepping during Locomotion. The Journal of Neuroscience, 32(48), 17442–17453. doi: 10.1523/JNE.
14. Armstrong D.M. The supraspinal control of mammalian locomotion // J. Physiol. (Lond.). – 1988. – Vol. 405. – P. 1 – 37.

15. Pearson K.G. Generating the walking gait: role of sensory feedback // *Prog. Brain Res.* – 2004. – Vol. 143. – P. 123 – 129.
16. Wolfson L.I., Whipple R., Amerman P. Gait and balance in the elderly: two functional capacities that link sensory and motor ability to falls // *Clin. Geriatr. Med.* – 1985. – Vol. 1. – P. 649 – 659.
17. Voermans N.C., Snijders A.H., Schoon Y., Bloem B.R. Why old people fall (and how to stop them) // *Pract. Neurol.* – 2007. – Vol. 7, Issue 3. – P. 158 – 171.
18. Relationships between dual-task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults / V. Dubost, R. W. Kressig, R. Gonthier [et al.] // *Hum Mov Sci.* – 2006. – Vol. 25, № 3. – P. 372–382.
19. Age-Associated Declines in Complex Walking Task Performance: The Walking InCHIANTI Toolkit / A. Shumway-Cook, J. M. Guralnik, C. L. Phillips [et al.] // *J Am Geriatr Soc.* – 2007. – Vol. 55, № 1. – P. 58–65.
20. Dual-Task Decrements in Gait: Contributing Factors Among Healthy Older Adults / J. M. Hausdorff, A. Schweiger, T. Hermann et al. // *Journal of Gerontology.* – 2008. – Vol. 63A, № 12. – P. 1335–1343.
21. Dual tasking, gait rhythmicity, and Parkinson's disease: which aspects of gait are attention demanding? / G. Yogev, N. Giladi, C. Peretz et al. // *Eur J Neurosci.* – 2005. – Vol. 22, № 5. – P. 1248–1256.
22. Canning C. G. Is automaticity of walking regained after stroke? / C. G. Canning, L. Ada, S. S. Paul // *Disabil Rehabil.* – 2006. – Vol. 28, № 2. – P. 97–102.
23. Dual-task-related gait changes in individuals with stroke / Yea-Ru Yang, Yu-Chung Chen, Chun-Shou Lee et al. // *Gait & Posture.* – 2007. – Vol. 25, № 2. – P. 185–190.
24. Ebersbach G. Influence of concurrent tasks on gait: a dual-task approach / G. Ebersbach, M. R. Dimitrijevic, W. Poewe // *Percept Mot Skills.* – 1995. – Vol. 81, № 1. – P. 107–113.
25. Walking while memorizing: age-related differences in compensatory behavior / K. Z. Li, U. Lindenberger, A. M. Freund, P. B. Baltes // *Psychol Sci.* – 2001. – Vol. 12, № 3. – P. 230–237.
26. Dual-Task Related Gait Changes in the Elderly: Does the Type of Cognitive Task Matter? / O. Beauchet, V. Dubost, K. Aminian et al. // *Journal of Motor Behavior.* – 2005. – Vol. 37, № 4. – P. 259–264.

27. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking / J. H. Hollman, F. M. Kovash, J. J. Kubik, R. A. Linbo // *Gait & Posture*. – 2007. – Vol. 26, № 1. – P. 113–119.
28. O’Shea S. Dual Task Interference During Gait in People With Parkinson Disease: Effects of Motor Versus Cognitive Secondary Tasks / S. O’Shea, M. E. Morris, R. Ianseck // *Physical Therapy*. – 2002. – Vol. 82, № 9. – P. 888–897.
29. Validity of divided attention tasks in predicting falls in older individuals: a preliminary study / J. Verghese, H. Buschke, L. Viola et al. // *J Am Geriatr Soc*. – 2002. – Vol. 50, № 9. – P. 1572–1576.
30. Shkuratova N. Effects of age on balance control during walking / N. Shkuratova, M. E. Morris, F. Huxham // *Arch Phys Med Rehabil*. – 2004. – Vol. 85, № 4. – P. 582–588.
31. Preclinical mobility disability predicts incident mobility disability in older women / L. P. Fried, K. Bandeen-Roche, P. H. Chaves, B. A. Johnson // *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. – 2000. – Vol. 55, № 1. – P. M43–M52.
32. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека / А. С. Витензон. – М. : ООО «Зеркало-М», 1998. – 271 с. – С. 5-12. – ISBN 978-5-89853-006-8.
33. Clinical disorders of balance, posture and gait / A. M. Bronstein, M. H. Woolacott, T. Brandt, J. G. Nutt. – London: Arnold, 2004. – 466 p. – P. 404-422. – ISBN 0340806575.
34. Masdeu J. C. Gait disorders of aging: fall sand the rapeutic strategies /J. C. Masdeu L. Sudarsky L. Wolfson. – NewYork: Lippincott-Raven, 1997. – 443 p.
35. Baloch R.W., Ying S.H., Jacobson K.M. A longitudinal study of gait and balance disfunction in normal older people // *Arch. Neurol*. – 2003. – Vol. 60. – P. 835 – 839.
36. Krishnamurthy M., Verghese J. Gait charateristic in nondisabled community-residing nonagenarians // *Arch. Phys. Med. Rehabil*. – 2006. – Vol. 87, N 4. – P. 541 – 545.
37. Коршунов, С. Д, Давлетьярова, К. В., Капилевич, Л. В. (2014). Биомеханические характеристики ходьбы у детей с врожденными расстройством и локомоций. *Вестник Томского государственного университета*, 387, 203–207.
38. Doi, T., Shimada, H., Makizako, H., Tsutsumimoto, K., Uemura, K., Anan, Y. and Suzuki, T. (2014). Cognitive function and gait speed under normal and dual-task walking among older adults with mild cognitive impairment. *BMC Neurology*, 14(67), doi: 10.1186/.

39. Sweeting, K. & Mock, M. (2007). Gait and posture - assessment in general practice. *Australian Family Physician*, 36(6), 398–401, 404–405.
40. Sudarsky L. Gait disorders: prevalence, morbidity, and etiology // *Gait disorders. Advances in Neurology*, volume 87 / Ruzicka E., Hallett M., Jankovic J., eds. – Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. – 2001. – P. 111 – 118.
41. Wilson R.S., Schneider J.A., Beckett L.A. Progression of gait disorder and rigidity and risk of death in older person // *Neurology*. – 2002. – Vol. 58. – P. 1815 – 1819.
42. Rubenstein L. Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention / L. Z. Rubenstein // *Age Aging*. – 2006. – Vol. 35, Suppl. 2. – P. 1137 – 1141.
43. Stolze H., Klebe S., Baecker C. et al. Prevalence of gait disorders in hospitalized neurological patients // *Mov. Disord.* – 2005. – Vol. 20. – P. 89 – 94.
44. Falls and gait characteristics among older persons with peripheral neuropathy / T. K. DeMott, J. K. Richardson, S. B. Thies, J. A. Ashton-Miller // *Am J of Physical Medicine and Rehab.* – 2007. – Vol. 86, N. 2. – P. 125-132.
45. Morris M., Ianssek R., McGinley J. et al. Three-dimensional gait biomechanics in Parkinson's disease: evidence for a centrally mediated amplitude regulation disorders // *Mov. Disord.* – 2005. – Vol. 20. – P. 40 – 50.
46. Mirek E., Rudzinska M., Szczudlik A. The assessment of gait disorders in patients with Parkinson's disease using the three-dimensional motion analysis system Vicon // *Neurol. Neurochir. Pol.* – 2007. – Vol. 41, N 2. – P. 128 – 133.
47. Abdo W.F., Borm G.F., Munneke M. et al. Ten steps to identify atypical parkinsonism // *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*. – 2006. – Vol. 77, N 12. – P. 1367 – 1369.
48. Кривчун А. М., Пінчук В. А., Силенко Г. Я. Судинний паркінсонізм: клінічні прояви, критерії діагностики (клінічний випадок) / *Вісник проблем біології і медицини*. – 2020. Вип. - 2 (156). - С. 116-120.
49. Winnikates J., Jankovic J. Clinical correlates of vascular parkinsonism // *Arch. Neurol.* – 1999. – Vol. 56. – P. 98 – 102.
50. Walking while talking: effect of task prioritization in the elderly / J. Verghese, G. Kuslansky, R. Holtzer [etal.] // *Arch Phys Med Rehabil.* – 2007. – Vol. 88, № 1. – P. 50–53.
51. Webster K.E., Wittwer J.E., Feller J.A. Validity of the GAITRite walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait // *Gait Posture*. – 2004. – Vol. 16. – P. 1 – 5.

52. Verghese J., Buschke H., Viola L., Katz M., Hall C., Kuslansky G., Lipton R. (2002). Validity of divided attention tasks in predicting falls in older individuals: a preliminary study. *J. Am. Geriatr. Soc.*, 50(9), 1572–1576.
53. Бернштейн Н. А. О построении движений (2009). *Лечебная физкультура и спортивная медицина*. № 10. С. 11–16.
54. Frigon A. & Rossignol S. (2008). Adaptive changes of the locomotor pattern and cutaneous reflexes during locomotion studied in the same cats before and after spinalization. *J. Physiol.*, 586 (Pt 12), P. 2927–2945.
55. Ivanenko Y. P., Cappellini G., Dominic N., Poppele R. E., Lacquaniti F. (2005). Coordination of Locomotion with Voluntary Movements in Humans. *The Journal of Neuroscience*, 25(31), P. 7238–7253. doi:10.1523/JNEUROSCI.1327-05.2005.
56. Mori S. Integration of posture and locomotion in acute decerebrate cats and in awake freely moving cats // *Prog. Neurobiol.* – 1987. – Vol. 28. – P. 161 – 195.
57. Spatio-temporal separation of roll and pitch balance-correcting commands in humans / C. Grünberg J. Duysens F. Honegger [etal.] // *J. Neurophysiol.* – 2005. – Vol. 94, № 5. – P. 3143–3158.
58. Wright W. G. Interaction of posture and conscious perception of gravitational vertical and surface horizontal / W. G. Wright, F. B. Horak // *Exp Brain Res.* – 2007. – Vol. 182, № 3. – P. 321–332.
59. Role of gravity-based information on the orientation and localization of the perceived body midline / H. Ceyete C. Cian V. Nougier [et al.] // *Exp Brain Res.* – 2007. – Vol. 176, № 3. – P. 504–509.
60. Improvement of Stance Control and Muscle Performance Induced by Focal Muscle Vibration in Young-Elderly Women: A Randomized Controlled Trial / G. M. Filippi O. Brunetti F. M. Botti [etal.] // *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* – 2009. – Vol. 90, № 12. – P. 2019–2025.
61. Adamcova N. Modification of human postural responses to soleus muscle vibration by rotation of visual scene/ N. Adamcova F. Hlavacka // *Gait&Posture.* – 2007. – Vol. 25, № 1. – P. 99–105.
62. Бернштейн Н. А. Физиология движений и активность / Н. А. Бернштейн. – М.: Наука, 1990. – 495 с.
63. Kinesthetic reference for human or thograde posture / V. S. Gurfinkel Y. P. Ivanenko Y. S. Levik I. A. Babakova // *Neuroscience.* – 1995. – Vol. 68, № 1. – P. 229–243.

64. Nashner L. M. Fixed pattern of rapid postural responses among leg muscles during stance / L. M. Nashner // *Exp Brain Res.* – 1977. – Vol. 30, № 1. – P. 13–24.
65. Horak F. B. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations / F. B. Horak L. M. Nashner // *Journal of Neurophysiology.* – 1986. – Vol. 55, № 6. – P. 1369–1381.
66. Kinematic analysis of the hip and trunk during bilateral stance on firm, foam, and multi-axial support surfaces / J. T. Blackburn B. L., Riemann J. B., Myers S. M. Lephart // *Clinical Biomechanics.* – 2003. – Vol. 18, № 7. – P. 655–661.
67. Ting L. H. A Limited Set of Muscle Synergies for Force Control During a Postural Task / L. H. Ting, J. M. Macpherson // *Journal of Neurophysiology.* – 2005. – Vol. 93, № 1. – P. 609–613.
68. Torres-Oviedo G. Muscle Synergy Organization Is Robust Across a Variety of Postural / G. Torres-Oviedo, J. M. Macpherson, L. H. Ting // *Journal of Neurophysiology.* – 2006. – Vol. 96, № 3. – P. 1530–1546.
69. Torres-Oviedo G. Muscle Synergies Characterizing Human Postural Responses / G. Torres-Oviedo, L. H. Ting // *Journal of Neurophysiology.* – 2007. – Vol. 98, № 4. – P. 2144–2156.
70. Trigger in gait balance correction and compensatory strategies in a patient with total leg proprioceptive loss / B. R. Bloem, J. H. Allum, M. G. Carpenter [et al.] // *Exp Brain Res.* – 2002. – Vol. 142, № 1. – P. 91–107.
71. Leonard J. A. Reaching to Multiple Targets When Standing: The Spatial Organization of Feedforward Postural Adjustments / J. A. Leonard, R. H. Brown, P. J. Stapley // *J Neurophysiol.* – 2009. – Vol. 101, № 4. – P. 2120–2133.
72. Preparation of Anticipatory Postural Adjustments Prior to Stepping / C. D. MacKinnon, D. Bissig, J. Chiusano [et al.] // *J. Neurophysiol.* – 2007. – Vol. 97, № 6. – P. 4368–4379.
73. Adaptive Changes in Anticipatory Postural Adjustments with Novel and Familiar Postural Supports / L. M. Hall, S. Brauer, F. Horak, P. W. Hodges // *J. Neurophysiol.* – 2010. – Vol. 103, № 2. – P. 968–976.
74. Control of Fast-Reaching Movements by Muscle Synergy Combinations / A. d'Avella, A. Portone, L. Fernandez, F. Lacquaniti // *The Journal of Neuroscience.* – 2006. – Vol. 26, № 30. – P. 7791–7810.
75. Сливко Э. И. Модуляция Н-рефлекса камбаловидной мышцы человека при произвольных баллистических движениях верхних конечностей / Э. И. Сливко, Г. А. Богущкая // *Нейрофизиология.* – 2008. – Т. 40, № 2. – С. 147–154.

76. Horak F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? / F. B. Horak // *Age Ageing*. – 2006. – Vol. 35, Supplement 2. – P.1107–1111.
77. Schmitz C. Early development of postural adjustments in standing with and without support / C. Schmitz, H. Forssberg, M. Hadders-Algra // *Gait & Posture*. – 2005. – Vol. 21, Supplement 1. – P.S2.
78. Yang F. Feasible stability region in the frontal plane during human gait / F. Yang, D. Espy, Y. C. Pai // *Ann Biomed Eng.* – 2009. – Vol. 37, № 12. – P. 2606–2614.
79. Winter D.A., Patla A.E., Prince F. Stiffness control of balance during quiet standing // *J. Neurophysiol.* – 1998. – Vol. 80. – P. 1211 – 1221.
80. Does postural instability affect the initiation of human gait? / P. Fiolkowski D. Brunt M., Bishop R., Woo // *Neurosci Lett.* – 2002. – Vol. 323, № 3. – P. 167–170.
81. Carloo S. The initiation of walking // *Acta Anat.* – 1966. – Vol. 65. – P. 1 – 12.
82. Fiolkowski P., Brunt D., Bishop M., Woo R. Does postural instability affect the initiation of human gait? // *Neurosci. Lett.* – 2002. – Vol. 323. – N 3. – P. 167 – 170.
83. Grenna P., Frigo C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in human // *J. Physiol.* – 1991. – Vol. 437. – P. 635 – 653.
84. Timmann D., Horak F.B. Perturbed step initiation in cerebellar subject: 2. Modification of anticipatory postural adjustments // *Exp. Brain Res.* – 2001. – Vol. 141. – N 1. – P. 110 - 120.
85. Bent L.R., Inglis J.T., McFadyen B.J. Vestibular contributions across the execution of a voluntary forward step // *Exp. Brain Res.* – 2002. – Vol. 143. – N 1. – P. 100 - 105.
86. Hase K., Stein R.B. Analysis of rapid stopping during walking // *J. Neurophysiol.* – 1998. – Vol. 80. – P. 255 – 261.
87. Crenna P., Cuong D.M., Breniere Y. Motor Programmes for the termination of gait in humans: organization and velocity-dependent adaptation // *J. Physiol.* – 2001. – Vol. 537. – P. 1059 – 1072.
88. Perry S.D., Santos S.D., Patla A.E. Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of center of mass (COM) during gait termination // *Brain Res.* – 2001. – Vol. 913 (1). – P. 27 – 34.
89. Mc Kay-Lyons M. Central pattern generation of locomotion: are we view of the evidence / M. Mc Kay-Lyons // *Phys Therapy.* – 2002. – Vol. 82. N. 1. – P. 69–83.

90. Burke R.E. The central pattern generator for locomotion in mammals // *Gait Disorders / Ruzicka E., Hallett M., Jankovic J., eds./ Advances in Neurology*, Volume 87. – Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. – 2001. – P. 11 – 24.
91. Wilson D.M. The central nervous control of flight in alocust // *J. Exp. Biol.* – 1961. – Vol. 38. – P. 471 –479.], [Delkomin F. Neural basis of rhythmic behaviour in animals // *Science.* – 1980. – Vol. 210 (31). – P. 492 –498.
92. Barriè`re G., Leblond H., Provencher J., Rossignol S. (2008). Prominent Role of the Spinal Central Pattern Generator in the Recovery of Locomotion after Partial Spinal Cord Injuries. *The Journal of Neuroscience*, 28(15), 3976–3987. doi: 10.1523/JNEUR.
93. Ijspeert A. J. (2008). Central pattern generators for locomotion control in animals and robots: a review. *Neur. Networks*, 21(4), P. 642–653.
94. Norris B. J., Wenning A., Wrigh T. M., Calabrese, R. L. (2011). Constancy and Variability in the Output of a Central Pattern Generator. *The Journal of Neuroscience*, 31(12), P. 4663–4674. doi: 10.1523/JNEUROSCI.5072-10.2011.
95. Guertin P. A. (2014). Preclinical evidence supporting the clinical development of central pattern generator-modulating therapies for chronic spinal cord-injured patients. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8, P. 272.
96. Pearson K.G. Common principles of motor control invertebrates and invertebrates // *Annu. Rev. Neurosci.* – 1993. – Vol. 16. – P. 265 –297.
97. Etlin A., Finkel E., Mor Y., O'Donovan M. J., Anglister L., Lev-Tov A. (2013). Characterization of Sacral Interneurons That Mediate Activation of Locomotor Pattern Generators by Sacrocaudal Afferent Input. *The Journal of Neuroscience*, 33(2), P. 734–7.
98. Isa T., Kinoshita M. & Nishimura Y. (2013). Role of direct vs. indirect pathways from the motor cortex to spinal motoneurons in the control of hand dexterity. *Frontiers in Neurology*, 4, P. 191. doi:10.3389/fneur.2013.00191.
99. Zaaimi B., Edgley S. A., Soteropoulos S. D., Baker S. N. (2012). Changes in descending motor pathway connectivity after corticospinal tract lesion in macaque monkey. *Brain a journal of neurology*, 135 (7), P. 2277–2289.
100. Rybak I. A., Dougherty K. J. & Shevtsova N. A. (2015). Organization of the Mammalian Locomotor CPG: Review of Computational Model and Circuit Architectures Based on Genetically Identified Spinal Interneurons. *Neuro*, 2 (5). doi:10.1523/ENEURO.0069-15.2.

101. Одинак М. М. Анатомо-физиологические аспекты центральных нарушений двигательных функций / М. М. Одинак, Д. А. Искра, Ю. П. Герасименко // Журнал неврологии и психиатрии. – 2003. – № 6. – С. 68–71.
102. Burke R. E. Patterns of locomotor drive to motoneurons and last-order interneurons: clues to the structure of the CPG / R. E. Burke, A. M. Degtyarenko, E. S. Simon // J. Neurophysiol. – 2001. – N. 86. – P. 447-462.
103. Acomparis on of treadmill locomotion in adult cats be fore and after spinal transaction / M. Belanger, T. Drew, J. Provencher, S. Rossingol // J. Neurophysiol. – 1996. – Vol. 76, № 1. – P. 471–491.
104. Grillner S. The effect of dorsal root transection on the efferent motor pattern in the cat's hind limb during locomotion / S. Grillner, P. Zangger // Acta Physiol Scand. – 1984. – Vol. 120, № 30. – P. 393–405.
105. Arshavsky Y. I. Pattern generation / Y. I. Arshavsky T. G. Deliagina G. N. Orlovsky // Curr Opin Neurobiol. – 1997. – Vol. 7, № 6. – P. 781–789.
106. Hultborn H. State-dependent modulation of sensory feedback / H. Hultborn // J. Physiol. – 2001. – Vol. 533, № 1. – P. 5–13.
107. Juvin L. Locomotor rhythmogenesis in the isolated rat spinal cord: a phase-coupled set of symmetrical flexion extension oscillators / L. Juvin J. Simmers D. Morin // J. Physiol. – 2007. – Vol. 583, № 1. – P. 115–128.
108. Shik M. L. Neurophysiology of locomotor automatism / M. L. Shik G. N. Orlovsky // Physiol Rev. – 1976. – Vol. 56, № 3. – P. 465–501.
109. Pinto C. A. Central Pattern Generators for Bipedal Locomotion / C. A. Pinto M. Golubitsky // Journal of Mathematical Biology. – 2006. – Vol. 53, № 3. – P. 474–489.
110. Kiehn O. Locomotor circuits in the mammalian spinal cord / O. Kiehn // Annu Rev Neurosci. – 2006. – Vol. 29. – P. 279–306.
111. Bizzi E., Tresch M. C., Saltiel P., d'Avella A. (2000). New perspectives on spinal motor systems. Nature Reviews Neuroscience, 1, P. 101–108. doi:10.1038/35039000.
112. Livingston C. A. & Leonard R. B. (1990). Locomotion Evoked by Stimulation of the Brain Stem in the Atlantic Stingray, *Dasyatis sabina*. The Journal of Neuroscience, 10(1), 194–204.
113. McCrea D. A. / Organization of mammalian locomotor rhythm and pattern generation / D. A. McCrea, I. A. Rybak // Brain Research Reviews. – 2008. – Vol. 57, № 1. – P. 134–146.

114. Dietz V. Spinal cord pattern generators for locomotion / V. Dietz // *Clin Neurophysiol.* – 2003. – Vol. 114, № 8. – P. 1379–1389.
115. Zehr E. P. Regulation of arm and leg movement during human locomotion / E. P. Zehr, J. Duysens // *Neuroscientist.* – 2004. – Vol. 10, № 4. – P. 347–361.
116. Possible contributions of CPG activity to the control of rhythmic human arm movement / E. P. Zehr, T. J. Carroll, R. Chua [etal.] // *Can J Physiol Pharmacol.* – 2004. – Vol. 82, № 8-9. – P. 556–568.
117. Pang M.Y., Yang J.F. Interlimb co-ordination in human infant stepping // *J. Physiol.* – 2001. – Vol. 533. – P. 517 – 535.
118. Involuntary stepping after chronic spinal cord injury. Evidence for a central rhythm generator for locomotion in man / B. Calancie B. Needham-Shropshire P. Jacobs [et al.] // *Brain.* – 1994. – Vol. 117, № 5. – P. 1143–1159.
119. Герасименко Ю. П. Генераторы шагательных движений человека: спинальные механизмы их активации / Ю. П. Герасименко // *Авиакосмическая и экологическая медицина.* – 2002. – Т. 36, № 3. – С. 14–24.
120. Stepping-like movements in humans with complete spinal cord injury induced by epidural stimulation of the lumbar cord: electromyographic study of compound muscle action potentials / K. Minassian, B. Jilge, F. Rattay [et al.] // *Spinal Cord.* – 2004. – Vol. 42, № 7. – P. 401–416.
121. Существует ли генератор шагательных движений у человека? / В. С. Гурфинкель, Ю. С. Левик, О. В. Казенников, В. А. Селионов // *Физиология человека.* – 1998. – Т. 24, № 3. – С. 42–50.
122. Dietz V. Physiology of human gait: neural process // *Gait disorders. Advances in Neurology*, volume 87 / Ruzicka E., Hallett M., Jankovic J., eds. – Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. – 2001. – P. 53 - 64.
123. Gait disorders of aging: falls and the therapeutic strategies / Masdeu J. C., Sudarski L., Wolfson L., eds. - Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997. – 443 p.
124. Strelow E.R. What is needed for a theory of mobility: direct perception and cognitive maps – lesson from the blind // *Psychol. Rev.* – 1985. – Vol. 92 (2). – P. 226 –248.
125. Lemon R. N. Descending pathways in motor control / R. N. Lemon // *Annu Rev Neurosci.* – 2008. – Vol. 31. – P. 195–218.
126. Stapley P. J. The pontomedullary reticular formation contributes to the compensatory postural responses observed following removal of the support surface

- in the standing cat / P. J. Stapley, T. Drew // *J. Neurophysiol.* – 2009. – N. 101. – P. 1334-1350.
127. Schepens B. Descending signals from the pontomedullary reticular formation are bilateral, asymmetric, and gated during reaching movements in the cat / B. Schepens, T. Drew // *J. Neurophysiol.* – 2006. – N. 96. – Pp. 2229-2252.
128. R. Chris Systems Descending from the Brainstem: Basic Principles: Other Descending Pathways and Motor Control // Springer Science + Business Media New York 2016. Neuroscience in the 21st Century P.P. 1225-1237.
129. Lawrence D.G. The functional organization of the motor system in the monkey: II. The effects of lesions of the descending brainstem pathways / D. G. Lawrence H. G. J. M. Kuypers // *Brain.* – 1986. – N. 91. – P. 15-36.
130. Einum J. F. Membrane potential oscillations in reticulospinal and spinobulbar neurons during locomotor activity / J. F. Einum, J. T. Buchanan // *J. Neurophysiol.* – 2005. – N. 94. – P. 273-281.
131. Prentice S. D. Contributions of the reticulospinal system to the postural adjustments occurring during voluntary gait modifications / S. D. Prentice, T. Drew // *J. Neurophysiol.* – 2001. – N. 85. – P. 679-698.
132. Orlovsky G.N. Cerebellum and locomotion // Neurobiological basis of Human locomotion / M. Shimamura, S. Grillner, V.T. Edgerton, eds. – Tokio, Japan Scientific Society Press. – 1991. – P. 187 – 199.
133. Lavoie S. Discharge Characteristics of Neurons in the Red Nucleus During Voluntary Gait Modifications: Comparison with the Motor Cortex / S. Lavoie, T. Drew // *J. Neurophysiol.* – 2002. – Vol. 88, № 4. – P. 1791–1814.
134. Brocard, F., Ryczko, D., Fénelon, K., Hatem, R., Gonzales, D., Auclair, F., Dubuc, R. (2010). The Transformation of a Unilateral Locomotor Command into a Symmetrical Bilateral Activation in the Brainstem. *The Journal of Neuroscience*, 30(2). P. 523–533.
135. Kozlov A. K., Kardamakis A. A., Kotaleski J. H., Grillner S. (2014). Gating of steering signals through phasic modulation of reticulospinal neurons during locomotion. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 111(9). P. 3591–3596. doi: 10.1073/pnas.1401459111.
136. Mechanism for activation of locomotor center in the spinal cord by stimulation of the mesencephalic locomotor region / B. R. Noga, D. J. Kriellaars, R. M. Brownstone, L. M. Jordan // *J. Neurophysiol.* – 2003. – Vol. 90, № 3. – P. 1464–1478.

137. Musienko P. E., Zelenin P. V., Lyalka V. F., Orlovsky G. N. and Deliagina T. G. (2008). Postural performance in decerebrated rabbit. *Behav. Brain Res.*, 190 (1). P. 124–134. doi:10.1016/j.bbr.2008.02.011.
138. Noga B. R., Kriellaars D. J., Brownstone R. M., Jordan L. M. (2003). Mechanism for activation of locomotor centers in the spinal cord by stimulation of the mesencephalic locomotor region. *J. Neurophysiol.*, 90(3). P. 1464–1478. doi:10.1152/jn.00034.20.
139. Supraspinal locomotor control in quadruped and humans / K. Jahn A. Deutschländer T. Stephan [et al.] // *Prog Brain Res.* – 2008. – Vol. 171. – P. 353–362.
140. Neuronal constituents of postural and locomotor control systems and their interactions in cats / S. Mori K. Matsuyama J. Kohyama [et al.] // *Brain Dev.* – 1992. – Vol. 14. – P. 109–120.
141. Mori S., Matsui T., Kuze B., Asanome M., Nakajima K. and Matsuyama K. (1999). Stimulation of a restricted region in the midline cerebellar white matter evokes coordinated quadrupedal locomotion in the decerebrate cat. *Journal of Neurophysiology*, 82(1), 29.
142. Transmission in a locomotor-related group Ib pathway from hindlimb extensor muscles in the cat / J. P. Gossard R. M. Brownstone I. Barajon H. Hultborn // *Exp Brain Res.* – 1994. – Vol. 98, № 2. – P. 213–228.
143. Jung R. Dynamic behavior of a neural network model of locomotor control in the lamprey / R. Jung T. Kiemel A. H. Cohen // *J Neurophysiol.* – 1996. – Vol. 75, № 3. – P. 1074–1086.
144. Wannier, T., Deliagina, T. G., Orlovsky, G. N., Grillner, S. (1998). Differential effects of the reticulospinal system on locomotion in lamprey. *Journal of Neurophysiology*, 80(1), 103–112.
145. Parker D. Activity-dependent feedforward inhibition modulates synaptic transmission in a spinal locomotor network / D. Parker // *J Neurosci.* – 2003. – Vol. 23, № 35. – P. 11085–11093.
146. Мороз В. М. Латеральний гіпоталамус і префронтальна кора в організації довільних рухів / В. М. Мороз, М. В. Йолтухівський, О. В. Власенко. – Вінниця-Київ. – 1998. – 181 с.
147. A neural network model of multisensory integration also accounts for sensory integration in superior colliculus / J. C. Alvarado, B. A. Rowland, T. R. Stanford, B. E. Stein // *BrainResearch.* – 2008. – Vol. 1242. – P. 13–23.

148. Костюков А. И. Динамические свойства двигательной системы млекопитающих / А. И. Костюков. – К.: ФАДА, ЛТД, 2007. – 199 с.
149. Morton S. M. Cerebellar contributions to locomotor adaptations during split belt treadmill walking / S. M. Morton A. J. Bastian // *Jof Neurosci.* – 2006. – N. 36. P. 9107-9116.
150. Heck D. H., De Zeeuw, C. I., Jaeger D., Khodakhah K., Person, A. L. (2013). The Neuronal Code(s) of the Cerebellum. *The Journal of Neuroscience*, 33(45), 17603–17609. doi:10.1523/JNEUROSCI.2759-13.2013.
151. Diedrichsen J., Criscimagna-Hemminger S. E. & Shadmehr R. (2007). Dissociating Timing and Coordination as Functions of the Cerebellum. *The Journal of Neuroscience*, 27(23), 6291–6301. doi:10.1523/JNEUROSCI.0061-07.2007.
152. Роль деяких над сегментарних структур головного мозку впрограмуванні автоматизованих рухів / В. М. Мороз, Н. В. Братусь, О. В. Власенко [та ін.] // *Фізіол. Журн.* – 1998. – Т. 44. №. 3. – С. 42-43.
153. De Zeeuw C. I. & Ten Brinke M. M. (2015). Motor Learning and the Cerebellum. *Cold Spring Harbor Perspectives Biology*, 7 (9). doi:10.1101/cshperspect.a021683.
154. Ilg W., Golla H., Thier, P., Giese M. A. (2007). Specific influences of cerebellar dysfunctions on gait. *Brain a journal of neurology*, 130 (Pt 3), 786–98. doi:10.1093/brain/awl376.
155. Hurlock E. C., McMahon A. & Joho R. H. (2008). Purkinje-Cell-Restricted Restoration of Kv 3.3 Function Restores Complex Spikes and Rescues Motor Coordination in Kcnc 3 Mutants. *The Journal of Neuroscience*, 28(18). P. 4640–4648. doi:10.1523/JNEUROSCI.5486-07.
156. Miles O. B., Cerminara N. L., Marple-Horvat D. E. (2006). Purkinje cells in the lateral cerebellum of the cat encode visual events and target motion during visually guided reaching. *J. Physiol.*, 571(Pt 3). P. 619–637. doi:10.1113/jphysiol.2005.099382.
157. Zhang L., Chung S. K. & ChongChow B. K. (2014). The Knockout of Secretin in Cerebellar Purkinje Cells Impairs Mouse Motor Coordination and Motor Learning. *Neuropsychopharmacology*, 39(6). P. 1460–1468. doi:10.1038/npp.2013.344.
158. Morton S. M. & Bastian A. J. (2004). Cerebellar Control of Balance and Locomotion. *The Neuroscientist*, 10 (3). P. 247–259. doi:10.1177/1073858404263517.

159. Bosco G. & Poppele R. E. (2003). Modulation of dorsal spinocerebellar responses to limb movement. II. Effect of sensory input. *J. Neurophysiol.*, 90(5). P. 3372–3383. doi:10.1152/jn.00204.2003.
160. Pardoe J., Edgley S. A., Drew T., Apps R. (2004). Changes in excitability of ascending and descending inputs of cerebellar climbing fibers during locomotion. *J. Neurosci.*, 24 (11). P. 2656–2666. doi:10.1523/JNEUROSCI.1659-03.2004.
161. Reisman D. S., Wityk R., Silver K., Bastian, A. J. (2007). Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain*, 130 (Pt 7). P. 1861–1872. doi:10.1093/brain/awm035.
162. Bosco G. Proprioception From a Spinocerebellar Perspective / G. Bosco R. E. Poppele // *Physiol Rev.* – 2001. – Vol. 81, № 2. – P. 539–568.
163. Lansner A. Neuronal network models of motor generation and control / A. Lansner, O. Ekeberg // *Curr Opin Neurobiol.* – 1994. – Vol. 4, № 6. – P. 903–908.
164. Morton S. M. Relative Contributions of Balance and Voluntary Leg-Coordination Deficits to Cerebellar Gait Ataxia / S. M. Morton A. J. Bastian // *J. Neurophysiol.* – 2003. – Vol. 89, № 4. – P. 1844–1856.
165. The influence of focal cerebellar lesions on the control and adaptation of gait / W. Ilg M. A. Giese E. R. Gizewski [et al.] // *Brain.* – 2008. – Vol. 131, № 11. – P. 2913–2927.
166. Sánchez-Campusano, R., Gruart, A. & Delgado-García, J. M. (2007). The Cerebellar Interpositus Nucleus and the Dynamic Control of Learned Motor Responses. *The Journal of Neuroscience*, 27(25). P. 6620–6632. doi:10.1523/JNEUROSCI.0488-07.2007.
167. Fujiki S., Aoi S., Funato T., Tsuchiya K. (2015). Adaptation mechanism of interlimb coordination in human split-belt treadmill walking through learning of foot contact timing: a robotics study. *Journal of The Royal Society Interface*, 12(110). P. 1–15.
168. Fasano A., Herzog J., Raethjen J., Rose F. E., Muthuraman M., Volkman J., Deuschl, G. (2010). Gait ataxia in essential tremor is differentially modulated by thalamic stimulation. *Brain*, 133 (Pt 12). P. 3635–3648. doi: 10.1093/brain/awq267.
169. He Y., Zu T., Benzow K. A., Orr H. T., Clark H. B., Koob M. D. (2006). Targeted Deletion of a Single Sca8 Ataxia Locus Allele in Mice Causes Abnormal Gait, Progressive Loss of Motor Coordination, and Purkinje Cell Dendritic Deficits. *The Journal of Neuroscience*, 26(39). P. 9975–9982. doi:10.1523/JNEUROSCI.2595-06.2006.

170. Ilg W., Giese M. A., Gizewski E. R., Schoch B., Timmann D. (2008). The influence of local cerebellar lesions on the control and adaptation of gait. *Brain*, 131(Pt 11), 2913–2927. doi:10.1093/brain/awn246.
171. Grimaldi G., Argyropoulos G. P., Bastian A., Cortes M., Davis N. J., Edwards D. J., Celnik P. (2016). Cerebellar Transcranial Direct Current Stimulation (ctDCS): A Novel Approach to Understanding Cerebellar Function in Health and Disease. *Neuroscientist*, 22(1), 83–97. doi:10.1177/1073858414559409
172. Alvarado J. C., Rowland B. A., Stanford T. R., Stein B. E. (2008). A neural network model of multisensory integration also accounts for unisensory integration in superior colliculus. *Brain Research*, 1242, 13–23. doi:10.1016/j.brainres.2008.03.074.
173. Freeze B. S., Kravitz A. V., Hammack N., Berke J. D., Kreitzer A. C. (2013). Control of Basal Ganglia Output by Direct and Indirect Pathway Projection Neurons. *The Journal of Neuroscience*, 33 (47), 18531–18539. doi: 10.1523/JNEUROSCI.1278-13.2013.
174. Barter J. W., Li, S., Sukharnikova T., Rossi M. A., Bartholomew R. A., Yin H. H. (2015). Basal Ganglia Outputs Map Instantaneous Position Coordinates during Behavior. *The Journal of Neuroscience*, 35(6), 2703–2716. doi: 10.1523/JNEUROSCI.3245-14.201.
175. Hutchison W. D., Dostrovsky J. O., Walters J. R., Courtemanche R, Boraud T., Goldberg J., Brown P. (2004). Neuronal Oscillations in the Basal Ganglia and Movement Disorders: Evidence from Whole Animal and Human Recordings. *The Journal of Neuroscience*, 24(42), 9240–9243. doi:10.1523/JNEUROSCI.3366-04.2004.
176. De Long M. Update on models of basal ganglia function and dysfunction / M. De Long T., Wichmann // *Parkinsonism Relat Disord.* – 2009. – Vol. 15, Supplement 3. – P. 237–240.
177. Grafton S. T. & Tunik E. (2011). Human Basal Ganglia and the Dynamic Control of Force during On-Line Corrections. *The Journal of Neuroscience*, 31(5), 1600–1605. doi:10.1523/JNEUROSCI.3301-10.2011.
178. Drew T. Visuomotor coordination in locomotion // *Curr. Opin. Neurobiol.* – 1991. – Vol. 91. – P. 652 –657.
179. Supraspinal sites that induce locomotion in the vertebrate central nervous system / Mori S., Matsuyama K., Mori F., Nakajima K // *Gait disorders. Advances in Neurology*, volume 87 / Ruzicka E., Hallett M., Jankovic J., eds. – Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. – 2001. – P. 11 – 24..

180. Marlinski V., Nilaweera W. U., Zelenin P. V., Sirota M. G., Beloozerova I. N. (2012). Signals from the ventrolateral thalamus to the motor cortex during locomotion. *The Journal of Neuroscience*, 107(1), 455–472. doi:10.1152/jn.01113.2010.
181. Marlinski V., Sirota M. G. & Beloozerova I. N. (2012). Differential Gating of Thalamocortical Signals by Reticular Nucleus of Thalamus during Locomotion. *The Journal of Neuroscience*, 32(45), 15823–15836. doi: 10.1523/JNEUROSCI.0782-12.2012.
182. Bretzner F. Contribution of the motorcortex to the structure and the timing of hindlimb locomotion in the cat: a microstimulation study / F. Bretzner, T. Drew // *J. Neurophysiol.* – 2005. – Vol. 94, № 1. – P. 657–672.
183. Їолтухівський М. В. Участь латерального гіпоталамуса і префронтальної кори в організації довільних рухів / М. В. Їолтухівський // *Neurophysiol.* – 1998. – Т. 30. №. 6. – С. 500-501.
184. Wolbers T., Wiener J. M., Mallot H. A., Buchel C. (2007). Differential Recruitment of the Hippocampus, Medial Prefrontal Cortex, and the Human Motion Complex during Path Integration in Humans. *The Journal of Neuroscience*, 27 (35), 9408 –9416. doi:10.
185. Hussar C. R. & Pasternak T. (2013). Common Rules Guide Comparisons of Speed and Direction of Motion in the Dorsolateral Prefrontal Cortex. *The Journal of Neuroscience*, 33 (3), 972–986. doi: 10.1523/JNEUROSCI.4075-12.2013.
186. Stecina K. & Jankowska E. (2007). Uncrossed actions of feline corticospinal tract neurones on hindlimb motoneurones evoked via ipsilaterally descending pathways. *J. Physiol.*, 580 (Pt 1), 119–132. doi:10.1113/jphysiol.2006.122721.
187. Marigold D. S. & Drew T. (2011). Contribution of cells in the posterior parietal cortex to the planning of visually guided locomotion in the cat: effects of temporary visual interruption. *Journal of Neurophysiology*, 105 (5), 2457–2470. doi:10.1152/jn.00.
188. Killane I., Donoghue O. A., Savva G. M., Cronin H., Kenny R. A., Reilly R. B. (2014). Relative Association of Processing Speed, Short-Term Memory and Sustained Attention With Task on Gait Speed: A Study of Community-Dwelling People 50 Years and Older. *Journals of Gerontology*, 69(11), 1407–1414. doi:10.1093/gerona/glu140.
189. Veilleux L. N., Ballaz L., Robert M., Lemay M., Rauch F. (2013). Analysing gait using a force-measuring walkway: intrasession repeatability in healthy children

- and adolescents. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(13), 1447–145.
190. Neural bases of postural control / T. G. Deliagina, G. N. Orlovsky, P. V. Zelenin, I. N. Beloozerova // *Physiology*. – 2005. – N. 21. – P. 216-225.
191. Forssberg H. Neural control of human motor development / H. Forssberg // *Cur Opin Neurobiol*. – 1999. – Vol. 9. N. 6. – P. 676-682.
192. Inman C. G. Long term effects of locomotor training in spinal humans / C. G. Inman // *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. – 2001. – Vol. 71. N. 6. – P. 93-96.
193. Infant stepping: a window to the behavior of the human pattern generator for walking / J. F. Yang, T. Lam, M. Pang [et al.] // *Can. J. Physiol. Pharmacol.* – 2004. – Vol. 82. N. 8-9. – P. 662-674.
194. Nielsen J. B. How we walk: central control of muscle activity during human walking / J. B. Nielsen // *The neuroscientist*. – 2003. – Vol. 9. N. 3. – P. 195-204.
195. Yang J. F. Spinal and brain control of human walking: implications for retraining of walking / J. F. Yang // *The neuroscientist*. – 2006. Vol. 12. N. 5. P. 379-389.
196. Paul C. Sensorimotor control of biped locomotion. / C. Paul // *Adapt Behav*. – 2005. – Vol. 13. N. 1. – P. 67-80.
197. Armstrong D. M. Supraspinal contributions to the initiations and control of locomotion in the cat / D. M. Armstrong // *Prog neurobiol*. – 1986. – N. 26. – P. 273-361.
198. Arshavsky Yu. I. The cerebellum and control of rhythmical movements / Yu. I. Arshavsky, I. M. Gelfand, G. N. Orlovsky // *Trends Neurosci*. – 1983. – N. 6. – P. 417-422.
199. Shaping appropriate locomotive motor output through interlimb neural pathway with in spinal cord in humans / N. Kawashima, D. Nozaki, M. O. Abe, K. Nakazawa // *J Neurophysiol*. – 2008. – N. 99. – P. 2946-2955.
200. Simple and complex spike activities of Purkinje cells during locomotion in the cerebellar vermal zone of decerebrate cats / M. Udo, K. Matsukawa, H. Kamei [et al.] // *Exp Brain Res*. – 1981. – Vol. 41. N. 3-4. – P. 292-300.
201. Kuypers H. G. J. M. Anatomy of the Descending Pathways / H. G. J. M. Kuypers, G. F. Martin // In: Brookhart J.M., Mountcastle V.B., eds. *Handbook of physiology (vol 2): The Nervous System*. – Bethesda MD : Amer Physiol Soc, 1981. – 411 p. – P. 597-666.

202. Vestibular, visual, and somatosensory contributions to human control of upright stance / C. Maurer, T. Mergner, B. Bolha, F. Hlavacka // *NeurosciLett.* – 2000. – Vol. 281. N. 2-3. – P. 99-102.
203. Rossignol I.S. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion / S. Rossignol R. Dubuc J.-P. Gossard // *Physiol Rev.* – 2006. – N. 86. – P. 89-154.
204. Buschges A. Sensory control and organization of neural networks mediating coordination of multi segmental organs for locomotion / A. Buschges // *J. Neurophysiol.* – 2005. – N. 93. – P. 1127-1135.
205. Patla A. E. Understanding the role of vision in the control of human locomotion / A. E. Patla // *GaitPosture.* – 1997. – N. 5. – P. 54-69.
206. Obstacle avoidance during human walking: transfer of motor skill from one leg to the other / H. J. vanHedel, M. Biedermann, T. Erni, V. Dietz // *JofPhysiol.* – 2002. – Vol. 543. N. 2. – P. 709-717.
207. Temporal information for spatially constrained locomotion / A. de Rugy, G. Montagne, M. J. Buekers, M. Laurent // *Exp Brain Res.* – 2002. – N. 146. – P. 129-141.
208. Vuillerme N. Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effects of changes in sensory inputs / N. Vuillerme, N. Pinsault, J. Vaillant // *NeurosciLett.* – 2005. – N. 378. – P. 135-139.
209. Lackner J. R. Vestibular, proprioceptive, and haptic contribution to spatial information / J. R. Lackner, P. DiZio // *An Rev of Psychol.* – 2005. – Vol. 56. – P. 115-147.
210. Mc Carville E. M. The visual control of stepping operates in real time: evidence from a pictorial illusion / E. M. Mc Carville, D. A. Westwood // *Exp Brain Res.* – 2006. – Vol. 171. N. 3. – P. 405-410.
211. Barberini C. L. Effect of head position on postural orientation and equilibrium / C. L. Barberini, J. M. Macoherson // *Exp Brain Res.* – 1998. – Vol. 122. N. 2. – P. 175-184.
212. Head stabilization by vestibulo collic reflexes during quadrupedal locomotion in monkey / Y. Xiang, S. B. Yakushin, M. Kunin [etal.] // *J. Neurophysiol.* – 2008. – N. 100. – P. 763-780.
213. Varraine E. Interaction between different sensory cues in the control of human gait / E. Varraine, M. Bonnard, J. Pailhou // *Exp Brain Res.* – 2002. – Vol. 142. – P. 374-384.

214. Rowland B. Temporal profile of response enhancement in multisensory integration / B. Rowland, B. E. Stein // *Front Neurosci.* – 2008. – Vol. 2. N. 2. – P. 218-224.
215. Stance- and locomotion-dependent processing of vibration-induced proprioceptive inflow from multiple muscles in humans / G. Courtine, A. De Nunzio, M. Schmid [et al.] // *J. Neurophysiol.* – 2007. – N. 97. – P. 772-779.
216. Cutaneous afferents provide a neuronal population vector that encodes the orientation of human ankle movements / J.-M. Aimonetti, V. Hospod, J.-P. Roll, E. Ribot-Ciscar // *J Physiol.* – 2007. – Vol. 580. N. 2. – P. 649-658.
217. Wardman D. L. Position and velocity responses to galvanic vestibular stimulation in human subjects during standing / D. L. Wardman, B. L. Day, R. C. Fitzpatrick // *J. Physiol.* – 2003. – Vol. 547. N. 1. – P. 293-299.
218. Hlavacka F. Somatosensory influence on postural response to galvanic vestibular stimulation / F. Hlavacka, F. B. Horak // *Physiol. Res.* – 2006. – N. 55. – P. 121-127.
219. Mergner T. Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions – a conceptual model / T. Mergner, T. Rosemeier // *Brain Res Rev.* – 1998. – N. 28. – P. 118-135.
220. Kavounoudias A. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation / A. Kavounoudias, R. Roll, J.-P. Roll // *J Physiol.* – 2001. – Vol. 532. N. 3. – P. 869-878.
221. Dietz M. Significance of proprioceptive and vestibulospinal reflexes in the control of stance and gait // Dietz M., Trippel. G., A. Horstmann // In: Patla A. E., ed. *Adaptability of human gait.* – Elsevier : Amsterdam, 1991. – P. 37-52.
222. Day B. L. Vestibular-evoked postural responses in the absence of somatosensory information / B. L. Day, J. Cole // *Brain.* – 2002. – N. 125. – P. 2081-2088.
223. Bent L. R. When is vestibular information important during walking? / L. R. Bent, J. T. Inglis, B. J. McFadyen // *J. Neurophysiol.* – 2004. – N. 92. – P. 1269-1275.
224. Bunday K. L. Visuo-vestibular influences on the moving platform locomotor after effect / K. L. Bunday, A. M. Bronstein // *J. Neurophysiol.* – 2008. – N. 99. – P. 1354-1365.

225. Allum J. H. Visual and vestibular contributions to pitchway stabilization in the ankle muscles of normals and patients with bilateral peripheral vestibular deficits / J. H. Allum, C. R. Pfaltz // *Exp Brain Res.* – 1985. – Vol. 58. N. 1. – P. 82-94.
226. Stein B. E. The merging of the senses / B. E. Stein, M. A. Meredith // *Bradford Book: MIT Press*, 1993. – 224 p. – ISBN 0-262-19331-0.
227. Central and sensory contributions to the activation and organization of muscle synergies during natural motor behaviors / V. C. Cheung, A. d'Avella, M. C. Tresch, E. Bizzi // *Jof Neurosci.* – 2005. – Vol. 25. N. 27. – P. 6419-6434.
228. Courtine G. Tuning of a basic coordination pattern constructs straight-ahead and curved walking in humans / G. Courtine, M. Schieppati // *J. Neurophysiol.* – 2004. – N. 91. – P. 1524-1535.
229. Stereotyped stepping associated with lesions in the bilateral medial frontoparietal cortices / S. Sato, T. Hashimoto, A. Nakamura, S. Ikeda // *Neurology.* – 2001. – N. 57. – P. 711-713.
230. Understanding the contribution of binocular vision to the control of the adaptive locomotion / A. E. Patla, E. Niechweij, V. Racco, M. A. Goodale // *Exp Brain Res.* – 2002. – Vol. 142. N. 4. – P. 551-561.
231. Relative contributions of visual and vestibular information on the trajectory of human gait / P. M. Kennedy, A. N. Carlsen, J. T. Inglis [et al.] // *Exp Brain Res.* – 2003. – Vol. 153. N. 1. – P. 113-117.
232. Patla A. E. Obstacle avoidance during locomotion is unaffected in a patient with visual formagnosia / A. E. Patla, M. A. Goodale // *Neuro Report.* – 1996. – N. 8. – P. 165-168.
233. Lackner J. R. Aspects of body self-calibration / J. R. Lackner, P. Di Zio // *Trends Cognit Sci.* – 2000. – Vol. 4. N. 7. – P. 279-289.
234. Ivanenko Y. P. Spinal cord maps of spatiotemporal alpha-motoneuron activation in human walking at different speeds // Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, F. Lacquaniti // *J Neurophysiol.* – 2006. – N. 95. – P. 602-618.
235. Коленко О. І. Функціональні асиметрії людини / О. І. Коленко, Ю. С. Моторна // *Вісник СумДУ. Серія Медицина.* – 2008. – Т. 2, № 2. – С. 62–65.
236. Жаворонкова Л. А. Пострадиационные изменения асимметрии мозга и высших психических функций правой и левой / Л. А. Жаворонкова, Н. В. Гогитидзе, Н. Б. Холодова // *Журнал Высшей Нервной Деятельности.* – 2000. – Т. 50, № 8. – С. 68–79.

237. Жаворонкова Л. А. Правши и левши: особенности межполушарной асимметрии мозга и параметров когерентности ЭЭГ / Л. А. Жаворонкова // Журнал Высшей Нервной Деятельности. – 2007. – Т. 57, № 6. – С. 645–662.
238. Cholinergic treatment of an amnesic man with basal forebrain lesion: theoretical implications / A. Chatterjee, M. K. Morris, D. Bowers [et al.] // J Neurol Neurosurg Psychiatry. – 1993. – Vol. 56, № 12. – P. 1282–1289.
239. Спрингер С. Левый мозг, правый мозг / С. Спрингер, Г. Дейч. – Москва: Мир, 1983. – 256 с.
240. Annett M. Hand preference observed in large healthy samples: classification, norms and interpretations of increased non-right-handedness by the right shift theory / M. Annett // Brit J Clin Psychol. – 2004. – Vol. 95. – P. 339–353.
241. Брагина Н. Н. Функциональные асимметрии человека / Н. Н. Брагина, Т. А. Доброхотова. – Москва: Медицина, 1988. – 240 с.
242. Значение определения функциональной асимметрии коры головного мозга при проведении психотерапии / Б. А. Каменев, А. С. Хилько, А. А. Золочевский [и др.] // Медицинская реабилитация. Курортология и физиотерапия. – 1999. – № 1 (17). – С. 59–60.
243. Zverev Y. P. Spatial parameters of walking gait and footedness / Y. P. Zverev // Annals of Human Biology. – 2006. – Vol. 33, № 2. – P. 161–176.
244. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review / H. Sadeghi, P. Allard, F. Prince, H. Labelle // Gait & Posture. – 2000. – Vol. 12, № 1. – P. 34–45.
245. McCartney G. Development of lateralized behaviour in the human fetus from 12 to 27 weeks' gestation / G. McCartney, P. Hepper // Dev Med Child Neurol. – 1999. – Vol. 41, № 2. – P. 83–86.
246. Foot and eye preferences in adults: relationship with handedness, sex and age / C. Dargent-Parq, M. De Agostini, M. Mesbah, G. Dellatolas // Cortex. – 1992. – Vol. 28, № 3. – P. 343–351.
247. Influence of speed variation and age on the asymmetry of ground reaction forces and stride parameters of normal gait in children / M. Diop, A. Rahmani, A. Belli [et al.] // J Pediatr Orthop B. – 2004. – Vol. 13, № 5. – P. 308–314.
248. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait / W. Herzog, B. M. Nigg, L. J. Read, E. Olsson // Med Sci Sports Exerc. – 1989. – Vol. 21, № 1. – P. 110–104.

249. Sadeghi H. Contributions of lower-limb muscle power in gait of people without impairments / H. Sadeghi, P. Allard, P. Duhaime // *Phys Ther.* – 2000. – Vol. 80, № 12. – P. 1188–1196.
250. Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry / L. A. Gundersen, D. R. Valle, A. E. Barr [et al.] // *Phys Ther.* – 1989. – Vol. 69, № 8. – P. 640–650.
251. Asymmetric leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry / E. Maupas, J. Paysant, N. Martinet, J. André // *Clin Biomech.* – 1999. – Vol. 14, № 6. – P. 403–411.
252. Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking / E. Maupas, J. Paysant, A. M. Datie [et al.] // *Gait & Posture.* – 2002. – Vol. 16, № 3. – P. 304–312.
253. Peters M. Footedness: asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological assessment of foot movement / M. Peters // *Psychol Bull.* – 1988. – Vol. 103, № 2. – P. 179–192.
254. The bi-pedal ape: plasticity and asymmetry in footedness / D. P. Carey, D. T. Smith, D. Martin [et al.] // *Cortex.* – 2009. – Vol. 45, № 5. – P. 650–661.
255. Kaufman K. R. Gait asymmetry in patients with limb-length inequality / K. R. Kaufman, L. S. Miller, D. H. Sutherland // *J Pediatr Orthop.* – 1996. – Vol. 16, № 2. – P. 650–661.
256. Hirokawa S. Normal gait characteristics under temporal and distance constraints / S. Hirokawa // *J Biomed Eng.* – 1989. – Vol. 11, № 6. – P. 449–456.
257. Sadeghi H. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects / H. Sadeghi, P. Allard, M. Duhaime // *Human Movement Science.* – 1997. – Vol. 16, № 2–3. – P. 243–258.
258. Ounpuu S. Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults / S. Ounpuu, D. A. Winter // *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* – 1989. – Vol. 72, № 5. – P. 429–438.
259. Temporal and spatial parameters of gait in children. I: Normal control data / E. F. Wheelwright, R. A. Minns, H. T. Law, R. A. Elton // *Dev Med Child Neurol.* – 1993. – Vol. 35, № 2. – P. 102–113.
260. Maguire E.A., Burgess N., O'Keefe J. Human spatial navigation: cognitive maps sexual dimorphism and neural substrate // *Cogn. Neurosci.* – 1999. – Vol. 9. – P. 171 – 177.

261. Squire L.R., Zola-Morgan S. Memory: brain system and behaviour // Trends Neurosci. – 1988. – Vol. 11 (4). – P. 170 – 175.
262. Poucet B. Spatial cognitive maps in animals: new hypotheses on their structure and neuronal mechanisms // Psychol. Rev. 100. – 1993. – Vol. 2. – P. 163 –183.
263. Mielke, M. M., Roberts, R. O., Savica, R., Cha, R., Drubach, D. I., Christianson, T., Petersen, R. C. (2013). Assessing the Temporal Relationship Between Cognition and Gait: Slow Gait Predicts Cognitive Decline in the Mayo Clinic Study of Aging. *Journals of Gerontology*, 68(8), 929–937. doi: 10.1093/gerona/gls256
264. Montero-Odasso, M., Verghese J., Beauchet O., Hausdorff J. M. (2012). Gait and Cognition: A Complementary Approach to Understanding Brain Function and the Risk of Falling. *J. Am. Geriatr. Soc.*, 60(11), 2127–2136. doi: 10.1111/j.1532-5415.2012.04209.
265. Ojagbemi A., D’Este C., Verdes E., Chatterji S., Gureje O. (2012). Gait speed and cognitive decline over 2 years in the Ibadan study of aging. *Gait Posture*, 41(2), 736–740. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.01.011.
266. The prefrontal cortex: insights from functional neuroimaging using cognitive activation tasks / I. Goethals, K. Audenaert, C. Wiele, R. Dierckx // *Eur J. Nucl Med Mol Imaging*. – 2004. – Vol. 31, № 3. – P. 408–416.
267. Shumway-Cook, A., Woollacott, M., Kerns, K. A., Baldwin, M. (1997). The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.*, 52(4), P. 232–240.
268. Yogev G. The Role of Executive Function and Attention in Gait / G. Yogev, J. M. Hausdorff, N. Giladi // *MovDisord*. – 2008. – Vol. 23, № 3. – P. 329–472.
269. Kusakunniran W., Wu Q., Zhang J., Li, H. (2010). Support vector regression for multi-view gait recognition based on local motion feature selection. *Proceedings from: Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, San Francisco (pp. 974–981). San Francisco CA, USA. doi:10.1109/CVPR.2010.5540113
270. Manicolo O., Grob A., Hagmann P. Gait in Children with Attention-Deficit Hyperactivity Disorder in a Dual-Task Paradigm (2017) *J. Psychol.* <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2017.00034>.
271. Wang L., Ning H., Tan T., Hu W. (2004). Fusion of Static and Dynamic Body Biometrics for Gait Recognition. *IEEE transactions on circuits and systems for video technology*, 14 (2), 149–158.

272. Frail elderly patients with dementia go too fast / M. B. vanIersel, A. L. Verbeek, B. R. Bloem [etal.] // *J. Neurol Neurosurg Psychiatry* – 2006. – Vol. 77, № 7. – P. 874–876.
273. Stuss D. T. Adult clinical neuro psychology: lessons from studies of the frontal lobes / D. T. Stuss, B. Levine // *AnnuRevPsychol.* – 2002. – Vol. 53. – P. 401–433.
274. Exploration of the neural substrates of executive functioning by functional neuroimaging / F. Collette, M. Hogge, E. Salmon, M. VanderLinden // *Neuroscience.* – 2006. – Vol. 139, № 1. – P. 209–221.
275. Alvarez J. A. Executive function and the frontal lobes: a meta-analytic review / J. A. Alvarez, E. Emory // *Neuropsychol.* – 2006. – Vol. 16, № 1. – P. 17–42.
276. Ibáñez A., Zimmerman M., Sedeño L., Lori N., Rapacioli M., Cardona J. F., Suarez D., Herrera E., García A.M., Manes F. Early bilateral and massive compromise of the frontal lobes (2018) 1. *J. NeuroImage: Clinical.* V. – 18. P. 543 – 552.
277. Analyzing and shaping human attentional networks / M. I. Posner, B. E. Sheese, Y. Odludas, Y. Tang // *Neural Netw.* – 2006. – Vol. 19, № 9. – P. 1422–1429.
278. Woollacott M. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research / M. Woollacott, A. Shumway-Cook // *Gait & Posture.* – 2002. – Vol. 16, № 1. – P. 1–14.
279. Stride-to-stride variability while backward counting among healthy young adults / [Электронный ресурс] / O. Beauchet, V. Dubost, F. R. Herrmann, R. W. Kressig // *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.* – 2005. – № 2. – P. 26. – Режим доступа до журн. : <http://www.jneuroengrehab.com/content/2/1/26>.
280. The allocation of attention during locomotion is altered by anxiety / W. H. Gage, R. J. Sleik, M. A. Polych [etal.] // *Exp Brain Res.* – 2003. – Vol. 150, № 3. – P. 385–394.
281. Wrightson J.G., Schäfer L., Smeeton N.J. Dual-task prioritization during overground and treadmill walking in healthy adults (2019) *J. Gait & Posture.* DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.08.007.
282. Al-Yahya E., Dawes H., Smith L., Dennis A., Howells K., Cockburn J. (2011). Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 35, 715-728.
283. Pashler H. Dual-task interference in simple tasks: data and theory / H. Pashler // *Psychol Bull.* – 1994. – Vol. 116, № 2. – P. 220–244.

284. Huang H. J. Dual-task methodology: applications in studies of cognitive and motor performance in adults and children / H. J. Huang, V. S. Mercer // *Pediatr Phys Ther.* – 2001. – Vol. 13, № 3. – P. 133–140.
285. Li K. Z. Relations between aging sensory/sensorimotor and cognitive functions / K. Z. Li, U. Lindenberger // *Neurosci Biobehav Rev.* – 2002. – Vol. 26, № 7. – P. 777–783.
286. Characteristics of stepping over an obstacle in community dwelling older adults under dual-task conditions / L. A. Schrodtt, V. S. Mercer, C. A Giuliani, M. Hartmann // *Gait & Posture.* – 2004. – Vol. 19, № 3. – P. 279–287.
287. Human treadmill walking needs attention [Электронный ресурс] / J. P. Regnaud, J. Robertson, D. B. Smail [et al.] // *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation.* – 2006. – № 3. – P. 19.– Режим доступа до журн. : <http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/19>.
288. The effect of cognitive dual task sonbalance during walking inphysically fitelderly people / M. B. Van Iersel, H. Ribbers, M. Munneke [et al.] // *Arch Phys Med Rehabil.* – 2007. – Vol. 88, № 2. – P. 187–191.
289. V.E. Kelly, M.A. Schragger, R. Price, L. Ferrucci, A. Shumway-Cook Age-Associated Effects of a Concurrent Cognitive Task on Gait Speed and Stability During Narrow-Base Walking // *Journal of Gerontology: 008* by The Gerontological Society of America 2008, Vol. 63A, No. 12. P. 1329–1334.
290. How does explicit prioritization alter walking during dual-task performance? Effects of age and sex on gait speed and variability / G. Yogev-Seligmann, Y. Rotem-Galili, A. Mirelman [etal.] // *Phys Ther.* – 2010. – Vol. 90, № 2. – P. 177–186.
291. Li K., Bherer L., Mirelman A., Maidan I., Hausdorff J.M. (2018) Cognitive Involvement in Balance, Gait and Dual-Tasking in Aging: A Focused Review From a Neuroscience of Aging Perspective *J. Front. Neurol.* V. 10. 3389. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00>.
292. The Multiple Tasks Test: development and normal strategies / B. R. Bloem, V. V. Valkenburg, M. Slabbekoorn, M. D. Willemsen // *Gait & Posture.* – 2001. – Vol. 14, № 3. – P. 191–202.
293. Ruthruff E. Processing bottlenecks in dual-task performance: structural limitation or strategic post ponement? / E. Ruthruff, H. E. Pashler, A. Klaassen // *Psychon Bull Rev.* – 2001. – Vol. 8, № 1. – P. 73–80.
294. Marti S., Dehaene S. Discrete and continuous mechanisms of temporal selection in rapid visual streams (2017) *J. NATURE COMMUNICATIONS* V. – 8. P. 1-13. doi:10.1038/s41467-017-02079-x.

295. Fischer R., Plessow F. Efficient multitasking: parallel versus serial processing of multiple tasks. (2015) *J. Frontiers in Psychology*. V. – 6. (1):1366. P. 1-11. doi:10.3389/fpsyg.2015.01366. <http://dx.doi.org/10.3389/fpsyg.2015.01366>.
296. E.H. Schumacher, S.L. Cookson, D.M. Smith, T.V. N. Nguyen, Z. Sultan, K.E. Reuben, E. Hazeltine Dual-Task Processing With Identical Stimulus and Response Sets: Assessing the Importance of Task Representation in Dual-Task Interference // *Front. Psychol.*
297. J.F. Ettwig, A.W. Bronkhorst Attentional Switches and Dual-Task Interference // *PLoS ONE*. 2015. V. 10 (3): e 0118216. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0118216>.
298. Localization of executive functions in dual-task performance with fMRI / A. J. Szameitat, T. Schubert, K. Müller, D. Y. Von Cramon // *J Cogn Neurosci*. – 2002. – Vol. 14, № 8. – P. 1184–1199.
299. Hausdorff J. M., Schweiger A., Herman T., Yogev-Seligmann G., Giladi N. (2008). Dual-Task Decrements in Gait: Contributing Factors Among Healthy Older Adults. *Journal of Gerontology*, 63 (12), 1335–1343. doi: <https://doi.org/10.1093/gerona/63.12.1335>.
300. Ojha H. A., Kern R. W., Lin C. H., Winstein C. J. (2009). Age affects the attentional demands of stair ambulation: evidence from a dual-task approach. *Physical Therapy*, 89(10), 1080–1088. doi: 10.2522/ptj.20080187.
301. Sigman M. & Dehaene, S. (2008). Brain Mechanisms of Serial and Parallel Processing during Dual-Task Performance. *The Journal of Neuroscience*, 28(30), 7585–7598. doi: 10.1523/JNEUROSCI.0948-08.2008.
302. Adcock R. A., Constable R. T., Gore J. C., Goldman-Rakic P. S. (2000). Functional neuroanatomy of executive processes involved in dual-task performance. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, 97(7), 3567–3572. doi:10.1073/pnas.97.7.3567.
303. Marti S., King J., Dehaene S. Time-Resolved Decoding of Two Processing Chains during Dual-Task Interference (2015) *J. Neuron*. – V. 88. P. - 1297–1307. <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuron.2015.10.040>.
304. Jacobs J. V., Horak F. B., Tran V. K., Nutt J. G. (2006). Multiple balance tests improve the assessment of postural stability in subjects with Parkinson's disease. *J. Neurol Neurosurg Psychiatry*, 77(3), 322–326. doi:10.1136/jnnp.2005.068742.
305. Schrodt L. A., Mercer V. S., Giuliani C. A., Hartmann M. (2004). Characteristics of stepping over an obstacle in community dwelling older adults under dual-task conditions. *Gait & Posture*, 19(3), 279–287. doi:10.1016/S0966-6362(03)00067-5.

306. R. Beurskens, F. Steinberg, F. Antoniewicz, W. Wolff, U. Granacher Neural Correlates of Dual-Task Walking: Effects of Cognitive versus Motor Interference in Young Adults // *Neural Plasticity* Volume 2016, Article ID 8032180, 9 p. <http://dx.doi.org/10.1155/2016/8032180>
307. Hagmann-von Arx P., Manicolo, O., Perkinson-Gloor N., Weber P., Grob A., Lemola S. (2015). Gait in Very Preterm School-Aged Children in Dual-Task Paradigms. *PLoS One*, 10 (12). doi:10.1371/journal.pone.0144363.
308. Hall C. D., Echt K. V., Wolf S. L., Rogers W. A. (2011). Cognitive and Motor Mechanisms Underlying Older Adults' Ability to Divide Attention While Walking. *Physical Therapy*, 91 (7), 1039–1050. doi: 10.2522/ptj.2010011.
309. Siu K. C., Catena R. D., Chou L. S., van Donkelaar P., Woollacott M. H. (2008). Effects of a secondary task on obstacle avoidance in healthy young adults. *Exp. Brain Res.*, 184 (1), 115–120.
310. Peper C. L., Oorthuizen J. K. & Roerdink M. (2012). Attentional demands of cued walking in healthy young and elderly adults. *Gait Posture*, 36 (3), 378–382. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.03.032.
311. Priest A. W., Salamon K. B., Hollman J. H. (2008). Age-related differences in dual task walking: a cross sectional study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 5, 29. doi: 10.1186/1743-0003-5-29.
312. Ageing effects on the attention demands of walking / W. A. Sparrow, E. J. Bradshaw, E. Lamoureux, O. Tirosh // *Hum Mov Sci.* – 2002. – Vol. 21, № 5-6. – P. 961–972.
313. Kim S.J, Cho S-R and Yoo G.E (2017) The Applicability of Rhythm-Motor Tasks to a New Dual Task Paradigm for Older Adults. *Front. Neurol.* 8:671. doi: 10.3389/fneur.2017.00671.
314. B. Wollesen, M. Wanstrath, K. S. Van Schooten, K. Delbaere A taxonomy of cognitive tasks to evaluate cognitive-motor interference on spatiotemporal gait parameters in older people: a systematic review and meta-analysis // *Wollesen et al. European Review of Aging and Physical Activity* (2019) V. 16:12. 27 P. <https://doi.org/10.1186/s11556-019-0218-1>.
315. Beauchet, O., Dubost, V., Allali, G., Gonthier, R., Hermann, F. R., Kressig, R. W. (2007). 'Faster counting while walking' as a predictor of falls in older adults. *Age Ageing*, 36(4), 418–423. doi:10.1093/ageing/afm011.
316. The effect of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls / A. Shumway-Cook, M. Woollacott, K. A. Kerns,

M. Baldwin // J. Gerontol A Biol Sci Med Sci. – 1997. – Vol. 52, № 4. – P. M 232–240.

317. G.C. Gomes, L.F. Teixeira-Salmela, F.A. Silveira de Freitas, M.L. Morais Fonseca, M.B. Pinheiro, V. A. Carvalho Morais, P. Caramelli Gait performance of the elderly under dual-task conditions: Review of instruments employed and kinematic parameters // Rev. bras. geriatr. gerontol.2016. V.19 No.1 Rio de Janeiro P. 165-182. <http://dx.doi.org/10.1590/1809-9823.2016.14159>

318. Grabiner M. D. Attention demanding tasks during treadmill walking reduce step width variability in young adults [Электронный ресурс] / M. D. Grabiner, K. L. Troy // JournalofNeuroEngineeringandRehabilitation. – 2005. – № 2. – P. 25. – Режим доступа до журн. : <http://www.jneuroengrehab.com/content/2/1/25>.

319. Mercer V. S. Postural synergies associated with a stepping task / V. S. Mercer, S. A. Sahrman // Phys Therapy. – 1999. – Vol. 79. N. 12. – P. 1142-1152.

320. Schepens B. Strategies for the integration of posture and movement during reaching in the cat / B. Schepens, T. Drew // J. Neurophysiol. – 2003. – N. 90. – P. 3066-3086.

321. Perceived versus actual head-on-trunk orientation during arm movement control / M. Guerraz, J. Navarro, F. Ferrero [et al.] // ExpBrainRes. – 2006. – Vol. 172. – P. 221-229.

322. Nashner L. M. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis / L. M. Nashner, G. Mc Collum //Behav Brain Sci. – 1985. – N. 8. – P. 135-172.

323. Effect of age on center of mass motion during human walking / A. Hernandez A. Silder B. C. Heiderscheit D. G. Thelen // Gait and posture. – 2009. – N. 30. – P. 217-222.

324. Parra M. F. Momentum analysis due to foot-to-floor contact forces in forward gait initiation / M. F. Parra, D. Rincon // Summer bioengin conference. – Fl., 2003. – P. 1011-1012.

325. Use of induced acceleration to quantify the (de) stabilization effect of external and internal forces on postural responses / E. Van Asseldonk, M. Carpenter, F. Vander Helm, H. Vander Kooij // Transact Biomed Eng. – 2007. – Vol. 54. N. 12. – P. 2284-2295.

326. Couillandre A. Voluntary to e-alking gait initiation: electromyographical and biomechanical aspects / A. Couillandre, B. Maton, Y. Breniere // Exp Brain Res. - 2003. – Vol. 147. N. 3. – P. 313-321.

327. The validity of the GAITRite and the functional ambulation performance scoring system in the analysis of Parkinson gait / A. J. Nelson, D. Zwick, S. Brody [et al.] // *J. Neuro Rehab.* – 2002. N. 17. – P 255-262.
328. Ivanenko Y. P. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human walking / Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, F. Lacquaniti // *J. Physiol.* – 2004. – Vol. 556. N. 1. – P. 267-282.
329. Crenna P. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans / P. Crenna, C. Frigo // *Jog Physiol.* – 1991. – Vol. 437. – P. 635-653.
330. Control of dynamic stability during gait termination on a slippery surface / A. R. Oates, A. E. Patla, J. S. Frank, M. A. Greig // *J. Neurophysiol.* – 2005. – N. 93. – P. 64-70.
331. Modular control of limb movement during human locomotion / Y. P. Ivanenko, G. Cappellini, N. Dominici [et al.] // *J. Neurosci.* – 2007. – Vol. 27. N. 41. – P. 1149-1161.
332. J. Edgren, A. Salpakoski, T. Rantanen, A. Heinonen, M. Kallinen, M. B. von Bonsdorff, E. Portegijs, S. S.S. Sipil Balance confidence and functional balance are associated with physical disability after hip fracture / *Gait & Posture.* - 2013. V. - 37. I. - 2. P. - 201-205.
333. Couillandre A. Is human gait initiation program affected by reduction of the postural basis? / A. Couillandre, Y. Breniere, B. Maton // *Neurosci Lett.* – 2000. – Vol. 285. N. 2. – P. 150-154.
334. Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait / Y. Jian, D. A. Winter, M. G. Ischac, L. Gilchrist // *Gaitand Posture.* – 1993. – Vol. 1. N. 1. – P. 9-22.
335. Dietz V. Gait disorders / V. Dietz // *J. Neurol Neurosurg Psychiatry.* – 2005. – N. 70. – P. 288.
336. Van Uden C. Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walk way system (GAIT Rite) / C. VanUden, M. P. Besser // *BMC Musculoskeletal Disorders.* – 2004. – N. 5. – P. 1-4.
337. Patchay S. Early postural adjustments associated with gait initiation and age-related walking difficulties / S. Patchay, Y. Gahery, G. Serratrice // *Movement Disorders.* – 2002. – N. 2. – P. 317-326.
338. Moe-Nilsen R. Interstridet trunk acceleration variability but not step width variability can differentiate between fit and frail older adults / R. Moe-Nilsen, J. L. Helbostad // *Gaitand Posture.* – 2005. – N. 21. – P. 164-170.

339. Sociocultural difference singait / G. Ebersbach, M. Sojer, J. Muller [et al.] // Movement disorders. – 2000. – N. 6. – P. 1145-1147.
340. Cristina M., Stagni R. Development of gait motor control: what happens after a sudden increase in height during adolescence? (2016) J. Biomed Eng Online. V. - 15: 47. P. – 1-12. doi: 10.1186/s12938-016-0159-0.
341. Woollacott M.H., Assaiante C., Amblard B. Development of balance and gait control // Clinical disorders of balance, posture and gait / A.M. Bronstein, T. Brandt, M.H. Woollacott and J.G. Nutt, eds., second edition. – London: Arnold. – 2004. – P. 37 – 62.
342. Nashner L.M. Physiology of balance, with special reference to the healthy elderly // Gait disorders of aging: falls and therapeutic strategies / Masdeu J.C., Sudarski L., Wolfson L., eds. - Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997. – P. 37 – 53.
343. Wolfson L. Balance decrements in older person: effects of age and disease // Gait disorders of aging: falls and therapeutic strategies / Masdeu J.C., Sudarski L., Wolfson L., eds. - Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997. – P. 79 – 91.
344. Frontera W.R. Across-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women // J. Appl. Physiol. – 1991. – Vol. 71 (2). – P. 644 – 650.
345. Kallmad D.A., Plato C.C., Tobin J.D. The role of the muscle loss in the age-related decline of grip strength: cross-sectional and longitudinal perspective // J. Gerontol. – 1990. – Vol. 45 (3). – P. 82.
346. Elble R.J. Changes in gait with normal aging // Gait disorders of aging: falls and therapeutic strategies / Masdeu J.C., Sudarski L., Wolfson L., eds. - Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997. – P. 93 – 105.
347. Amarya S., Singh K., Sabharwal M. Changes during aging and their association with malnutrition (2015) J. Clinical Gerontology & Geriatrics. V. – 6. P. 78-84. <https://doi.org/10.1016/j.jcgg.2015.05.003>.
348. Newman G., Dovermuehle R.H., Busse E.W. Alterations in neurologic status with age // J. Am. Geriatr. Soc. – 1960. – Vol. 8. – P. 915 – 917.
349. Odenheimer G., Funkenstein H.H., Beckett L. Comparison of neurologic changes in successfully aging persons vs the total aging population // Arch. Neurol. – 1994. – Vol. 51. – P. 573 – 580.
350. Nevitt M.C. Falls in the elderly: risk factors and prevention // Gait disorders of aging: falls and therapeutic strategies / Masdeu J.C., Sudarski L., Wolfson L., eds. - Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997. – P. 13 – 36.

351. Sudarsky L. Clinical approach to gait disorders of aging: an overview // Gait disorders of aging: falls and therapeutic strategies / Masdeu J.C., Sudarski L., Wolfson L., eds. - Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997. – P. 147 – 158.
352. Jankovic J., Nutt J.G., Sudarsky L. Classification, Diagnosis and Etiology of Gait Disorders // Gait disorders. Advances in Neurology, volume 87 / Ruzicka E., Hallett M., Jankovic J., eds. – Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. – 2001. – P. 11.
353. Fitz Gerald P.M., Jankovic J. Lower body parkinsonism: evidence of vascular etiology // Mov. Dis. – 1989. – Vol. 4. – P. 249 – 260.
354. Thompson P.D., Marsden C.D. Gait disorder of subcortical arteriosclerotic encephalopathy: Binswanger's disease // Mov. Dis. – 1987. – Vol. 2. – P. 1 – 8.
355. Fisher C.M. Hydrocephalus as a cause of disturbances of gait in the elderly // Neurology. – 1982. – Vol. 32. – P. 1358 – 1363.
356. Rossor M.N., Tyrrell P.J., Warrington E.K. Progressive frontal gait disturbances with atypical Alzheimer's disease and cortico-basal degeneration // J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry. – 1999. – Vol. 67. – P. 345 – 352.
357. Ebersbach G., Sojer M., Valldeoriola F. Comparative analysis of gait in Parkinson's disease, cerebellar ataxia and subcortical arteriosclerotic encephalopathy // Brain. – 1999. – Vol. 122. – P. 1349 – 1355.
358. Atchison P.R., Thompson P.D., Frackowiak S.J. The syndrome of gait ignition failure: a report of six cases // Mov. Disord. – 1993. – Vol. 8. – P. 285 – 292.
359. Vidaihet M., Atchison P.R., Stocchi F. The Bereitschafts potential preceding stepping in patient with isolated gait ignition failure // Mov. Disord. – 1995. – Vol. 10. – P. 18 – 21.
360. Achiron A., Ziv I., Goren M. Primary progressive freezing gate // Mov. Disord. – 1993. – Vol. 8. – P. 293 – 297.
361. Giladi N. Freezing of gait: clinical overview // Gait disorders. Advances in Neurology, volume 87 / Ruzicka E., Hallett M., Jankovic J., eds. – Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. – 2001. – P. 191 – 198.
362. Riley D.E., Fogt N., Leigh R.J. The syndrome of "pure akinesia" and its relationship to progressive supranuclear palsy // Neurology. – 1994. – Vol. 44. – P. 1025 – 1029.
363. Heilman K.M., Maher L.M., Greenwald M.L. Conceptual apraxia from the lateralized lesions // Neurology. – 1997. – Vol. 49. – P. 457 – 464.

364. Hashimoto R., Tanaka Y. Contribution of the supplementary motor area and anterior cingulate gyrus to pathological grasping phenomenon // *Eur. Neurol.* – 1998. – Vol. 40. – P. 151 – 158.
365. Ahlskog J.E., Muentner M.D., Bailey P.A. Dopamine agonist treatment of fluctuating parkinsonism: D-2 (controlled-released MK-458) vs combined D-1 and D-2 (pergolide) // *Arch. Neurol.* – 1992. – Vol. 40. – P. 560 – 568.
366. Robert-Warrior D., Overby A., Jankovic J. Postural control and functional changes in patients with Parkinson's disease after posteroventral pallidotomy // *Brain.* – 2000. – Vol. 123. – P. 2141 – 2149.
367. Hanakawa T., Fukuyama H., Katsumi E. et al. Enhanced lateral premotor activity during paradoxical gait in Parkinson's disease // *Ann. Neurol.* – 1999. – Vol. 45. – P. 329 – 336.
368. Lundin-Olsson L., Nyberg L., Gustafson Y. "Stop walking when talking" as a predictor of falls in elderly people // *Lancet.* – 1997. – Vol. 34. – P. 617.
369. Hausdorff J.M., Cudkowicz M.E., Firtion R. Gait variability and basal ganglia disorders: stride-to-stride variations of gait cycle timing in Parkinson's disease and Huntington's disease // *Mov. Disorders.* – 1998. – Vol. 13. – P. 428 – 437.
370. Morris M.E., Ianssek R., Matyas T.A., Summers J.J. Ability to modulate walking cadence remain intact in Parkinson's disease // *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr.* – 1994. – Vol. 57. – P. 1532 – 1534.
371. O'Sullivan J.D., Said J.M., Dillon L.C. et al. Gait analysis in patients with Parkinson's disease and motor fluctuation: influence of levodopa and comparison with other measures of motor function // *Mov. Disorders.* – 1998. – Vol. 13. – P. 900 – 906.
372. Jankovic J., Friedman D.I., Pirozzolo F.J. Progressive supranuclear palsy: motor, neurobehavioral and neuro-ophthalmic findings // *Adv. Neurol.* – 1990. – Vol. 53. – P. 293 – 304.
373. Litvan I. Progressive upranuclear palsy revisited // *Acta neurol. Scand.* – 1998. – Vol. 98. – P. 73 – 84.
374. Tolosa E.S., Marti M.J. Adult-onset idiopathic torsion dystonia // *Movement Disorders: Neurologic principles and practice, second ed.* / Watts R.L., Koller W.C., eds. – New York: McGraw-Hill, 2004. – P. 511 – 526.
375. Marshall F.J. Clinical features and treatment of Huntington's disease // *Movement Disorders: Neurologic principles and practice, second ed.* / Watts R.L., Koller W.C., eds. – New York: McGraw-Hill, 2004. – P. 589 – 602.

376. Manyam B.V. Uncommon forms of tremor // *Movement Disorders: Neurologic principles and practice*, second ed. / Watts R.L., Koller W.C., eds. – New York: McGraw-Hill, 2004. – P. 659 – 670.
377. Obeso J.A., Zamarbide I. Classification, clinical feature and treatment of myoclonus // *Movement Disorders: Neurologic principles and practice*, second ed. / Watts R.L., Koller W.C., eds. – New York: McGraw-Hill, 2004. – P. 511 – 526.
378. Cersosimo M.G., Koller W.C. Essential tremor // *Movement Disorders: Neurologic principles and practice*, second ed. / Watts R.L., Koller W.C., eds. – New York: McGraw-Hill, 2004. – P. 431 – 458.
379. Henderson E., Overby A., Jankovic J. Postural control in essential tremor // *Neurology*. – 1996. – Vol. 46. – P. 273.
380. Palliyath S., Hallett M., Thomas S.L. Gait in patients with cerebellar ataxia // *Mov. Disorders*. – 1998. – Vol. 13. – P. 958 – 964.
381. Hallett M. Cerebellar ataxic gait // *Gait disorders. Advances in Neurology*, volume 87 / Ruzicka E., Hallett M., Jankovic J., eds. – Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. – 2001. – P. 155 – 164.
382. Nutt J.G. Classification of gait and balance disorders // *Gait disorders. Advances in Neurology*, volume 87 / Ruzicka E., Hallett M., Jankovic J., eds. – Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. – 2001. – P. 135 – 141.
383. Jalloul K. Wearable sensors for the monitoring of movement disorders (2018). *J. Biomedical*. – V. 41. P. 249-253. <https://doi.org/10.1016/j.bj.2018.06.003>.
384. Kaufman K.R., Shaughnessy W.J., Notheworthy J.H. Use of motion analysis for quantifying movement disorders // *Gait disorders. Advances in Neurology*, volume 87 / Ruzicka E., Hallett M., Jankovic J., eds. – Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. – 2001. – P. 71-81.
385. Di Stasi S. L., Logerstedt D., Gardinier E. S., Snyder-Mackler L. (2013). Gait Patterns Differ Between ACL-Reconstructed Athletes Who Pass Return-to-Sport Criteria and Those Who Fail. *Am. J. Sports Med.*, 41(6), 1310–1318. doi: 10.1177/0363546513482.
386. Han J. & Bhanu, B. (2006). Individual Recognition Using Gait Energy Image. *IEEE Transactions On Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 28(2), 316–322. doi:10.1109/TPAMI.2006.38.
387. Clinical gait and balance scale (GABS): validation and utilization / Thomas M., Jankovic J., Suteerawattananon S., Wankadia S. et al. // *J. Neurol. Sci.* – 2004. – Vol. 217 (1). – P. 89 – 99.

388. Kaufman K.R. Objective assessment of posture and gait // *Clinical disorders of balance, posture and gait* / A.M. Bronstein, T. Brandt, M.H. Woollacott and J.G. Nutt, eds., second edition. – London: Arnold. – 2004. – P. 130 – 145.
389. Woollacott M.H., Shumway-Cook A. Clinical and research methodology for study of posture and gait // *Gait disorder of aging: falls and therapeutic strategies* / Masdeu J.C., Sudarski L., Wofson L., eds. - Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997. – P. 107 – 121.
390. Rose J. *Human Walking* / J. Rose, J. G. Gamble. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006. – 234 p.
391. Muro-de-la-Herran, A., Garcia-Zapirain, B. & Mendez-Zorrilla, A. Muro-de-la-Herran A. (2014). Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors (Basel)*, 14(2), 3362–3394. doi:10.3390/s.
392. Страфун С.С., Фіщенко О.В., Московко Г.С., Карпінська О.Д. Клінічні дослідження параметрів ходьби хворих на коксартроз за даними системи GAITRite // *Травма*. - 2018. – Т. 19, № 6. - С. 54-60 DOI: 10.22141/1608-1706.6.19.2018.152221.
393. Ponda I.M., DelSer T. The “upandgo” testina populations ample of elderly without gait disturbances // *The Int. Congress on Gait and mental function (February, 3 – 5, 2006), Madrid, Spain / Book of abstract*. – Madrid: Kenes Int., 2006. – P. 68.
394. Morris S., Morris M.E., Iansek R. Reliability of measurement sobtained with atimedup and go testin people with Parkinson’s disease // *Phys. Ther.* – 2001. – Vol. 81 (2). – P. 810 – 818.
395. Tinetti M.E. Performance-oriented assessment of mobility problem sinelderly patients // *J. Am. Geriatr. Soc.* – 1986. – Vol. 34. – P. 119 –126.
396. Elble R.J. Clinical and research methodology for the study of gait // *Gait disorders of aging: falls and the rapeutic strategies* / Masdeu J.C., Sudarski L., Wofson L., eds. - Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997. – P. 123 – 134.
397. Shan C., Gong S. & McOwan P. W. (2007). Learning gender from human gaits and faces. *Proceedings from IEEE Conference '07: Advanced Video and Signal Based Surveillance*, London (pp. 505–510). London, UK. doi:10.1109/AVSS.2007.4425362.
398. Yu H., Zhu J. & Wang Y. (2014). Obstacle classification and 3D measurement in unstructured environments based on ToF cameras. *Sensors (Basel)*, 14(6), 10753–10782. doi:10.3390/s140610753.

399. Arias-Enriquez O., Chacon-Murguia M. I. & Sandoval-Rodriguez R. (2012). Kinematic Analysis of Gait Cycle Using a Fuzzy System for Medical Diagnosis. Proceedings of 2012 Annual Meeting of the North American Fuzzy Information Processing Society (NAFIPS), Berkeley (pp. 1–6). Berkeley, CA, USA.
400. Feldhege F., Mau-Moeller A., Lindner T., Hein A., Marksches A., Zettl U. K., Bader, R. (2015). Accuracy of a Custom Physical Activity and Knee Angle Measurement Sensor System for Patients with Neuromuscular Disorders and Gait Abnormalities. *Sens*.
401. Yun J. (2011). User Identification Using Gait Patterns on UbiFloorII. *Sensors*, 11(3), P. 2611–2639. doi: 10.3390/s110302611.
402. Tao W., Liu T., Zheng R., Feng H. (2012). Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors*, 12(2), 2255–2283. doi:10.3390/s120202255.
403. Cutlip R. G., Mancinelli C., Huber F., DiPasquale J. Evaluation of an instrumented walk way for measurement of the kinematic parameters of gait // *Gait Posture*. – 2000. – Vol. 12. – P. 134 – 138.
404. The validity and reliability of the GAITRite system's measurement: a preliminary evaluation / McDonough A.L., Batavia M., Chen F.C., Kwon S., Ziai J. // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* – 2001. – Vol. 82. – P. 419 – 425.
405. Bilney B., Morris M., Webster K. Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for the quantification of the spatial and temporal parameters of gait // *Gait Posture*. – 2003. – Vol. 17. – P. 68 – 74.
406. van Uden K., Besser M.P. test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumental walkway system (GAITRite) // *BMC Musculoskeletal Disorders*. – 2004. – Vo. 5. – P. 13 – 17.
407. Johnels B., Ingvarsson P.E., Steg G., Olsson T. Theposturo-locomotion-manualtest: a simplemet hodforthe characterization of neurological movement disturbances // *Gaitdisorders. Advances in Neurology*, volume 87 / Ruzicka E., Hallett M., Jankovic J., eds. – Philadel.
408. Ebersbach G., Poewe W. Simple assessment of mobility: methodology and clinical application of kinetic gait analysis // *Gait disorders. Advances in Neurology*, volume 87 / Ruzicka E., Hallett M., Jankovic J., eds. – Philadelphia, PA: Lippincott Williams.
409. Рыжов Б. Н. (2012). Системная периодизация развития. Системная психология и социология, 5(1). Источник http://systempsychology.ru/journal/2012_5/85-ryzhov-bn-sistemnaya-periodizaciya-razvitiya.html

410. Egerton T., Thingstad P. & Helbostad J. L. (2014). Comparison of programs for determining temporal-spatial gait variables from instrumented walkway data: PKmas versus GAITRite. *BMC Res. Notes*, 7(1), 542. doi:10.1186/1756-0500-7-542.
411. Mc Donough A. L., Batavia M., Chen F. C., Kwon S., Ziai, J. (2001). The validity and reliability of the GAITRite system's measurement: a preliminary evaluation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 82(3), 419–425. doi:http://dx.doi.org/10.1053/apmr.2001.1977.
412. Menz H. B., Latt M. D., Tiedemann A., Mun San Kwan M., Lord S. R. (2004). Reliability of the GAITRite® walkway system for quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait & Posture*, 20(1), 20–25. doi:10.1016/S0.
413. Peters D. M., Middleton A., Donley J. W., Blanck E. L., Fritz S. L. (2014). Concurrent validity of walking speed values calculated via the GAITRite electronic walkway and 3 meter walk test in the chronic stroke population. *Physiother. Theory Pract.*, 30(3), 183–188. doi:10.3109/09593985.2013.845805.
414. Schmidheiny A., Swanenburg J., Straumann D., de Bruin E. D., Knols R. H. (2015). Discriminant validity and test re-test reproducibility of a gait assessment in patients with vestibular dysfunction. *BMC Ear Nose Throat Disord.*, 15(6), 1–10.
415. Webster K. E., Wittwer J. E. & Feller J. A. (2005). Validity of the GAITRite® walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. *Gait & Posture*, 22(4), 317–321. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.10.005.
416. Просторово-часові параметри ходьби у чоловіків підліткового та юного віку / В. М. Мороз, М. В. Йолтухівський, І. В. Тищенко, О.В. Богомаз, Г. С. Московко // Вісник Вінницького національного медичного університету. – 2015. – Т. 19, № 1. – С. 6–11.
417. Nelson A. J., Zwick D., Brody S., Doran C., Pulver L., Roosz G., ... Rothman J. (2002). The Validity of the GAITRite walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait and the Functional Ambulation Performance scoring system in the analysis of Parkinson gait. *NeuroRehabilitation*, 17(3), 255–262.
418. Wolf S. L., Catlin P. A., Gage K., Gurucharri K., Robertson R., Stephen K. (1999). Establishing the reliability and validity of measurements of walking time using the Emory Functional Ambulation Profile. *Physical Therapy*, 79(12), 1122–1133.

419. Hollman J.H., Salamon K., Priest A.W. Age-related difference sinstride-to-stride variability during dual task walking: a pilot study // *J. Geriatr. Phys. Ther.* – 2004. – Vol. 27, N 3. – P. 83 – 87.
420. Пристрій для оцінки здатності стабілізувати положення рук / Мороз В.М., Йолтухівський М.В., Богомаз О.В., Величко Т.О., Московко Г.С. // Патент на корисну модель № 53645 // Промислова власність. Офіційний бюлетень. - 2010, № 19. - С. 5-19.
421. Райгородский Д. Я. Практическая психодиагностика. Методики и тесты / Д. Я. Райгородский. – Самара: Издательский Дом «БАХРАХ-М», 2002. – 672 с.
422. Данилова Н. Н. Психофизиология: Учебник для вузов / Н. Н. Данилова. – М.: Аспект Пресс, 2004. – 368 с.
423. McDonald W.I., Compston A., Edan G. Recommended diagnostic criteria for multiple sclerosis: guidelines from the International Panel of the diagnosis of multiple sclerosis // *Ann Neurol.* – 2001. – Vol. 50. – P. 121 – 127.
424. Diagnostic Criteria for Multiple Sclerosis: 2005 Revisions to the “McDonald Criteria” / Polman C.H., Reingold S.C., Edan G., Filippi M., Hartung H.P., Kappos L., Lublin F.D., Metz L.M. // *Ann Neurol.* – 2005. – Vol. 58. – P. 840 – 846.
425. Гусев Е.И. Рассеянный склероз и другие демиелинизирующие заболевания / Е.И.Гусев, И.А.Завалишин, А.Н.Бойко. – М.: Миклош, 2004. – 540 с.
426. Kurtzke J.F. Rating neurological impairment in multiple sclerosis: an expanded disability status scale (EDSS) // *Neurology.* – 1983. – Vol. 33. – P. 1444 – 1452.
427. Пронин И.Н., Беляева Н.А. Возможности МРТ при рассеянном склерозе: диагностика и прогноз заболевания // Рассеянный склероз и другие демиелинизирующие заболевания / Е.И.Гусев, И.А.Завалишин, А.Н.Бойко. – М.: Миклош, 2004. – С. 309 – 317.
428. Роль МРТ в диагностике и дифференциальной диагностике рассеянного склероза и других заболеваний с поражением белого вещества головного мозга / С.В.Серков, И.Н.Пронин, А.Н.Бойко, В.Н.Корниенко / Рассеянный склероз и другие демиелинизирующие заболевания / Под ред. Е.И. Гусева и др. – М.: Миклош, 2004. – С. 318 - 343.
429. Fazekas F., Barkhof F., Filippi M. The contribution of magnetic resonance imaging to the diagnosis of multiple sclerosis // *Neurology.* – 1999. – Vol. 53. – P. 448 – 456.

430. Accuracy of clinical diagnosis of idiopathic Parkinson's disease: a clinicopathological study of 100 cases / A.J.Hughes, S.E.Daniel, L.Kilford, A.J.Lees // *J.Neurol. Neurosurg. Psychiatry*. – 1992. – Vol. 55. – P. 181 – 184.
431. Московко С.П., Московко Г.С. Мир болезни Паркинсона // *Нейро News*. – 2006. - № 1. – С. 42 – 46.
432. Hoehn M.M., Yahr M.D. Parkinsonism: onset, progression and mortality // *Neurology*. – 1967. – Vol. 17. – P. 427 – 442.
433. Fahn S., Elton R.L. Members of the UPDRS Development Committee. Unified Parkinson's disease rating scale. // In: *Recent development in Parkinson's disease* / Eds.: S.Fahn, C.D.Marsden, D.B.Calne, M.Goldstein. – New York: Florham Park, Macmillan Health Care.inf. 1987. – Vol. 2, N 1. – P. 153 – 163.
434. Laterality, Region, and Type of Motor dysfunction Correlate with Cognitive impairment in Parkinson's disease / Williams L.N., Seignourel P., Crucian G.P. et al. // *Movement Disorders*. – 2007. – Vol. 22, N 1. – P. 141 – 145.
435. Moskovko S., Moskovko G. Parkinsonism epidemiology and nosological structure in the Central-Western Ukraine // 11th International Congress of Parkinson's disease and Movement Disorders (Istanbul, Turkey, June 3 – 7, 2007) / Late braking abstract. – Istan.
436. Московко С.П. Сучасна клінічна структура синдрому паркінсонізму: результати когортного епідеміологічного дослідження // *Вісник проблем біології і медицини*. – 2005. – Вип. 1. – С. 81 – 85.
437. Golbe L.I., Davis P.H., Schoenberg B.S., Duvoisin R.C. Prevalence and natural history of PSP // *Neurology*. – 1988. – Vol. 38. – P. 1031 – 1034.
438. Golbe L.I. Progressive supranuclear palsy (Richardson's disease) // *Movement disorders: neurologic principles and practice* / R.L. Watts, W.C. Koller, eds. – McGraw-Hill: NY. – 2004. – P. 339 – 358.
439. Golbe L.I. Progressive supranuclear palsy // *Parkinson's disease and movement disorders, 5th edition* / J.Jankovic, E. Tolosa, eds. – Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2007. – P. 161 – 174.
440. Litvan I., Agid Y., Calne D. et al. Clinical research criteria for the diagnosis of PSP: Report of the NINDS-SPSP International Workshop // *Neurology*. – 1996. – Vol. 47. – P. 1 – 9.
441. Московко С.П. Прогресуючий супрануклеарний параліч (синдром Steel-Richardson-Olszewski): описання популяційної когорти хворих // *Український вісник психоневрології*. – 2005. – Т. 13, Вип. 4. – С. 25 – 29.

442. Gilman S., Low P., Quinn N. et al. Consensus statement on the diagnosis of multiple system atrophy. American Autonomic Society and American Academy of Neurology // Clin. Autonom. Res. – 1998. – Vol. 8. – P. 359 – 362.
443. Shulman L.M., Minagar A., Weiner W.J. Multiple-System Atrophy // Movement disorders: neurologic principles and practice / R.L. Watts, W.C. Koller, eds. – McGraw-Hill: NY. – 2004. – P. 359 – 369.
444. Московко С.П. Мультисистемна атрофія: описання когорти 16 хворих // Медичні перспективи. – 2005. – Т. X., № 1. – С. 65 – 69.
445. Wenning G.K., Geser F. Multiple system atrophy // Parkinson's disease and movement disorders, 5th edition / J.Jankovic, E. Tolosa, eds. – Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2007. – P. 175 – 185.
446. Sage J.I. Other central nervous system condition // Movement disorders: neurologic principles and practice / R.L. Watts, W.C. Koller, eds. – McGraw-Hill, NY. – 2004. – P. 421 – 427.
447. Московко С.П. Клінічний аналіз випадків судинного паркінсонізму, виділених в результаті епідеміологічного когортного дослідження // Клінічна та експериментальна патологія. – 2005. – Т. IV, № 2. – С. 67 – 73.
448. Durr A. Huntington's disease // Parkinson's disease and movement disorders, 5th edition / J.Jankovic, E. Tolosa, eds. – Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2007. – P. 225 – 235.
449. Московко Г.С. Дослідження функції ходьби за допомогою GaitRite: описання та нормативні дані / Г. С. Московко // Biomedical and Biosocial Anthropology. – 2007. – N. 8. – С. 18 –22.
450. Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporospatial parameters of gait in young and older people / H. B. Menz, M. D. Latt, A. Tiedemann [et al.] // Gait and Posture. – 2004. – N. 20. – P. 20-25.
451. Myllymäki A, Löyttyniemi E., Kaunismäki M., Pesonen M., Oksanen A., Taiar R. (2018) Concurrent validity and repeatability of inertial sensor gait analysis system for the measurement of gait parameters of young healthy adults. J. Cogent Medicine (2018), 5: 1484600 P. – 1-9. <https://doi.org/10.1080/2331205X.2018.1484600>.
452. Московко Г. С. Особливості розладів ходьби у хворих на множинний склероз / Г. С. Московко, Л. М. Желіба, О. О. Штельмах // Biomedical and Biosocial Anthropology. – 2008. – № 10. – С. 1 – 7.

453. Changes in gait and fatigue from morning to afternoon in people with multiple sclerosis / M. E. Morris, C. Cantwell, L. Lowels, K. Dodd // *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. – 2002. – N. 72. – P. 361-365.
454. Webster K. E. Quantitative gait analysis after medial unicompartmental knee arthroplasty for osteoarthritis / K. E. Webster, J. E. Wittwer, J. A. Feller // *J Arthroplasty*. – 2003. – Vol. 18. N. 6. – P. 751-757.
455. Yamasaki M., Sasaki T., Torii M. (1991). Sex difference in the pattern of lower limb movement during treadmill walking. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 62(2), 99–103. doi:10.1007/BF00626763.
456. Noga B. R., Kettler J. & Jordan L. M. (1988). Locomotion produced in mesencephalic cats by injections of putative transmitter substances and antagonists into the medial reticular formation and the pontomedullary locomotor strip. *The Journal of Neuroscience*, 8(6), 2074–2086.
457. Московко Г. С., Желіба Л. М., Штельмах О. О., Галактіонова І. В., Богомаз О. В., Величко Т. О. (2007). Статеві особливості та часово-просторові параметри організації ходи у молодих здорових людей. *Вісник морфології*, 13(2), С. 358–392.
458. Buckley E, Mazzàbc C., McNeill A. (2018). A systematic review of the gait characteristics associated with Cerebellar Ataxia. *Gait & Posture*. - V. 60. – P. 154 – 163. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.024>.
459. Деревцова С. Н., Капустенская Ж. И., Медведева Н. Н., Зайцева О. И., Терехов А. Н. (2013). Исследование параметров ходьбы разных соматотипов старших возрастных групп городского населения. *Сибирский медицинский журнал*, 116(1), 109–111.
460. Сташкевич И. С. Особенности выполнения сформированного двигательного навыка крысами с разным моторным предпочтением / И. С. Сташкевич, М. А. Куликов // *Журнал Высшей Нервной Деятельности*. – 2008. – Т. 58, № 6. – С. 711–717.
461. Богомаз О. В. Організація просторово-часових параметрів ходьби в юнаків та дівчат в залежності від ведучої руки / О. В. Богомаз // *Вісник Запорізького національного університету. Біологічні науки*. – 2010. – № 2. – С. 54–63.
462. Корниенко И. А. Возрастная периодизация развития скелетных мышц в онтогенезе человека / И. А. Корниенко, В. Д. Сонькин, Р. В. Тамбовцева // *Альм «Нов. Исслед.»*. Ин-т возраст. Физиол РАО. – 2001. – № 1. – С. 44–57.

463. Эльнер А. М. Онтогенез двигательных синергий и причины их нарушений с возрастом / А. М. Эльнер // Физиология человека. – 2002. – Т. 28, № 4. – С. 129-131.
464. Foti T. A Biomechanical Analysis of Gait During Pregnancy / T. Foti, J. R. Davids, A. Bagley // The Journal of Bone and Joint Surgery. – 2000. – Vol. 82–A, № 5. – P. 625–632.
465. Leblond H. Bulbospinal control of spinal cord pathways generating locomotor extensor activity in the cat / H. Leblond, A. Menard, J.-P. Gossard // J of Physiol. – 2000. – Vol. 525, № 1. – P. 225–240.
466. Matsuyama K. Vestibulospinal and Reticulospinal Neuronal Activity During Locomotion in the Intact Cat. I. Walking on a Level Surface / K. Matsuyama, T. Drew // J Neurophysiol. – 2000. – Vol. 84, № 5. – P. 2237–2256.
467. Полюхов А. М. Межполушарная асимметрия мозга, лево- праворукость / А. М. Полюхов // Журнал практичного лікаря. – 2000. – № 2. – С. 34–36.
468. Kang Y. Handedness and footedness in Korean college students / Brain Cogn. – 2000. – Vol. 43, № 1–3. – P. 268–274.
469. Effect of compensation procedures for velocity on repeatability and variability of gait parameters in normal subjects / S. Shimada, S. Kobayashi, M. Wada [et al.] // Clinical Rehabilitation. – 2006. – Vol. 20, № 3. – P. 239–245.
470. Temporal spatial parameters of gait with barefoot, bathroom slippers and military boots / D. Majumdar, P. K. Banerjee, D. Majumdar [et al.] // Indian J Physiol Pharmacol. – 2006. – Vol. 50, № 1. – P. 33–40.
471. Oberg T. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age / T. Oberg, A. Karsznia, K. Oberg // J Rehabil Res Dev. – 1993. – Vol. 30, № 2. – P. 210–223.
472. Богомаз О. В. Просторово-часові параметри звичайної ходьби в юнаків та дівчат у залежності від домінуючого типу ВНД / О. В. Богомаз // Таврический медико-биологический вестник. – 2010. – Т. 13, № 4(52). – С. 17–21.
473. Особенности реакции эндокринной и сердечно-сосудистой систем людей с различным типом темперамента на эмоциональный стресс / И. В. Харитоновна, Е. Ю. Горнушкина, В. И. Николаев, Б. В. Овчинников // Физиология человека. – 2000. – Т. 26, № 3. – С. 121–125.
474. Shumway-Cook A. Motor Control: Theory and Practical Applications / A. Shumway-Cook, M. H. Woollacott. – Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2000. – 552 p.

475. Герасименко Ю. П. Управление локомоторной активностью человека и животных в условиях отсутствия супраспинальных влияний / Ю. П. Герасименко, А. Н. Макаровский, О. А. Никитин // Рос. физиологич. журн. – 2000. – Т. 86, № 11. – С. 1502–1511.
476. Hultborn H. Spinal control of locomotion from cat to man / H. Hultborn, J. B. Nielsen // Acta Physiol. – 2007. – Vol. 189, № 2. – P. 111–121.
477. Макаренко М. В. Індивідуально-типологічні властивості вищої нервової діяльності та характер сенсомоторного реагування у студентів з різним рівнем спортивної кваліфікації / М. В. Макаренко, С. К. Голяка // Фізіологічний журнал. – 2005. – Т. 51, № 4. – С. 70–74.
478. Макаренко М. В. Швидкість центральної обробки інформації у людей з різними властивостями основних нервових процесів / М. В. Макаренко, В. С. Лизогуб // Фізіологічний журнал. – 2007. – Т. 53, № 4. – С. 87–91.
479. Разумникова О. М. Особенности пространственной организации ЭЭГ в зависимости от характеристик темперамента / О. М. Разумникова // Физиология человека. – 2001. – Т. 27, № 4. – С. 31–41.
480. V.E. Kelly, M.A. Schrage, R. Price, L. Ferrucci, A. Shumway-Cook Age-Associated Effects of a Concurrent Cognitive Task on Gait Speed and Stability During Narrow-Base Walking // Journal of Gerontology: 008 by The Gerontological Society of America 2008, Vol. 63A, No. 12. P. 1329–1334.
481. Is Base of Support Greater in Unsteady Gait? / D. E. Krebs, D. Goldvasser, J. D. Lockert [et al.] // Physical Therapy. – 2002. – Vol. 82, № 2. – P. 138–147.
482. Йолтухівський М. В. Організація просторово-часових параметрів ходьби при зміні її темпу в юнаків та дівчат / М. В. Йолтухівський, Т. О. Величко // Архів клінічної та експериментальної медицини. – 2009. – Т. 18, № 2. – С. 137–141.
483. Йолтухівський М. В. Організація просторово-часових параметрів ходьби при сенсорній депривації / М. В. Йолтухівський, Т. О. Величко // Університетська клініка. – 2009. – Т. 5, № 1-2. – С. 73–77.
484. Nelson A. J. Functional ambulation profile / A. J. Nelson // Phys Ther. – 1974. – Vol. 54, № 10. – P. 1059 – 1065.
485. Temporal-Spatial Feature of Gait after Traumatic Brain Injury / F. Ochi, A. Esquenazi, B. Hirai, M. Talaty // J. Head Trauma Rehabil. – 1999. – Vol. 14, № 2. – P. 103–115.

486. Статеві особливості та часово-просторові параметри організації ходьби у молодих здорових людей / Г. С. Московко, Л. М. Желіба, О. О. Штельмах [та ін.] // Вісник морфології. – 2007. – № 13 (2). – С. 388–392.
487. Proactive stability control while carrying loads and negotiating an elevated surface / S. Rietdyk, J. D. Mc Glothlin, J. L. Williams, A. T. Baria // *ExpBrainRes.* – 2005. – Vol. 165, № 1. – P. 44–53.
488. Мельничук А. П. Ошибки позиционирования при простых целенаправленных движениях предплечья, реализуемых в отсутствие зрительного контроля: влияние вибрационной стимуляции мышц-антагонистов // А. П. Мельничук, Д. А. Василенко // *Нейрофизиология.* – 2009. – Т. 41, № 6. – С. 499–512.
489. Cortical mechanisms involved in visuomotor coordination during precision walking / T. Drew, J.E. Andujar, K. Lajoie, S. Yakovenko // *Brain Res Rev.* – 2008. – Vol. 51, № 1. – P. 199–211.
490. Йолтухівський М. В. Просторово-часові показники ходьби в юнаків / М. В. Йолтухівський, Т. О. Величко // Вісник морфології. – 2009. – № 2 (15). – С. 449–453.
491. Йолтухівський М. В. Просторово-часові показники ходьби в дівчат / М. В. Йолтухівський, Т. О. Величко // *Biomedical and biosocial anthropology.* – 2009. – № 13. – С. 119–124.
492. Gramsbergen A. Postural control in man: the phylogenetic perspective / A. Gramsbergen // *Neural Plasticity.* – 2005. – Vol. 12. N. 2-3. – P. 77–88.
493. Menz H.B., Lord S.R., Fitzpatrick R.C. Age-related differences in walking stability // *Age and Aging.* – 2003. – Vol. 32. – P. 137 – 142.
494. Ferrandez A.M., Pailhous J., Durup M. Slowness in elderly gait // *Exp. Aging Res.* – 1990. – Vol. 16. – P. 79 – 89.
495. Winter D.A., Patla A.E., Frank J.S., Walt S.E. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly // *Phys. Ther.* – 1990. – Vol. 70. – P. 340 – 347.
496. Tang P.F., Woollacott M.H. Balance control in older adults // *Clinical disorders of balance, posture and gait* / A.M. Bronstein, T. Brandt, M.H. Woollacott and J.G. Nutt, eds., second edition. – London: Arnold. – 2004. – P. 385 – 403.
497. Overstall P. Falls and gait disorders in the elderly – principles and rehabilitation // *Clinical disorders of balance, posture and gait* / A.M. Bronstein, T. Brandt, M.H. Woollacott and J.G. Nutt, eds., second edition. – London: Arnold. – 2004. – P. 404 – 409.

498. Kerber K.A., Enrietto J.A., Jacobson K.M., Baloh R.W. Disequilibrium in older people: a prospective study // *Neurology*. – 1998. – Vol. 51. – P. 574 – 580.
499. Hausdorff J.M., Nelson M.E., Kaliton D., Layne J.E. et al. Etiology and modification of gait instability in older adults: a randomized controlled trial of exercise // *J. Appl. Physiol.* – 2001. – Vol. 90. – P. 2117 – 2129.
500. Laufer Y. Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed // *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* – 2005. – Vol. 60 (5). – P. 627 – 632.
501. Hausdorff J.M., Rios D., Edelberg H.K. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study // *Arch Phys Med Rehabil.* – 2001. – Vol. 82. – P. 1050 – 1056.
502. Maki B.E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear // *J. Am. Geriatr. Soc.* – 1997. – Vol. 45. – P. 313 – 320.
503. Сметанин Б. Н. Специфические и неспецифические зрительные влияния на устойчивость вертикальной позы человека / Б. Н. Сметанин, К. Е. Попов, Г. В. Кожина // *Нейрофизиология*. – 2004. – №. 1. – С. 65-72.
504. Prokop T. Visual influence on human locomotion modulation to changes in optic flow / T. Prokop, M. Schubert, W. Berger // *Exp Brain Res.* – 1997. – Vol. 114. N. 1. – P. 63-70.
505. Lackner J. R. Visual stimulation affects the perception of voluntary leg movements during walking / J. R. Lackner, P. DiZio // *Perception*. – 1988. – N. 1. – P. 71-80.
506. Fitzpatrick R. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans // R. Fitzpatrick, D. I. McCloskey // *J of Physiol.* – 1994. – Vol. 479. N. 1. – P. 173-186.
507. Lackner J. R. Some proprioceptive influences on the perceptual representation of body shape and orientation / J. R. Lackner // *Brain*. – 1988. – N. 111. – P. 281-297.
508. Wu G. The significance of somatosensory stimulations on the human foot in the control of postural reflexes / G. Wu, J.-H. Chiang // *Exp Brain Res.* – 1997. – Vol. 114. N. 1. – P. 163-169.
509. Dzurkova O. Velocity of body lean evoked by leg muscle vibration potentiate the effects of vestibular stimulation on posture / O. Dzurkova, F. Hlavacka // *Physiol. Res.* – 2007. – N. 56. – P. 829-832.
510. Keshner E. A. Head-trunk coordination during linear anterior-posterior translations / E. A. Keshner // *J Neurophysiol.* – 2003. – N. 89. – P. 1891-1901.

511. Control of foot trajectory in human locomotion: role of ground contact forces in simulated reduced gravity / Y. P. Ivanenko, R. Grasso, V. Macellari, F. Lacquaniti // *J Neurophysiol.* – 2002. – N. 87. – P. 3070-3089.
512. Йолтухівський М. В. Організація ходьби у здорових чоловіків юнацького та першого зрілого віку при виконанні подвійних завдань / М. В. Йолтухівський, О. В. Богомаз // *Biomedical and Biosocial Anthropology.* – 2009. – № 13. – С. 95–99.
513. Йолтухівський М. В. Організація ходьби у жінок при виконанні подвійних завдань / М. В. Йолтухівський, О. В. Богомаз // *Вісник морфології.* – 2009. – № 15(2). – С. 409–413.
514. Йолтухівський М. В. Організація просторово-часових параметрів ходьби при виконанні подвійних завдань / М. В. Йолтухівський, О. В. Богомаз // *Нейронауки: теоретичні та клінічні аспекти.* – 2009. – Т. 5, № 1–2. – С. 8–11.
515. Йолтухівський М. В. Організація просторово-часових параметрів ходьби з одночасним виконанням додаткового когнітивного завдання / М. В. Йолтухівський, О. В. Богомаз, Т. О. Величко // *Вісник морфології.* – 2010. – № 16(4). – С. 851–857.
516. Gonzales U. J., Jamesb R., Yang H. S., Jensen D., Atkins L., Thompson B. J., O'Boyle M. (2016). Different cognitive functions discriminate gait performance in younger and older women: A pilot study. *Gait Posture*, V. 50. P. 89–95. doi:10.1016/j.gaitpost.20.
517. K.Jo Kim, K.Hun Kim Progressive treadmill cognitive dual-task gait training on the gait ability in patients with chronic stroke // *J. of Exercise Rehabilitation* 2018. V. 14 (5). P. 821-828. DOI: <https://doi.org/10.12965/jer.1836370.185>.
518. Takakusaki K. (2013). Neurophysiology of Gait: From the Spinal Cord to the Frontal Lobe. *Movement Disorders*. 28(11), 1483 – 1492. doi:10.1002/mds.25669.
519. Earhart G. M. (2013). Dynamic Control of Posture Across Locomotor Tasks. *Movement Disorders*. V. 28(11), P. 1501–1509. doi:10.1002/mds.25592.
520. Upright standing and gait: are the rechanges in attentional requirement related to normal aging? / Y. Lajoie, N. Teasdale, C. Bard, M. Fleury // *Exp Aging Res.* – 1996. – Vol. 22, № 2. – P. 185–198.
521. Dault M. C. Does articulation contribute to modification of postural control during dual-task paradigms? / M. C. Dault, L. Yardley, J. S. Frank // *Brain Res Cogn Brain Res.* – 2003. – Vol. 16, № 3. – P. 434 – 440.
522. —.

523. Armutlu K., Karabudak R., Nurlu G. Physiotherapy approaches in the treatment of ataxic multiple sclerosis: a pilot study // *Neurorehabil. Neural Repair.* – 2001. – Vol. 15. – P. 203 – 211.
524. Benedetti M.G., Piperno R., Simoncini L. Gait abnormalities in minimally impaired multiple sclerosis patients // *Mult. Scler.* – 1999. – Vol. 5. – P. 363 – 368.
525. Morris M.E., Cantwell C., Vowels L., Dodd K. Change in gait and fatigue from morning to afternoon in people with multiple sclerosis // *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry.* – 2002. – Vol. 72. – P. 361 – 365.
526. Baram Y., Miller A. Virtual reality cues for improvement of gait in patients with multiple sclerosis // *Neurology.* – 2006. – Vol. 66. – P. 178 – 181.
527. Thoumie P., Mevellec E. Relation between walking speed and muscle strength is affected by somatosensory loss in multiple sclerosis // *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry.* – 2002. – Vol. 73. – P. 313 – 315.
528. Московко С.П., Московко Г.С. Перспективи лікування когнітивних порушень при хворобі Паркінсона // *Український неврологічний журнал.* – 2007. - № 1 (2). – С. 35 – 39.
529. Московко Г.С., Московко С.П. Когнітивні порушення при хворобі Паркінсона // *Когнітивні порушення при старінні: Матеріали наук.-практ. конф. з міжнародною участю, Київ, 30 – 31 січня 2007 р.* – Київ, 2007. – С. 47 – 48.
530. Московко Г.С. Вплив віку на розлади ходьби при хворобі Паркінсона // *Когнітивна діяльність при старінні: Матеріали наук.-практ. конф. з міжнародною участю (Київ, 29 – 30 січня 2008 р.).* – Київ, 2008. – С. 61 – 62.
531. Bonnet A.M., Loria Y., Saint-Hilaire M.H., Lhermitte F., Agid Y. Does long-term aggravation of Parkinson's disease result from nondopaminergic lesions? // *Neurology.* – 1987. – Vol. 37. – P. 1539 – 1542.
532. Braak H., del Tredici K., Rub L.I. Staging of brain pathology related to sporadic Parkinson's disease // *Neurobiol. Aging.* – 2003. – Vol. 24. – P. 197 – 211.
533. Poewe W. Nonmotor symptoms in Parkinson's disease // *Parkinson's disease and movement disorders, 5th edition / J.Jankovic, E. Tolosa, eds.* – Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2007. – P. 67 – 76.
534. Leverenz J.B., Larson E.B., Vavrek D., Peskind E.R. et al. Staging of Lewy-related pathology in a community based sample of dementia: evidence for disease-dependent anatomic distribution // *Mov. Dis.* – 2007. – Vol. 22. – Suppl. 16. – P. 7.

535. Braak H., Ghebremedhin E., Rub U., Bradzke H., Del Tredici K. Stages in the development of Parkinson's disease pathology // *Cell and Tissue Res.* – 2004. – Vol. 318, N 1. – P. 121 – 134.
536. Bloem B.R., Bhatia K.P. Gait and balance in basal ganglia disorders // *Clinical disorders of balance, posture and gait* / A.M. Bronstein, T. Brandt, M.H. Woollacott and J.G. Nutt, eds., second edition. – London: Arnold. – 2004. – P. 173 – 206.
537. Mauritz K.H., Hesse S., Werner C. Neurological rehabilitation of gait and balance disorders // *Clinical disorders of balance, posture and gait* / A.M. Bronstein, T. Brandt, M.H. Woollacott and J.G. Nutt, eds., second edition. – London: Arnold. – 2004. – P. 307 – 315.
538. de Paula F.R., Teixeira-Salmela L.F., Faria C.D.C.M., Brito P.R., Cardoso F. Impact of an exercise program on physical, emotional, and social aspects of quality of life of individuals with Parkinson's disease // *Mov. Disord.* – 2006. – Vol. 21, No 8. – P. 406 – 412.
539. Keus S.H.J., Bloem B.R., Hendriks E.J.M. et al. Evidence-based analysis of physical therapy in Parkinson's disease with recommendations for practice and research // *Mov. Disord.* – 2007. – Vol. 22, No 4. – P. 451 – 460.
540. Hausdorff J.M., Herman T., Inbar-Borovsky N., Brozgol M. et al. Cognitive and motor mediators of the changes in gait stability during dual tasking in healthy older adults // *Mov. Disord.* – 2007. – Vol. 22, Suppl. 16. – S163 – S164.
541. Ben-Itzhak R., Hausdorff J.M., Simon E.S., Giladi N. Methylphenidate improves cognition and reduced fall risks in older adults with cognitive decline: single dose, placebo-controlled, double-blind study // *Mov. Disord.* – 2007. – Vol. 22, Suppl. 16. – S208.
542. Frenkel-Toledo S., Giladi N., Peretz C., Herman T., Gruendlinger L., Hausdorff J.M. Effect of gait speed on gait rhythmicity in Parkinson's disease: variability of stride time and swing time respond differently // *J. NeuroEngineering Rehabil.* – 2005. – P. 320 - 331.
543. Thompson P.D., Nutt J.G. Frontal and high level gait disorders // *Clinical disorders of balance, posture and gait* / A.M. Bronstein, T. Brandt, M.H. Woollacott and J.G. Nutt, eds., second edition. – London: Arnold. – 2004. – P. 216 – 221.
544. Emre M. Dementia associated with Parkinson's disease: features and management // *Parkinson's disease and movement disorders*, 5th edition / J.Jankovic, E. Tolosa, eds. – Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2007. – P. 152 – 160.

545. Marras C., Tanner C.M. Epidemiology of Parkinson's disease // *Movement disorders: neurologic principles and practice* / R.L. Watts, W.C. Koller, eds. – McGraw-Hill, NY. – 2004. – P. 177 – 195.
546. Московко С.П., Московко Г.С. Мир болезни Паркинсона: дифференциальный диагноз // *Нейро News*. – 2007. - № 3 (04). – С. 41 – 44.
547. Brooks D.J. Diagnosis and management of atypical parkinsonian syndromes // *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*. – 2002. – Vol. 72. – Suppl. 1. – 110 – 116.
548. Poewe W., Wenning G.K. (eds.) *Atypical Parkinsonian disorders // Movement Disorders*. – 2005. – Vol. 20. – Suppl. 12. – S2 – S146.
549. Goetz C.G., Leurgans S., Lang A.E., Litvan I. Progression of gait speech and swallowing deficits in progressive supranuclear palsy // *Neurology*. – 2003. – Vol. 60. – P. 917 – 922.
550. Moskovko G.S., Karaban I.N. Gait parameters in Parkinson's disease (PD), Multiple System Atrophy (MSA) and Progressive Supranuclear Palsy (PSP) // *II International Congress of gait and cognitive function, Amsterdam*. – 2008. – P. 34.
551. Koller W.C., Trimble J. The gait abnormality of Huntington's disease // *Neurology*. – 1985. – Vol. 35. – P. 1450 – 1454.
552. Rao A.K., Muratory L.M., Louis E.D., Moskowitz C.B., Marder K.S. Spectrum of gait impairments in presymptomatic and symptomatic Huntington's disease: cross sectional data // *Mov. Disord*. – 2007. – Vol. 22, Suppl. 16. – P. 21 - 32.
553. Kenney C., Powell S., Jankovic J. Autopsy-proven Huntington's disease with 29 trinucleotide repeats // *Mov. Disord*. – 2007. – Vol. 22, No 1. – P. 127 – 130.
554. Saft C., Andrich J., Meizel N.M., Przuntek H., Muller T. Assessment of simple movements reflects impairment in Huntington's disease // *Mov. Disord*. – 2006. – Vol. 21, No 8. – P. 1208 – 1212.
555. Tiedemann A., Sherrington K., Lord S.R. Physiological and psychological predictors of walking speed in older community-dwelling people // *Gerontology*. – 2005. – Vol. 51. – P. 390 – 395.
556. Chen R., Lemon R. Subthalamic nucleus and gait disturbance: interaction between basal ganglia and brainstem and spinal pathways? // *Neurology*. – 2004. – Vol. 63. – P. 1150 – 1151.
557. Zadikoff C., Lang A.E. Apraxia in movement disorders // *Brain*. – 2005. – Vol. 128. – P. 1480 – 1497.

558. Whitman G.T., Tang T., Lin A., Baloh R.W. A prospective study of cerebral white matter abnormalities in older people with gait dysfunction // *Neurology*. – 2001. – Vol. 57. – P. 990 – 994.
559. Factor S.A., Higgins D.S., Qian J. Primary progressive freezing gait: a syndrome with many causes // *Neurology*. – 2006. – Vol. 66. – P. 411 – 414.
560. Schmidt R., Petrovic K., Ropele S., Enzinger C., Fazekas F. Progression of leukoaraiosis and cognition // *Stroke*. – 2007. – Vol. 38. – P. 2619.
561. Barber R., Scheltens P., Gholkar A., Ballard C. et al. White matter lesions on magnetic resonance imaging in dementia with Lewy bodies, Alzheimer's disease, vascular dementia, and normal aging // *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*. – 1999. – Vol. 67. – P. 6.
562. de Leeuw F.E., Groot J.C., Achten E., Oudkerk M. et al. Prevalence of cerebral white matter lesions in elderly people : a population based magnetic resonance imaging study. The Rotterdam Scan Study // *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*. – 2001. – Vol. 70. – P. 9 - 14.
563. Guttmann C.R.G., Benson R., Warfield S.K., Wei X. et al. White matter abnormalities in mobility-impaired older person // *Neurology*. – 2000. – Vol. 54. – P. 1277 – 1283.
564. Artero S., Tiemeier H., Prins N.D., Sabatier R., Breteler M.M.B., Ritchie K. Neuroanatomical localisation and clinical correlates of white matter lesions in the elderly // *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*. – 2004. – Vol. 75. – P. 1304 – 1308.
565. van Zagten M., Lodder J., Kessels F. Gait disorder and parkinsonian signs in patients with stroke related to small deep infarcts and white matter lesions // *Mov. Disord.* – 1998. – Vol. 13, No 1. – P. 89 – 95.
566. Briley D.P., Haroon S., Sergeant S.M., Thomas S. Does leukoaraiosis predict morbidity and mortality? // *Neurology*. – 2000. – Vol. 54. – P. 50 – 54.
567. Fabre N., Brefel C., Sabatini U., Celsis P. et al. Normal frontal perfusion in patients with frozen gait // *Mov. Disord.* – 1998. – Vol. 13, No 4. – P. 677 – 683.
568. Giladi N., Kao R., Fahn S. Freezing phenomenon in patients with parkinsonian syndromes // *Mov. Disord.* – 1997. – Vol. 12, No 3. – P. 302 – 305.
569. Giladi N., McDermott M.P., Fahn S., Przedborski S., Jankovic J., Stern M., Tanner C. and the Parkinson Study Group. Freezing of gait in PD. Prospective assessment in the DATATOP cohort // *Neurology*. – 2001. – Vol. 56. – P. 1712 – 1721.

570. Bloem B.R., Hausdorff J.M., Visser J.E., Giladi N. Falls and freezing of gait in Parkinson's disease: a review of two interconnected, episodic phenomena // *Mov. Disord.* – 2004. – Vol. 19, No 8. – P. 871 – 884.
571. Grimbergen Y.A., Munneke M., Bloem B.R. Falls in Parkinson's disease // *Curr. Opin. Neurol.* – 2004. – Vol. 17. – P. 405 – 415.
572. Rascol O., Payoux P., Ory F., Ferreira J.J., Brefel-Courbon C., Montastruc J.L. Limitations of current Parkinson's disease therapy // *Ann. Neurol.* – 2003. – Vol. 53, Suppl. 3. – S3 – 12.
573. Kim M., Son E., Choi S., Lee K. et al. Two cases of primary progressive freezing gait with different chronologic progression and different imaging // *Mov. Disord.* – 2007. – Vol. 22, Suppl. 16. – S. 208.
574. Wieler M., Camicioli R., Jones A., Wayne Martin W.R. Botulinum toxin injection do not improve freezing of gait in Parkinson disease // *Neurology.* – 2005. – Vol. 65. – P. 626 – 628.
575. Lee P.H., Joo U.S., Yong S.W., Hug K. Asymmetric freezing of gait in hemiparkinsonism-hemiatrophy // *Neurology.* – 2004. – Vol. 63. – E. 7.