

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова
кафедра біологічної фізики, медичної апаратури та інформатики



**«АКТУАЛЬНІ ЗАВДАННЯ МЕДИЧНОЇ,
БІОЛОГІЧНОЇ ФІЗИКИ ТА ІНФОРМАТИКИ»**

**МАТЕРІАЛИ ІІ ВСЕУКРАЇНСЬКОЇ НАУКОВО-
ПРАКТИЧНОЇ ІНТЕРНЕТ-КОНФЕРЕНЦІЇ З
МІЖНАРОДНОЮ УЧАСТЮ**

7 квітня 2023 року
Вінниця

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ

**Вінницький національний медичний університет
ім. М.І. Пирогова**

**МАТЕРІАЛИ ІІ ВСЕУКРАЇНСЬКОЇ НАУКОВО-
ПРАКТИЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ З МІЖНАРОДНОЮ УЧАСТЮ
«АКТУАЛЬНІ ЗАВДАННЯ МЕДИЧНОЇ,
БІОЛОГІЧНОЇ ФІЗИКИ
ТА ІНФОРМАТИКИ»**

7 квітня 2023 року

м. Вінниця

УДК 577.35+004
ISBN 978-617-7417-10-0 (електронне видання)

ГОЛОВНИЙ РЕДАКТОР

Доктор медичних наук, професор, виконувач обов'язків ректора ЗВО
«Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова»,
Вікторія ПЕТРУШЕНКО

ЗАСТУПНИКИ ГОЛОВНОГО РЕДАКТОРА

проректор з наукової роботи
ЗВО «Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова»,
доктор медичних наук, професор
Олег ВЛАСЕНКО
завідувач кафедри біологічної фізики, медичної апаратури та інформатики
ЗВО «Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова»,
доктор технічних наук, професор
Анатолій КУЛИК

РЕДАКЦІЙНА КОЛЕГІЯ:

Анатолій ПОВОРІЗНИК, доктор технічних наук, професор, професор кафедри «Комп'ютерна інженерія та програмування, ЗВО Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут»;

Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ, доктор технічних наук, доцент, доцент кафедри фізики напівпровідників і наноструктур ЗВО «Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича»;

Ірина ЖУРАВСЬКА, доктор технічних наук, професор, професор кафедри комп'ютерної інженерії ЗВО «Чорноморський національний університет імені Петра Могили»;

Володимир ФЕДІВ, доктор фізико-математичних наук, професор, завідувач кафедри біологічної фізики та медичної інформатики, ЗВО «Буковинський державний медичний університет»;

Олександр НІКОЛЬСЬКИЙ, кандидат технічних наук, доцент, доцент кафедри кафедри біологічної фізики, медичної апаратури та інформатики ЗВО «Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова» (**ВІДПОВІДАЛЬНИЙ СЕКРЕТАР**)

Актуальні завдання медичної, біологічної фізики та інформатики. Матеріали доповідей та виступів II всеукраїнської науково-практичної конференції з міжнародною участю 7 квітня 2023 року Вінниця. – Вінниця: Едельвейс. – 172 с.

УДК 577.35+004
ISBN 978-617-7417-10-0 (електронне видання)

Збірник містить матеріали доповідей та виступів учасників II всеукраїнської науково-практичної конференції з міжнародною участю «Актуальні завдання медичної, біологічної фізики та інформатики» ПОСВІДЧЕННЯ № 314 від 11 липня 2022 р., яка відбулась в Вінницькому національному медичному університеті ім. М.І. Пирогова 7 квітня 2023 року. У поданих матеріалах висвітлюється широке коло актуальних проблем розвитку теоретичних та технічних аспектів, пов'язаних з біологією та медициною. Збірник призначено для науковців, викладачів закладів вищої освіти, аспірантів, магістрів, здобувачів, і студентів.

Матеріали подані в авторській редакції. Автори опублікованих матеріалів несуть повну відповідальність за підбір, точність наведених фактів, цитат, даних, власних імен, посилань, грамотність, літературний стиль та інші відомості. Редколегія залишає за собою право скорочувати та редагувати подані матеріали. Рукописи не повертаються. Організатори конференції та члени редколегії не завжди поділяють думки учасників (авторів).

Рекомендовано до друку Вченою радою Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова (протокол № 7 від 27.04.2023 р.)

ОРГАНІЗАТОРИ КОНФЕРЕНЦІЇ



Вінницький національний
медичний університет
ім. М.І. Пирогова



Вінницький національний
технічний університет



Національний медичний
університет ім.
О.О.Богомольця



Донецький національний
університет ім. Василя Стуса

ОРГАНІЗАЦІЙНИЙ КОМІТЕТ КОНФЕРЕНЦІЇ

Голова: Олег Власенко, проректор з наукової роботи ЗВО «ВНМУ ім. М.І. Пирогова», д.м.н., професор

Члени: Анатолій КУЛИК, Роман КВЄТНИЙ, Олександр ЧАЛИЙ, Ольга ДОЦЕНКО, Юрій ТРИУС, Володимир ЛУЖЕЦЬКИЙ, Ірина ЖУРАВСЬКА, Олег АВРУНІН, Вальдемар ВУЙЦИК, Сергій ПАВЛОВ, Наталія ТИТОВА, Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ, Олександр НІКОЛЬСЬКИЙ

Метою конференції є висвітлення здобутків молодих вчених України при розроблюванні, використанні і впровадженні технічних засобів та інформаційних технологій в галузях медицини та біології.

Напрями роботи конференції

- Актуальні проблеми біологічної фізики.
- Медична інженерія. Телемедицина.
- Моделювання та комп'ютерна діагностика.
- Захист інформації в медичних інформаційних системах.
- Математичні аспекти в задачах біології та медицини.
- Специфічні питання педагогіки для студентів медичного та біологічного профілю.
- Метрологічне забезпечення медико-біологічного обладнання.
- Отримання, оброблення та аналіз медичних і біологічних зображень і сигналів.



Шановні колеги!

Я радий вітати Вас у Вінницькому національному медичному університеті, де вже за хорошою традицією кафедри проводиться конференція, присвячена актуальним питанням, які є основою нашої наукової діяльності і перетікають у дисертаційні роботи, якими зараз актуально славиться кафедра, і роботами, які є основою того, щоб співробітники випробували свої результати на нашій конференції.

Приємно, що вона набуває обертів, що кількість учасників цих зібрань досягла приблизно півтори сотень науковців, більше шістдесяти тез і статей було подано.

Під час війни і активних дій не можливо конференції в повній мірі розгорнутися, але енергія, з якою кафедра підходить і до залучення власних науковців, і колег з інших університетів є основою того, що конференція проходить успішно. Вона буде мати успіх і підтримку науковців, які будуть продовжувати свій науковий пошук.

Бажаю всім успіхів і наснаги. Я, разом з Вами, приймаю участь в цій конференції і щасливий, що є така можливість в такі важкі часи приймати участь. Бажаю всім здоров'я, наснаги, перемоги нашій країні і подальших успіхів.



Шановні колеги!

Я дуже вдячний, що Ви приєдналися до нашої конференції, Радий, що, порівняно з минулим роком, наша конференція набуває поширення. Я підтримую зв'язки з колегами і професор з Харкова сказав, що в них йде на день по п'ять сигналів повітряної тривоги.

Я не прошу, я вимагаю від Вас, у випадку сигналу повітряної тривоги негайно спускатися в укриття, Ми надамо слово всім бажаючим. Бережіть себе. А після перемоги ми зустрінемося не в режимі on-line, а вживу.

ЗМІСТ

Володимир ЛУЖЕЦЬКИЙ, Валентина КАПЛУН МЕТОДИ УЩІЛЬНЕННЯ МЕДИЧНИХ ДАНИХ.....	11
Ірина ЖУРАВСЬКА, Сергій МЕДВІНСЬКИЙ АВТОРИЗАЦІЇ КОРИСТУВАЧА В КОМП'ЮТЕРНІЙ СИСТЕМІ ЗА ДОПОМОГОЮ МАЛЮНКУ КАПЛЯРІВ ХОРІОІДЕЇ.....	15
Євген ЗАВАЛЬНЮК, Олександр РОМАНЮК, Роман ЧЕХМЕСТРУК, Наталія ТІТОВА, Сергій РОМАНЮК ВИКОРИСТАННЯ ТРИВИМІРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ ХІРУРГІЧНИХ ОПЕРАЦІЙ.....	18
Олександр РОМАНЮК, Максим ЗАХАРЧУК, Роман ЧЕХМЕСТРУК, Анатолій СНИГУР, Наталія ТІТОВА ВИКОРИСТАННЯ МОРФІНГУ ЗОБРАЖЕНЬ ДЛЯ АНАЛІЗУ МЕДИЧНИХ ДАНИХ, ДІАГНОСТИКИ ТА ЛІКУВАННІ ЗАХВОРЮВАНЬ	23
Олександр РОМАНЮК, Роман ЧЕХМЕСТРУК, Наталія ТІТОВА, Сергій РОМАНЮК, Оксана РОМАНЮК ОПТИМАЛЬНІ СПІВВІДНОШЕННЯ ДІЛЯНОК ОБЛИЧЧЯ ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ ПЛАСТИЧНИХ ОПЕРАЦІЙ	26
Юрій СОРОКАТИЙ, Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ ФОТОДІОД ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ БАКТЕРИЦИДНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З ДОВЖИНОЮ ХВИЛІ 254 НМ.....	31
Павло ПРОХОРОВ, Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ ОГЛЯД АРХІТЕКТУР КРИПТОГРАФІЧНИХ СИСТЕМ ЗАСНОВАНИХ НА ЕЛЕМЕНТАХ ТЕОРІЇ ХАОСУ ДЛЯ ЗАДАЧІ ШИФРУВАННЯ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ.....	32
Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ, Георгій ПРОХОРОВ, Сергій ЯНУШЕВСЬКИЙ, Остан ЛУЧІК ПОРІВНЯННЯ ПРОДУКТИВНОСТІ JAVA ФРЕЙМВОРКІВ SPRINGBOOT І MICRONAUT ДЛЯ СТВОРЕННЯ МЕДИЧНИХ ІНФОРМАЦІЙНИХ СИСТЕМ	34
Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ, Богдан СТАРЧУК КОНТРОЛЬ ПРИПУСТИМОЇ КІЛЬКОСТІ ОПРОМІНЕННЯ УЛЬТРАФІОЛЕТОВИМИ БАКТЕРИЦИДНИМИ ОПРОМІНЮВАЧАМИ МЕТОДАМИ ПРОГРАМНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ...	35
Валерій БАБЕЛЮК, Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ, Ігор КОРСУНСЬКИЙ, Ігор ПОПОВИЧ РЕАКЦІЯ ПАРАМЕТРІВ ГРВ НА ЧЕРЕЗШКІРНУ ЕЛЕКТРИЧНУ СТИМУЛЯЦІЮ АППАРАТАМИ «ВЕБ-1» ТА «ВЕБ-2»	37
Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ, Володимир ЛПКА КОМПЕНСАЦІЇ ФОНОВОЇ ЗАСВІТКИ У ФОТОПРИЙМАЛЬНОМУ ПРИСТРОЇ ДЛЯ КОНТРОЛЮ РОБОТИ МЕДИЧНИХ ЛАЗЕРІВ	40
Anatoliy KULYK, Boris KOVAL, Emilia OSTAPENKO PROBLEMS OF MATHEMATICAL MODELING IN BIOLOGY AND MEDICINE	41
Анатолій КУЛИК, Олександр НІКОЛЬСЬКИЙ, Віктор РЕВЕНОК, Володимир МОТИГІН, Олександр МОКАНЮК, Дмитро ІВАЩУК ОЦІНКА ДАВНОСТІ СИНЦІВ ЗА ЇХ ЗАГОСННЯМ З ВИКОРИСТАННЯМ ШТУЧНИХ НЕЙРОННИХ МЕРЕЖ ДЛЯ СУДОВОЇ МЕДИЦИНИ	47

Олена РИБОНЬКА, Ольга ДОЦЕНКО

СИСТЕМНИЙ АНАЛІЗ ШЛЯХІВ ПОРУШЕННЯ КЛЮЧОВИХ МЕХАНІЗМІВ РЕГУЛЯЦІЇ
ГОМЕОСТАЗУ ХОЛЕСТЕРИНУ У ОСІБ З АРТЕРІАЛЬНОЮ ГІПЕРТЕНЗІЄЮ 52

Анатолій ПОВОРІЗНЮК, Олександр СТОРОЖУК

МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ РОЗВИТКУ ЕПІДЕМІЧНИХ ПРОЦЕСІВ 55

Наталія КОНДРАТЕНКО

ОСОБЛИВОСТІ ВИКОРИСТАННЯ НЕЧІТКИХ ЛОГІЧНИХ СИСТЕМ ТИПУ-1 ТА ТИПУ-2 У
МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ 57

Volodymyr FEDIV, Olena OLAR, Tetiana BIRIUKOVA

IMPORTANCE OF TOPIC "SURFACE TENSION" FOR CLINICAL THINKING FORMATION
OF MEDICAL STUDENTS OF DIFFERENT SPECIALTIES 63

Volodymyr FEDIV, Olena OLAR, Anatoly YEGORENKOV

THE COMPONENT OF TEACHER'S EDUCATIONAL WORK FOR MEDICAL STUDENTS IN
THE STUDY OF NATURAL SCIENCES SUBJECTS ON EXAMPLE OF MEDICAL AND
BIOLOGICAL PHYSICS 65

Владислав ЗІНЕЦЬ, Артем МІЩЕНКО

АНАЛІЗ ТОЧНОСТІ НОСИМИХ ПРИСТРОЇВ ДЛЯ КОНТРОЛЮ БІОЛОГІЧНИХ ТА
МЕДИЧНИХ ПОКАЗНИКІВ ЛЮДИНИ ЗА УМОВ РІЗНОГО ФІЗИЧНОГО
НАВАНТАЖЕННЯ 67

Микола КУКУРУДЗЯК, Ольга АНДРЕЄВА

ЧОТИРИЕЛЕМЕНТНИЙ КРЕМНІЄВИЙ P-I-N ФОТОДІОД ДЛЯ ОФТАЛЬМОЛОГІЧНОГО
ОБЛАДНАННЯ 70

Галина ТАРАДІНА, Таїсія ДЖУРА, КНП ВОКМРЦВВРЗНВОР

ДОСЛІДЖЕННЯ ЛАБОРАТОРНИХ ПОКАЗНИКІВ ЯК СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ
ПРОГНОСТИЧНИХ МАРКЕРІВ COVID-19 73

Володимир ШУЛАКОВ, Артем СІНЬКОВСЬКИЙ, Юрій ТРИУС

ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ГЕНЕРУВАННЯ СИНТЕТИЧНИХ МЕДИЧНИХ ДАНИХ
НА ОСНОВІ НЕЙРОННИХ МЕРЕЖ 76

Tetyana NERODA

PERSONAL PLATFORM OF REMOTE MEDICAL SERVICES SUSTENTATION 82

Богдан НОСАЧЕНКО, Ганна ФІЛАТОВА

МЕТОДИЧНІ ПІДХОДИ ДО ВИРІШЕННЯ ПРОБЛЕМИ МОРФОЛОГІЧНОГО АНАЛІЗУ
ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМ 85

Денис ПАСЬКО, Ганна ФІЛАТОВА

ВДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДУ ВИДЛЕННЯ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ НА
РЕНТГЕНІВСЬКОМУ ЗОБРАЖЕННІ 87

Денис ПАЛАМАРЧУК, Роман СИМОНІШЕН, Юрій ІВАНОВ, Сергій КРИВОГУБЧЕНКО

ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДІВ ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ ДЛЯ РОЗВ'ЯЗАННЯ ЗАДАЧ
ОБРОБЛЕННЯ ДАНИХ 89

Юрій ШАБАТУРА, Олег ГЕРУС

КОМП'ЮТЕРНІ СИСТЕМИ СИНТЕЗУ РЕКОМЕНДАЦІЙ В ТЕЛЕМЕДИЦИНІ 90

Юрій ШАБАТУРА, Богдан ЛУКАЩУК МЕТОД ЗАМІНИ ФОНУ В ЗОБРАЖЕННЯХ ПОШКОДЖЕНЬ ШКІРИ ПРИ НАВЧАННІ ШТУЧНОЇ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ ДЛЯ ЇХ ЕФЕКТИВНОЇ СЕГМЕНТАЦІЇ НА НЕТИПОВИХ ЗОБРАЖЕННЯХ.....	92
Юрій ШАБАТУРА, Володимир РИБАК ВИКОРИСТАННЯ НЕЙРОННИХ МЕРЕЖ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ СТОМАТОЛОГІЧНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ	98
Ярослав КУЛИК МОДЕЛЮВАННЯ ОГЛЯДУ ТЕРИТОРІЇ З ВИКОРИСТАННЯМ БЕЗПІЛОТНИХ ЛІТАЛЬНИХ АПАРАТІВ НА ОСНОВІ АЛГОРИТМУ ОПТИМІЗАЦІЇ МУРАШИНОЇ КОЛОНІЇ.....	101
Станіслав ФЕДОРОВ, Ірина МИКУЦЬКА, Ольга ДОЦЕНКО ДОСЛІДЖЕННЯ IN SILICO ТА IN VITRO ТІОЛ-ДИСУЛЬФІДНОГО ОБМІНУ В ЕРИТРОЦИТАХ В УМОВАХ ДІЇ НИЗЬКОЧАСТОТНОЇ ВІБРАЦІЇ.....	105
Вікторія БОЙЧУК, Яна КОВАЛЬЧУК МОБІЛЬНИЙ ЗАСТОСУНОК ВОЛОНТЕРСЬКОГО ТЕЛЕМЕДИЧНОГО НЕЙЛ-СУПРОВОДУ	107
Наталія ЗАЩЕПКІНА, Валерій ЗДОРЕНКО, Максим МИКИТЕНКО ВИМІРЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ ЯКОСТІ МОЛОКА	109
Валерій ЗДОРЕНКО, Кирило ШОЛУДЬКО УЛЬТРАЗВУКОВИЙ КОНТРОЛЬ ЗАБРУДНЕННЯ ВОДИ.....	111
Геннадій ЧУЙКО, Денис ГОНЧАРОВ ЕКГ-МОДУЛЬ AD8232: БУДОВА, ХАРАКТЕРИСТИКИ І ЗАСТОСУВАННЯ.....	113
Дмитро ІВАЩУК, Таїсія МЕЛЬНИК, Олена ІВАЩУК, Ольга РЕМЕНЯК ЕЛЕКТРОПОРАЦІЯ – СУЧАСНИЙ МЕТОД ЛІКУВАННЯ У ДЕРМАТОЛОГІЇ ТА КОСМЕТОЛОГІЇ.....	115
Валентин ГАГЕН ПРОЕКТУВАННЯ МОДЕЛІ СИНТАКСИЧНОЇ СУМІСНОСТІ МЕДИЧНИХ ІНФОРМАЦІЙНИХ СИСТЕМ	116
В'ячеслав СЛАВИЧ, Олександр РОМАНОВСЬКИЙ ОПТИМІЗАЦІЯ МІСЬКИХ ПАСАЖИРСЬКИХ ПЕРЕВЕЗЕНЬ В УМОВАХ ЕПІДЕМІЧНОЇ СИТУАЦІЇ	120
Арсен ЛИПОВИЙ ОТРИМАННЯ ДОСТОВІРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ПРИ ФОТОФІКСАЦІЇ МЕДИЧНИХ ОБ'ЄКТІВ	122
Анатолій ТЕРЕНЧУК, Юрій ГУЛЬЧАК ДЕЯКІ АСПЕКТИ ОРГАНІЗАЦІЇ СИСТЕМИ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я В УМОВАХ ДИДЖИТАЛІЗАЦІЇ СУСПІЛЬСТВА	124
Анатолій КУЛИК, Тетяна РЕВІНА, Марія БОДНАР РРЕЄСТРАЦІЯ І ОБРОБЛЮВАННЯ СИГНАЛУ ЕЕГ З ВИКОРИСТАННЯМ ПОЛІНОМІВ ЧЕБИШЕВА	128
Крістіна СТЕПАНЧЕНКО ВПЛИВ ГУЧНОГО ШУМУ ПІД ЧАС АКТИВНИХ БОЙОВИХ ДІЙ НА ЛЮДИНУ	130

**Євген ПЕРЕПЕКА, Марина СИЧИК, Олена ТРЕМБОВЕЦЬКА,
Василь ЛАЗОРИШИНЕЦЬ**

СТИМУЛЯЦІЙНО-ІНДУКОВАНА КАРДІОМІОПАТІЯ У ПАЦІЄНТІВ ІЗ ПОСТІЙНОЮ ПРАВОШЛУНОЧКОВОЮ СТИМУЛЯЦІЄЮ ТА ЗБЕРЕЖЕНОЮ СИСТОЛІЧНОЮ ФУНКЦІЄЮ ЛІВОГО ШЛУНОЧКА: ХАРАКТЕРИСТИКИ, МЕТОДИ ЛІКУВАННЯ І ПРОФІЛАКТИКИ..... 132

Olena MONCHENKO, Sophia KORCHEVA, Olena HONCHARUK

CALCULATION OF THE OVERWEIGHT TREATMENT METHOD USING IMAGE CLASSIFICATION BASED ON THE MINIMUM DISTANCE CRITERION 135

Серій ПАВЛОВ, Наталія БАБЕНКО, Марина КУМЕЧКО

АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ ЗАСТОСУВАННЯ ФОТОБІОМОДУЛЯЦІЙНОЇ ТЕРАПІЇ ПРИ ЗАГОЄННІ РАН..... 138

Олександр ДЕНЕСЯК, Євген ПАЛАМАРЧУК, Олег БІСІКАЛО

МУЛЬТИАГЕНТНА МОДЕЛЬ АДАПТИВНОЇ ПРОКТОРИНГОВОЇ СИСТЕМИ ОНЛАЙН ТЕСТУВАННЯ..... 139

Olga YAREMCHUK

AUTOMATED TEMPERATURE MAINTENANCE SYSTEM IN THE REFRIGERATOR FOR STORING MEDICINES AND DONOR BLOOD 142

Олексій ТОГОЄВ

ВИЗНАЧЕННЯ МІСЦЕПОЛОЖЕННЯ ТА МОНИТОРИНГ СТАНУ ПАЦІЄНТІВ НА ВІДДАЛЕНІЙ РЕАБІЛІТАЦІЇ ЗАСОБАМИ БЕЗДРОТОВИХ МЕРЕЖ 144

Марина БИЧКО

ШЛЯХИ ТА ПРИНЦИПИ ВДОСКОНАЛЕННЯ ПРОЦЕСУ ПІДГОТОВКИ МАЙБУТНІХ ЛІКАРІВ ДО ПРОФЕСІЙНОЇ ДІЯЛЬНОСТІ В УМОВАХ ВОЄННОГО СТАНУ 146

Yurii ZDITOVETSKYI, Oleh BISIKALO, Yurii IVANOV

SOFTWARE APPLICATION FOR THE QUICK RECOGNITION BAD ADDITIVES IN FOOD PRODUCTS..... 149

Olha KUZMENKO, Viktoriia PONOMARENKO

TRANSDISCIPLINARY ASPECT OF TEACHING BIOLOGICAL PHYSICS BASED ON STEM EDUCATION TECHNOLOGIES 150

Дмитро ВАКУЛЕНКО, Григорій ЗАСПА

ІНФОРМАЦІЙНО-АНАЛІТИЧНА СИСТЕМА "ОРАНТА – АРТЕРІАЛЬНА ОСЦИЛОГРАФІЯ" 154

Уляна ПОЦЕЛУЙКО, Володимир ДІДИЧ

ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ СЕРЦЯ, ЯК СКЛАДОВА КОНТРОЛЮ СТАНУ ОРГАНІЗМУ..... 156

Віта ЛЕВЧУК, Володимир ДІДИЧ, Надія НАЗАРЕНКО

ОСОБЛИВОСТІ ВИБОРУ ЦЕНТРИФУГ ДЛЯ ПЛАЗМОЛІФТИНГУ 158

Сергій ПОЙДА, Борис КОВАЛЬ, Людмила КОВАЛЬ

РОЗВИТОК НАВИКІВ МЕДІАГРАМОТНОСТІ ТА КІБЕРБЕЗПЕКИ У МАЙБУТНІХ ЛІКАРІВ..... 159

Орися МИКИТЮК

ВИВЧЕННЯ МЕДИЧНОЇ І БІОЛОГІЧНОЇ ФІЗИКИ ЯК ПЕРЕДУМОВА УСПІШНОГО ОПАНУВАННЯ СТУДЕНТАМИ ФІЗИКАЛЬНИХ МЕТОДІВ ДОСЛІДЖЕННЯ 161

Світлана МИСЛОВСЬКА

ДИДАКТИЧНІ МОЖЛИВОСТІ ВИКОРИСТАННЯ ПРОГРАМИ MICROSOFT TEAMS ПРИ
ДИСТАНЦІЙНОМУ НАВЧАННІ СТУДЕНТІВ-МЕДИКІВ 162

В'ячеслав ТИМОШЕНКО

РОЛЬ НАУКОВИХ ДОСЛІДЖЕНЬ У ПІДГОТОВЦІ ВИСОКОКВАЛІФІКОВАНИХ ЛІКАРІВ
..... 163

Людмила ІСИЧКО, Олександра ГУР'ЄВСЬКА

МЕТОД МОДЕЛЮВАННЯ, ЯК ЗАСІБ ФОРМУВАННЯ ІНФОРМАЦІЙНО-АНАЛІТИЧНОЇ
КОМПЕТЕНТНОСТІ ПРИ ВИВЧЕННІ ФІЗИКИ 164

Інна КРИВЕНКО, Наталія СКРИПКА, Кирило ЧАЛИЙ

ПЕРЕВАГИ ЗАСТОСУВАННЯ ІМЕРСИВНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЧНІЙ ОСВІТІ І
КЛІНІЧНІЙ ПРАКТИЦІ 167

МЕТОДИ УЩІЛЬНЕННЯ МЕДИЧНИХ ДАНИХ

Володимир ЛУЖЕЦЬКИЙ, Валентина КАПЛУН
Вінницький національний технічний університет
lva.kzi2002@gmail.com, valuka8379@gmail.com

Вступ

Сучасна медицина, яка є галуззю наукової і практичної діяльності з дослідження нормальних і патологічних процесів в організмі людини, передбачає збирання, зберігання, оброблення і передавання великих обсягів медичних даних. Збирання таких даних може бути здійснено, наприклад, шляхом постійного вимірювання певних показників стану пацієнта за допомогою медичного монітора та/або шляхом неодноразового проведення медичних тестів. Багатопараметричні монітори пристосовані для роботи в мережі, тобто вони мають можливість надсилати свої результати до центральної станції моніторингу. При створенні таких систем виникають питання передавання і зберігання великих обсягів даних.

Великі обсяги даних спричиняють ускладнення пристроїв для їх зберігання, а також призводять до значного навантаження каналів зв'язку. Одним зі шляхів вирішення цих проблем є використання методів ущільнення даних, які забезпечують зменшення вимог щодо запам'ятовувальних пристроїв і апаратури каналів зв'язку без додаткових витрат.

Постановка задачі

На цей час відома велика кількість методів ущільнення даних. Одні з них мають тільки теоретичне значення, інші знайшли практичне застосування у вигляді компресорів й архіваторів. Теоретичні дослідження і практика застосування архіваторів показали, що не існує універсального методу ущільнення, який забезпечував би однаковий степінь ущільнення для різних типів даних. Враховуючи це, останнім часом прагнуть до створення адаптивних алгоритмів ущільнення певних типів даних. Причому степінь ущільнення збільшується значно, коли використовується комбінація декількох різних алгоритмів.

Одним з найважливіших досягнень у теорії ущільнення є ідея поділу процесу ущільнення на моделювання та кодування. Моделювання забезпечує побудову моделі джерела даних, що сприяє найефективнішому ущільненню. Метою кодування є перетворення потоку даних у потік біт мінімальної довжини. Існує велика кількість кодерів, що різняться ступенем ущільнення і швидкодією. Як правило, у системах ущільнення використовуваний кодер може бути легко замінений, вразі необхідності, іншим кодером. Завдання моделювання є більш складним. Це обумовлено високою складністю сучасних моделей даних.

У доповіді розглядається підхід щодо ущільнення медичних даних, який враховує притаманні їм особливості.

Основна частина

Особливістю медичних показників стану здоров'я людини є те, що ці показники, як правило, мають свої певні межі (максимально і мінімально можливі значення) і деяку так звану «норму». В медицині широко використовують не лише поняття «норма», а й поняття «відхилення від норми». Кожна «норма» має свої числові значення, які належать певному діапазону. Всі ті числові значення показників, що не належать діапазону «норма», називають «відхиленнями від норми», які також належать певним діапазонам.

Наприклад, для температури тіла людини «нормою» вважаються межі від 35,9°C до 37,2°C. Золотою серединою, яка відома всім, вважається температура 36,6°C. Загалом межі температурного діапазону від 34°C до 42°C.

Іншим прикладом є показники артеріального тиску (АТ). В нормі середньодобовий АТ не перевищує 125/80 mm.Hg, середньоденний АТ до 135/85 mm.Hg, середньонічний до 120/75 mm.Hg. Показники, які перевищують вказані межі, вважаються підвищеними. Максимальні і мінімальні показники АТ в різні періоди доби самостійного діагностичного значення не мають, оскільки навіть у здорових осіб підвищення АТ завжди реєструються при фізичних навантаженнях та психоемоційних стресах.

На думку авторів, описані особливості числових значень медичних показників стану здоров'я людини найбільшою мірою враховуються при реалізації методів ущільнення, запропонованих в роботах [3]. У доповіді основну увагу приділено процесу моделювання, оскільки процес кодування може бути реалізований з використанням відомих кодів (Шеннона-Фано, Хаффмена, Фібоначчі та ін.).

Моделювання потоку даних, що підлягають ущільненню, пропонується здійснювати, використовуючи представлення цілих чисел у двійковій системі числення незалежно від того, які це числа – цілі, дробові чи змішані.

Нехай початкова послідовність чисел Q складається з K елементів:

$$Q = (q_1, q_2, \dots, q_K).$$

Моделювання полягає у формуванні послідовності чисел $Q^* = (q_1^*, q_2^*, \dots, q_K^*)$, що обчислюються як відхилення від певної бази B , тобто:

$$q_i^* = B - q_i.$$

Як база можуть бути використані мінімальне $B = \min(q_1, q_2, \dots, q_K)$, максимальне

$$B = \max(q_1, q_2, \dots, q_K) \text{ або середнє } B = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K q_i \text{ значення елементів послідовності } Q.$$

Вибір певної бази обґрунтовується такими міркуваннями. Якщо більшість елементів послідовності Q мають значення близькі до q_{\min} , то доцільно використовувати саме таку базу.

Коли більшість елементів послідовності Q мають значення близькі до q_{\max} , то має бути використане це значення як база. Аналогічно обґрунтовується використання як бази середнього значення елементів послідовності.

Варто відзначити, що при використанні q_{\min} всі числа q_i^* будуть від'ємними, тобто будуть мати знак $s_i = 1$, а коли використовується q_{\max} , то знак $s_i = 0$. У цих випадках не потрібно зберігати знак числа, оскільки він визначається використовуваною базою. Коли базою є середнє значення елементів послідовності, то числа q_i^* будуть як додатними, так і від'ємними. Тому потрібно окремо зберігати знак числа s_i .

Відзначені вище особливості медичних даних надають можливість їх попереднього перетворення в процесі моделювання джерела даних (перший етап моделювання).

Розглянемо особливості представлення числових значень показників температури тіла людини.

Якщо зважити на те, що ціла частина значень показників температури не буде виходити за межі 34÷42, то для представлення цих значень достатньо шести розрядів двійкового коду. Наприклад,

$$(34)_{10} = (100010)_2;$$

$$(36)_{10} = (100100)_2;$$

$$(39)_{10} = (100111)_2;$$

$$(42)_{10} = (101010)_2.$$

Особливість цих кодів полягає в тому, що два старші розряди 10 однакові для всіх кодів. Тому ці біти можна не зберігати, а дописувати лише при відновленні початкових значень. Перетворення цілої частини значення показників відбувається таким чином:

$$(34)_{10} = (100010)_2 \rightarrow (0010)_2 = (2)_{10};$$

$$(36)_{10} = (100100)_2 \rightarrow (0100)_2 = (4)_{10};$$

$$(39)_{10} = (100111)_2 \rightarrow (0111)_2 = (7)_{10};$$

$$(42)_{10} = (101010)_2 \rightarrow (1010)_2 = (10)_{10}.$$

Оскільки мінімальне значення дорівнює 2 , то всі значення можна зменшити на цю величину. Тоді діапазон значень буде від 0 до 8 , а середнє значення 4 .

Дробова частина значень показників температури представлена числами від $0,0$ до $0,9$, яким відповідають такі двійкові коди:

$$(0,0)_{10} = (0,0000)_2; \quad (0,5)_{10} = (0,1000)_2;$$

$$(0,1)_{10} = (0,0001)_2; \quad (0,6)_{10} = (0,1001)_2;$$

$$(0,2)_{10} = (0,0011)_2; \quad (0,7)_{10} = (0,1011)_2;$$

$$(0,3)_{10} = (0,0100)_2; \quad (0,8)_{10} = (0,1100)_2;$$

$$(0,4)_{10} = (0,0110)_2; \quad (0,9)_{10} = (0,1110)_2.$$

Якщо відокремити самий старший розряд у кожному коді, то три розряди перших п'яти цифр ($0 \div 4$) будуть в точності повторювати відповідні три розряди наступних п'яти цифр ($5 \div 9$). Відокремлені біти кожного числа утворюють окрему послідовність. Перетворення дробової частини значення показників відбувається таким чином:

$$(0,0)_{10} = (0,0000)_2 \rightarrow (000)_2 = (0)_{10}; \quad (0,5)_{10} = (0,1000)_2 \rightarrow (000)_2 = (0)_{10};$$

$$(0,1)_{10} = (0,0001)_2 \rightarrow (001)_2 = (1)_{10}; \quad (0,6)_{10} = (0,1001)_2 \rightarrow (001)_2 = (1)_{10};$$

$$(0,2)_{10} = (0,0011)_2 \rightarrow (011)_2 = (3)_{10}; \quad (0,7)_{10} = (0,1011)_2 \rightarrow (011)_2 = (3)_{10};$$

$$(0,3)_{10} = (0,0100)_2 \rightarrow (100)_2 = (4)_{10}; \quad (0,8)_{10} = (0,1100)_2 \rightarrow (100)_2 = (4)_{10};$$

$$(0,4)_{10} = (0,0110)_2 \rightarrow (110)_2 = (6)_{10}; \quad (0,9)_{10} = (0,1110)_2 \rightarrow (110)_2 = (6)_{10}.$$

Тут діапазон значень від 0 до 6 , а середнє значення 3 .

Результатом першого етапу моделювання є три послідовності:

$Q_{ц}$ - послідовність кодів, що відповідають цілій частині числа;

$Q_{др}$ - послідовність кодів, що відповідають дробовій частині числа;

$Q_{б}$ - послідовність бітів, що відокремлені від коду дробової частини числа.

Другий етап моделювання полягає в обчисленні відхилень елементів послідовностей $Q_{\text{ц}}$ і $Q_{\text{др}}$ від їх середніх значень, тобто формуються послідовності абсолютних значень відхилень $Q_{\text{ц}}^*$ і $Q_{\text{др}}^*$ та відповідні послідовності знаків відхилень $Q_{\text{ц}}^s$ і $Q_{\text{др}}^s$.

Після цього сукупність послідовностей $Q_{\text{с}} \parallel Q_{\text{ц}}^s \parallel Q_{\text{др}}^s$ перетворюється в послідовність $Q_{\text{ч}}$, елементами якої є числа від 0 до 7.

Процес кодування реалізується окремо для кожної з послідовностей $Q_{\text{ц}}^*$, $Q_{\text{др}}^*$ і $Q_{\text{ч}}$ та передбачає виконання таких дій:

розбиття послідовності на блоки, що складаються з певної кількості елементів;

визначення числового еквівалента блока;

представлення числового еквівалента блока в двійковій системі числення.

Елементи блока розглядаються як цифри розрядів представлення числа в системі числення з основою b . Послідовність $Q_{\text{ц}}^*$ складається з цифр від 0 до 4, послідовність $Q_{\text{др}}^*$ - з цифр від 0 до 3 і послідовність $Q_{\text{ч}}$ - з цифр від 0 до 7. Виходячи з цього, маємо такі основи систем числення: $b_{\text{ц}} = 5$, $b_{\text{др}} = 4$, $b_{\text{ч}} = 8$.

На першому етапі моделювання джерела даних, що є числовими значеннями артеріального тиску, враховується наявність двох чисел, одне з яких завжди менше другого. Нехай $P_{\text{с}}$ позначає систолічну складову тиску, а $P_{\text{д}}$ - діастолічну складову ($P_{\text{с}} > P_{\text{д}}$). Формуються дві послідовності:

P_{Δ} - послідовність, елементами якої є числа $\Delta_i = (p_{\text{с}})_i - (p_{\text{д}})_i$;

$P_{\text{д}}$ - послідовність, елементами якої є числа $(p_{\text{д}})_i$.

Далі ці послідовності об'єднуються в одну послідовність $P = P_{\Delta} \parallel P_{\text{д}}$, для якої визначається мінімальне значення елементів q_{min} . Після цього послідовність P перетворюється в послідовність P^* шляхом зменшення значення кожного елемента на q_{min} .

Другий етап моделювання полягає в обчисленні відхилень елементів послідовності P^* від середнього значення, тобто формуються послідовності $P_{\text{сер}}^*$ і P^s , які далі підлягають кодуванню.

Процес кодування аналогічний описаному вище. Для представлення блоків послідовності $P_{\text{сер}}^*$ використовується основа системи числення $b = q_{\text{max}} + 1$, а для послідовності P^s - основа $b = 256$.

Результати експериментальних досліджень показали, що порівняно з архіватором RAR, запропонований підхід забезпечує збільшення коефіцієнта ущільнення для даних температури тіла людини в 2,1 рази, а для даних артеріального тиску – в 1,4 рази.

Висновки

Описаний підхід щодо ущільнення даних відрізняється від відомих підходів оригінальною реалізацією процесів моделювання і кодування. Кожний із запропонованих методів забезпечує ефективне ущільнення лише в разі певних властивостей вхідної послідовності цілих чисел. З цього випливає, що дані методи ущільнення є вузько спеціалізованими.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] В. Лужецький і В. Каплун, "Класифікація методів ущільнення, що базуються на обчисленні відхилень," в Збірник наукових праць Державного економіко-технологічного університету транспорту, Вип. 12, Серія "Транспортні системи і технології", 2007, С. 98-104.
- [2] В. Лужецький і В. Каплун, "Методи ущільнення наборів цілих чисел, що базуються на відхиленні від статичних характеристик," в Праці Міжнародної науково-практичної конференції Обробка сигналів і негауссівських процесів, присвяченої пам'яті професора Ю. П. Кунченка, Черкаси, 21-26 травня 2007, Черкаси : ЧДТУ, 2007. С. 182-184.
- [3] В. Лужецький і В. Каплун, "Методи ущільнення числових послідовностей, що базуються на відхиленні від констант," в Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування, СПРТП-2007, м. Вінниця, 31 травня-2 червня 2007, Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. С. 160-161.
- [4] В. Лужецький і В. Каплун, "Методи ущільнення числових послідовностей без урахування їх статистичних характеристик," в Збірник наукових праць: матеріали Міжвузівської науково-практичної конференції Прогресивні інформаційні технології в науці та освіті, Вінниця, 4-5 жовтня 2007, Вінниця: Вінницький соціально-економічний інститут Університету "Україна", 2007. С. 39-42.
- [5] В. Каплун, "Моделювання даних для здійснення ущільнення числових послідовностей" в Матеріали Другої Міжнародної науково-практичної конференції Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія, Вінниця, 25-27 квітня 2010, Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2010. С. 45-47.

АВТОРИЗАЦІЇ КОРИСТУВАЧА В КОМП'ЮТЕРНІЙ СИСТЕМІ ЗА ДОПОМОГОЮ МАЛЮНКУ КАПЛЯРІВ ХОРІОІДЕЇ

Ірина ЖУРАВСЬКА, Сергій МЕДВІНСЬКИЙ

*Чорноморський національний університет імені Петра Могили
iryna.zhuravska@chmnu.edu.ua, sergey.m@chmnu.edu.ua*

Розвиток технологій сприяв поширенню та популяризації використання біометричних показників як інструмента взаємодії з комп'ютерними системами. Наприклад, відбиток пальця, контур обличчя та райдужна оболонка ока часто використовуються для авторизації користувачів за допомогою вбудованих сканерів у телефони, технологічні системи для

розблокування та комп'ютерні операційні системи. Біометричні показники також використовуються для підтвердження банківських транзакцій, оплати торговельних операцій та отримання доступу до готельних послуг [1].

Використання біометричних показників доповнює або замінює метод авторизації за допомогою логіну та паролю. Одним з таких біометричних показників є відстеження руху очей, який все ширше використовується у медичних комп'ютерних системах (КС) для планування та виконання лікувальних процедур. Крім того, сканери очей та обличчя впроваджуються у інноваційні технології, де скануючий апарат зчитує важливі точки та дозволяє обробляти та пересилати інформацію до спеціально розробленої бази даних САД. Незважаючи на використання вищенаведених методів, не можна гарантувати захисту системи від несанкціонованого доступу або помилок з ідентифікацією клієнта КС при виготовленні зліпку або макету з ключовими точками через те, що ці показники є статичними [2]. Зокрема, у зв'язку з загрозою пандемії COVID-19, стає все більш актуальним застосування безконтактних технологій, які не потребують фізичного контакту з пацієнтом.

Технологія, яка використовує авторизацію за допомогою очей, працює тільки тоді, коли очі користувача відкриті і вказують на його притомність. Однак, щоб використовувати цю технологію, потрібні додаткові дослідження та розробки, зокрема технології, які можуть захоплювати зображення рухомих оболонок ока на відстані до одного метра.

Незважаючи на існування багатьох подібних розробок, все ще є нерозв'язані проблеми, які не дозволяють поєднати в одному пристрої зручність використання, доступність та надійний захист проти несанкціонованого доступу. У відмінності від інших дослідників, запропонований підхід для відстеження позиції ока використовує зображення капілярів замість зображень Пуркіньє [3]. Це дозволить уникнути блокування огляду під час використання та забезпечити можливість використовувати зображення капілярів як зразок для авторизації.

Для отримання зображення капілярів з ока користувача можна використовувати модуль, що складається з 5-мегапіксельної камери OmniVision OV5647 для одноплатного мінікомп'ютера Raspberry Pi, макролінзи та NIR-діода (рис. 1). Після отримання зображення, в обробнику створюється новий запис.

Модуль також включає гіроскоп-акселерометр GY-521, контролер заряду TP4056, літій-полімерний елемент живлення LiPo Battery та камеру високої роздільної здатності Raspberry Pi HQ Camera. NIR-діод використовується для підсвічування поверхні ока або за допомогою системи дзеркал або світлопровідної трубки. Обробку зображення виконує одноплатний комп'ютер Raspberry Pi, який може передати координати напрямку погляду за допомогою вбудованого WiFi-модуля на персональний комп'ютер, базу даних або хмарне сховище для подальшого використання. У разі необхідності можна використовувати персональний комп'ютер або інші смарт-пристрої (наприклад, телефони або смарт-годинники), під'єднані до WiFi-мережі, як обробник для модуля СХСО. Це може допомогти зменшити вагу носимої частини модуля.

Можна використовувати як реляційні СКБД (наприклад, MySQL, PostgreSQL або MariaDB), так і документоорієнтовані СКБД (наприклад, MongoDB) як систему керування базою даних (СКБД) для збереження результатів.

Якщо модуль СХСО використовується як інструмент авторизації, то під час кожного використання, перший запис буде порівнюватись зі зразком з локальної бази даних за допомогою сіамської мережі, і після порівняння доступ до персонального комп'ютера буде надаватись або заборонятись.

Це штучна нейронна мережа, яка використовує однакову вагу при роботі з двома різними вхідними векторами для обчислення порівнянних вхідних векторів. Цей самий алгоритм використовується для порівняння відбитків пальців і може бути охарактеризований як функція розрахування відстані для хешування з урахуванням розташування. Для того, щоб виключити з масиву результатів дослідження помилкові виміри, був обраний метод контрастної втрапи.

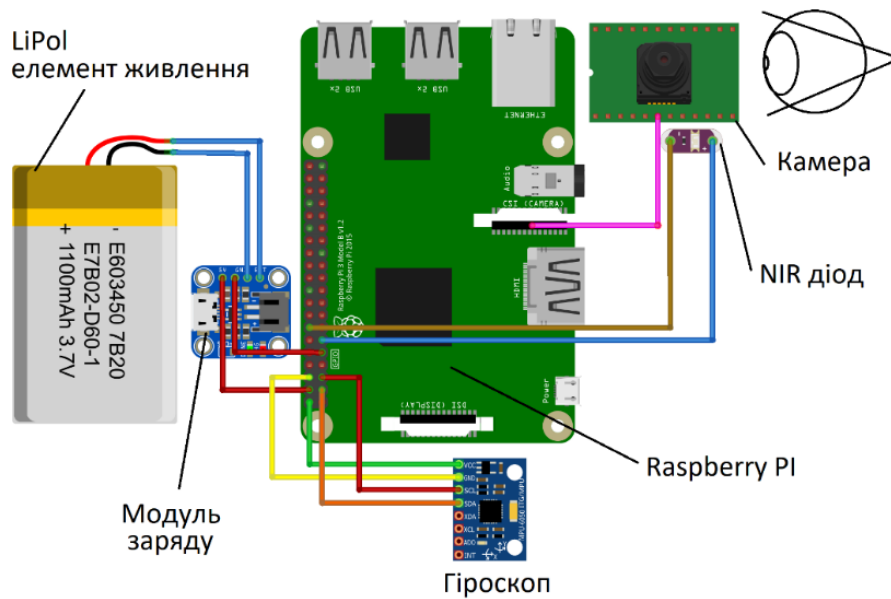


Рис. 1. Схема пристрою

Метод сканування капілярів судинної оболонки ока та відстеження погляду розширює можливості інтеракції з комп'ютерними системами для людей з обмеженими можливостями, у т. ч. з відсутністю рухів та обмеженнями мовлення. Такий біометричний показник як малюнок капілярів на судинній оболонці ока (хоріоїдеї) є унікальним та динамічним для кожної людини, що дає змогу використовувати цей метод для підвищення рівню захисту комп'ютерних систем від авторизації з використанням спотворених статичних біометричних даних (зліпків відбитків, фотографій обличчя, записів голосу й т. п.).

Зазначений підхід має значний потенціал для поширення цифрової трансформації у будь-яких галузях, де використовуються персональні дані для авторизації в комп'ютерних системах. Розроблення бездротових модулів сканування хоріокапілярів судинної оболонки ока (СХСО) дозволяє виконувати авторизацію в КІС також осіб з обмеженими можливостями.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Системи розпізнавання райдужної оболонки ока для контролю доступу. Опубл. 21.12.2013. *Worldvision*. [Online]. Available: <https://worldvision.com.ua/articles/sistemi-raspoznavaniya-raduzhnoy-obolochki-glaza> [Accessed: March 29, 2023].
- [2] M. Mehrubeoglu and V. Nguyen, "Real-time eye tracking for password authentication," in *Proc. of the 2018 IEEE Int. Conf. on Consumer Electronics (ICCE), Jan. 2018* [Online]. Available: <https://doi.org/10.1109/ICCE.2018.8326302>. [Accessed: March 29, 2023].
- [3] Y. Wang, W. Cai, T. Gu, and W., "Shao Your eyes reveal your secrets: An eye movement based password inference on smartphone," *IEEE Transactions on Mobile Computing*, vol. 19, no. 11, pp. 2714–2730, Nov. 2020. Available: <https://doi.org/10.1109/TMC.2019.2934690>.

ВИКОРИСТАННЯ ТРИВИМІРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ ХІРУРГІЧНИХ ОПЕРАЦІЙ

Євген ЗАВАЛЬНЮК¹, Олександр РОМАНЮК¹, Роман ЧЕХМЕСТРУК¹, Наталія ТІТОВА²,
Сергій РОМАНЮК²

¹Вінницький національний технічний університет

²Національний університет «Одеська політехніка»

e-mail: rom8591@gmail.com

Вступ. Візуальна форма подання інформації характеризується підвищеною ефективністю [1] її сприйняття. Для візуалізації (рендерингу) об'єктів і сцен застосовуються методи й засоби комп'ютерної графіки. Однією із галузей застосувань комп'ютерної графіки є медицина, зокрема хірургія. На основі зібраних даних про організм формуються тривимірні моделі, що використовуються для підготовки до операцій і полегшення їх проведення.

Хірургічні операції, де використовуються засоби графічного моделювання, називаються комп'ютеризованими [2] (англ. CAS – computer-assisted surgeries). CAS характеризуються [3] підвищенням безпеки пацієнта, точності розрізів, якості планування.

Мета роботи. Проведення аналізу особливостей комп'ютеризованих операцій.

Попереднім етапом перед проведенням CAS є сканування [2] пацієнта. Основними двома видами сканування є СТ і MRI.

MRI [4] (магнітно-резонансна томографія) полягає у використанні радіохвиль і сильних магнітів при скануванні. Отримані зображення є більш детальними, однак процес сканування значно чутливий до рухів.

СТ [4] (комп'ютерна томографія) полягає у використанні рентгенівського випромінювання. Зображення отримуються швидше, ніж при MRI, сканування зазвичай більш дешево. Є доцільним для термінових випадків.

В результаті сканування певного органу отримується набір шарів двовимірних зображень. Для покращення якості отриманих зображень здійснюється їх обробка, наприклад, зміна контрасту для підкреслення деталей.

Для формування тривимірної моделі з шарів зображень використовується об'ємний рендеринг [5].

Один з підходів до об'ємного рендерингу включає побудову полігональної сітки [6].

Інший підхід, об'ємне трасування променя [7], є підвидом прямого об'ємного рендерингу. Сукупність шарів зображень представляється кубом вокселів (тривимірних аналогів пікселів). Між спостерігачем і кубом розміщується двовимірна площина, що представляє фінальне зображення. З кожного пікселя площини пропускається промінь у напрямку куба. З траєкторії променя всередині куба вибираються точки вибірки. Дані точки часто розташовуються між вокселями, тому їхні значення інтерполюються відносно сусідніх вокселів [7].

Для кожної точки вибірки визначається колір відносно її положення та освітлення. Останнім етапом об'ємного трасування променя є композиція [7]. На основі рівняння рендерингу та кольорів точок вибірки формується значення інтенсивності кольору для пікселя площини, через який було пропущено промінь.

Для реалізації об'ємного рендерингу використовуються спеціальні програмні засоби та пакети, наприклад, 3D Slicer, OciriX.

3D Slicer [8] – безкоштовний засіб з відкритим кодом для аналізу тривимірних зображень. До переваг засобу належать: підтримка більше 150 розширень, широкого діапазону DICOM-об'єктів (на основі стандарту «цифрові зображення та комунікації в медицині»), сегментації зображень на основі штучного інтелекту, скриптів Python, автоматичної та ручної реєстрації зображень, віртуальної та доповненої реальності, хмарних обчислень, тривимірної

розмітки.

OciriX [9] – пропрієтарний програмний засіб аналізу DICOM-зображень від компанії Pixmeo SARL. Перевагами засобу є підтримка багатомоніторної конфігурації, з'єднань із сервером медичних зображень, широкого набору засобів роботи з регіонами інтересу, здобуття статистичних даних з медичних зображень, ультразвукових обчислень, засобів 3D-ліплення, корекції нахилу гантрі (рами утримання медичного обладнання), реєстрації зображень, особистої бази даних, бібліотеки DICOM-зображень.

Основними видами застосування сформованих тривимірних моделей для проведення операцій є передопераційне планування, операційна навігація та роботизовані операції.

Під час передопераційного планування [2] лікар розглядає зону інтересу сформованої тривимірної моделі, наперед визначає послідовність своїх дій. Системи планування операцій включають підсистеми [10] реєстрації діагностичних даних, обробки даних, формування параметрів хірургічного впливу та візуалізації.

До програмних засобів передопераційного планування належать Materialise Mimics Planner, BrainLab Cranial Planning.

Materialise Mimics Planner [11] – програмний засіб передопераційного планування від Materialise. Призначений для планування операцій грудної клітини (сегментектомії, лобектомії). До особливостей засобу належать взаємодія з тривимірною моделлю, аналіз сегментів зображення, можливість планування з різних пристроїв, підтримка засобів віртуальної реальності, підвищена безпека.

На першому етапі роботи Materialise Mimics Planner в систему завантажуються СТ-скани для подальшої обробки. На другому етапі хірург взаємодіє з моделлю та планує операцію. На третьому етапі сформований план використовується під час операції.

Cranial Planning [12] – програмний засіб планування операцій на мозку від BrainLab. Інтелектуальний інструмент SmartBrush дозволяє окреслити об'єкти, наприклад пухлини, на зображенні. Використовуються автоматичні сегментація та контурування зображення мозку, прості інструменти редагування. Підтримується планування операційних траєкторій (рисунк 1).



Рисунок 1– Планування операційних траєкторій у Cranial Planning

Операційна навігація полягає у візуалізації положення інструмента хірурга відносно організму у режимі реального часу. Використовуються спеціальні електромагнітні або оптичні датчики на інструментах. Внаслідок використання операційної навігації дії хірурга під час операції є більш безпечними та точними.

До відомих засобів операційної навігації належать StealthStation, NAV3i.

StealthStation [13] –система операційної навігації від Medtronic. Система включає застосування електромагнітних та оптичних датчиків, ультразвуку. Інтерфейс включає два сенсорні монітори. Підтримуються інтраопераційні способи отримання зображень: інтраопераційне MRI (iMRI), інтраопераційне CT (iCT), C-Arm, O-Arm.

NAV3i [14] – система операційної навігації від Stryker (рисунок 2). Система включає HD-монітор, сенсорний планшет, ручку навігаційної камери. Використовується оптична навігаційна технологія.



Рисунок 2 – Навігаційна система Stryker NAV3i

Роботизовані операції полягають у застосуванні операційних роботизованих систем. Основними двома типами роботизованих операцій [2] є виконання роботом наперед визначених інструкцій і дистанційне маніпулювання руками робота хірургом (дистанційна операція).

При проведенні дистанційних операцій рухи рук хірурга дистанційно передаються роботу, що здійснює розрізи. Водночас хірург спостерігає за масштабованим тривимірним зображенням органа. Зображення може надходити з камери або бути сформованою тривимірною моделлю анатомії пацієнта.

Серед роботизованих операційних систем відомими є da Vinci (рисунок 3), The Senhance Surgical System.



Рисунок 3 – Використання роботизованої операційної системи da Vinci

Da Vinci Surgical System [15] – роботизована система операцій від Intuitive Surgical.

Основними компонентами є: консоль хірурга (установка, за якою хірург управляє роботом і спостерігає за зображенням), візок пацієнта (установка з роботом, що здійснює операцію) та візок бачення (установка, що забезпечує міжкомпонентну комунікацію системи та трансляцію операції). Використовується сервіс анатомічної візуалізації Iris [16]. Візуалізовані СТ-скани застосовуються при плануванні операції. Під час операції тривимірну модель анатомії можна розглядати з консолі хірурга. Наявна флуоресцентна технологія Firefly (заснована на введенні флуоресцентного барвника), що полегшує ідентифікацію невидимих деталей на знімку. До типів операцій, де застосовується Da Vinci Surgical System, належать [17]: серцеві, колоректальні, голови/ший, грудної порожнини.

The Senhance Surgical System [18] – роботизована система проведення операцій від Asensus Surgical. Аналогічно Da Vinci Surgical System система включає консоль хірурга та робота, що здійснює операцію. Наявна система відстеження погляду [19], що дозволяє керувати видом на екрані та активізувати певні інструменти. Інструменти системи придатні до повторного використання. Система призначена для лапароскопічних операцій (операцій з використанням лапароскопа). Тривимірні моделі організму також використовуються при навчанні хірургів. Навчання на тривимірних моделях здійснюється за допомогою хірургічних симуляторів, наприклад, LapSim, ANGIO Mentor. LapSim [20] – хірургічний симулятор для тренування проведення лапароскопії від Surgical Science. Використовується шолом віртуальної реальності, підтримуються мультисенсорні відчуття, зокрема тактильні. Симулюється операційне приміщення (рисунок 4). Після тренування студент отримує детальний звіт з оцінкою. Наявна інтеграція з хмарними технологіями.

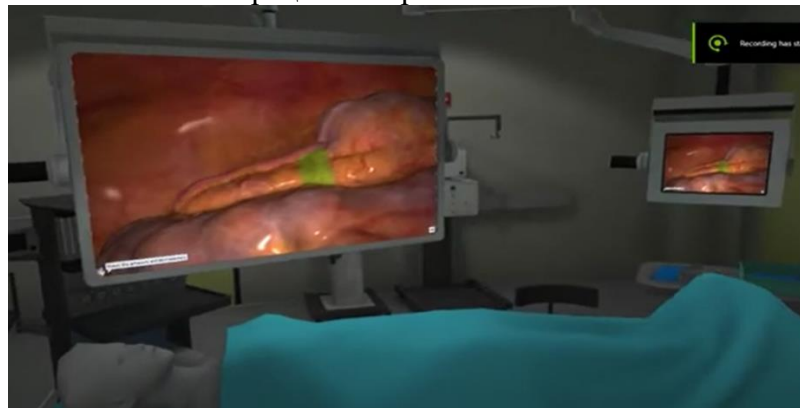


Рисунок 4 – Симуляція операційного приміщення у LapSim

ANGIO Mentor [21] – хірургічний симулятор для тренування ендovasкулярних (судинних) втручань від Symbionix. Симулятор включає роботу з манекеном у п'яти точках доступу. У моніторі в режимі реального часу виводиться анатомія «організму». Наявна бібліотека з 35 типів ендovasкулярних процедур, 220 сценаріїв операцій, можливе додання нових сценаріїв. З допомогою PROCEDURE Rehearsal Studio можливо сформувати тривимірну анатомічну модель для планування тренувальної операції. Використовуючи хмарні технології, викладач може відслідковувати прогрес студентів та організовувати навчальний процес.

Висновки. Застосування тривимірних моделей у сфері хірургії дозволяє покращити рівень підготовки студентів-хірургів, підвищити ефективність планування операцій і точність діагностики, зменшити частоту помилок при проведенні операцій.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] О. Н. Романюк, *Комп'ютерна графіка: Навчальний посібник*. Вінниця, Україна : ВНТУ, 1999.

- [2] «Computer-assisted surgery», *en.wikipedia.org*. [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Computer-assisted_surgery. Accessed on: March 06, 2023.
- [3] «Computer-assisted surgery (CAS)», *neurosurgery.columbia.edu*. [Online]. Available: <https://www.neurosurgery.columbia.edu/patient-care/treatments/computer-assisted-surgery-cas>. Accessed on: March 06, 2023.
- [4] «MRI vs. CT Scan», *healthimages.com*. [Online]. Available: <https://www.healthimages.com/mri-vs-ct-scan/>. Accessed on: March 06, 2023.
- [5] «Volume rendering», *en.wikipedia.org*. [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Volume_rendering. Accessed on: March 06, 2023.
- [6] С. Вяткін, О. Романюк, П. Величко, та А. Поліщук, «Эффективные области применения объемной визуализации», у *Електронні інформаційні ресурси: створення, використання, доступ: збірник матеріалів Міжнародної науково-практичної Інтернет-конференції*, Київ, 2014, с. 101-104.
- [7] «Volume ray casting», *en.wikipedia.org*. [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Volume_ray_casting. Accessed on: March 06, 2023.
- [8] «3D Slicer image computing platform», *slicer.org*. [Online]. Available: <https://www.slicer.org>. Accessed on: March 11, 2023.
- [9] «OsiriX Features», *osirix-viewer.com*. [Online]. Available: <https://www.osirix-viewer.com/resources/technical-sheet/>. Accessed on: March 11, 2023.
- [10] С. Романюк, С. Павлов, О. Романюк, та Н. Тітова, «Інтелектуалізовані високопродуктивні системи планування пластичних і реконструктивних операцій на обличчі людини», *Онм-ел. інф-енерг. техн.*, вип. 40, № 2, с. 57–65, 2021.
- [11] «Materialise Mimics Planner», *materialise.com*. [Online]. Available: <https://www.materialise.com/en/healthcare/mimics-planner>. Accessed on: March 11, 2023.
- [12] «Cranial Planning», *brainlab.com*. [Online]. Available: <https://www.brainlab.com/surgery-products/overview-neurosurgery-products/cranial-planning/>. Accessed on: March 11, 2023.
- [13] «StealthStation S8 Surgical Navigation System», *medtronic.com*. [Online]. Available: <https://www.medtronic.com/us-en/healthcare-professionals/products/neurological/surgical-navigation-systems/stealthstation.html>. Accessed on: March 11, 2023.
- [14] «Stryker NAV3i», *stryker.com*. [Online]. Available: <https://www.stryker.com/us/en/navigation/products/nav3i.html>. Accessed on: March 11, 2023.
- [15]. «Da Vinci Surgical Systems», *intuitive.com*. [Online]. Available: <https://www.intuitive.com/en-us/products-and-services/da-vinci/systems>. Accessed on: March 11, 2023.
- [16] «Da Vinci Vision», *intuitive.com*. [Online]. Available: <https://www.intuitive.com/en-us/products-and-services/da-vinci/vision>. Accessed on: March 11, 2023]
- [17] «da Vinci Surgery», *clevelandclinic.org*. [Online]. Available: <https://my.clevelandclinic.org/health/treatments/16908-da-vinci-surgery>. Accessed on: March 11, 2023.
- [18] «Digital Laparoscopy», *senhance.com*. [Online]. Available: <https://www.senhance.com/us/digital-laparoscopy>. Accessed on: March 11, 2023.
- [19] «Eye tracker», *srlabs.it*. [Online]. Available: <https://www.srlabs.it/en/gaze-integration-eye-tracking/senhance-system/>. Accessed on: March 11, 2023.
- [20] «Technology», *surgicalsecience.com*. [Online]. Available: <https://surgicalsecience.com/simulators/lapsim/technology/>. Accessed on: March 11, 2023.
- [21] «ANGIO Mentor», *simbionix.com*. [Online]. Available: <https://simbionix.com/simulators/angio-mentor/>. Accessed on: March 11, 2023.

ВИКОРИСТАННЯ МОРФІНГУ ЗОБРАЖЕНЬ ДЛЯ АНАЛІЗУ МЕДИЧНИХ ДАНИХ, ДІАГНОСТИКИ ТА ЛІКУВАННІ ЗАХВОРЮВАНЬ

¹Олександр РОМАНЮК, ¹Максим ЗАХАРЧУК, ¹Роман ЧЕХМЕСТРУК, ¹Анатолій СНІГУР, ²Наталія ТІТОВА

¹Вінницький національний технічний університет
mz764233@gmail.com

²Національний університет «Одеська політехніка»

За останні десятиліття інновації в науці та комп'ютерних технологіях дали можливість розробити нові підходи до діагностики та лікування різних захворювань. Одним із найбільш перспективних напрямків є морфінг [1-7] – процес аналізу зображень, обробки та їх перетворення з метою отримання додаткової інформації про стан пацієнта.

Метод морфінгу базується на операціях математичної морфології, які дозволяють обробляти та аналізувати зображення за допомогою ряду математичних функцій. Використання морфінгу у медичній галузі застосовується для вирішення різноманітних медичних завдань, включаючи розпізнавання ракових клітин, виявлення та квантифікацію патологічних змін на медичних зображеннях, аналізу гістологічних зразків та визначення стадії захворювання. Найбільш популярними методами медичного морфінгу є дискретний морфінг та математична морфологія [1]:

- дискретний морфінг забезпечує можливість обробки дискретних даних та використовується для обробки медичних зображень в цифровому форматі;
- математична морфологія використовується для аналізу медичних зображень в цифровому та аналоговому форматі та дозволяє визначати морфологічні характеристики об'єктів на зображенні, такі як форма, розмір та структура.

Алгоритм проведення морфінгу передбачає геометричну інтерполяцію зображення для створення серії проміжних синтетичних зображень. При цьому використовуються два процеси: перехресне розчинення та деформація. Перехресне розчинення - це поступовий перехід інтенсивності пікселів від одного зображення до іншого. При деформації початкове зображення поділяються на полігони. Під час переходу між зображеннями, координати вершин цих полігонів інтерполюються, відносно до параметрів програмного забезпечення, що містить дані про хворобу пацієнта. Програмне забезпечення використовує точки на зображеннях, базуючись на відомих даних про хворобу. Після вибору точок, програмне забезпечення створює плавний перехід між зображеннями, що дозволяє показати зміни, які будуть відбуватися з об'єктом на зображенні. Результатом морфінгу є процес візуальної трансформації об'єктів на зображенні, для аналізу зображень з метою визначення їх особливостей та отримання статистичних даних.

Розглянемо найбільш перспективні методи використання морфінгу. Одним з найважливіших застосувань морфінгу у медицині є аналіз медичних зображень для діагностики та лікування онкологічних захворювань [2]. Лікарі-онкологи використовують технологію морфінгу для діагностування лікування та передбачення динамічних змін у пухлинах. Для цього у спеціальне програмне забезпечення завантажуються два зображення: перше – зроблене на етапі виявлення пухлини, друге – після завершення першого курсу лікування. Після чого забезпечення формує ряд зображень (див. рисунок 1), що дозволяє оцінити перспективи стратегії лікування та, за необхідності, змінити її. Також, існує можливість виявлення ракових пухлин на початковій стадії. Для цього відцифровують зображення здорової клітини та клітин пацієнта, після чого технологія морфінгу дозволяє автоматично виявити розбіжності, створити тривимірну модель та змодельовати розвиток пухлини, що дозволяє лікарям встановити діагноз та призначити індивідуальне лікування ще на початкових стадіях. Наступним способом використання морфінгу є діагностика та оцінка

переломів [3]. Її застосування полягає в отриманні рентгенівських знімків та їх подальшому аналізі за допомогою спеціального програмного забезпечення, що формує тривимірні моделі переломів та дозволяє більш точно визначити їх форму та розмір, а також оцінити ступінь зміщення.

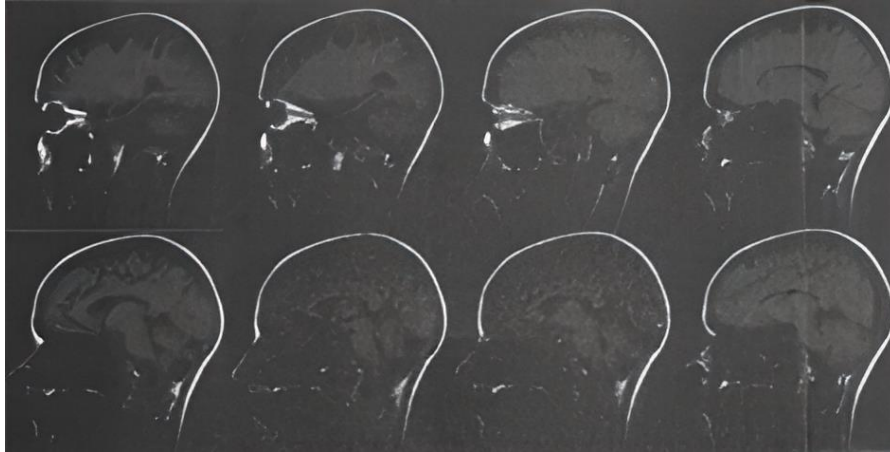


Рисунок 1 – Ряд синтетичних зображень пухлини головного мозку

Головною перевагою є можливість візуалізувати та передбачити наслідки лікування, шляхом створення ряду проміжних зображень (див. рисунок 2).



Рисунок 2 – Морфінг перелому плечевої кістки

Ще одною сферою застосування даної технології є можливість складання та візуалізації планів реабілітації, а також аналізу та динаміки лікувань [4]. Для цього необхідно ввести дані про характер травм, рівень ушкодження тканин, зображення та інша інформація про хворобу. Після отримання відповідних даних проводиться їх обробка за допомогою програмного забезпечення, що базується на технології морфінгу. На наступному етапі проводиться візуалізація результатів обробки даних, за допомогою тривимірних моделей. Відповідно до них можна відобразити різні варіанти можливого розвитку подій та варіанти плану реабілітації. Візуалізація результатів дозволяє лікарям та пацієнтам більш детально

ознайомитися з планами реабілітації та розуміти їх ефективність та потенційні ризики, а також оцінити та проаналізувати процес лікування. Однією з основних переваг використання технології морфінгу при складанні та візуалізації планів реабілітації є можливість індивідуалізації підходів до кожного пацієнта. Кожен випадок травми чи хірургічного втручання є унікальним, і тому потребує індивідуального підходу до реабілітації.

Крім того, морфінг використовується для лікування серцево-судинних захворювань (ССЗ)[5]. Методологія застосування технології морфінгу в лікуванні ССЗ полягає в застосуванні спеціального програмного забезпечення, яке дозволяє виконувати аналіз морфометрії серця та судин пацієнта. Для цього необхідно здійснити комп'ютерну томографію (КТ) або магнітно-резонансну томографію (МРТ) серця та судин. Отримані дані потім обробляються спеціальним програмним забезпеченням, що дозволяє створити тривимірну модель серця та судин пацієнта. За допомогою отриманої тривимірної моделі, лікарі можуть оцінити розміри, форму та функціональні характеристики серця та судин пацієнта. Це дозволяє лікарям зробити більш точну діагностику ССЗ та визначити оптимальний метод лікування, а також за допомогою технології морфінгу лікарі можуть відслідковувати динаміку захворювання та ефективність лікування шляхом створення ряду синтетичних зображень.

Однією з найбільш важливих областей застосування технології морфінгу є пластична хірургія [6]. Морфінг дозволяє візуалізувати очікувані результати пластичної операції на основі взаємодії з тривимірною моделлю пацієнта. Одною з головних переваг даної технології є можливість передбачення результатів пластичної операції до її проведення. Це дозволяє пластичному хірургу визначити оптимальний план операції, обговорити його з пацієнтом та виконати операцію з максимальною точністю та ефективністю.

Іншою можливістю застосування морфінгу є навчання [7]. Морфінг може бути використаний для створення віртуальних моделей людських тіл, що дозволяє навчати студентів медичних спеціальностей та покращувати навички лікарів у візуалізації різних патологій. Також, технологія морфінгу дозволяє створювати інтерактивні візуальні моделі, що дозволяє студентам медичних спеціальностей краще зрозуміти процеси, що відбуваються в організмі під час розвитку різних патологій.

Крім того, медичний морфінг використовується для аналізу гістологічних зразків, що дозволяє визначити тип та стадію захворювання. Методи морфінгу також використовуються для виявлення та квантифікації патологічних змін на медичних зображеннях, таких як руйнування кісток при остеопорозі, зміни в мозку при хворобі Альцгеймера та інші. Незважаючи на те, що морфінг дозволяє отримувати точні результати та скорочує час діагностики та лікування, він має деякі обмеження. Одним з них є необхідність ретельного калібрування систем та обладнання для забезпечення точності результатів.

Отже, медичний морфінг є важливим інструментом в аналізі медичних даних та діагностики та лікуванні різноманітних захворювань. Методи медичного морфінгу дозволяють отримувати точні результати та скорочувати час діагностики та лікування, що робить їх незамінними інструментами для сучасної медицини. Однак, їх використання медичного морфінгу мають свої обмеження та потребують ретельної калібрування систем та обладнання для забезпечення точності результатів. У майбутньому можна очікувати подальшого розвитку технологій медичного морфінгу та їх використання в сучасній медицині.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] В. М. Терещенко “Алгоритм морфінгу полігонів у 2D”. *Вісник Київського національного університету ім. Тараса Шевченка. Серія: Фізика та математика*, vol 2, №1, pp. 180-61, 2005.

- [2] J. W. Wolthaus, J. J. Sonke, M. Van Herk and E. M. Damen “Reconstruction of a timeaveraged midposition CT scan for radiotherapy planning of lung cancer patients using deformable registration” *Medical physics* vol. 35, № 9, pp. 3 998–4 011, 2008.
- [3] D. Haese, E. Cetinkaya, P. E. Konrad, C. Kao and B. M. Dawant “Computer-aided placement of deep brain stimulators”. *Planning to intraoperative guidance*, vol 24, №11, pp. 56-61, 2005.
- [4] P. M. Thompson, D. MacDonald, M. S. Mega, C. J. Holmes, A. C. Evans and A. W. Toga “Detection and mapping of abnormal brain structure with probabilistic atlas of cortical surfaces”. *Journal of Computed Assisted Tomography*, vol. 21, №4, pp. 567–581, 1997.
- [5] О. Н. Романюк, В. Л. Кокушкін, М. Д. Захарчук та С. В. Котлик “Використання морфінгу 3D-зображень обличчя людей в медицині”, на XIV Міжнар. наук.-практ. конф «Інформаційні технології і автоматизація - 2021», Одеса, 2021, с. 252-255.
- [6] С. В. Павлов, О. Н. Романюк та С. О. Романюк “Використання морфінгу зображень у медицині”. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. Вип. 38, № 2. с. 5–9, 2020.
- [7] О. Н. Романюк, М. Д. Захарчук, Р. Ю Чехмestrucк та Т. І. Коробейнікова “Аналіз програмного забезпечення для морфінгу зображень”, на VI Міжнародної науково-практичної конференції. *Сучасна наука: проблеми та перспективи (частина II)*, м. Київ, 2022, с. 62-64.

ОПТИМАЛЬНІ СПІВВІДНОШЕННЯ ДІЛЯНОК ОБЛИЧЧЯ ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ ПЛАСТИЧНИХ ОПЕРАЦІЙ

Олександр РОМАНЮК¹, Роман ЧЕХМЕСТРУК¹, Наталія ТІТОВА², Сергій РОМАНЮК¹,
Оксана РОМАНЮК¹

¹Вінницький національний технічний університет

²Національний університет «Одеська політехніка»

e-mail: rom8591@gmail.com

Лице людини визначає її привабливість людини та є основним засобом ідентифікації і невербальної комунікації [1-9].

Тривимірні моделі [3, 4] обличчя людини є найреалістичнішими, відображають анатомічну структуру, точно передають рельєфні та кольорові особливості об'єкта, підлягають модифікації для зміни зовнішності. 3D- модель обличчя є багатофакторним джерелом інформації про пацієнта, дозволяє істотно знизити необхідний обсяг взаємодії з користувачем порівняно з існуючими методами.

Моделювання кінцевого результату пластичної операції до її проведення дасть можливість пацієнту уточнити вимоги по зміні своєї зовнішності, а пластичному хірургу - краще зрозуміти побажання пацієнта. У свою чергу, використання тривимірних зображень обличчя дозволяє хірургу не тільки краще підготуватися до хірургічного втручання, але і зробити його менш інвазивним і небезпечним для пацієнта, а також знизити ймовірність ускладнень.

При плануванні та проведенні пластичних операцій часто використовують методику оцінки співвідношень ділянок обличчя [1]. Використовуючи її, пластичний хірург зможе домогтися оптимального естетичного результату пластики та задовольнити потреби пацієнта.

У роботі на основі аналізу літератури [1-9], консультацій з пластичними хірургами розроблено рекомендації щодо встановлення оптимальних співвідношень ділянок обличчя та голови для експрес-аналізу.

Для визначення співвідношень ділянок обличчя за Н. S. Byrd використовуються такі точки обличчя: глабела - G , корінь носа R , кінчик носа \dot{O} , ментон Sm , а також стоміон - S . Ці точки відображені на рис. 1.

Використовуючи ці точки визначають такі параметри:

- від точки G до АВР - висота середньої зони обличчя (MFH);
- від АВР до SM- висота нижньої зони обличчя (LFH);
- від точки R до Т - проекція кінчика носа;
- від точки S до Sm - відстань від стоміона до ментона (SMe);
- від CP до PP - проекція кореня носа;
- від ACJ до TP - проекція кінчика носа;
- від найбільш передньої точки підборіддя до NLCP - проекції підборіддя.

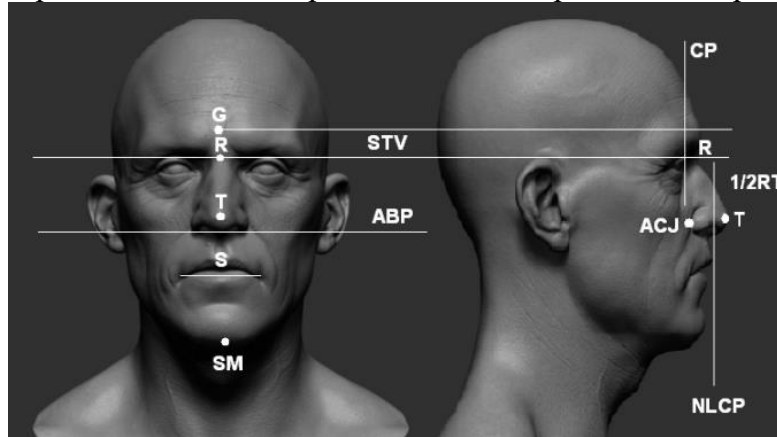


Рисунок 1 – Базові точки обличчя людини

Вважаються оптимальними такі співвідношення.

1. значення $LFH - MFH \leq 3\%$;
2. ідеальна проекція кінчика носа повинна рівнятися $0,67 RTi$;
3. ідеальна проекція кореня носа повинна рівнятися $0,28 RTi$;
4. ідеальна довжина носа RTi може відрізнятись від наявної довжини носа RT , якщо середня частина обличчя дорівнює нижній частині $RTi = SM$;
5. проекція підборіддя повинна бути на рівні $NLCP$ у чоловіків і на 3 мм ззаду від неї у жінок.

Розбиття обличчя на ділянки з вказівкою співвідношень зображено на рис. 2.

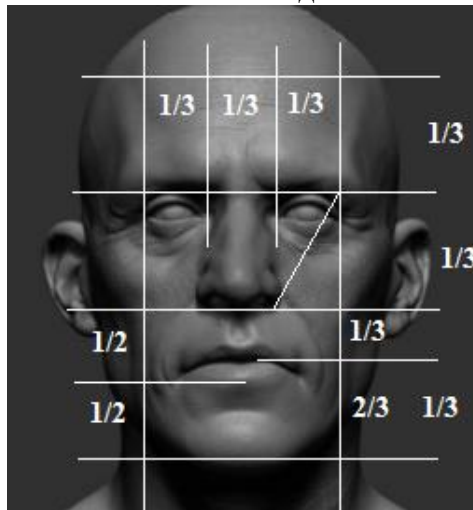


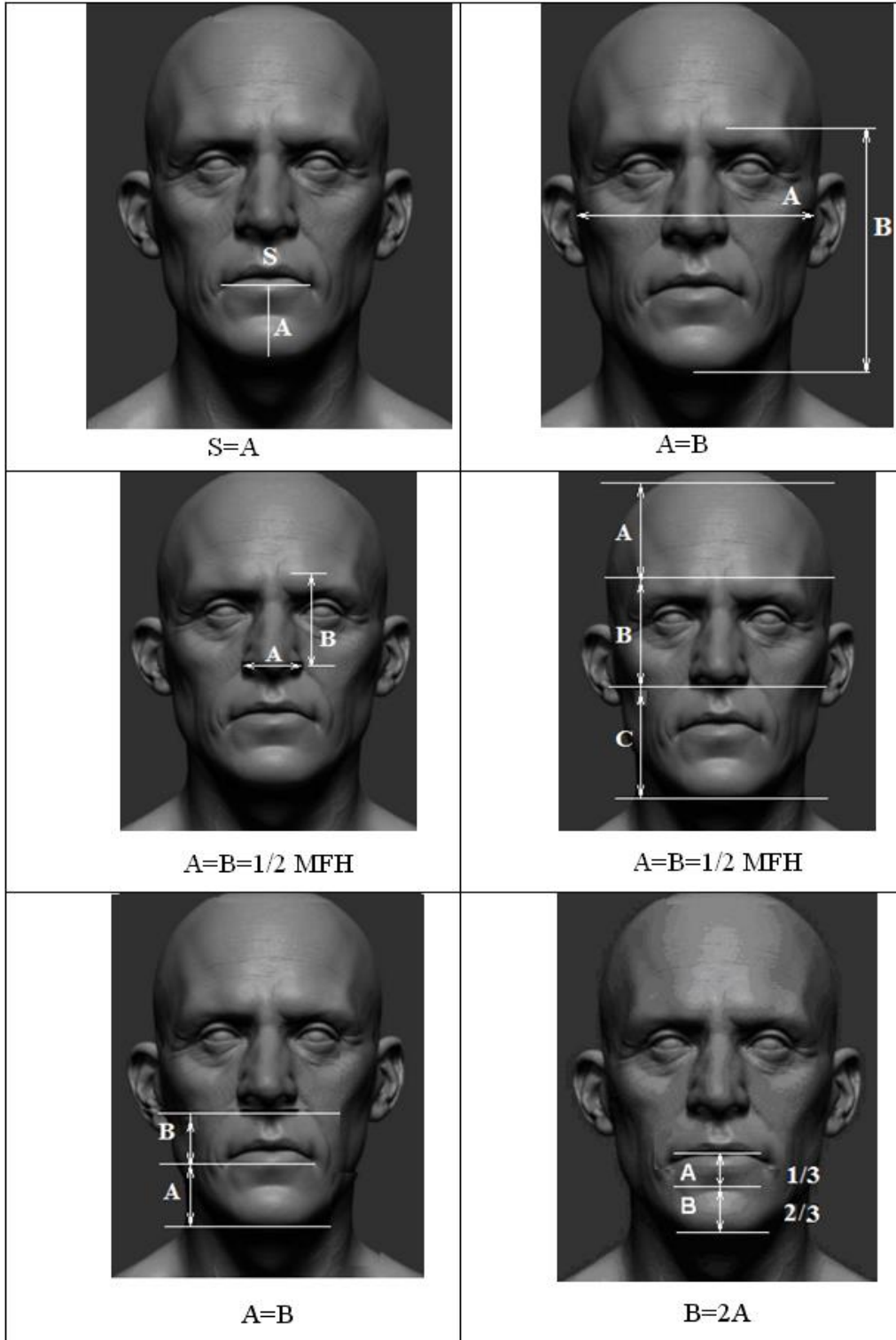
Рисунок 2 – Розбиття обличчя на ділянки

Для пластичного хірургу важливо провести детальний аналіз обличчя людини на предмет відповідності реального обличчя «ідеальному».

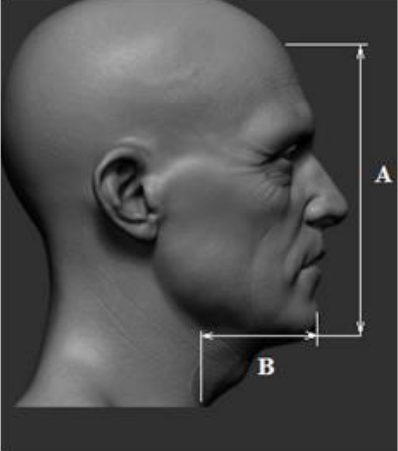
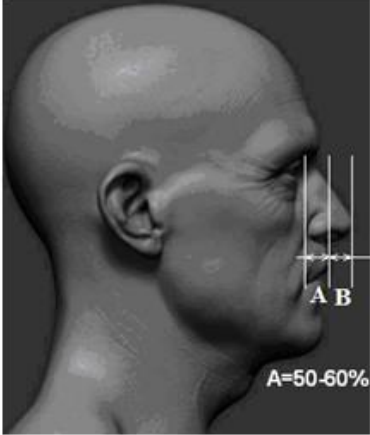
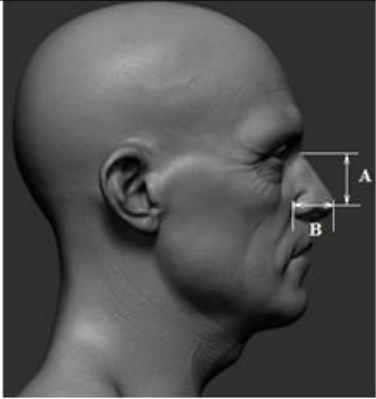
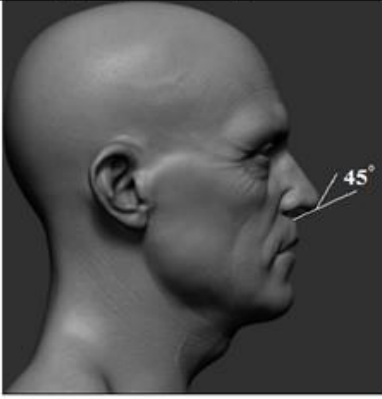
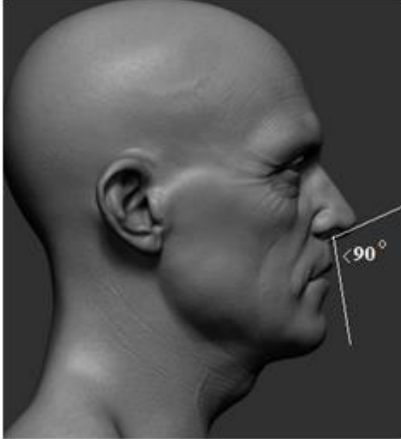
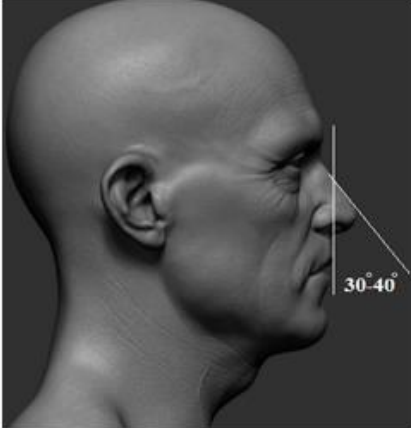
Наведені оптимальні співвідношення ділянок обличчя людини, які можна використати для планування пластичних операцій, зокрема, для ринопластики.

Таблиця.1

Оптимальні співвідношення ділянок обличчя людини



Продовження таблиці.1

 <p>$B=1/2A$</p>	 <p>Приблизно 50-60% висоти носа повинно проектуватися спереду верхньої губи</p>
 <p>$B=0,55-0,6 A$</p>	 <p>Кут між колумелою і граничною точкою кінчика носа дорівнює 45°</p>
 <p>Кут між колумелою і верхньою губою повинен бути більшим 90°</p>	 <p>Кут між лінією лоба та спинкою носа повинен дорівнювати $30-40^\circ$</p>

Продовження таблиці.1

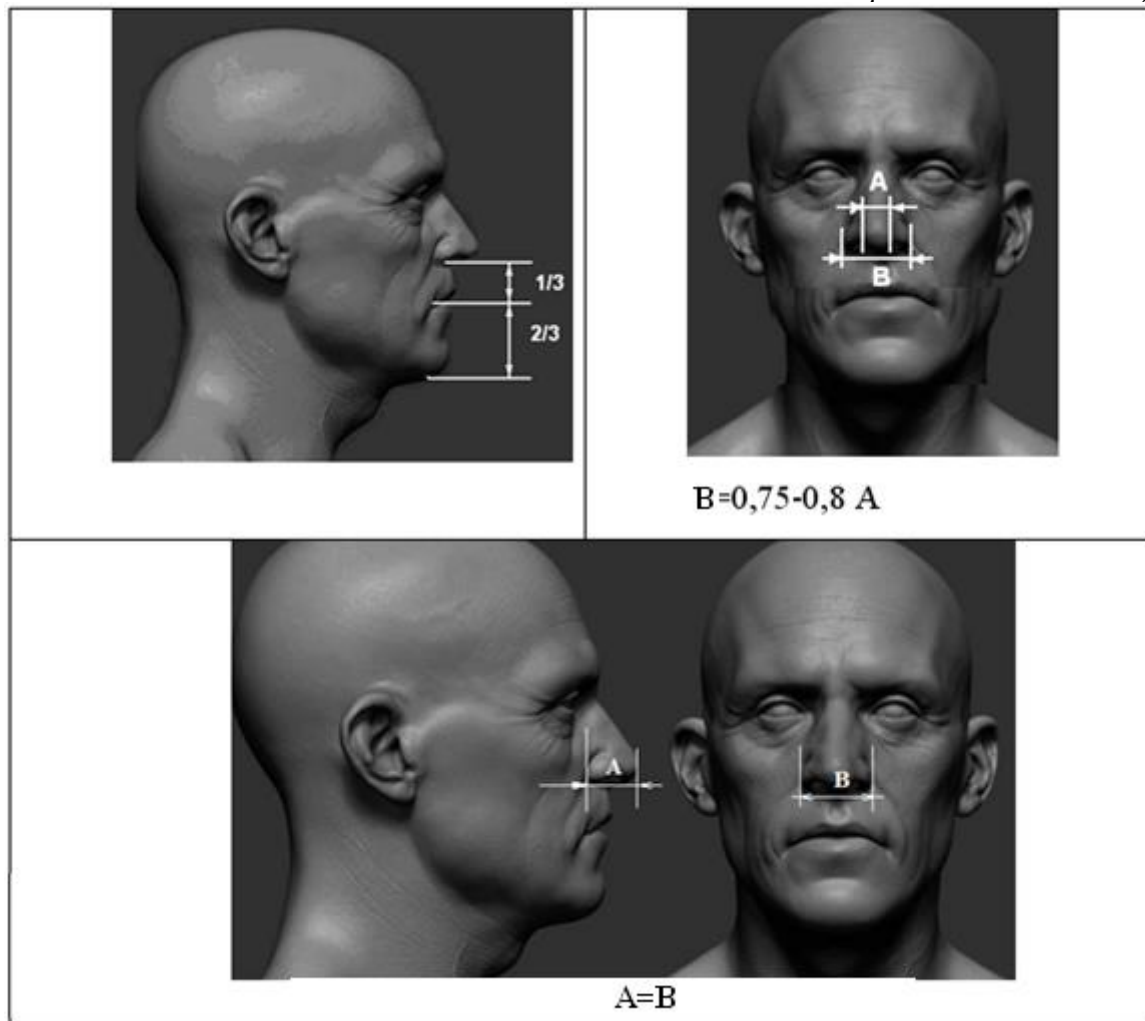


Рисунок 3 – Розбиття обличчя на ділянки

Для пластичного хірургу важливо провести детальний аналіз обличчя людини на предмет відповідності реального обличчя «ідеальному».

Наведені оптимальні співвідношення ділянок обличчя людини можна використати для планування пластичних операцій, зокрема, для ринопластики.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] С. О. Романюк, “Діагностичні ознаки для морфологічного аналізу зображень обличчя людини для проведення пластичних і реконструктивних операцій“, на *Міжнарод. наук.-техн. конф. «Комп’ютерна графіка та розпізнавання зображень»*, Вінниця, 2018, с. 211-215.
- [2] С. О. Романюк Підвищення реалістичності відтворення зображень людських облич для задач пластичної хірургії , на *Міжнарод. наук.- практ. конференції «Електронні інформаційні ресурси: створення, використання, доступ»*, м. Вінниця, 2017, с. 210-213.
- [3] С. В. Павлов, С. О. Романюк, та М. Л. Нечипорук. Адаптивне визначення дифузної та спекулярної складових кольору для рендерингу зображень облич при плануванні пластичних операцій. *ScienceRise.* - 2018. - № 8 . - С. 24-28.

- [4] О. Н. Романюк, та С. В. Павлов, “Використання тривимірної графіки в медицині”, *Міжнарод. наук.-практич. конф. «Молодь в технічних науках: дослідження, проблеми, перспективи»*, м. Вінниця, 2015, с. 54-56.
- [5] С. О. Романюк, О. Н. Романюк, та В. М. Чорний “Використання 3D принтерів у медичній практиці”, in *XII Międzynarodowej naukowo-praktycznej konferencji Naukowa przestrzen Euro-2016*, Przemyśl, pp. 28-33
- [6] О. Н. Романюк, М. Д. Захарчук, та Т. І. Коробейнікова Використання тривимірної графіки у медичній галузі // *Матеріали молодіжної науково-практичної Інтернет-конференції студентів аспірантів та молодих науковців «Молодь в науці: дослідження, проблеми, перспективи (МН-2020)»* : збірник матеріалів. – Вінниця: ВНТУ, 2021. – 3 с. – URL:
- [7] О.Н. Романюк, С.О. Романюк, та В.М. Кокушкін. Використання тривимірного моделювання для пластичної хірургії / *Молодь у світі сучасних технологій за тематикою: Використання інформаційних та комунікаційних технологій в сучасному цифровому суспільстві*: матеріали міжнар. наук.-практ. конф. (4-5 червня 2020 р., м. Херсон) / за заг. ред. Г.О. Райко. – Херсон: Видавництво ФОП Вишемирський В. С., 2020. – С 193-195.
- [8] О. Н. Романюк, С. О. Романюк, С. В. Павлов, П. І. Михайлов., Р. Ю., Чехмestрук, та Перун І. М. Використання тривимірного моделювання зображень обличчя людей у медичній практиці. *II Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ІСМ–2019)*. Харків, 2019, С 105-106.
- [9] С. О. Романюк, С. В. Павлов, Н. В. Тітова, та Л. Г. Коваль. Використання графічних 3d-зображень обличчя для експрес-діагностування та побудови біомедичних засобів. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. – 2021. – № 2. – С. 12-20.

ФОТОДІОД ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ БАКТЕРИЦИДНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З ДОВЖИНОЮ ХВИЛІ 254 нм

¹Юрій СОРОКАТИЙ, ¹Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ
¹Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича
y.sorokaty@chnu.edu.ua

Контроль ультрафіолетового випромінювання з довжиною хвилі 254 нм є актуальним завданням медичної інженерії, особливо, з огляду на наказ МОЗ № 883 від 06.05.2021р. про «Санітарно-протиепідемічні правила і норми використання ультрафіолетового бактерицидного випромінювання...». Наказ передбачає контроль випромінювання бактерицидних ламп, які випромінюють на довжині хвилі 254 нм. Такий контроль здійснюється за допомогою відповідного радіометра, який в якості детектора використовує фотодіод, чутливий до такої довжини хвилі і мало чутливий у діапазоні довжин хвиль понад 380 нм.

В якості первинних перетворювачів для вищезгаданих вимірювань застосовують фотодіоди на основі фосфіду галію, карбїду кремнію, нітриду галію, селенїду цинку та інших вуськозонних напівпровідників. Однак, основний недолік таких фотодіодів висока вартість. Як що в якості вихідного матеріалу ультрафіолетового детектора розглянути кремній, то побачимо [1], що у спектральному діапазоні від 200 до 380 нм кремнієвий фотодіод є досить чутливим досягає, його чутливість досягає 0,8 А/Вт на довжині хвилі 254 нм і може перевищувати чутливість фотодіодів на основі фосфіду галію або селенїду цинку. Однак відомо, що кремнієві фотодіоди саме у діапазоні понад 380 нм аж до 1100 нм.

Раніше була розглянута математична модель конструкції фотодіоду на основі кремнієвих епітаксialних структур, що володіє чутливістю тільки в ультрафіолетовому діапазоні спектру [2].

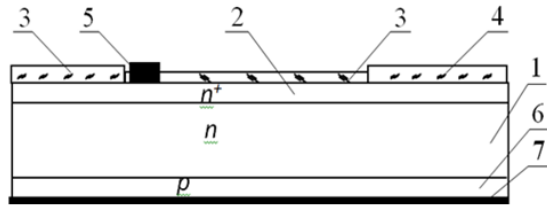


Рисунок 1. Конструкція фотодіоду.

Ця пропозиція була реалізована у фотодіоді, конструкція якого яка наведена на рисунку 1. Вона складається з кремнієвої підкладки (1) *n*-типу провідності з питомим опором не менше 250 Ом і товщиною до 350 мкм. На поверхні підкладки міститься епітаксialний шар *n*⁺-типу провідності (2) товщиною 2 мкм, на який нанесений шар SnO₂(F) товщиною 30 нм (3), який створює бар'єрний *p*-*n*-перехід. Область *n*⁺-типу провідності (2) обмежена від периферії кристала (1) шаром діоксиду кремнію (4) товщиною ~ 0,5 мкм. Плівка SnO₂(F) (3) має омичний контакт із золота (5) товщиною 0,5 – 1 мкм. Із зворотного боку кристала фотодіода створена область *p*⁺-типу провідності (6) для забезпечення омичного контакту (7) зі зворотного боку кристала, який виконаний також із золота.

Дослідження створеної конструкції показані, що значення чутливості на довжині хвилі 250 нм досягають 0,08 А/Вт.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Yu.G. Dobrovolskii, V.V. Riukhtin, A.B. Shimanovskii, Silicon *p*-*n* photodiodes for near ultraviolet spectral range // *Tekhnologia konstruirovaniye v elektronnoi apparature*, No.4-5, p. 44-46 (2001).
- [2] Dobrovolskyi Yu. Photodiode based on epitaxial silicon with high sensitivity at the wavelength 254 nm / Yu. Dobrovolskyi, L. Pidkamin, V. Brus, V. Kuzenko // *Semiconductor Physics, Quantum Electronics & Optoelectronics* / Yu. Dobrovolskyi. -2014. -V. 17. -N 3. -P. 256-259. http://journal-spqeo.org.ua/n3_2014/v17n3-2014-p256-259.pdf

ОГЛЯД АРХІТЕКТУР КРИПТОГРАФІЧНИХ СИСТЕМ ЗАСНОВАНИХ НА ЕЛЕМЕНТАХ ТЕОРІЇ ХАОСУ ДЛЯ ЗАДАЧІ ШИФРУВАННЯ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

¹Павло ПРОХОРОВ, ¹Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ

¹Чернівецький Національний Університет імені Юрія Федьковича (Україна)

y.dobrovolsky@chnu.edu.ua

У статті розглянуто проблематику вибору криптографічних алгоритмів при вирішенні задачі шифрування медичних зображень, наведено огляд існуючих криптосистем заснованих на елементах теорії хаосу та подані рекомендації до оптимального вибору такої криптосистеми у випадку впровадження у медичному закладі

Будь-яка медична інформація належить до класу «чутливої» у сенсі ризиків та загроз несанкціонованого доступу до неї та її поширення, через що більшість держав світу має свій масив законів, що регламентують стандарти захисту такої інформації та загальні правила поведінки з нею. Так, наприклад, для США такі стандарти і правила регламенту закон

НІРАА [1], для країн ЄС ця область регламентується через стандарти GDPR [2], в Україні існують свої закони у цій галузі [3].

При вирішенні задачі шифрування медичних зображень будь-якого типу використання стандартизованих криптографічних алгоритмів та примітивів типу AES/DES/ElGamal та ін. не є найкращим вибором, оскільки вони були спроектовані для шифрування текстової інформації. Коли ж їх використовують для задачі шифрування саме медичних зображень вони не є досить ефективними, оскільки багато медичних зображень у своїх класах є дуже подібними одне до одного, а саме: у багатьох медичних зображеннях одного типу що стосуються певної патології (або її відсутності) будуть існувати дуже подібні один до одного масиви пікселів.

Одним із шляхів вирішення такої проблеми стали криптосистеми, засновані на елементах теорії хаосу. Методи та алгоритми з теорії хаосу дозволяють нівелювати подібну проблему шляхом генерування рівномірно розсіяних ключів, які дозволяють приховувати дані про первинне зображення у зашифрованому зображенні [4]. Під такими системами варто розуміти системи що поєднують у собі класичні криптографічні алгоритми типу AES та такі системи як клітинні автомати та хаотичні карти.

Архітектура подібних систем у більшості випадків містить дві основні фази: фазу стиснення (confusion phase) та фазу розсіяння (diffusion phase). Фаза стиснення полягає у тому що позиції окремих пікселів міняються між собою місцями, однак значення окремих пікселів залишаються незмінними. Оскільки вихідний результат після такої фази не є криптографічно стійким, то після неї застосовують фазу розсіяння, у рамках якої значення окремих пікселів змінюються згідно послідовностей які були отримані хаотичних систем або карт.

При виборі архітектури криптографічної системи з використанням елементів з теорії хаосу окрім виконання обов'язкових вимог з криптостійкості (NPCR, UACI, статистичний аналіз, аналіз стійкості ключа) та стійкості до основних криптографічних атак, важливу роль відіграють наступні фактори:

- Складність програмної реалізації системи.
- Особливості роботи з різними типами зображень (варто визначити типову розмірність зображень, чи будуть вони чорно-білими або кольоровими, двовимірними чи тривимірними тощо).
- Швидкість виконання шифрування та дешифрування на наявних обчислювальних ресурсах.

Система описана у [5] заснована на застосуванні різноманітних комбінацій хаотичної карти Арнольда та Логістичної хаотичної карти. Така система є відносно простою у реалізації та задовольняє вимогам криптографічної стійкості, однак не дає високої швидкості (близько 4-х секунд сумарно на шифрування та дешифрування на 256x256 зображеннях за використання CORE I7 та 16 GB RAM у середовищі MATLAB 16).

Система наведена у [6] дає кращі відносно [5] результати по швидкодії (близько 2-х секунд на чорно-білих зображеннях 256x256 на DUAL-CORE E5700 у MATLAB 9), однак складна у реалізації та громіздка, оскільки запропонована система включає у себе використання Дискретного вейвлет перетворення (DWT), Сингулярного розкладання (SVD), хеш-функції SHA-3, клітинних автоматів, хаотичної карти (2D Henon-Sine map) клітинної нейромережі (hyperchaotic CNN).

Система розглянута у [7], заснована на 6-D хаотичній карті, хоча і дає результати криптостійкості близькі до [6], включає у свій алгоритм шифрування розкладання кольорового зображення на RGB-компоненти, і таким чином може використовуватись лише до кольорових зображень.

Таким чином для вирішення задачі шифрування медичних зображень криптосистеми засновані на елементах теорії хаосу є доцільним вибором. При виборі конкретної архітектури такої системи доцільно дотримуватись наступного алгоритму:

- 1) Врахувати вимоги законодавства країни, де планується реалізація системи.
- 2) Виявити характеристики зображень, що будуть шифруватися.
- 3) Згідно ресурсного аналізу сформулювати вимоги до швидкодії.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Tyrone Grandison: “HIPAA compliance and patient privacy protection”, Studies in Health Technology and Informatics January 2010, DOI: 10.3233/978-1-60750-588-4-884
- [2] The protection of personal data in health information systems – principles and processes for public health. Copenhagen: WHO Regional Office for Europe; 2020. Licence: CC BY-NC-SA 3.0 IGO.
- [3] Червякова О. Б., Мех Ю. В.: “ЗОБОВ’ЯЗАННЯ ДЕРЖАВИ ЩОДО ЗАХИСТУ ІНФОРМАЦІЇ ПРО СТАН ЗДОРОВ’Я ПАЦІЄНТІВ: ЄВРОПЕЙСЬКІ СТАНДАРТИ ТА УКРАЇНСЬКІ РЕАЛІЇ”, Право і суспільство № 1 / 2021, DOI: 10.32842/2078-3736/2021.1.25
- [4] Unsub Zia, Mark McCartney, Bryan Scotney, Jorge Martinez, Mamun AbuTair, Jamshed Memon, Ali Sajjad: “Survey on image encryption techniques using chaotic maps in spatial, transform and spatiotemporal domains”, International Journal of Information Security (2022) 21:917, DOI: 10.1007/s10207-022-00588-5
- [5] Jannatul Ferdush, Mahbuba Begum, Mohammad Shorif Uddin: “Chaotic Lightweight Cryptosystem for Image Encryption”, Hindawi Advances in Multimedia (Volume 2021, Article ID 5527295), DOI: 10.1155/2021/5527295
- [6] Conghuan Ye, Cong Chen: “Secure medical image sharing for smart healthcare system based on cellular neural network”, Complex & Intelligent Systems 2022, DOI: 10.1007/s40747-022-00881-9/
- [7] Jaishree Jain, Arpit Jain: “Securing E-Healthcare Images Using an Efficient Image Encryption Model”, Hindawi Scientific Programming (Volume 2022, Article ID 6438331), DOI: 10.1155/2022/6438331

ПОРІВНЯННЯ ПРОДУКТИВНОСТІ JAVA ФРЕЙМВОРКІВ SPRINGBOOT І MICRONAUT ДЛЯ СТВОРЕННЯ МЕДИЧНИХ ІНФОРМАЦІЙНИХ СИСТЕМ

¹Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ, ¹Георгій ПРОХОРОВ, ¹Сергій ЯНУШЕВСЬКИЙ, ¹Остап ЛУЧІК
*¹Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича
y.dobrovolsky@chnu.edu.ua*

Зручним інструментом сучасного проектування інформаційних систем, зокрема веб-проектів медичного призначення, є фреймворк. Вони є широко вживаними засобами при розробці веб-додатків для розвитку комунікацій як між фахівцями медичної галузі, так і користувачами медичних послуг. Тому дослідження, роботи різних фреймворків, створення рекомендацій по їх застосуванню у медичній галузі є актуальним завданням.

Метою роботи є вивчення, розгляд і аналіз двох популярних фреймворків, які відрізняються різною структурою. Це Spring Boot [1] і Micronaut [2].

Ми тестували та порівнювали параметри обробки даних та використані ресурси вище наведених фреймворків використовуючи платформу Spring Actuator. Вона надає можливість доступу до декількох endpoints (кінцевих точок). Вони використовувались нами при дослідженнях обох фреймворків. Дослідження Spring Boot і Micronaut, виконане за допомогою Spring Actuator із застосуванням декількох endpoints показало наступне.

Виявилось, що Micronaut готовий до використання після запуску у двічі швидше, ніж Spring Boot (3,46 та 6,34 секунд відповідно). Так само у два рази відрізняється цільовий розмір JAR. У Spring Boot він складає 24,2 Мб а у Micronaut - 12,1 Мб. Аналіз стекового простору показує, що більшу його частину містить metaspaces - 52 Мб для Spring Boot. При цьому, у процесі запуску він зарезервував 305 Мб для стейку і 81 Мб під системний стек. Що до Micronaut, то він зарезервував 254 Мб та 51 Мб для стейку та системного стеку відповідно. Також, на відміну від Spring Boot у Micronaut metaspaces займає 35 Мб, що приблизно у півтора рази менше. Результати цього дослідження говорять про те, що за споживанням стекової пам'яті Micronaut ефективніший та ощадливіший за Spring Boot. Тому, можна стверджувати, що швидкодія Micronaut на час запуску програми краща у півтора рази за Spring Boot. Проведене дослідження продуктивності обох фреймворків за методом POST/items та методом GET/items/{id}. Воно показало наступне. Середня величина потоку запитів для Spring Boot, які він опрацював за одиницю часу в одну секунду, складає 1176. А за тестом по методу GET/items/{id} виявлено, що ця ж сама величина (середня величина потоку запитів опрацьованих за одиницю часу в одну секунду), складає 1428. Середня величина потоку запитів для Micronaut, які він опрацював за одиницю часу в одну секунду, складає 1290. А за тестом по методу GET/items/{id} виявлено, що ця ж сама величина (середня величина потоку запитів опрацьованих за одиницю часу в одну секунду), складає 1538. Таким чином, Micronaut і за цим показником є, не на багато, але кращий за Spring Boot. Загалом, розмір jar-файлу, термін розгортання сервісу, обсяг пам'яті, що займає стек, для Micronaut менший у 1,5–2 рази за Spring Boot.

З вище наведеного можна зробити висновок, що проектування веб-додатків у прискореному режимі, в умовах обмежених часових та ресурсних можливостей фреймворк Micronaut є більш ефективним.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] My Favorite Books to Learn Spring Boot and Spring Cloud in 2022. Електронний ресурс. Режим доступу: <https://medium.com/hackernoon/top-5-spring-boot-and-spring-cloud-books-for-java-developers-75df155dcedc>
- [2] Cloud Native Java with the Micronaut Framework. Електронний ресурс. Режим доступу: <https://www.infoq.com/articles/native-java-micronaut/>

КОНТРОЛЬ ПРИПУСТИМОЇ КІЛЬКОСТІ ОПРОМІНЕННЯ УЛЬТРАФІОЛЕТОВИМИ БАКТЕРИЦИДНИМИ ОПРОМІНЮВАЧАМИ МЕТОДАМИ ПРОГРАМНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ

¹Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ, ¹Богдан СТАРЧУК
¹Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича
y.dobrovolsky@chnu.edu.ua

Однією з форм боротьби із поширенням інфекційних хвороб є застосування бактерицидних опромінювачів, які випромінюють ультрафіолетове випромінювання (УФ) на довжині хвилі 254 нм. В Україні виданий Наказ Міністерства охорони здоров'я України від 06.05.2021р. № 882 про «Санітарно-протиепідемічні правила і норми використання ультрафіолетового бактерицидного випромінювання...». Цим наказом передбачається контроль ефективності роботи бактерицидних ламп за допомогою УФ радіометра і встановлений порядок здійснення такого контролю.

У зв'язку з вище викладеним, метою нашої роботи є створення програмного

забезпечення для контролю припустимої кількості опромінення ультрафіолетовими бактерицидними опромінювачами із застосуванням методів програмної інженерії.

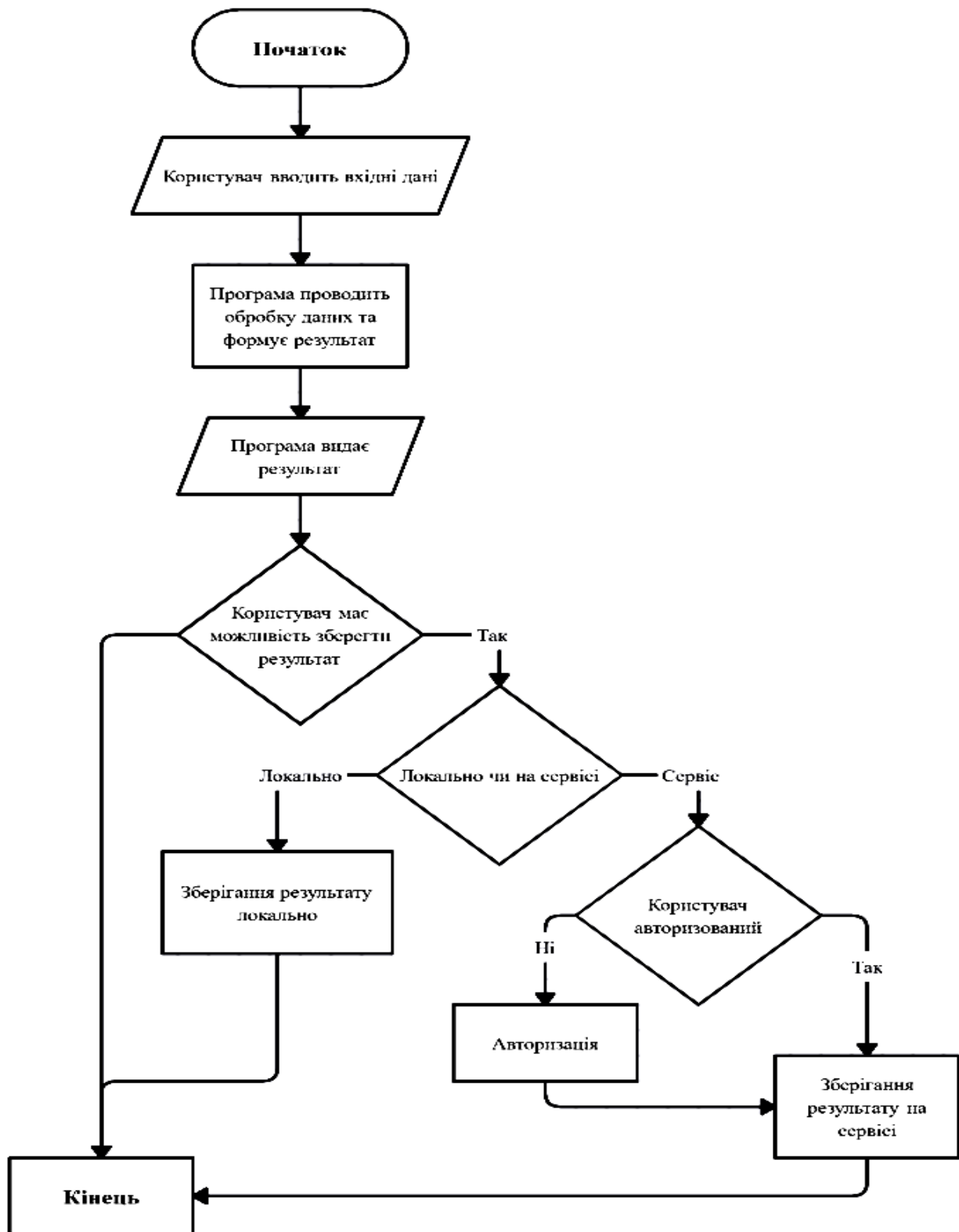


Рис. 1. Блок-схема алгоритму роботи сервісу

На рисунку 1 наведено блок-схему роботи сервісу для обрахунку результатів контролю припустимої кількості опромінення УФ бактерицидними опромінювачами. Згідно вимог наказу контроль випромінювання відкритого опромінювача контролюється на відстані 1 метр від нього. А для випромінювача із жалюзями до цього вимірювання додається ще дев'ять точок вимірювання на різних висотах та відстанях. Окрім того існує два типа розміщення УФ опромінювачів, які мають свої критерії: у вертикальній площині радіометр розміщується по центру опромінювача, у горизонтальній площині – на 1,7 м від підлоги. У вертикальній площині є дві точки розміщення радіометра: А точка – 1 м від опромінювача, В точка – 3 м від опромінювача. У горизонтальній площині є 9 точок розміщення радіометра: 3 (1b, 2b, 3b) центральні точки – 1, 2, 3 м від опромінювача, 3 (1c, 2c, 3c) ліві точки – 1 м ліворуч від центральних відповідних точок, 3 (1a, 2a, 3a) праві точки – 1 м праворуч від центральних відповідних точок.

Враховуючи вимоги наказу запропонований програмний сервіс допомагає користувачу вводити вхідні дані від радіометра (результати вимірювань). Сервіс буде певним чином обробляти їх та виводити результат, далі користувач має можливість зберегти результат локально чи на сервісі, за умови, якщо він авторизований. Також сервіс передбачає формування протоколу вимірювань із зазначенням номеру УФ радіометра, за допомогою якого здійснено вимірювання, дату вимірювання, тощо.

РЕАКЦІЯ ПАРАМЕТРІВ ГРВ НА ЧЕРЕЗШКІРНУ ЕЛЕКТРИЧНУ СТИМУЛЯЦІЮ АПАРАТАМИ «ВЕВ-1» ТА «ВЕВ-2»

¹Валерій БАБЕЛЮК, ²Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ, ³Ігор КОРСУНСЬКИЙ, ⁴Ігор ПОПОВИЧ
¹Клінічний санаторій "Молдова", ²Чернівецький національний університет
ім. Ю.Федьковича, ³Спеціалізоване конструкторське бюро "ПДК",
⁴Інститут фізіології НАН України ім. Богомольця.
y.dobrovolsky@chnu.edu.ua

Метод газорозрядної візуалізації (ГРВ) досить широко використовується для діагностики різноманітних станів людини, у тому числі при електростимуляції [1-4].

На нашу думку параметри ГРВ об'єктивно відображають стан принаймні нейроендокринно-імунного комплексу організму, який відповідає за його адаптацію та неспецифічну резистентність. Цей метод було застосовано при дослідженні ефективності генератора для електротерапії та стимуляції нервових центрів людини «ВЕВ-1» [5,6], в якому вплив імпульсів прямокутної форми (діапазон 7-18 Гц) дозволив зафіксувати частотні діапазони кожного основного нервового вузла. Низька частота мала мінімальний вплив стимуляції на відповідний нервовий вузол, а висока частота – максимальний. Для ефективного збудження нервових центрів використовується метод частотного биття. Він полягає в отриманні коливань з близькими частотами. Для отримання ефекту частоти биття генеруються імпульси прямокутної форми на два канали сигналу. Канали відрізняються за частотою, яка є частотою биття [6].

У 2019 році створено пристрій "ВЕВ-2", в якому додатково до функцій ВЕВ-1 реалізований додатковий канал для введення інформаційних імпульсів в організм - канал С, завданням якого є локальна концентрація поля, яке формується двома сигнальними каналами (А і В) до точки і тіла людини, максимально близької до ураженого органу (серце, печінка, селезінка, права і ліва нирки) на частотах, які сприяють максимальному відновленню органу. Перша частина програми регулювання рівня вихідного сигналу триває 20 секунд, після чого

основна частина програми (генерація імпульсного струму змінної частоти в діапазоні від 144 Гц до 1120 Гц) триває 21 («VEB -1») або 26 («VEB-2») хвилин.

Об'єктом останнього спостереження були працівники санаторію «Молдова»: 19 жінок 30-62 років і 19 чоловіків 25-63 років. Вранці в базальному стані зареєстрована кірліанограма методом ГРВ на апараті «Камера ГРВ». Потім записували одночасно електрокардіограму (ЕКГ) та електроенцефалограму (ЕЕГ). Електропровідність записана у наступних точках акупунктури: P_g(ND), TR(X) та MC(AVL) праворуч та ліворуч, які представляють нервову, ендокринну та імунну системи відповідно. Для кожної пари розраховували індекс латеральності за вже згаданою формулою. Далі визначали електрокінетичний індекс (ЕКІ) як швидкість електронегативних ядер буккального епітелію методом внутрішньоклітинного мікроелектрофорезу на апараті «Біотест» (Харківський державний університет). Також оцінювались параметри імунітету і фагоцитарної функції нейтрофілів. Нарешті в порції венозної крові визначали плазмові рівні основних гормонів адаптації; ІЛ-1, ІЛ-6 та С-реактивний білок (методом ІФА з використанням аналізатора «РТ-2100С»); загального холестерину (прямим методом за класичною реакцією Златкіса-Зака та вмісту його в складі ліпопротеїдів високої щільності (ферментним методом), а також рутинних біохімічних показників згідно з інструкцією з використанням аналізаторів «Рефлотрон». (BRD) і «Pointe-180» (США) та відповідні набори реактивів. Після первинного тестування було проведено сеанс черезшкірної електростимуляції апаратами «VEB-1»® (21 пацієнт) або «VEB-2» (17 пацієнтів). Наступного ранку після завершення чотириденного курсу було проведено повторне тестування. Референсні значення взяті з бази даних нашої лабораторії. Результати оброблено за допомогою пакету програм «Statistica 6.4». Відповідно до алгоритму Трускавецької наукової школи, для коректного порівняння параметрів, виражених у різних одиницях і з різною варіабельністю, що визначає «фізіологічну ціну» змін параметрів (найяскравіші приклади: зміни на 1% клубочкової фільтрації та каналцевої реабсорбції або на 0,1 одиниці рН сечі та крові), зареєстровані параметри-змінні (V) трансформувалися в Z-показник відповідно до аequations: $Z = (V-N)/SD = (V/N-1)/C_v$, де N – середня норма, SD – стандартне відхилення, C_v – коефіцієнт варіації в нормі. Профілі їх Z-показників до та після курсу черезшкірної електростимуляції створювали в результаті скринінгу статистично значущих (за критерієм Стьюдента) змін зареєстрованих параметрів. Забігаючи наперед, зазначимо, що в профіль включено також декілька з тих змінних, які все-таки з'явилися в дискримінантній моделі, незважаючи на незначні зміни (при цьому низка параметрів зі значною динамікою була виключена з моделі). Ці дослідження показали, що електростимуляція більшою чи меншою мірою знижує рівень 7 ВСР-маркерів вагусного тону, PSD бета-ритму в 6 локусах, тета-ритму в 3 локусах, альфа-ритму в локусі F8, а також PSD ентропія в 3 локусах. Такі зміни електричної активності головного мозку супроводжуються зниженням, насамперед, електропровідності АП МК(АВЛ) справа та 5 параметрів ГРВ, рівнів у крові аспарагінтрансферази, прямого білірубину, креатиніну, холестерину. в цілому і в складі ліпопротеїнів високої щільності, а також маркерів запалення: С-РР та ІЛ-6.

З іншого боку електрична стимуляція викликає різке збільшення PSD дельта-ритму в 4 локусах і менш виражене в інших 5 локусах, а також PSD тета-ритму в локусі F3 в поєднанні з симпатотонічний зсув ВСР-маркерів симпато-вагусного балансу. Такі зміни електричної активності головного мозку супроводжуються підвищенням, насамперед, Strain Index лейкоцитограми та 6 показників фагоцитозу грампозитивних і грамнегативних бактерій

нейтрофілами, вмісту в крові CD3+CD25+ Т-лімфоцитів. і СІС, а також у 2 параметрах ГРВ. Окремо слід відзначити помірне підвищення рівня тестостерону, але тільки у чоловіків.

Як виявилось, параметри ГРВ (і акупунктури) органічно вплетені в суцільну тканину параметрів нейро-ендокринно-імунного комплексу та обміну речовин, що, на наш скромний погляд, є чудовою ілюстрацією їх реальності та інформативності.

Попередньо відібрані змінні були піддані дискримінантному аналізу з метою не стільки виявити, які з них є формально характерними, скільки візуалізувати інтегральний стан кожного добровольця. Попередня покрокова програма включала лише 24 змінні в дискримінантну модель (отримані структурні коефіцієнти R), у тому числі ті, що зазнали незначущих ($t < 2,02$) ефектів згідно з критерієм Стьюдента, тоді як інші змінні були поза моделлю, незважаючи на значні зміни.

Як бачимо на рисунку 1, реакція на електростимуляцію має місце в усіх без винятку учасників, хоча вираженість реакції має значні індивідуальні відмінності, що є цілком закономірним з огляду на індивідуальну реактивність.

Таким чином, продемонстровано як ефективність роботи електростимуляторів типу VEB, так і доцільність застосування методів ГРВ для вивчення результатів роботи електростимуляторів.

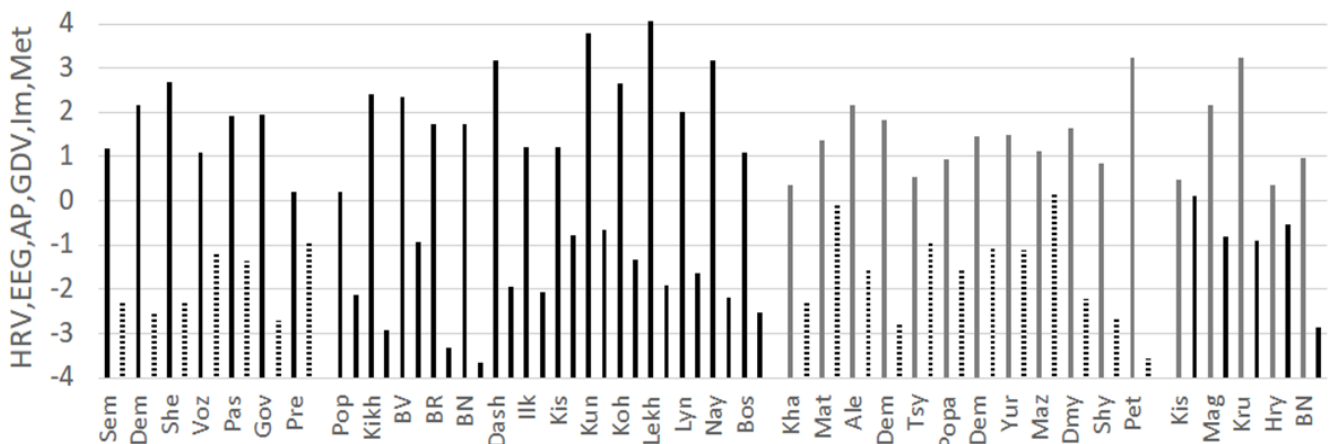


Рис. 1. Індивідуальні інтегральні реакції на курс електростимуляції апаратами «ВЕБ-1» (—) і «ВЕБ-2» (—) жінок (---) і чоловіків (---).

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Babelyuk V., Babelyuk N., Popadynets O., Dubkova G., Muszkieta R., Zukow W. Relationships between the entropy of gas-discharge image and the entropies of EEG, HRV, immunocytogram and leukocytogram. In: Mater of the XII All-Ukrainian Scie-Pract conf. "Actual issues of pathology under the conditions of action of extraordinary factors on the body". Galician readings II (Ternopil', October 29-30, 2020). Ternopil'; 2020: 119-120.
- [2] Babelyuk N. Electrostimulation with the devices "VEB-1" and "VEB-2" causes almost identical changes in the parameters of gas-discharge visualization. *Experimental and Clinical Physiology and Biochemistry*. 2020; 90(2): 5-13.
- [3] Babelyuk V., Tserkovniuk R., Dubkova G., Korolyshyn T., Hubyts'kyi V., Kikhtan V., Gozhenko A., Popovych I. Parameters of gas discharge visualization (biophotonics) correlated with parameters of acupuncture points, EEG, HRV and hormones. In: Mater of the XIII All-Ukrainian

- Scie-Pract conf. "Actual issues of pathology under the conditions of action of extraordinary factors on the body". Galician readings II (Ternopil, Oct. 26-28, 2020).
- [4] Babelyuk V., Babelyuk N., Popovych I., Gozhenko A., Kyrylenko I., Korolyshyn T., Dubkova G., Kovbasnyuk M., Hubyts'kyi V., Kikhtan V., Musiyenko V., Dobrovolsky Y., Korsunskyi I., Zukow W. Effects of transcutaneous electrical stimulation with the device "VEB"[®] on the human body. *Journal of Education, Health and Sport*. 2022; 12(2): 313-335.
- [5] Babelyuk N., Babelyuk V., Dubkova G., Kikhtan V., Musiyenko V., Hubyts'kyi V., Dobrovolsky Y., Korsunskyi I., Kovbasnyuk M., Korolyshyn T., Popovych I. Influence of the course of electrostimulation by the device "ES-01.9 WEB" on some functional systems of the organism of practically healthy men [in Ukrainian]. In: *Proceedings VIII Scientific Conference "Issues of pathology in conditions of extreme factors action on the body" (Ternopil', 1-2 October 2015)*. Ternopil'. 2015: 5-6.
- [6] Babelyuk V., Dobrovolsky Y., Popovych I., Korsunskiy I. Generator for electrotherapy and stimulation of human nerve centers [in Russian]. *Tekhnologiya i Konstruirovaniye v Elektronnoy Apparature*. 2017; 1-2: 23-27.

КОМПЕНСАЦІЇ ФОНОВОЇ ЗАСВІТКИ У ФОТОПРИЙМАЛЬНОМУ ПРИСТРОЇ ДЛЯ КОНТРОЛЮ РОБОТИ МЕДИЧНИХ ЛАЗЕРІВ

¹Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ, ²Володимир ЛІПКА

¹*Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича*

²*Акціонерне товариство «Центральне конструкторське бюро «Ритм»
y.dobrovolsky@chnu.edu.ua*

Розглянуто актуальне питання медичної інженерії, пов'язане із протидією оптичним завадам при контролі роботи медичних лазерів, зокрема за допомогою фотоприймального пристрою (ФПП).

Метою дослідження є подальше удосконалення технології компенсації фонові засвітки у ФПП, призначеного для роботи медичних лазерів схемотехнічним методом.

Поставлена мета може бути досягнута шляхом розробки ФПП, який містить фотодіод з світлофільтром, приєднаний до електричної схеми обробки фотосигналу. Електрична схема, разом з світлофільтром, має забезпечити виділення потрібного оптичного сигналу, генерованого лазерним випромінюванням, яке потрапляє на фотодіод разом з зайвим оптичним випромінюванням, наприклад – сонячним. Оскільки сонячне випромінювання є не модульованим випромінюванням, а промінь лазера є модульованим випромінюванням, завдання полягає у виділенні модульованого випромінювання на фоні не модульованого.

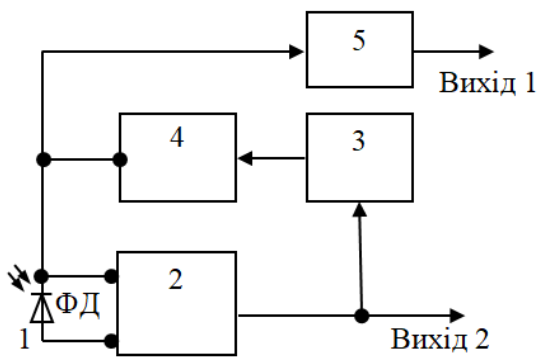


Рис. 1. Блок-схема ФПП, стійкого до не модульованого фонового випромінювання.
1 – фотодіод; 2 – перетворювач струм-напруга; 3 – фільтр високої частоти; 4 – джерело струму, кероване напругою; 5 – технологічний каскад для вимірювання струму компенсації.

Відбір здійснюється фільтром високих частот (3) і джерелом струму, керованого напругою (4). Таким чином маємо струм, зумовлений низькочастотними завадами, який ми називаємо струмом компенсації, який виникає на виході джерела струму, керованого напругою (5) і виникає по за частотним діапазоном ФПП. З другого боку, маємо загальний струм, генерований фотодіодом (1), тобто сумарний струм, зумовлений сонячним (фоновим) випромінюванням і лазерним випромінюванням (корисним сигналом). Як що відняти один струм від другого – отримуємо величину корисного фото сигналу на фоні оптичних низькочастотних завад. Величина струму компенсації (різниці струмів), вимірюється спеціалізованим каскадом струму компенсації (5).

Дослідження створеного ФПП показали, що запропонована конструкція стійко компенсує струм до 15 мА, що еквівалентно потужності світлових завад, які падають на поверхню фотодіода, близько 15 мВт.

PROBLEMS OF MATHEMATICAL MODELING IN BIOLOGY AND MEDICINE

Anatoliy KULYK, Boris KOVAL, Emiliia OSTAPENKO
Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова
kulyk@vntmu.edu.ua

Various current researches are currently developing at the junction of the branches of science. In its entirety, this concerns the assessment of a person's condition and, first of all, his homeostasis [1]. In a broad sense, homeostasis is the maintenance of a constant balanced state of an open dynamic system despite external disturbing influences on it. In the biological sense, it means maintaining the stability of the body's internal environment. The hypothesis regarding the constancy of the internal environment of living organisms was formulated by the French physiologist Claude Bernard in 1878. And only in 1929, the American physiologist Walter Cannon proposed the term "homeostasis" to define the constancy of the body's internal environment. He showed that the body's ability to maintain homeostasis is provided by special regulatory systems, which can be viewed separately as interconnected "homeostasis systems."

A deep analysis of the human condition and the processes of its correction is impossible without the use of a mathematical modeling and analysis apparatus.

Thus, an important task is the formation of new and improvement of existing systemic approaches to modeling a living organism based on the latest achievements in various fields of science. In turn, this is impossible without a thorough analysis of the problems associated with the complexity of this procedure.

Many outstanding mathematicians and physicists were engaged in mathematical modeling of processes in living organisms. Leonard Euler tried to create a mathematical model of blood circulation. Herman Helmholtz was also interested in the problems of mathematical description of blood movement. But they lacked the results of experimental studies. Physiologists simply did not know how to measure the necessary parameters, and the data could not be presented in numerical form.

In the West, the creator of mathematical biology is considered to be Nicholas Rashevsky (an American of Ukrainian origin), who in 1938 published the work *Mathematical Biophysics*. It became widely known because it was the first attempt to explain the physical and mathematical foundations of biology.

In 1944, Erwin Schrödinger published a very important work that became a classic of mathematical biology.

The first mathematical models of individual body systems began to appear in the middle of the 20th century, when neurophysiologists learned to measure the potentials of nerve fiber sections and ion currents through membranes. This was done by Alan Hodgkin and Andrew Huxley, for which they received the Nobel Prize. It was they who created the first mathematical model in electrophysiology - the system of Hodgkin-Huxley equations.

John von Neumann proposed a systematic approach to the study of complex systems [2].

A very large contribution to the theory was made by M.M. Amosov, who founded the direction of biological cybernetics [3-5].

In 1981, von Neumann formulated requirements for the modeling of living organisms, according to which biological systems, due to their complexity and incomprehensibility, must be

- ✓ divide into morphological units that are autonomous within certain limits;
- ✓ establish relationships between these morphological units.

Based on this, structural blocks (morphological units) must have clearly defined external characteristics and results of response to external influence. At the same time, the internal composition of the block may not be disclosed. In the theory of automatic control, such signs absolutely clearly correspond to the "black box".

This made it possible to algorithmize the procedure for modeling living organisms and their organs based on the principle of physical and technical functional analogy. The algorithm may be described:

- ⇒ the morphology (structure) and relationships between the morphological units of the modeled organ during its functioning are carefully studied;
- ⇒ physical and technical objects are selected that perform functions similar to the functions of defined morphological units;
- ⇒ from the selected technical units, a calculation scheme is made, which reflects the connections between the blocks (morphological units and the functioning of the modeled organ);
- ⇒ a system of differential and algebraic equations, which are used in engineering and physics and illuminate the functioning of the modeled body, is created on the basis of the calculated calculation scheme;
- ⇒ digital values of the coefficients are determined and calculated from accumulated biophysical information on the functioning of the modeled organ;
- ⇒ a language environment is selected for compiling a program for the numerical solution of a complex system of equations;

- ⇒ the complex system of equations is solved iteratively (step-by-step), and at each step, new parameter values are substituted, which are used for the solution at the next step;
- ⇒ the solution is accompanied by the construction of graphs of changes over time of all parameters of the functioning of the modeled organ, which are included in the equations and connect the morphological units in the system;
- ⇒ the received graphs of changes in the modeled parameters of the biological organ over time are compared with the parameters available in the biology of the modeled organ, on the basis of which a conclusion is drawn regarding the accuracy of the obtained model;
- ⇒ discrepancies between the obtained results and physiological data are analyzed, the calculation scheme or numerical coefficients of the equations are adjusted;
- ⇒ after obtaining results that reflect the functioning of the modeled organ relative to the norm with acceptable accuracy, the modeling of its pathologies begins;
- ⇒ to model pathologies, it is necessary to change the calculation scheme, add equations that highlight the difference between the calculation scheme and the model of the normal state, by introducing new dependencies or changing the coefficients of the equations;
- ⇒ create a new program for solving equations characterizing the relevant pathology;
- ⇒ build comparative graphs taking into account the norm and new parameters that reflect the modeled pathology;
- ⇒ if there is a need to take into account features of functioning that are not described in the developed model of the organ with available experimental data, it is necessary to build a new calculation scheme that takes these features into account;
- ⇒ make an appropriate mathematical description and determine the value of the coefficients based on the experimental data of this body and enter it into the existing model.

The most effective mathematical models are structural and functional, which take into account the peculiarities of the object under study. The purpose of building the model determines the level (cell, organ, system, organism), as well as informative parameters that characterize the object and should be included in its composition. It is clear that the built models should highlight the functioning of the object over time, that is, be dynamic.

It is obvious that doctors would prefer to receive a model of a virtual patient that would take into account all indicators and predict the body's reaction to an external influence, the course of the disease, the rehabilitation process, etc. But this is an extremely difficult task, although certain steps are being taken in this direction. At Vinnytsia National Medical University named after E. Pirogova developed a system of control and identification of functions (CKIF). Ternopil State Medical University named after Y. Gorbachevskiy together with the national economic developed a mathematical model, which forms a picture of the combination of cardiovascular and respiratory system activity [6]. But, today, in most cases, the problems of modeling specific individual situations and functions are solved. At the same time, a number of problems arise.

♣ "Any model must be started with the development of a theorem. The main task in creating a theorem is to identify the characteristic features of the phenomenon being studied in the results of the experiment. This process is an abstraction of the general to the level of properties characteristic of its component parts. The selected properties should clearly fit into the context of the description of the general properties of the phenomenon. Carrying out differentiation in this way, the result is a theoretical construction, more precisely, a model that reflects the main properties of the phenomenon being studied. But such a theoretical model requires a large number of practical experiments" [7].

Agreeing in principle with this maxim, it can be noted that, first of all, it is necessary to clearly define the specific modeling object and formulate the problem. It is necessary to highlight problematic issues that may arise during the construction of the model and consider them in detail, outlining ways to solve them. Only after that, you can determine the informative parameters and start the process of building the model.

The system approach allows us to consider a living organism as a complex multi-level hierarchical management system with self-regulation. The existence of such a system is impossible without a constant exchange of resources at all levels (from the cellular to the organism as a whole) and between the constituent parts horizontally. A biological object always has a dynamic homeostasis, which defines it as a system with many states of unstable equilibrium, each of which is characterized by the effects of the external and internal environment, as well as the state of the organism, taking into account the history of the processes. Homeostasis is maintained precisely due to the exchange of resources.

¶ To date, in medicine and biology, there are practically no mathematical models that would sufficiently illustrate the work of the body as a whole and even of individual organs. This is due to the fact that it is very difficult to mathematically formalize the description of the processes taking place in the body.

On the other hand, the diversity of these processes requires knowledge not only in the fields of mathematical modeling and physiology, but also in biochemistry, biophysics, the theory of automatic control and regulation, hydro- and pneumodynamics, mechanics, etc. It is clear that it is almost impossible to find a highly competent specialist with such encyclopedic knowledge. The involvement of specialists from various fields requires the presence of a coordinator who would be able to clearly set tasks for them. But at the same time, there are problems with terminology in various fields of knowledge, ambiguity in the understanding of the flow of processes, interpretation of the obtained results by specialists of various fields, etc.

¶ Information about the formation of individual states of homeostasis and transitions from one state to another during the functioning of the system is contained in various biorhythms of the body. Any combination of them can be isolated from signals of bioelectrical activity, and it is of fundamental importance that the most objective characteristics of the state of the organism are changes in the frequency and time parameters of the registered bioelectrical signal.

From the point of view of the modern biorhythmological approach, the processes occurring in various organs and systems of the body are not deterministic. However, a certain set of dynamic parameters of such processes is repeated in different time intervals and represents a stable dynamic structure. Its parameters can change only within the limits determined by the deviation of the registered bioelectrical signals. Violation of this condition triggers the mechanism of disease development.

Building a dynamic mathematical model requires taking into account biorhythms in the functioning of the body, which are studied in such fields as chronomedicine and chronobiology. At the same time, it should be taken into account that there are different classifications. The most common conditionally divides biocycles into:

- high-frequency up to 0.5 h duration (frequency of breathing and heart muscle contraction, speed of biochemical reactions, etc.);
- medium-frequency with a period of 0.5 hours - 1 week (wakefulness and sleep, metabolic process, pressure and temperature indicators, frequency of cell division, etc.);
- low-frequency that last more than one week (influence of lunar cycles, seasonal changes, etc.).

But at the same time, even in one field (biorhythmology), there is no unity in the opinions of scientists. An example can be the theory of "three rhythms" - physical, emotional and intellectual activity (23, 28 and 33 days, respectively). Some scientists actively support this theory, while others deny it, calling it "pseudo-scientific". Representatives of both trends present sound arguments confirmed experimentally. Discussions on this matter continue both in printed publications and on computer network sites.

¶ This example confirms that mathematics is a language just like any other. With the help of casuistry, you can prove anything, and the difference in verification can be argued by the incorrectness of the experiment, the lack of purity of the processing of the received data, etc. Therefore, checking the adequacy of the obtained mathematical model of the biosystem is a very important stage, and the

collection and processing of experimental data requires special care and meticulousness. It is important to remember that even the best model describes an idealized object and the results of the model experiment should be associated with the real object very carefully. In fact, a mathematical model in medicine and biology can be used for theoretical research in order to determine certain regularities in the functioning of a cell, organ or organism. At the same time, it should be taken into account that the results of the model experiment can only be used qualitatively, but in no case quantitatively.

In clinical practice, mathematical models of biological systems related to regulation are used rather infrequently. This is explained by the fact that the states and processes described by the models are not absolutely deterministic and the model experiment cannot form unequivocal conclusions. States and processes in the body can be described only by probabilistic stochastic methods, and the results of modeling should have a recommendation status.

¶ The given model building algorithm assumes that the model is first formed for the normal state of the object, and then it is corrected for cases of various pathological deviations. But the very concept of "norms" for each object is purely individual for each organism and depends on many external and internal factors. For a person, in the form of external features, it is possible to determine his geographical location, time spent in these climatic conditions, work modes taking into account stressful situations, etc. The internal ones are even more complex, ranging from a person's age to his life history and genetic characteristics. At the same time, the adaptive reserves of the body, its stability, etc., have a significant impact.

Some of these indicators can be evaluated quantitatively, and some only qualitatively, using the mathematical apparatus of expert evaluations, fuzzy logic, etc.

¶ It is known from theoretical biology and genetics that the normal and pathological states of the body are determined by the frequency and time indicators of the deviation of the registered bioelectrical signals. It is these parameters that determine the regularities of changes in biorhythmological processes at different time scales and are registered during the determination of informative parameters of bioelectrical signals. For a healthy person, without exception, all biorhythmological processes, and, accordingly, the dynamic characteristics of bioelectrical signals, change according to the same laws, although with different amplitude-frequency characteristics. In pathological conditions, the parameters of this regularity change for different time intervals and can be extracted from the registered bioelectrical signals.

Taking into account the interconnectedness and interdependence of the processes occurring in the body, in principle, any physiological indicators can be selected for the diagnosis of the disease, taking into account the frequency of sampling and the length of implementation for the correct construction of data registration and processing procedures [8]. At the same time, it is necessary to use the theory of a multivariate experiment to minimize the number of operations during research.

The use of dynamic analysis methods for processing bioelectrical signals makes it possible to fundamentally solve the problem of extracting the necessary information about the state of the body from fast-moving processes. Diagnostic methods based on determining the characteristics of the electrical activity of the human heart and brain are the most common today. At the same time, the time for making a decision about the state of the body is significantly reduced, which allows the process of monitoring and forecasting health indicators to be practically implemented in real time.

¶ A mechanism of self-regulation is embedded in biological systems, but quite often there is a need for external intervention in the body's work (physical, pharmacological, surgical, etc.). At the same time, there is a question of the reaction of the body, as a system, to such an intervention. And here the theories of transient processes, regulation and optimization come to the fore. Required:

- predict the appearance of the transition process with the definition of time characteristics;
- determine the optimal regulation mode;
- characterize the optimal form and parameters of the input signal (influence): single jump (Heaviside function), exponential, sinusoidal, etc.

This will make it possible to predict and optimize the process of rehabilitation of the body after stress, which, undoubtedly, is interference in its work.

∅ Biological objects belong to the class of nonlinear dynamics systems for which the principle of superposition is not fulfilled

$$f\left(\sum_i c_i \cdot x_i(t)\right) \neq \sum_i c_i \cdot f(x_i), \quad (1)$$

that is, the response of the system to any linear combination of input influences is not equal to the same linear combination of the system's responses to each of them. Taking into account the interconnectedness and interdependence of the processes that take place in the body, it can be noted that putting together a bunch of models of individual cells and organs, no matter how wonderful they are, will not create an adequate picture of the functioning of the body as a whole.

Nonlinearity is manifested in various patterns of deviation of bioelectrical signals, which characterize the processes of system functioning at different levels. The reasons for such nonlinearity of a biological system can be determined through its control parameters, that is, those that change under the influence of the external and internal environment and pass into one or another unbalanced state during the functioning of the system.

In contrast to ordinary nonlinear dynamic systems, the nature of the nonlinearity of a biological system is determined both by the result of the interaction of signals between different levels of control, and by the influence of changes in the parameters of the external and internal environment. Therefore, the dynamics of the functioning of this system can be presented in the form

$$\frac{dy}{dt} = f(y, x), \quad (2)$$

where y - n -dimensional system state vector;

x - m -dimensional vector of input influences on the system;

f - nonlinear function of the system's response to the effects of x .

Biological systems always function in the conditions of parameters of the external and internal environment, which are constantly changing. This causes continuous fluctuations of the registered signals, which can be additive and multiplicative in nature. Therefore, model (2) must be supplemented with some fluctuation function $\xi(t)$

$$\frac{dy}{dt} = f(y, x) + \xi(t). \quad (3)$$

Fluctuations can significantly change the state of nonlinear systems, especially in conditions when the system is in a state far from the limits of stability, which determine the steady states of the system. The instability that the system acquires as a result of directed action on it through one or more control parameters is a unique property of biological systems in particular, which determines the homeostatic behavior of the system within the framework of the bifurcation theory at small changes in input signals.

In applied models of biological systems, it is often very difficult or simply impossible to build a strict mathematical model. One of the reasons for this is the lack of a priori information about the real functioning mechanisms of the research object. At the same time, the choice of system state assessment parameters in practice is also limited by the list of available measurements and the capabilities of the measuring equipment. If we add to this the parametric instability of biological systems, which is present in most cases, the construction of models with the possibility of identifying the state of such systems becomes even more problematic. But, based on the peculiarities of the biological system, which has a large but finite number of states, it can be concluded that the set of values of the measured parameters is also a finite array, although not fully defined. In most cases, the path of its transition to one or another static state is not important for making a decision about the state of a biological system. More important is the external influence and its reaction to it, which led

the system to a given state or transfers it from a given state to the next. This approach makes it possible to assess the state of the biological system based on the results of passing through certain static states or near them, which is characterized by the dynamics of changes in the values of frequency-time and amplitude parameters of bioelectrical signals during the passage of these states and at the moments of transition from one state to another.

The need to build mathematical models of biological systems arose a long time ago. But this is connected, first of all, with the definition of the problems that arise. The authors only outlined a certain limited circle of them, which requires understanding and reformatting into specific problems for their further solution. The opportunities that this opens up in medicine and biology are worth the effort and expense that will undoubtedly accompany this process.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Сазонов В.Ф. Понятие гомеостаза [Электронный ресурс] / В.Ф. Сазонов // Кинезиолог, 2009-2020: [сайт]. Дата обновления: 26.09.2020. – URL: <http://kineziolog.su/content/ponyatie-gomeostaza>
- [2] Дж. фон Нейман. Вероятностная логика и синтез надежных организмов из ненадежных компонент [Электронный ресурс]. / Фон Нейман. Дж. – URL: <http://log-in.ru/books/dzhon-fon-neyman-veroyatnostnaya-logika-i-sintez-nadezhnykh-organizmov-iz-nenadezhnykh-komponent-1-dzhon-fon-neyman-nauka-i-obrazovanie/>
- [3] Амосов Н.М. Регуляция жизненных функций и кибернетика / Н.М. Амосов. – К.: Наукова думка, 1964. – 116 с.
- [4] Амосов Н.М. Моделирование сложных систем / Н.М. Амосов. – К.: Наукова думка, 1968. – 90 с.
- [5] Амосов Н.М., Касаткин А.М., Касаткина Л.М., Талаев С.А. Автоматы и разумное поведение / Н.М. Амосов, А.М. Касаткин, Л.М. Касаткина, С.А. Талаев. – К.: Наукова думка, 1979. – 376 с.
- [6] Левицька Л.В., Вовкодав О.В. Методи ідентифікації динамічної моделі реакції серцево-судинної системи на фізичне навантаження у хворих на інфаркт міокарда в процесі реабілітації / Л.В. Левицька, О.В. Вовкодав // Медична інформатика та інженерія. – 2019. – № 1. – С. 73 – 81.
- [7] Біологічні ритми [Електронний ресурс]. – URL: https://uk.wikipedia.org/wiki/Біологічні_ритми
- [8] Кулик А.Я. Эксперимент в медицине. Комп'ютерні системи та інформаційні технології / Монографія / А.Я. Кулик, Вуж Т.Є., Коваль Б.Ф. – Вінниця: ВНМУ, 2018. – 145 с.

ОЦІНКА ДАВНОСТІ СИНЦІВ ЗА ЇХ ЗАГОЄННЯМ З ВИКОРИСТАННЯМ ШТУЧНИХ НЕЙРОННИХ МЕРЕЖ ДЛЯ СУДОВОЇ МЕДИЦИНИ

Анатолій КУЛИК, Олександр НІКОЛЬСЬКИЙ, Віктор РЕВЕНОК, Володимир МОТИГІН,
Олександр МОКАНІЮК, Дмитро ІВАЩУК
Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова
nikolskyu@i.ua

Вступ. Синцем є видиме неозброєним оком, як ділянка зміни кольору, скупчення крові, яке виникає при руйнуванні судин під час травми або запального процесу і поширюється у навколишні тканини. Зазвичай крововиливи з'являються через кілька годин після травми, а їх швидка поява свідчить про важкість пошкодження. Колір синця залежить від його давності, сили нанесення удару та місця розташування. Таким чином, інформація про час виникнення

синця є важливим фактором у судовій медицині для визначення часу травми, ступеня її тяжкості та можливих наслідків для здоров'я людини і може допомогти у розслідуванні злочинів. Давність синців є важливим показником при розслідуванні випадках насильства в сім'ї та насильства щодо жінок.

Огляд деяких результатів дослідження зміни кольору синців.

М. Nigam [1] описав методику визначення віку синця за зміною кольорів під час процесу загоєння. Дослідження було проведено на 50 особах, які були доставлені в служби екстреної медичної допомоги або для патологоанатомічного дослідження. Його результати порівнювали з опублікованою літературою. У 100% осіб спостерігався яскраво-червоний колір синців протягом 12 годин. Синюшні кольори з'явилися у 48% пацієнтів між 24-48 годинами. Синювато-чорне забарвлення з'явилося на 3 добу у 50% досліджуваних. У 38% травмованих на 5-ту добу з'явилося коричневе забарвлення синця із зеленою периферією. Результати проведеного дослідження були порівнянними, але нерівномірно змінювалися в залежності від постійних змін кольору, зазначених у літературі. Початкові етапи загоєння були більш послідовними в часовому проміжку. Однак пізніші етапи зцілення були непостійними та важко піддавались прогнозуванню. Під час дослідження було з'ясовано, що кількість змінних, таких як розмір травми, вплив сили, розташування на тілі, вік суб'єкта, стан захворювання пацієнта, впливають на процес загоєння.

Проте дослідження показують, що експерти з судової медицини мають 50% точність у класифікації синця за віком, в основному через варіативність зображень і кольору синця. У дослідженні випадків насильств у родині [2] пропонується модель, заснована на глибоких згорткових нейронних мережах, для визначення синців за допомогою лише зображень за віковими діапазонами від 0–2 днів до 17–30 днів і зображень здорової шкіри. Було створено 2140 експериментальних фотографій синців, для яких запропоновано протокол збору даних і процедуру попередньої обробки. Так само було навчено 20 моделей класифікації з архітектурами Inception V3, Resnet50, MobileNet і MnasNet, де використовувалися комбінації передачі навчання, перехресної перевірки та розширення даних. Чисельні експерименти показують, що моделі класифікації на основі MnasNet мають кращі результати, досягаючи 97,00% точності та чутливості й 99,50% специфічності, що перевищує 40% точності, про яку повідомляється в літературі. Крім того, було помічено, що точність моделі зменшується з віком синця. Ця робота представила модель для визначення синців у живих людей, засновану на глибокому навчанні, яка враховує протокол для отримання зображень, процедуру попередньої обробки та модель класифікації на основі глибоких згорткових нейронних мереж. Чисельні результати 20 конфігурацій класифікаційних моделей, протестованих на 213 зображеннях, показують, що моделі на основі InceptionV3, Resnet50 і MobileNet мають переобладнання та точність датування менше 57%. Тим часом моделі на основі MnasNet досягають точності понад 95%, найкращі результати – 97% точності, 97% чутливості та 99,5% специфічності, для моделі з 7 класами та без доповнення даних, результат значно перевищує 40%, про який повідомляється в літературі на сьогоднішній день. Результати також показують, що якість точності знижується зі збільшенням віку синця. У кращій моделі це проявляється з сьомого дня. Це можна пояснити тим, що візуальна інформація про синці з плином часу втрачається. Ці результати підтверджують, що запропонована модель придатна для визначення синців, враховуючи, що вона показала 97% точність для визначення синців на людях метисів, що значно перевищує 50% точність, отриману експертами за допомогою зображень білих людей, що свідчить про можливість використання моделі для інших кольорів шкіри. Обмеження поточних результатів полягає в тому, що вони базуються на зображеннях, отриманих у контрольованому експерименті та неоднорідному контексті, щоб гарантувати точність інформації, враховуючи складність отримати зображення синяків випадків насильства. Майбутня робота розширює запропоновану модель для деяких аспектів фізичного

насильства, таких як використаний об'єкт, інтенсивність та географічне розташування події насильства. Основним обмеженням цього дослідження та запропонованої моделі є те, що воно базується виключно на зображеннях здорових людей для визначення синців.

Таким чином, майбутня робота полягає в тому, щоб розширити модель, щоб врахувати біологічні відмінності, такі як вік, стать, колір шкіри та раса суб'єкта, а також розташування, розмір, глибину та ступінь травми. Інша майбутня робота полягає в розширенні моделі для різних біологічних статусів (наприклад, людей з хронічними захворюваннями, такими як діабет).

В синці відбувається процес руйнування еритроцитів. Гемоглобін розпадається на білірубін і білівердин, що обумовлює зміну його кольору. Відбувається зміна від червоного, темно-червоного, фіолетового аж до жовтого, коричневого і зеленого кольорів. Зазвичай, такі зміни починаються на краях синця і, таким чином, значному накопиченню крові знадобиться порівняно більше часу, щоб пройти через ряд перетворень. Традиційно думка щодо давності синця значною мірою ґрунтувалася на його кольорі, і у підручниках із судової медицини наведено «графік» зміни кольору з часом [3]. Здавалося б, існувала «консенсусна» думка, що червоний, синій і фіолетовий є «ранніми» кольорами, зелений з'являється через 4-7 днів, а жовтий з'являється пізно - принаймні через 7 днів. Однак, жовте забарвлення в синцях у телят з'явилося ще до 48 годин [4]. Тепер зрозуміло, що прогресивні зміни кольору не відбуваються «лінійно» або передбачувано, і дослідники спробували визначити, яку інформацію можна отримати, спостерігаючи за змінами кольору в синцях, і згодом висловлюючи думку щодо їхньої ймовірної тривалості.

У широко цитованій статті [3] дослідили 369 фотографій 89 постраждалих відділення невідкладної допомоги (віком від 10 до 100 років, згрупованих у категорії <65 років та >65 років) з синцями, вік і причина яких були відомі. Була включена стандартна кольорова діаграма, а в деяких, але не у всіх випадках, були зроблені повторні фотографії. Ключовий висновок цього дослідження полягав у тому, що жовтий колір не спостерігався в синцях віком до 18 годин, але не всі синці набували такого кольору до розсмоктування, тому синці без жовтизни не можна вважати віком меншим за 18 годин. Вони також вказали, що кольори в синцях були динамічними і могли «знову з'явитися» через кілька днів, і що окремі синці на тій самій людині, нанесені в один і той самий час, не обов'язково мали однакові кольори або зазнавали еквівалентних змін у кольорах з часом. Колір шкіри впливав на оцінку синців, тому результати дослідження були обмежені особами з білою шкірою. В роботі [5] досліджували синці у дітей, і спостерігачів попросили описати переважаючий колір *in vivo* (експерименти, що проводяться на живих тканинах) та на кольорових фотографіях. Також оцінювали варіації між спостерігачами. Дослідники виявили, що лише в 31% випадків було повне співпадіння в описі кольору тим самим спостерігачем між дослідженням *in vivo* та оцінкою фотографії. Співпадіння описів вибраного синця, дослідженого *in vivo*, спостерігали у 27% випадків, а описів фотографій цього ж синця – лише у 24%. Лише в 1 з 10 синців, досліджених одночасно і в тому самому місці, 3 особи повністю погоджувалися щодо переважаючого кольору. Таким чином, довіра до жовтого кольору почала ставитися під сумнів, і в роботі [6] дослідники показали суб'єктам серію фотографій синців, на яких «насиченість» жовтого кольору була змінена цифровим способом, щоб оцінити відмінності у сприйнятті жовтого. Вони виявили, що існує мінливість у сприйнятті жовтого і що здатність людини сприймати жовтий знижується з давністю пошкодження. Усі суб'єкти, які брали участь у цьому дослідженні, мали нормальний колірний зір, оцінений за допомогою Ishihara test [7].

Мета: Побудувати модель нейронної мережі для автоматичної оцінки кольору синців з прив'язкою до шкали Pantone color chart [8] та за її допомогою протестувати на давність вихідну вибірку синців.

Результати моделювання. Для побудови моделі нейронної мережі використано NI LabVIEW (англ. *Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench*) — платформа та середовище

розробки для візуальної мови програмування компанії National Instruments (США). Метою даної мови є автоматизація використання обчислювального та вимірювального лабораторного обладнання [9]. Для навчання було вибрано нейронну мережу Nearest neighbor search (NNS) [10]. Принцип роботи алгоритма NNS це пошук найближчого сусіда, як форма пошуку наближення, є оптимізаційною задачею пошуку точки в даному наборі, яка є найближчою (або найбільш схожою) до даної точки. Близькість зазвичай виражається через функцію несхожості: чим менш схожі об'єкти, тим більші значення функції. У якості інструмента був використаний пакет NI Vision Assistant. NNS навчали на 27 кольорах вибраних експертом патологоанатомом з шкали Pantone color chart. Front Panel NI LabVIEW- вибірка кольорів з шкали Pantone color та процес їх тестування в NNS представлена на Рис.1.

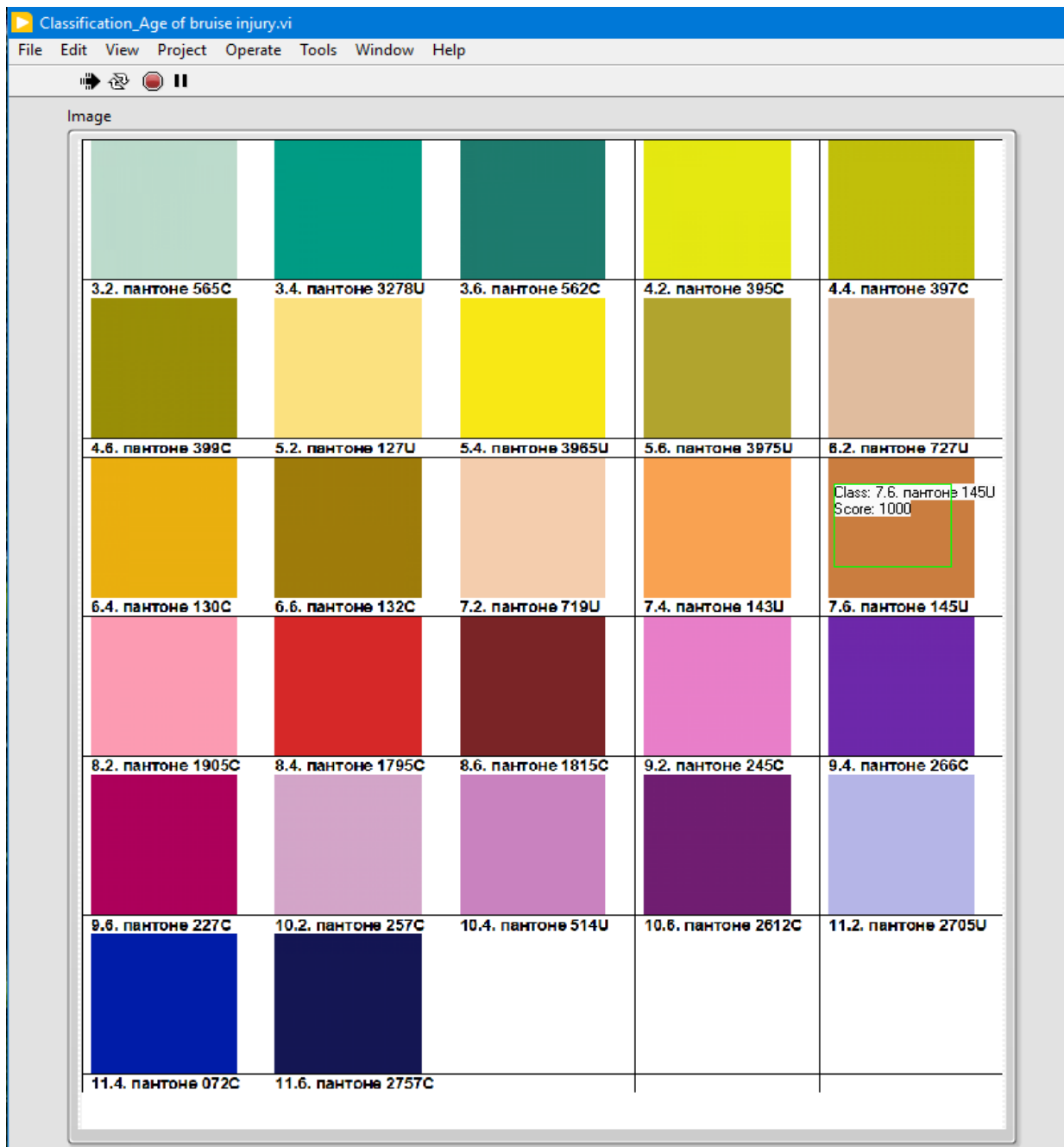


Рисунок 1 - Front Panel NI LabVIEW - вибірка кольорів для навчання NNS вибраних експертом патологоанатомом з шкали Pantone color chart та процес їх тестування в NNS

Оскільки вибірка наданої експертом з судової медицини бази синців була досить малою (35 фото), то було прийняте рішення в якості еталонів використати шкалу кольорів Pantone color chart. Підставою для цього стали як особистий досвід так і вже проведені дослідження, частина з яких представлена в цій роботі у вигляді огляду. При навчанні NNS було визначено 27 класів, по одному зразку в класі. Однак загально прийнятий досвід свідчить, що чим більше зразків в класі тим краще результат розпізнавання нейронної мережі. Тут ми пішли на спрощення експерименту і перевірку нашої гіпотези класифікації синяків в часі за зміною кольору. Block Diagram NI LabVIEW показана на Рис.2.

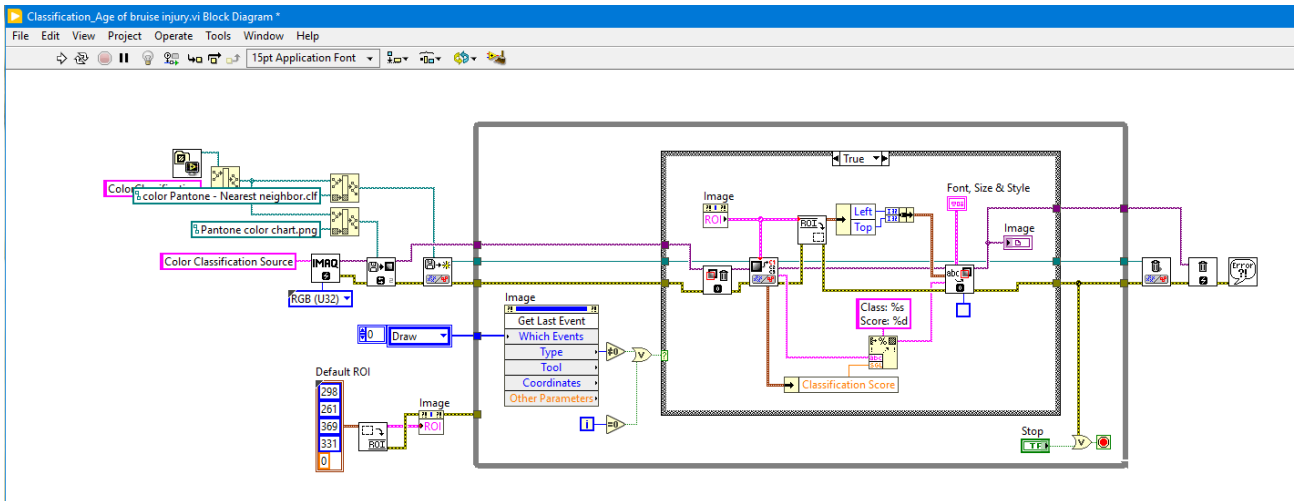


Рисунок 2 - Block Diagram NI LabVIEW Classification age of bruise injury

Процес розпізнавання вхідного зразка синця з візуальною шкалою кольорів Pantone представлений на Рис.3.

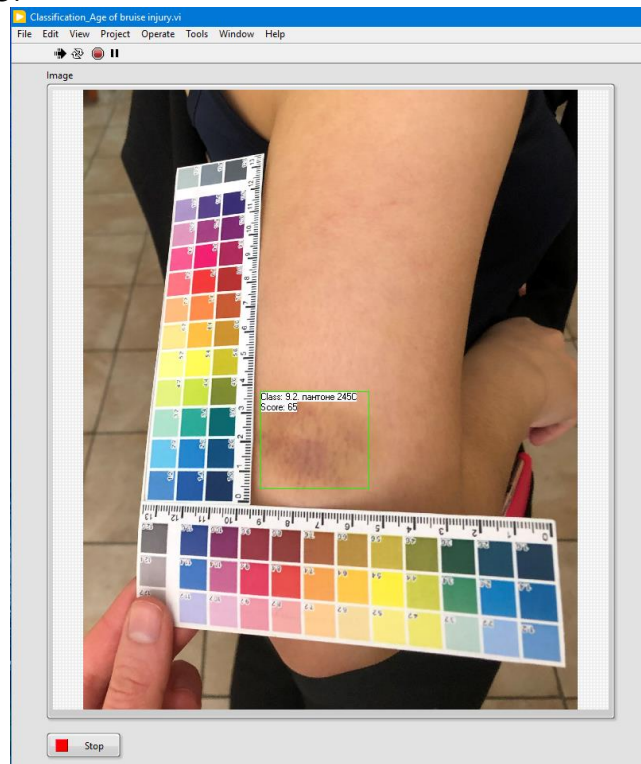


Рисунок 3 - Процес розпізнавання вхідного зразка синця з візуальною шкалою кольорів Pantone

Висновки. В роботі показано можливості використання штучних нейронних мереж для оцінки давності синців за ступенем їх загоєнням. У зв'язку з тим, що представлена для аналізу вибірка бази синяків містила лише 35 фото, було прийнято рішення в якості еталонів використати шкалу кольорів Pantone color chart. Одна з переваг даного підходу це автоматична оцінка кольору синців з прив'язкою до шкали Pantone color chart. Оскільки в попередніх дослідженнях було виявлено мінливість у візуальному сприйнятті жовтого кольору синця і що здатність людини сприймати жовтий знижується з давністю пошкодження. В подальшій роботі треба співставити класи кольорів Pantone при розпізнаванні NNS кольорам синця за ступенем їх загоєння з часом. В моделюванні параметр Classification Score відрізняється на порядок при розпізнаванні в навчальній вибірці і в досліджувальній. Це свідчить про те, що кількість зразків в класі, відтінків кольору, при навчанні NNS треба збільшити хоча б до 10. Загалом навчання NNS та моделювання показало, що в якості еталонів при малих вибірках бази синяків можна використати шкалу кольорів Pantone color chart.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Nigam M, Saxena D, Mishra P K, Tomar J S, Assessment of the age of bruise by their healing. *Indian J Forensic Community Med* 2018;5(2):119-122
- [2] Tirado J, Mauricio D. Bruise dating using deep learning. *J Forensic Sci.* 2021;66:336–346. <https://doi.org/10.1111/1556-4029.14578>
- [3] Langlois, N.E. and Gresham, G.A. (1991) The Ageing of Bruises: A Review and Study of the Colour Changes with Time. *Forensic Science International*, 50, 227-238. [http://dx.doi.org/10.1016/0379-0738\(91\)90154-B](http://dx.doi.org/10.1016/0379-0738(91)90154-B)
- [4] McCausland, I.P. and R Dougherty, 1978. Histological agein of bruises in lambs and calves. *Australian Vet. J.* 54: 525-527
- [5] Munang L.A., Leonard P.A., Mok J.Y.Q. (2002), 'Lack of agreement on colour description between clinicians examining childhood bruising', *Journal of Clinical Forensic Medicine* Vol.9: 171-174
- [6] Hughes VK, Ellis PS, Langlois NEI (2006), 'Alternative light source (polilight®) illumination with digital image analysis does not assist in determining the age of bruises', *Forensic Science International* 158:104-107
- [7] Wikipedia: Ishihara test. [Електронний ресурс] – Режим доступу: URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Ishihara_test
- [8] PANTONE® Colours. [Електронний ресурс] – Режим доступу: URL: <https://www.pantone-colours.com/>
- [9] National Instruments [Електронний ресурс] – Режим доступу: URL: <https://www.ni.com/en-us/shop/labview.html>
- [10] From Wikipedia [Електронний ресурс] – Режим доступу: URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Nearest_neighbor_search

СИСТЕМНИЙ АНАЛІЗ ШЛЯХІВ ПОРУШЕННЯ КЛЮЧОВИХ МЕХАНІЗМІВ РЕГУЛЯЦІЇ ГОМЕОСТАЗУ ХОЛЕСТЕРИНУ У ОСІБ З АРТЕРІАЛЬНОЮ ГІПЕРТЕНЗІЄЮ

Олена РИБОНЬКА, Ольга ДОЦЕНКО

Донецький національний університет імені Василя Стуса

o.dotsenko@donnu.edu.ua

Артеріальна гіпертонія (АГ) рідко існує окремо від інших факторів ризику серцево-судинних захворювань і часто поєднується з дисліпідемією, порушеною толерантністю до

глюкози, абдомінальним типом ожиріння, гіперінсулінемією та гіперурикемією. З компонентів ліпідного обміну підвищений рівень ХС ЛПНЩ вважається фактором ризику серцево-судинних захворювань. Показано, що ця субфракція холестерину пов'язана з атеросклерозом і є основним патогенним чинником для ішемічної хвороби серця (ІХС) та інсульту, хвороб серцево-судинної системи. На тепер широко вивчаються зміни у генах, що кодують білки метаболізму ліпідів, які також можуть впливати на ризик гіперліпідемій і бути причиною схильності до гіпертонічної хвороби (ГХ). Деякі поліморфні варіанти генів, що регулюють метаболізм цих білків, можуть розглядатися як генетичні маркери схильності до формування атерогенних змін ліпідного спектру крові та розвитку атеросклерозу.

Вивчення метаболізму холестерину, його взаємодії як з дієтою, так і генетичними мутаціями за допомогою звичайних підходів є складним завданням через інтегрований характер цієї системи та часові масштаби. Застосування традиційних методів *in vivo* або *in vitro* може бути обмеженим під час перевірки гіпотез, оскільки такі підходи можуть бути ресурсомісткими, коштовними, непрактичними та потенційно неетичними. Таким чином, використання підходів системної біології стає все більш важливим інструментом у дослідженнях складних систем, оскільки системна біологія долає ряд проблем, окреслених раніше, але, що більш важливо, сприяє інтеграції даних, отриманих з різноманітних джерел, що веде до кращого розуміння того, як клітинна динаміка впливає на поведінку тканин і, зрештою, на стан систем усіх органів.

Мета роботи полягала в дослідженні порушення ключових механізмів обміну холестерину в організмі людини та його регуляції у печінці, кишечнику і периферичних тканинах хворих на артеріальну гіпертензію. Для рішення поставлених задач була використана модель обміну холестерину в організмі людини (Mc Auley et al, 2012), що знаходиться у вільному доступі у базі BioModels Database (<https://www.ebi.ac.uk/biomodels/BLOMD0000000434>). Модель Mc Auley et al, 2012 включає всі основні компоненти балансу холестерину в цілому, намагаючись описати складні механізми обміну і регуляції холестеролу. Метаболічні процеси, що враховані в моделі та проходять в клітинах різних органів, та зв'язок між ними показані на рис. 1. Ця модель була використана для перевірки гіпотези, що зміни рівня надходження холестеролу та зміни швидкості видалення ЛПНЩ із плазми є невід'ємною частиною розуміння росту рівня ЛПНЩ при ГХ. Моделювання з метою перевірки певних гіпотез здійснювали у програмі COPASI.

Наступні математичні маніпуляції були використані у роботі:

- Дослідження змінення потоків реакцій та концентрацій речовин з часом. З цією метою використовували опцію Time-course програми COPASI. Ця процедура передбачає рішення системи диференціальних рівнянь, що складають математичну модель. Результат – часові залежності змінення концентрацій метаболітів та потоків реакцій.

- Процедура Parameter Scan програми COPASI дозволяє досліджувати вплив певних параметрів моделі на поведінку системи в стаціонарному і нестаціонарному станах. Модель, що використовується в роботі не має стаціонарного рішення, в зв'язку з цим процедура сканування параметрів була використана для дослідження динамічної поведінки системи. Результат – сукупність залежностей, що демонструють характер змін при збуренні системи. Використовуючи процедуру Parameter Scan ми дослідили вплив дієтичного холестерину на процеси обміну холестерину у тканинах і плазмі крові.

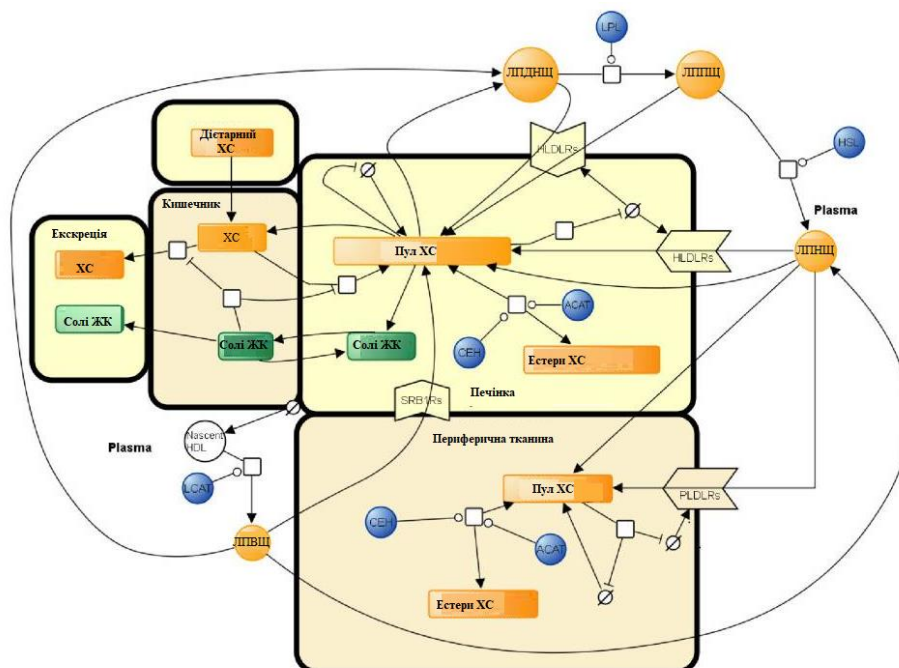


Рис. 1. Схема метаболічної мережі обміну холестеролу в організмі людини відповідно до Mc Auley M.T., Wilkinson D.J., Jones J.J., Kirkwood T.B. A whole-body mathematical model of cholesterol metabolism and its age-associated dysregulation. BMC Syst Biol. 2012. 10,6. P. 130.

Оскільки ми намагалися проаналізувати зміни, які відбуваються на рівні метаболічних процесів обміну холестерину при гіпертонії, то ми використали дані обстеження, що свідчать про рівні холестеролу плазми крові у хворих на гіпертонію. Ми виходили з того, що у хворих на ГП рівень ЛПВЩ знижувався на 10%, а ЛПДНЩ і ЛПНЩ зростав у 2,5 та 2 рази відповідно. Ці значення були введені у програму і зафіксовані. Отримані часові залежності змінення концентрацій метаболітів і потоків реакцій в нормі і при ГХ показують збільшення пулу вільного і естерифікованого холестеролу в тканинах печінки і периферичних тканинах у хворих на ГХ. Поряд з цим, кількість рецепторів печінки (HDLR), задіяних в процесах поглинання ЛПНЩ з плазми крові знижується. Отримані дані моделювання співпадають з літературними відомостями про те, синтез HDLR піддається гальмуванню внутрішньоклітинною концентрацією вільного холестеролу.

Порушення обміну ЛПНЩ є біохімічною основою ряду важких порушень ліпідного обміну. Поряд з цим, за даними моделювання посилюється екскреція жовчних кислот і в більшому ступеню холестеролу, що може стати причиною змінення складу жовчі. Відомо, що наслідком дисліпопротеїнемії є розвиток холестозів жовчного міхура та атеросклероз артеріальної стінки, таким чином, результати моделювання співпадають з літературними даними.

Механізми, що лежать в основі обміну холестеролу, мають дуже складну регуляцію для збереження балансу холестеролу в організмі. Цей баланс підтримується скоординованою взаємодією між поглинанням холестеролу, екскрецією та синтезом.

За допомогою моделі було проаналізована динаміка холестеролу плазми крові у відповідь на збільшення споживання холестеролу. За результатами моделювання рівень рецепторів до ЛПДНЩ і ЛПНЩ знижується при збільшенні споживання холестеролу. При

зниженні споживання холестерину (споживання дієтичного холестеролу 150 мг/добу) ці шляхи відновлюються. Результати моделювання свідчать про те, що зміни швидкості поглинання кишкового холестерину та швидкість видалення ЛПНЩ із плазми можуть бути причиною підвищення рівня ЛПНЩ у людей з гіпертонічною хворобою.

За результатами моделювання збільшення споживання холестеролу з їжею не викликає достовірних змін вмісту ЛПВЩ, проте рівень ЛПДНЩ і ЛПНЩ має динаміку до зростання. Наслідком цих змін буде підвищення рівня атерогенності плазми.

Таким чином, належні стратегії дієтичного втручання на основі подібних моделей можуть бути використані для зменшення ризику серцево-судинних захворювань та здорового старіння. З результатів моделювання, представлених у даній роботі, зрозуміло, що метаболізм холестерину є складною багатокомпонентною системою. Зміни у цій багатокомпонентній системі внаслідок процесу гіпертонічної хвороби можуть призвести до високого рівня холестерину в плазмі, особливо ЛПНЩ. Ми також показуємо, що збільшення споживання холестерину та зменшення швидкості видалення ЛПНЩ із плазми є невід'ємною частиною розуміння дисрегуляції обміну холестерину при гіпертонічній хворобі.

МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ РОЗВИТКУ ЕПІДЕМІЧНИХ ПРОЦЕСІВ

Анатолій ПОВОРОЗНЮК, Олександр СТОРОЖУК

*Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут»
ai.povoroznjuk@gmail.com*

При несподіваному виникненні спалахів епідемій (характерний приклад – COVID19) надзвичайна ситуація на уражених територіях буде різко змінюватися і формуватися складна обстановка з швидкою зміною динаміки. Основними факторами, які зумовлюють складність вирішення завдань оперативного аналізу і прогнозу розвитку епідемій, а також завдань протидії є наступні:

- поява великого числа хворих людей в короткий період часу;
- число уражених людей стає надзвичайно великим та перевищує можливості наявних сил і засобів з протидії епідемії;
- необхідність швидкого (оперативного) аналізу і прогнозу обстановки з виробленням адекватного рішення по організації, реалізації і управління силами і засобами протидії з єдиного центру з метою виявлення, локалізації та ліквідації епідемій при мінімальних соціальних та інших наслідках.

У цих умовах особливого значення набувають випереджаючі наукові дослідження з аналізу і прогнозу ймовірних сценаріїв розвитку епідемій небезпечних інфекційних захворювань, які можуть з'явитися в результаті надзвичайних ситуацій природного і техногенного характеру.

Для збору і обробки даних про розповсюдження епідемії створено медичні автоматизовані системи, в яких моделювання епідемічних процесів відіграє найголовнішу роль. Такі моделі аналогічні моделям «хижак–жертва», але використовується дещо інша термінологія – «паразит–господар». Розглядаються дві популяції: однорідна популяція паразита, що викликає захворювання, і однорідна популяція господаря (людина). Епідемія – саморегульований процес взаємодії популяцій паразита і господаря.

Класичною вважається модель Кермака – Макендріка, яка запропонована в 1927 р та є

системою звичайних диференційних рівнянь [1]. Варіантами модифікації класичної моделі є її уточнення при додатковому врахуванні наступних факторів: періодичність повторюваності спалахів епідемій (сезонний фактор), інкубаційний період збудника (модель описується системою диференційних рівнянь з запізнюючими зміними), популяційний імунітет та зниження вірулентності збудника.

Врахування популяційного імунітету та зниження вірулентності збудника дозволяють моделювати об'єктивний механізм самозгасання епідемічного процесу.

У ході розгляду літератури та аналізу методів побудови моделей розвитку епідемічних процесів, було встановлено що існуючі методи потребують налаштування багатьох параметрів, і можуть застосовуватися в спеціалізованих епідемонологічних лабораторіях та установах.

Якщо розглядати процес розвитку епідемії в вигляді «чорного ящика», то модель будується по експериментальним даним, які в цьому випадку представляють часовий ряд [2]. Отже, часовий ряд - це послідовність упорядкованих у часі числових показників, що характеризують рівень стану і зміни досліджуваного явища. Всякий часовий ряд включає два обов'язкові елементи: по-перше, час t , по-друге, конкретне значення показника, або рівень ряду $y(t)$. Фактор часу тут набуває вирішальне значення.

У вивченні часових рядів велике місце займає питання щодо закономірності змін статистичних показників у часі протягом тривалого періоду. Основний тенденцією, або трендом називається характеристика процесу зміни явища за тривалий час, звільнена від випадкових коливань.

Основною задачею аналізу є виділення аналітичного опису тренду та сезонної компоненти, які в подальшому використовуються для прогнозування часового ряду на короткостроковий та довгостроковий період.

Аналіз починається з виявлення наявності чи відсутності тренду цілому. Для цієї мети перевіряється основна гіпотеза H_0 : про відсутність тренду згідно кумулятивного T -критерію. Розрахункові значення T -критерію порівнюються з критичними при заданому рівні значимості α . Якщо розрахункове значення T_p перевищує критичне (табличне) значення критерію $T_{кр}$, то гіпотеза H_0 відкидається, отже в вихідному часовому ряду існує тренд. В іншому випадку, якщо $T_p < T_{кр}$ визнається відсутність тренду в часовому ряду.

Для виявлення типу розвитку можуть використовуватися різні методи і критерії, зокрема відомі способи згладжування, кожен з них має свої особливості та галузі застосування:

Метод ковзних середніх використовується в тому випадку, коли необхідно представити загальну картину розвитку, засновану на механічному повторенні одних і тих же дій щодо збільшення інтервалу часу. Метод простої ковзної середньої прийнятний, якщо графічне зображення ряду динаміки нагадує пряму лінію. У цьому випадку не спотворюється динаміка досліджуваного явища. У разі, коли тенденція вихідного ряду, що характеризує досліджуваний процес, не може бути описана лінійним трендом, найбільш надійним є використання зваженої ковзної середньої.

Зважена змінна середня відрізняється від простої ковзної середньої тим, що рівні, що входять в інтервал усереднення, підсумовуються з різними вагами. Зокрема, вагові коефіцієнти визначаються за трикутником Паскаля. В даному методі важливим є правильний вибір інтервали усереднення (апертури).

Модель поліноміальної регресії. Якщо тренд нелінійний, то використовуються більш складні вирази поліноміальної нелінійної регресії, в якій вхідними факторами є значення

часового ряду в попередні відліки часу. Такий вид регресії отримав назву авторегресії. Ступінь полінома задається дослідником, а коефіцієнти моделі авторегресії визначаються методом найменших квадратів по попереднім відлікам часового ряду. В подальшому модель застосовується для прогнозу майбутніх значень.

Опис трендів іншими аналітичними функціями. При наявності додаткових знань про форму тренда застосовуються інші аналітичні функції, які більш адекватно описують наявний тренд або його участок. Найшли широке застосування моделі експоненційного, гіперболічного, логарифмічного, логістичного трендів.

В середовищі MATLAB розроблена програма моделювання та прогнозування епідемологічного процесу, в якій є можливість застосування всіх розглянутих раніше математичних методів виявлення тренду як на всьому інтервалі спостереження, так і на окремих ділянках, які відповідають різним фазам розвитку епідемологічного процесу (початкова фаза, спалах, фаза затухання).

Спираючись на реальні статистичні дані поширення сифілісу на Україні за останні 20 років була побудована математична модель виділення тренду, на кожній з відмічених фаз розвитку епідемії. На основі побудованих моделей було виконано короткостроковий (5 років) та довгостроковий (10 років) прогноз розвитку епідемії, який підтвердив адекватність розроблених моделей.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Комп'ютеризація спеціалізованих середовищ : навч. посіб. / Н. М. Бондіна, А. І. Поворознюк, О. М. Шеїн. – Харків : "НТМТ", 2013. – 378 с.
- [2] Андерсен Т. Статистический анализ временных рядов. Перевод с английского. И. Г. Журбенко, В. П. Носко. Под ред. Ю. К. Беляева. – М.: Мир, 1976. – 757с.

ОСОБЛИВОСТІ ВИКОРИСТАННЯ НЕЧІТКИХ ЛОГІЧНИХ СИСТЕМ ТИПУ-1 ТА ТИПУ-2 У МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ

Наталія КОНДРАТЕНКО
Вінницький національний технічний університет
kondrn2014@gmail.com

Вступ. Останнім часом значно зростає значення інформаційного забезпечення самих різних медичних технологій, тому розробка і впровадження інтелектуальних систем у галузі медицини є на сьогоднішній день однією із самих актуальних задач.

Однак в Україні при діагностиці, призначенні лікувальних заходів, прогнозуванні перебігу захворювань і їх наслідків, практично не використовують можливості програмного забезпечення, яке передбачає використання інтелектуальних технологій. Очевидно, що інтелектуальні системи на даний час з успіхом можуть сприяти підвищенню ефективності роботи лікаря, як системи-порадники для практикуючого лікаря. Такі системи спроможні не тільки надати лікарю поради, а і замінити його в певних ситуаціях особливо в умовах неповноти вихідної інформації. Реалізація нечітких логічних систем в першу чергу пов'язана з теорією нечітких множин, яка вперше була запропонована американським математиком Л.Заде в 1965р. [1], і призначалася для подолання труднощів представлення неточних понять, аналізу і моделювання систем, у яких бере участь людина. Подальший розвиток цієї теорії був розвинутий в багатьох роботах [2,3], де було подано основні теоретичні положення та методи побудови нечітких логічних систем, НЛС тпу-1 та НЛС типу-2 (Fuzzy Logic System, FLS type-

1 та FLS type-2). З використанням нечітких логічних систем у галузях медичної діагностики пов'язані і успішні дослідження українських вчених [4,5].

На даний час у розробників інтелектуальних систем та медичних фахівців виникає багато питань стосовно умов, що повинні виконуватись на практиці, для побудови та впровадження таких систем у сучасні інформаційні технології в медицині.

Постановка задачі. Проблеми прийняття рішень в складних умовах, коли розробники мають справу з аналізом та моделювання систем, у яких бере участь людина, займають на даний час особливе місце в інтелектуальних технологіях. Математичні методи, пов'язані з інтелектуальними технологіями, стали широко застосовуватися для опису й аналізу складних медичних задач, де вихідна інформація є неповною або використовує неточні чи наближені поняття.

Поставимо задачу аналізу архітектури нечітких логічних систем типу-1 та нечітких логічних систем типу-2 з інтервальними функціями належності, що дозволяють розв'язувати задачі медичної діагностики та прогнозування станів захворювання з врахуванням думки експерта.

Мета роботи – підвищення якості відображення предметної області, що пов'язана з медичними дослідженнями, за рахунок оптимального вибору типу архітектури нечіткої логічної системи.

Виклад основного матеріалу. В галузі медицини при проектуванні нечітких логічних систем може виникати ряд проблем, таких, наприклад, як неможливість отримати задовільної помилки функціонування системи. В такому випадку, найбільш вірним з теоретичної точки зору виглядає розв'язання задачі побудови НЛС на основі оптимізації архітектури системи за допомогою мінімізації розмірності параметрів, при цьому обов'язковим є врахування умови адекватності представлення предметної області. А також з врахуванням особливостей предметної області у медичній галузі, для відображення якої будується НЛС. В основному треба врахувати, що усі медичні задачі, які розв'язує людина, мають відомий і визначений набір параметрів, на підставі якого необхідно одержати недвозначну відповідь по відомому і визначеному порядку дій. Але багато є задач, в яких не можна врахувати всі параметри, від яких залежить відповідь, а можна лише виділити приблизний набір найбільш важливих параметрів. Оскільки частина параметрів при цьому є малоінформативними, відповідь має наближений характер, а запропоноване рішення не може бути точним. До останніх можна віднести задачі діагностики, диференціальної діагностики, прогнозування станів хворого, вибору стратегії і тактики лікування та ін. Очевидно, що для успішного розв'язання задач такого типу є доцільною побудова НЛС типу-1 та НЛС-типу-2.

Представимо основні науково-методологічні принципи побудови нечітких логічних систем як типу-1 так і типу-2, які необхідні для їх реалізації. Першим і дуже важливим є принцип лінгвістичності. Розкриємо його основні риси.

1. Принцип лінгвістичності діагнозу і параметрів стану хворого.

У відповідності з цим принципом діагноз хворого (вихідна змінна) і параметри його стану (вхідні змінні) будемо розглядати як лінгвістичні змінні з якісними термами. Згідно з теорією нечітких множин лінгвістичною зміною є така змінна, значеннями якої є слова або речення природної мови.

2. Принцип лінгвістичності знань про предметну область.

Згідно цього принципу причинно-наслідкові зв'язки між параметрами стану хворого (причинами) і діагнозом (наслідок) подаються природною мовою, а потім відбувається формалізація у вигляді сукупності нечітких логічних виразів: „якщо-то, інакше”. Для отримання таких виразів (правил, знань) використовується історія хвороби з верифікованими (правильно поставленими) діагнозами або досвід лікарів-діагностів в даній області медицини.

3. Принцип ієрархічності знань про предметну область.

У відповідності з цим принципом проводиться класифікація вхідних параметрів і будується дерево логічного висновку, яке визначає систему вкладених один в одного висловлювань-знань меншої розмірності. За рахунок принципу ієрархічності можна враховувати велику кількість параметрів стану хворого, які впливають на його діагноз.

При побудові нечітких логічних систем виникає задача вибору оптимальної в певному сенсі архітектури системи. Під архітектурою розуміється набір таких параметрів системи [4]: визначення параметрів та областей їх зміни; оцінка якісних (кількісних) параметрів; визначення типів рішень; побудова дерева виведення; створення бази знань; побудова функцій належності; настроювання нечіткої системи.

При виборі архітектури нечіткої системи треба враховувати, що певній предметній області може відповідати значна кількість можливих архітектур системи, які будуть адекватно описувати цю предметну область. Тому більшість дослідників у галузі медицини розробляють системи за таким правилом: частина параметрів архітектури є фіксованою і обирається емпірично, або кількість входів, кількість виходів вибираються за рекомендацією практикуючого лікаря, кількість і вигляд функцій належностей для кожного входу і виходу, вид і кількість правил в нечіткій базі знань вибирають в залежності від наявності історій хвороби, яка досліджується. Вибір методу приведення до чіткості як правило залишається за розробником системи. Після цього вирішується задача оптимізації архітектури системи по мінімізації похибки функціонування на тестовій вибірці для параметрів функцій належності і ваг правил. При цьому може виникати ряд проблем, таких як неможливість отримання задовільної помилки функціонування системи. Можливий вихід – це настроювання параметрів функцій належності за допомогою генетичного алгоритму. Представимо нечітку логічну систему, яка реалізує задачу медичної діагностики у вигляді узагальненої структурної схеми, наведеної на рис.1. На структурній схемі подано узагальнений механізм функціонування нечіткої логічної системи.

Побудову НЛС для розв'язання задач медичної діагностики будемо розглядати як процес прийняття рішення в системі з одним вихідним параметром (діагнозом) та n вхідними змінними. Будемо позначати:

d (d_1, d_2, \dots, d_m) – певний вихідний параметр, значення якого визначає діагноз хворого в галузі медицини; x_1, x_2, \dots, x_n – вхідні змінні, які характеризують стан хворого і які впливають на його діагноз, тобто: $d = FD(x_1, x_2, \dots, x_n)$,

де FD – певна апріорно невідома функція, яка пов'язує вхідні і вихідні змінні.

Для функціонування НЛС типу-1 вибирається модифікована гаусова функція належності, яка будується на основі нечітких множин типу-1, де подається ступінь належності елемента x до підмножини A . Подано співвідношенням (1), (b – центр, c – розсіювання).

$$\mu(x) = e^{-\left(\frac{x-b}{c}\right)^2} \quad (1)$$

Для функціонування НЛС типу-2 з інтервальними функціями належності вибирається теж модифікована гаусова функція належності, яка будується на основі нечітких множин типу-2. Побудова такої функції здійснюється за допомогою алгоритму [7,8]. Цей алгоритм дозволяє контролювати розтяг одного з параметрів функцій належності вхідних змінних при одночасному збереженні адекватності прийняття рішень нечіткою системою (зображено на рисунку 2).

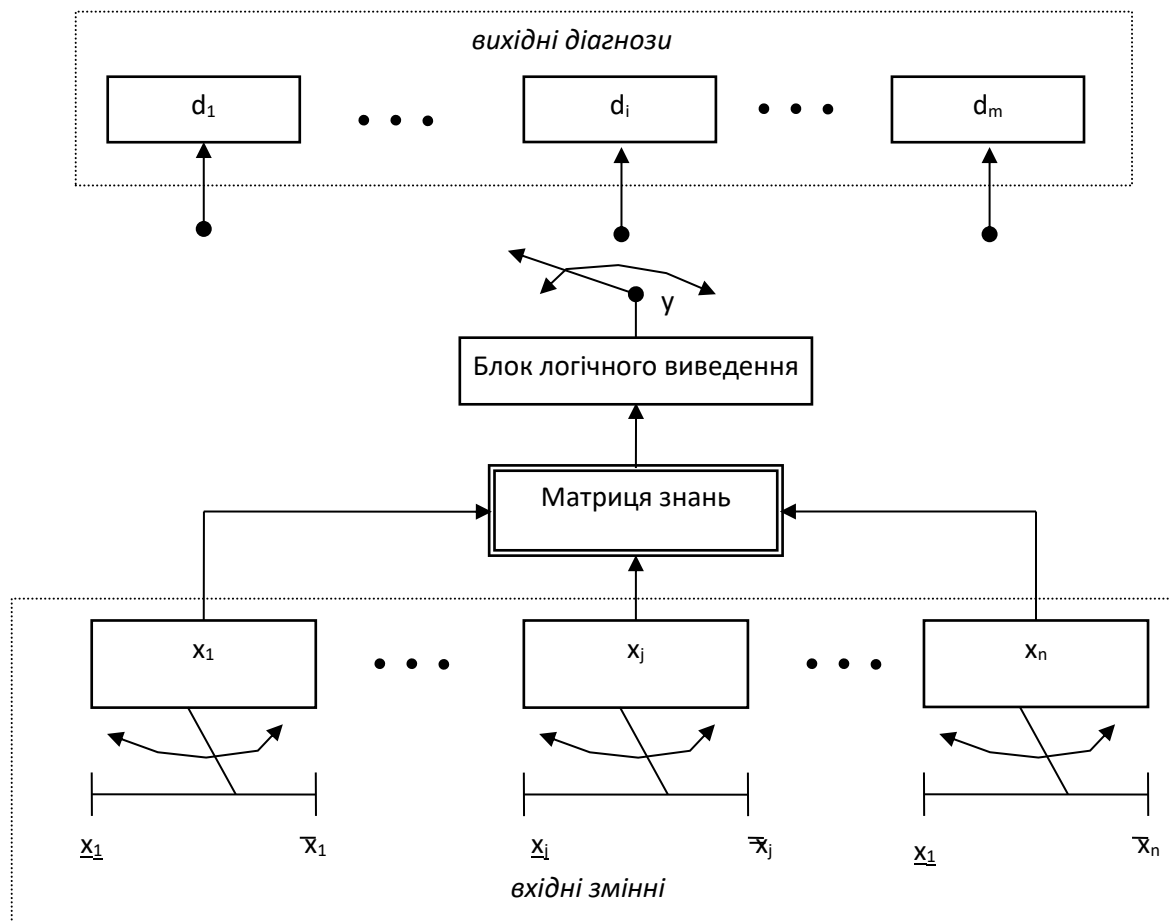


Рисунок 1 - Структурна схема нечіткої логічної системи

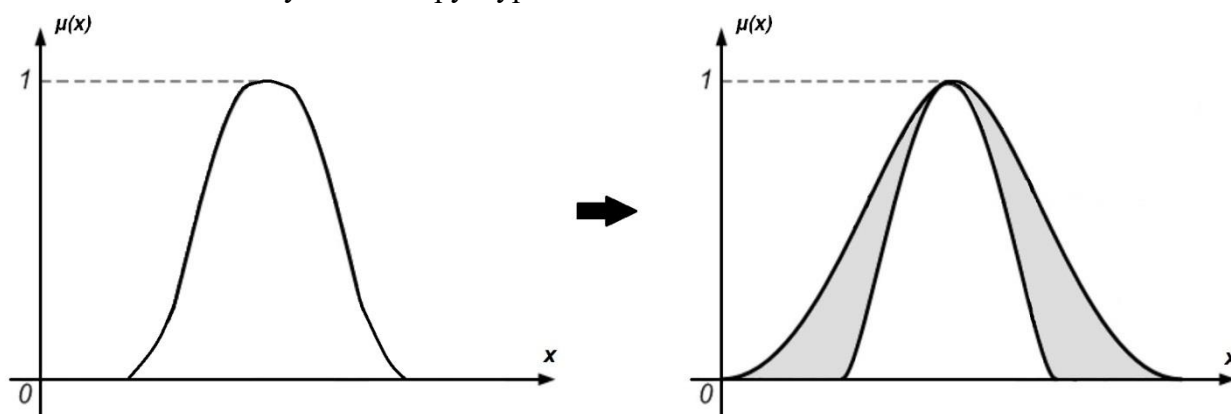


Рисунок 2 - Звичайна та інтервальна функції належності Гауса.

Розглянемо особливості використання НЛС типу-1 та НЛС типу-2 на прикладі задачі діагностики захворювання ендокринної системи.

Для НЛС типу-1 у відповідності з існуючою клінічною практикою ступінь захворювання будемо визначати таким чином :

- d1 – легка форма захворювання;
- d2 – захворювання середньої степені важкості;
- d3 – тяжка форма захворювання гіпотиреозу;
- d4 – відсутність захворювання.

Маємо 39 вхідних параметрів та вибірку результатів роботи НЛС типу-1 [5].

Представимо перевірку адекватності системи на основі результатів діагностування, що були одержані за допомогою НЛС типу-1. Перевірку будемо здійснювати на експериментальних даних про предметну область, які містять інформацію про значення вхідних параметрів і відповідні верифіковані діагнози. Фрагмент результатів тестування початкової системи подано в таблиці 1, „*” позначено помилки діагностування.

Таблиця 1

№	x ₁	x ₂	x ₃	x ₄	x ₅	x ₆	x ₇	...	x ₃₇	x ₃₈	x ₃₉	Верифікований діагноз	Вихід системи	Діагноз системи
1	1	50	3	0	0	4	0	...	130	4	7	2	2.0000	2
2	1	48	1	0	0	3	1	...	118	4	4.4	2	2.0000	2
...
6	1	44	11	0	0	0	0	...	134	4.4	8	2	1.6098	2
7	1	54	3	0	1	1	0	...	110	3.4	8.9	1	1.0000	1
8	1	40	1	1	1	1	0	...	92	3.2	5.7	2	2.9524	3*
9	1	50	25	0	0	0	1	...	120	4.3	8.8	2	2.5135	3*

Аналіз результатів роботи системи показав [5], що в більшості випадках значення верифікованих діагнозів і діагнозів, які поставила система, співпадають. Але були випадки, коли система дала в якості вихідного значення невизначеність. В таблиці 1 наведено приклад такої невизначеності, це випадок 8,9. Взагалі така система не забезпечує задовільної адекватності представлення предметної області і не може використовуватися в лікарській практиці. Тому існує нагальна необхідність в настроюванні моделі для зменшення помилки діагностування. Для розв'язання задачі оптимізації системи по параметрам функцій належності необхідно використати генетичний алгоритм. Після навчання системи діагностування результати перевірки працездатності системи є задовільними (наведено в таблиці 2).

Таблиця 2.

№	x ₁	x ₂	x ₃	x ₄	x ₅	x ₆	x ₇	...	x ₃₇	x ₃₈	x ₃₉	Верифікований діагноз	Вихід системи	Діагноз системи
1	1	50	3	0	0	4	0	...	130	4	7	2	1.9425	2
2	1	48	1	0	0	3	1	...	118	4	4.4	2	1.9283	2
3	1	40	1	0	0	0	0	...	120	3.88	4.9	2	1.9460	2
...
6	1	44	11	0	0	0	0	...	134	4.4	8	2	1.8826	2
7	1	54	3	0	1	1	0	...	110	3.4	8.9	1	0.9735	1
8	1	40	1	1	1	1	0	...	92	3.2	5.7	2	1.9048	2
9	1	50	25	0	0	0	1	...	120	4.3	8.8	2	1.9518	2

Наведемо приклад генерації НЛС типу-2 з інтервальними функціями належності з експериментальних даних для діагностування хвороби в задачі, що подана вище.

Нечітка логічна система типу-2 будується на основі експериментальних даних, які визначають центри нечітких множин консеквентів і анцетедентів правил.

Процес генерування на базі експериментальних даних НЛС з інтервальними функціями належності здійснюється за допомогою алгоритму [6,7]. На основі цього алгоритму відбувається одночасно зменшення вибірки та генерування НЛС з інтервальними функціями належності. Центри інтервальних функцій належності визначаються відповідними експериментальними даними на основі медичних даних. Результати роботи НЛС типу-2 подано в таблиці 3.

Таблиця 3

№	x ₁	x ₂	x ₃	x ₄	x ₅	x ₆	x ₇	...	x ₃₇	x ₈	x ₃₉	Верифікований діагноз	Вихід системи	Діагно з ситеми
1	1	5 0	3	0	0	4	0	...	13 0	4	7	2	[1.5889, 1.6799]	2
2	1	4 8	1	0	0	3	1	...	11 8	4	4.4	2	[2.1373, 2.2341]	2
3	1	4 0	1	0	0	0	0	...	12 0	3. 9	4.9	2	[1.9130, 2.1987]	2
4	1	5 4	3	0	1	1	0	...	3.4	8. 9	3.4	1	[0.9760, 1.1021]	1
...
7	1	3 5	0. 3	0	1	0	0	...	11 0	4. 3	6.2	2	[1.7718, 1.8391]	2

НЛС типу-2 з інтервальними функціями належності має на виході інтервал, який відображає існуючу невизначеність у вихідних даних, появу якої можна пояснити наявністю великої кількості якісних та кількісних параметрів стану хворого, серед яких багато малоінформативних.

Висновки. Перевірки НЛС типу-1 та інтервальних типу-2 на працездатність в умовах, коли в якості навчальної вибірки приймаються реальні історії хвороби з верифікованими діагнозами показують високу точність результатів моделювання. Можна вважати, що розроблені системи можуть реально використовуватися в клінічній практиці з високим рівнем довіри до вихідних діагнозів. Але кінцевий діагноз повинен підтверджувати кваліфікований лікар.

Нечіткі логічні системи типу-1 та інтервальні типу-2, в порівнянні з усіма іншими методами в медичній практиці, є перспективними, оскільки при їх використанні є можливість прямої роботи зі знаннями практикуючого лікаря у вигляді висловів природної мови.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Zadeh L.A., "Fuzzy sets" // Information and Control, vol.8, pp. 338-353, 1965.
- [2] Mendel J.M., John R.I., Liang Q. Interval Type-2 fuzzy logic systems: theory and design // IEEE Transactions on Fuzzy Systems, pp. 535-550, 2000.
- [3] Liang, Q., & Mendel, J. M. Interval type-2 fuzzy logic systems: Theory and design. IEEE Trans. Fuzzy Syst., 8, pp.535–550, 2000.
- [4] Ротштейн А.П. Интеллектуальные технологии идентификации: нечеткие множества, генетические алгоритмы, нейронные сети. – Винница: «УНИВЕРСУМ-Вінниця», 1999. – 320с.
- [5] Кондратенко Н.Р., Зелінська Н.Б., Куземко С.М. Діагностика гіпотиреозу на основі нечіткої логіки з використанням інтервальних функцій належності // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – 2003. – № 4. – С. 52–58.
- [6] Кондратенко, Н. Р. Забезпечення адекватності інтервальних нечітких моделей типу-2 в задачах ідентифікації складних об'єктів [Текст] / Н. Р. Кондратенко, О. О. Снігур // Системні дослідження та інформаційні технології. – 2019. – № 6. – С. 21–28.
- [7] Nataliia R. Kondratenko Applications Type-2 Membership Functions in Fuzzy Logic Systems Under Conditions of Uncertainty Input Data Proceedings of XVI International Conference Measurement and Control in Complex System (MCCS-2022) DOI: <https://doi.org/10.31649/mccs2022.02>

IMPORTANCE OF TOPIC "SURFACE TENSION" FOR CLINICAL THINKING FORMATION OF MEDICAL STUDENTS OF DIFFERENT SPECIALTIES

Volodymyr FEDIV, Olena OLAR, Tetiana BIRIUKOVA
Bukovinian State Medical University
e-mail: elena.olar@ukr.net

The study of the phenomenon of surface tension (ST) of human biological fluids began in 1911 and in modern conditions, both classical and modern methods are used for its research [1], since quantitative indicators are valuable and useful information for diagnosing and monitoring the effectiveness of treatment, the quality of biocompatible materials, etc.

A qualified specialist in a certain field (medicine, dentistry, pharmacy, etc.) can identify cause-and-effect relationships in the complex of a change *indicator vs. the most likely problem*. This allows demonstrating of clinical thinking formation by knowledge accumulated during natural sciences studying i.e. medical and biological physics.

Here illustration of certain examples in terms effect–cause.

In medicine:

- increasing probability of hepatitis – increasing of bile acids concentration in urine – decreasing of ST of urine;
- certain pathology or denaturation of blood proteins due to thermal effects, as well as formation of blood clots and influence on blood flow characteristics – change in ST of blood;

- increased risk of atherosclerosis, hypertension and coronary heart disease – change in ST and hydrophobicity of vascular endothelium;
- choice of contact lens materials, assessment of eye health – ST of tear fluid;
- neonatal respiratory distress syndrome (RDS) (adult RDS, bronchial asthma, pneumonia, etc.) – surfactant deficiency in the alveolar space due to lung immaturity (disease) – alveolar collapse due to decreasing of Laplace pressure;
- the importance of the algorithm for carrying out medical manipulations on the vascular system - preventing the appearance of an air bubble in the bloodstream and its obstruction of blood flow or blood vessels – changes in the Laplace pressure ratio;
- the function of pharmaceuticals for bronchitis treatment - inhibition of mucus secretion and restoration of the condition of the mucous membrane of the bronchi and airways of the lungs – rarefaction and increasing of ST coefficient of the surfactant on bronchitis, etc. respiratory diseases due to increased secretion of mucus and thickening of the mucous membrane of the bronchi – non-fulfillment of the Laplace equation;
- formation of stones, reducing of cancer probability – degree of biocompatibility of materials, deviation of natural protection mechanisms – differences in adhesion level of different types of cells;
- optimal time for peritoneal dialysis since the level of ultrafiltration is a function of time – a change in the surface activity of dialysate components due to a change in the qualitative and quantitative composition of solution components, etc.

In stomatology:

- increasing probability of caries, destruction of tooth enamel – surfactant amount in the oral cavity insufficiency – decreasing of ST of child saliva;
- reducing the risk of accumulation of bacteria, caries and tartar - treatment of tooth surfaces with aqueous solutions of fluorine, which reduces the degree of wetting of enamel and dentine with the remains of drinks and food;
- quick penetration of the drug into the canals and microtubules of the tooth - Low KPN of liquids for expansion and detection of the mouth of the canals of the teeth, etc [3].

In pharmacy:

- stability of pharmaceuticals action – preservation of physical properties of medicinal substances;
- the main parameter for the preparation of dispersed systems – wettability of pharmaceutical powders;
- the purity of the substance checking – minor admixtures of surface-active substances in solution can significant change ST coefficient;
- coating quality of tablet forms – optimal surface tension for tablet coatings, etc.
- optimal surface tension for tablet coatings, etc. [4,5].

The examples of the educational material discussed above should provide to formation of students' professional competences of different medical specialty during studying of disciplines "Medical and biological physics" and "Biological physics with physical methods of analysis" and contribute to increasing the level of intrinsic motivation to study these disciplines. A special approach to the professional orientation of the educational material contributes to the understanding of the importance of the subjects of the natural science in the training of a medical student.

Therefore, it is important as part of a competent approach in medical education to perform the ability to search for cause-and-effect relationships for the direction of one's future activity, with maximum horizontal and vertical integration into the disciplines studied by medical students. A special approach to the professional orientation of the educational material contributes to the understanding of the importance of the subjects of the natural science in the training of a medical student, and studying of mechanism of surface phenomena is expedient, useful, important in training future medical staff and pharmacists.

REFERENCES

- [1] S. Patra, "Surface Tension in Pharmaceutical Dosage Forms", *Journal of Life Science and Biotechnology*, vol. 1, pp. 17-19, 2016. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/303718381_Surface_Tension_in_Pharmaceutical_Dosage_Forms. [Accessed Feb. 17, 2023].
- [2] A. Fathi-Azarbayjani, A. Jouyban "Surface tension in human pathophysiology and its application as a medical diagnostic tool", *BioImpacts*, vol. 5(1), pp. 29-44, 2015. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4401165/>. [Accessed Feb. 17, 2023].
- [3] S.J. Marshalla, S.C. Bayned, R.Baierb, A. P. Tomsiac, G. W. Marshall "A review of adhesion science", *Dental materials*, vol. 26, pp.e11–e16, 2010. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S010956410900503X> [Accessed Feb. 17, 2023].
- [4] E. O. Olorunsola, M. O. Adedokun, "Surface activity as basis for pharmaceutical applications of hydrocolloids: A review", *Journal of Applied Pharmaceutical Science*, Vol. 4 (10), pp. 110-116, 2014. [Online]. Available: https://japsonline.com/admin/php/uploads/1359_pdf.pdf. [Accessed Feb. 17, 2023].
- [5] A. Fathi-Azarbayjani., A. Jouyban., S. Y. Chan. "Impact of Surface Tension in Pharmaceutical Sciences" *J Pharm Pharmaceut Sci*. vol.12(2), pp. 218-228, 2009. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/26791601_Impact_of_Surface_Tension_in_Pharmaceutical_Sciences. [Accessed Feb. 17, 2023].

THE COMPONENT OF TEACHER'S EDUCATIONAL WORK FOR MEDICAL STUDENTS IN THE STUDY OF NATURAL SCIENCES SUBJECTS ON EXAMPLE OF MEDICAL AND BIOLOGICAL PHYSICS

Volodymyr FEDIV¹, Olena OLAR¹, Anatoly YEGORENKOV²

¹*Bukovinian State Medical University*

²*Bogomolets National Medical University*

e-mail: elena.olar@ukr.net

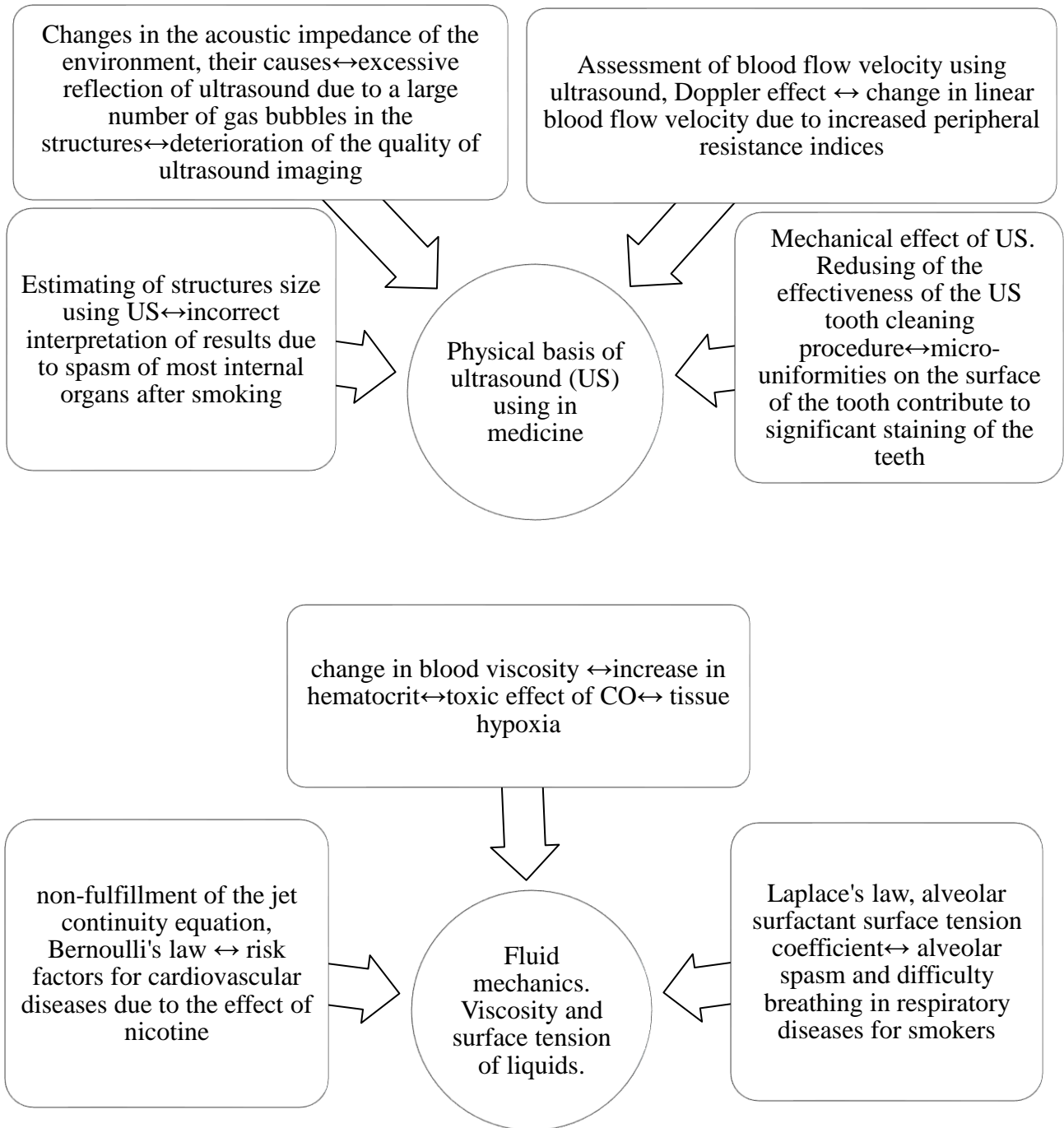
Nowadays tobacco smoking is one of current interest social and medical problem. It is the cause of many diseases (oncological, cardiovascular, respiratory, etc.)

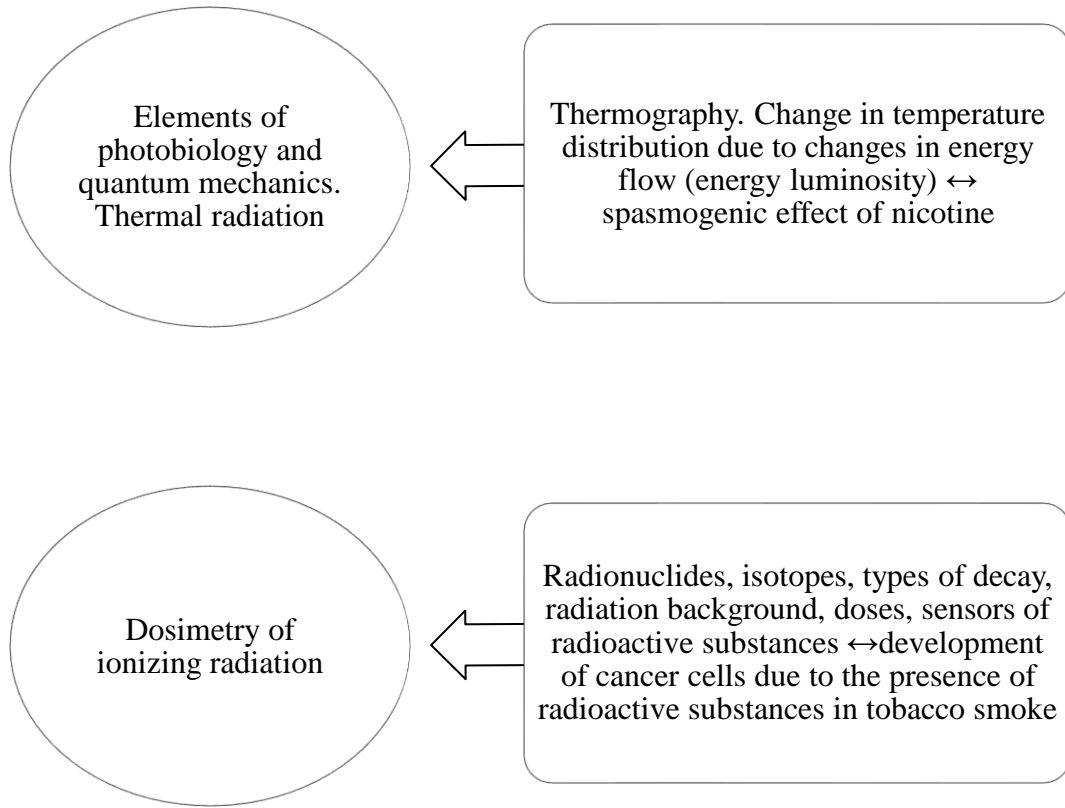
The clinical aspects of diseases caused by tobacco smoking are certainly widely covered within the majority of clinical disciplines, but the explanations of many of them are laid down during studying of a complex of disciplines of a natural sciences, namely biophysics and biochemistry. The growing volume of the latest medical data makes it possible to include in the educational process of the subject "Medical and Biological Physics" a lot of information about the negative impact of tobacco smoking on processes and phenomena in the human body, interpreting them from a physical point of view. Simultaneously, the actual medical and biological orientation of the subject is not lost.

The results of the negative impact of tobacco smoking can be presented in the context of those sections and topics that are considered in the study of the subject "Medical and Biological Physics" for students of the specialties "Medicine" and "Dentistry" with the establishment of cause-and-effect relationships.

Accents are on physical phenomena and changes in the physical properties of biological environments of smokers directly or after a certain time interval after smoking.

Let's consider some of them in the form of schemes (the central zone is the topic of the lesson, on the periphery the connection between the elements of the topic and medical aspects, i.e. cause-effect relationships).





Intensive educational work about the harmful effects of tobacco should be carried out by medical workers, and the educational process in medical education should contain numerous examples of the negative effects of tobacco smoking, including in the subjects of natural sciences, for instance, medical and biological physics.

АНАЛІЗ ТОЧНОСТІ НОСИМИХ ПРИСТРОЇВ ДЛЯ КОНТРОЛЮ БІОЛОГІЧНИХ ТА МЕДИЧНИХ ПОКАЗНИКІВ ЛЮДИНИ ЗА УМОВ РІЗНОГО ФІЗИЧНОГО НАВАНТАЖЕННЯ

Владислав ЗІНЕЦЬ, Артем МІЩЕНКО
Донецький національний університет ім. Василя Стуса
zinets.v@donnu.edu.ua

На сьогоднішній день люди все більше цікавляться тим, як легко контролювати своє здоров'я. Допомогою у цьому стали смарт годинники, моделей яких, стає все більше. І чим сучасніша модель, тим більше функціоналу для контролю за біологічними та медичними показниками. Наразі смарт годинники можуть контролювати кількість пройдених кроків, серцевий ритм, РАІ (рівень фізичної активності), насиченість кисню в крові, сон, рівень стресу та інше. Фізіологічні сигнали, зареєстровані носієм, можуть мати негайний клінічний, дослідницький і практичний вплив на моніторинг фізичної форми та стану здоров'я. Моніторинг біометричних даних за допомогою смарт годинників забезпечує новий підхід до кількісної оцінки поведінки пацієнтів з психічними розладами. Був проведений експеримент

в ході якого перевірили, чи можуть смарт годинники прогнозувати зміни психопатології пацієнтів із психотичними розладами. Проводився постійний моніторинг біомедичних показників у 35 пацієнтів (20 з шизофренією та 15 з біполярними розладами спектру) протягом 14 місяців. Результати показали, що збільшена HRA під час неспання та сну корелював із збільшенням позитивної психопатології. Крім того, зниження ВСР і збільшення її місячної дисперсії корелювали зі зростанням негативної психопатології. Тобто різні цифрові показники, отримані від смарт-годинника, можуть передбачати позитивні та негативні зміни психопатології пацієнтів із психотичними розладами [1]. Смарт-годинники можуть також бути корисними для тих, хто має хронічні захворювання. Наприклад, люди з діабетом можуть використовувати смарт-годинники для відстежування рівня глюкози в крові. Дослідження демонструють, що розумні годинники відкрили нові можливості в галузі самоконтролю діабету завдяки надання простіших способів моніторингу ГК, ін'єкцій інсуліну, фізичної активності та інформації про дієту безпосередньо з пристроєм [2].

Корисність фізіологічних показників, що вимірюються носимими пристроями, в клінічному застосуванні або наукових дослідженнях можлива лише при умові достатньої точності. Одним із фізіологічних параметрів, який часто вимірюють смарт годинники, є частота серцевих скорочень (ЧСС). Золотим стандартом для оцінки ЧСС є стандартна електрокардіограма (ЕКГ), тоді як вимірювання ЧСС за допомогою носіїв на зап'ясті переважно отримують за допомогою фотоплетизмографії (ФПГ) [3].

Метою нашої роботи було оцінити точність вимірювання ЧСС за допомогою смарт годинників та перевірити наявність залежності похибки від вимірюваної величини. Точність вимірювання ЧСС ми перевіряли для годинників Amazfit GTS та Xiaomi Mi 6 які використовують технологію ФПГ для вимірювання ЧСС. "Справжні" значення ЧСС ми оцінювали на основі сигналу ФПГ що реєструвався на вказівному пальці лівої руки, для піддослідного, що знаходився в сидячому положенні. Частота серцевого ритму отримана в такий спосіб буде мати похибку меншу за 1% порівняно з частотою серцевого ритму, що оцінюється за допомогою ЕКГ.

В ході експерименту піддослідний робив фізичні вправи (присідання) 30сек, а потім вимірювання по 30сек до нормалізації пульсу, потім знову фізичні вправи і так по колу. З кожним разом інтенсивність фізичної вправи збільшувалась. Піддослідний розумів коли починати нове вимірювання чи фізичну вправу за звуковим сигналом.

Вимірювання здійснювались на одному піддослідному, для кожного з годинників було отримано 60 значень ЧСС.

Реєстрація сигналу ФПГ здійснювалась за допомогою пристрою власної розробки на основі давача MAX30102. Обробка сигналу ФПГ проводилась з використанням пакетів Python: numpy, scipy, neurokit2 (інтерполяція, цифрова фільтрація, пошук діастолічних піків).

Для оцінки згідності частоти серцевих скорочень (ЧСС), що оцінювалась за допомогою ФПГ виміряної на пальці, а також за допомогою смарт годинника використовувався метод Бленда-Альтмана. В аналізі БА обчислювались наступні показники: систематична помилка (bias), нижня (LoAL) та верхня (LoAU) границі 95% інтервалу згідності, а також його ширина (Δ LoA). Ці показники обчислювались нами з використанням абсолютних, а також відсоткових різниць ЧСС отриманих двома методами [11, 31]. В нашій роботі був використаний непараметричний варіант аналізу БА [11, 29, 30] [30], для оцінки стаціонарної похибки використовувалась медіана, а для оцінки нижньої та верхньої границь LoA були відповідно використані 2.5% та 97.5% процентиля. Для всіх показників згідності обчислювався бутстраповський довірчий інтервал з корекцією зміщення і прискоренням (BCa). Метод бутстрапінгу реалізовувався за допомогою бібліотеки boot пакету R.

Годинник Amazfit GTS при значеннях пульсу приблизно більше 130 уд./хв видавав значення, що відрізнялись від справжніх більше ніж на 50%. Ці значення ми розглядали як

викиди, для цього годинника значення ЧСС більші за 130 уд./хв були виключені нами з розрахунків

На рис. 1 та 2 та В Табл. 1 та 2 наведені результати аналізу Бленда-Альтмана.

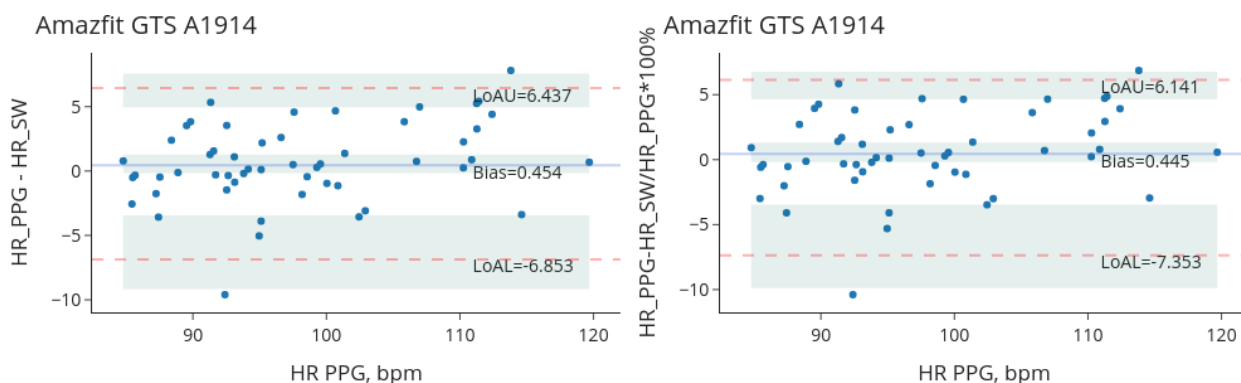


Рис. 1. Діаграми Бленда-Альтмана результатів вимірювання ЧСС за допомогою ФПГ з вказівного пальця (HR_PPG), а також за допомогою смарт годинника (HR_SW). Лівий графік представляє абсолютні різниці між вимірними значеннями, правий - відносні різниці. Напівпрозорі смуги показують 95% довірчі інтервали систематичної помилки, (bias), нижньої (LoAL) та верхньої (LoAU) границі 95% інтервалу згідності. Представлені данні годинника Amazfit GTS.

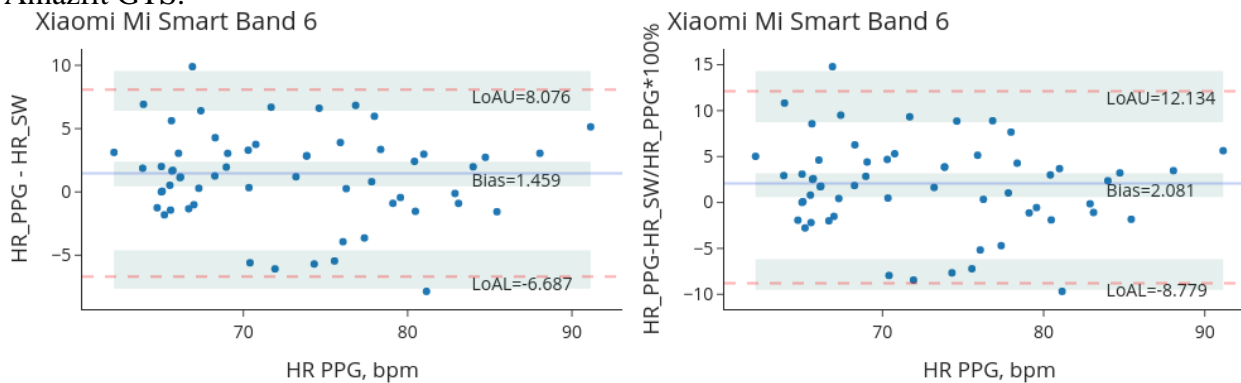


Рис. 2. Те саме, що на Рис. 1, але для годинника Xiaomi Mi 6

Таблиця 1. Показники згідності абсолютних різниць ЧСС, що були виміряні за допомогою ФПГ з вказівного пальця, а також за допомогою смарт годинника. В дужечках представлені 95% довірчі інтервали.

	Bias, ударів/хв	LoAU, ударів/хв	LoAL, ударів/хв	Δ LoA, ударів/хв
Amazfit GTS	0.45 (-0.16, 1.29)	6.43 (4.95, 7.58)	-6.85 (-9.16, -3.43)	13.29 (8.86, 16.53)
Xiaomi Mi 6	1.46 (0.45, 2.39)	8.08 (6.41, 9.55)	-6.69 (-7.64, -4.63)	14.76 (11.81, 16.91)

Таблиця 2. Показники згідності відносних різниць ЧСС, що були виміряні за допомогою ФПГ з вказівного пальця, а також за допомогою смарт годинника. В дужечках представлені 95% довірчі інтервали.

	Bias, %	LoAU, %	LoAL, %	Δ LoA, %
Amazfit GTS	0.45 (-0.2, 1.31)	6.14 (4.67, 6.76)	-7.35 (-9.89, -3.47)	13.49 (8.83, 16.30)
Xiaomi Mi 6	2.08 (0.61, 3.19)	12.13 (8.75, 14.32)	-8.78 (-9.52, -6.16)	20.91 (16.81, 23.40)

З рисунків видно, що згідність не залежить від значень вимірюваної величини. Розподіл точок на графіках розсіву є гомоскедастичним.

Статистично значущих відмінностей параметрів згідності, окрім ΔLoA у відсотковій формі, для двох моделей годинників знайдено не було. Ширина інтервалу згідності ΔLoA у помилки у відсотковій формі є більшою для годинника Xiaomi Mi 6. Згідність вимірювань, з урахуванням верхньої межі довірчих інтервалів, для обох годинників є близькою чи меншою до значення 10%. В роботах, що оцінюють згідність вимірювань показників варібельності серцевого ритму така згідність розглядається як гарна. Наскільки прийнятною така похибка може залежати від конкретного застосування результатів вимірювань.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Smartwatch digital phenotypes predict positive and negative symptom variation in a longitudinal monitoring study of patients with psychotic disorders/National and Kapodistrian University of Athens
- [2] Performance of the First Combined Smartwatch and Smartphone Diabetes Diary Application Study/Journal of Diabetes Science and Technology 2015, Vol. 9(3) 556–563
- [3] 14 September 2022/Agreement between two photoplethysmography-based wearable devices for monitoring heart rate during different physical activity situations: a new analysis methodology

ЧОТИРИЕЛЕМЕНТНИЙ КРЕМНІЄВИЙ *P-I-N* ФОТОДІОД ДЛЯ ОФТАЛЬМОЛОГІЧНОГО ОБЛАДНАННЯ

^{1,2} Микола КУКУРУДЗЯК, ¹ Ольга АНДРЕЄВА
¹ АТ «Центральне конструкторське бюро Ритм»
² Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича
mykola.kukurudzyak@gmail.com

Фотоприймачі (ФП) є однією із основних складових частин оптоелектронних пристроїв та систем. Потреби оптоелектроніки стимулюють створення ФП, що володіють високою швидкістю, чутливістю, мінімальними шумами, можливістю працювати в різних діапазонах довжин хвиль та ін. Актуальним завданням сучасної опто- та фотоелектроніки є розробка систем для виявлення координат різних об'єктів. Найчастіше в таких системах використовують координатні багатоеlementні [1] або матричні [2] *p-i-n* фотодіоди (ФД). Координатними ФП називають напівпровідникові фотоприймачі, вихідний сигнал яких визначається не тільки інтенсивністю і спектральним складом випромінювання, а і координатами опроміненої ділянки на фоточутливих елементах (ФЧЕ). Координатний ФД зазвичай являє собою двох- чи чотирьохелементний (іноді більше) фотодіод на одній напівпровідниковій пластині, при чому ФЧЕ розділені проміжками, меншими розміру світлового зонду. Для збільшення точності визначення координат об'єктів потрібно зменшувати зазори між ФЧЕ (d), також це актуально при зменшенні діаметру світлового зонда.

Так, в офтальмологічному обладнанні ФП повинен мати роздільну здатність, достатню для передачі дрібних деталей очного дна та високе відношення сигнал-шум для відтворення зображення очного дна з необхідним контрастом [3]. Зауважимо, що загальне процентне співвідношення різних біохімічних та анатомо-морфологічних компонент в біотканинах різняться в стані норми та при патології. Тому функціональний і патофізіологічний стани тканин відображаються на їх оптичних властивостях, які можуть бути зареєстровані за допомогою методів лазерної діагностики. Для діагностики захворювань ока застосовують різні довжини хвиль, зокрема 532, 577, 810 нм [4]. Відповідно виготовлення фотоприймачів

чутливих на даних довжинах хвиль є актуальним науково-технічним завданням. Тому метою роботи є виготовлення та дослідження чотириелементних кремнієвих $p-i-n$ ФД із мінімальними зазорами між ФЧЕ та чутливими в видимій та ближній ІЧ області.

Виготовлення фотодіодів проводили за дифузійно планарною технологією із використанням технологічних режимів запропонованих в [1]. При дослідженні можливостей зниження зазорів між ФЧЕ помічено значне зниження опору ізоляції між чутливим елементами ($R_{ФЧЕ-ФЧЕ}$) при зниженні d . Зразки із $d=200$ мкм володіли $R_{ФЧЕ-ФЧЕ}=13-14$ МОм, а при $d=50$ мкм - $R_{ФЧЕ-ФЧЕ}=76-156$ кОм. При $d=50$ мкм $R_{ФЧЕ-ФЧЕ}$ сягав критичного значення – фактично 4-елементний ФД функціонував як одноелементний та володів коефіцієнтом фотозв'язку порядку 80-90%. Зменшення опору ізоляції між елементами ФД було наслідком утворення інверсійних каналів витоку на межі розділу Si-SiO₂, що є характерним для високоомного кремнію p -типу [5], провідність яких зростала при зменшенні ширини зазорів. Відповідно за використанням технологічним маршрутом виготовлення придатних зразків із $d \leq 50$ мкм неможливе.

Для підвищення опору зазорів між площадками та зменшенню впливу інверсійних шарів вирішено утворити між ФЧЕ області обмеження каналів витоку – сильно леговані області, ізотипні з матеріалом підкладки (p^+ -типу). Вони запобігатимуть руху носіїв струму, які генеруються в інверсійних шарах на поверхні підкладки. Це втілювалось дифузійною бору в зазори між ФЧЕ, як це показано на Рис. 1.

Завдяки підвищенню опору ізоляції між ФЧЕ вдається отримати ФД із зазорами між елементами 31 мкм, при ширині p^+ -області 10 мкм. Введення додаткових технологічних операцій в технологічний маршрут дещо збільшує собівартість виробу, але внаслідок покращення ізоляції фоточутливих елементів вдається отримати низькі темнові струми. Так отримані ФД володіли густиною темнового струму $J_m=40-80$ нм/см² ($U_{zm}=120$ В) та $R_{ФЧЕ-ФЧЕ}=20-30$ МОм.

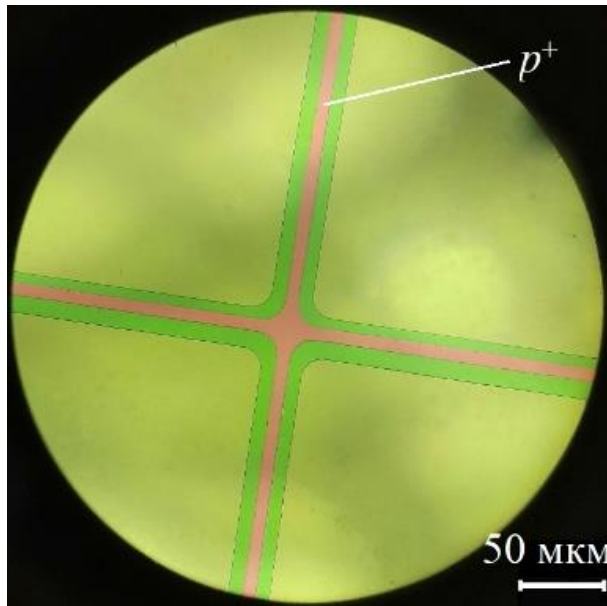


Рис. 1. Фото зазорів між ФЧЕ із p^+ -шаром

Отримано відносну спектральну характеристику чутливості запропонованих фотодіодів (Рис. 2). З Рис. 2 видно, що ФД чутливий в видимому та ближньому ІЧ діапазоні довжин хвиль. Отримані зразки володіли імпульсною фоточутливістю ($U_{zm}=120$ В) $S_{imp} \approx 0,5$ А/Вт при $\lambda=810$ нм, $S_{imp} \approx 0,26$ А/Вт при $\lambda=532$ нм та $S_{imp} \approx 0,3$ А/Вт при $\lambda=577$ нм.

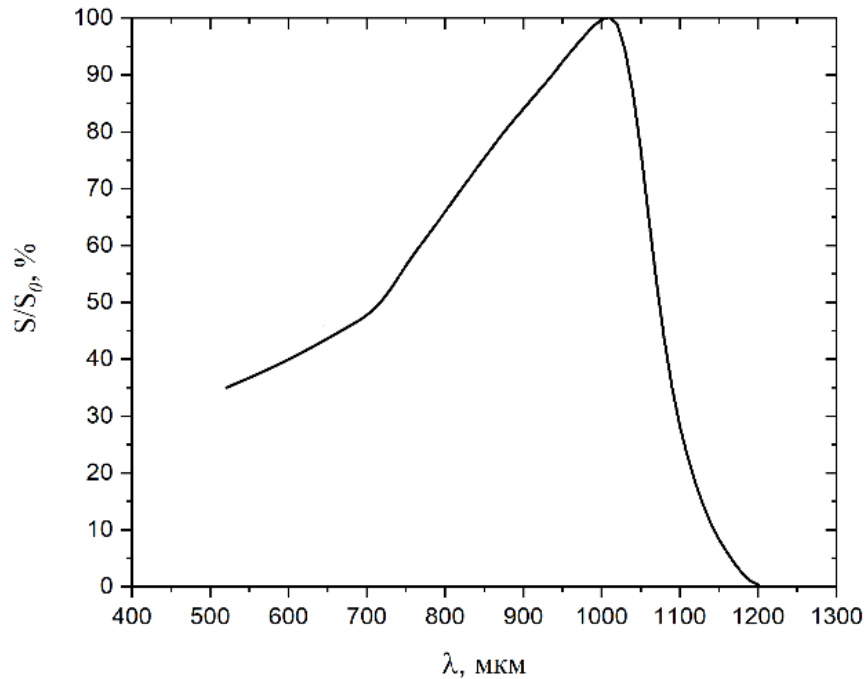


Рис. 2. Відносна спектральна характеристика чутливості ФД

Отримані ФП можна використовувати в мультихвильовому офтальмологічному обладнанні, що дозволить покращити їх параметри, оскільки дані ФД володіють найнижчими зазорами між ФЧЕ серед запропонованих на ринку такого ж типу і розміру та не поступаються в фоточутливості чи темнових струмах.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Kukurudziak M.S. Influence of Surface Resistance of Silicon *p-i-n* Photodiodes *n*⁺-Layer on their Electrical Parameters. *Physics and chemistry of solid state*. Vol. 23 No 4, 756-763 (2022). DOI: <http://dx.doi.org/10.15330/pcss.23.4.756-763>
- [2] K. Sun, J. Gao, R. Costanzo, T. -C. Tzu, S. M. Bowers and A. Beling, "Germanium Photodiode Arrays on Silicon-On-Insulator With On-Chip Bias Circuit," in *IEEE Photonics Technology Letters*, vol. 33, no. 16, pp. 832-835, 15 Aug. 2021, <http://dx.doi.org/10.1109/LPT.2021.3064505>
- [3] Кочергин С.А., Слонимский С.Ю., Овсянко А.А., Гупало О.Д. Некоторые аспекты применения сканирующей лазерной офтальмоскопии в диагностике офтальмопатологии. *Офтальмология*. 2017;14(3):227-232. <https://doi.org/10.18008/1816-5095-2017-3-227-232>
- [4] Мультихвильовий діагностично-лікувальний пристрій для офтальмології / М. Ф. Богомолов, М. О. Данилець // *Біомедична інженерія і технологія* / М. Ф. Богомолов, М. О. Данилець. – Київ, 2020. DOI: <https://doi.org/10.20535/2617-8974.2020.4>
- [5] Nikoghosyan, H. S., Gor Nikoghosyan, and H. G. Demirchian. "Optical resonance in the inversion n- channel of a silicon MOS structure." *Physica B: Condensed Matter* (2022): Volume 639, 414018, , doi: <https://doi.org/10.1016/j.physb.2022.414018>

ДОСЛІДЖЕННЯ ЛАБОРАТОРНИХ ПОКАЗНИКІВ ЯК СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ ПРОГНОСТИЧНИХ МАРКЕРІВ COVID-19

Галина ТАРАДІНА, Таїсія ДЖУРА, КНП ВОКМРЦВВРЗНВОР
Донецький національний університет імені Василя Стуса
h.taradina@donnu.edu.ua

Під час пандемії covid-19 аналіз даних пацієнтів із covid-19 є важливим для розуміння клінічного прогресу, потенційних ефектів лікування та очікуваних результатів. Численні методологічні статті показали, що для діагностики хвороби та оцінки ризиків необхідне використання адекватних статистичних методів аналізу даних лабораторних досліджень з метою виявлення надійних та швидких біологічних індикаторів.

В роботі досліджено показники крові 100 пацієнтів КНП «ВОСКДРЗНВОР», які були поділені на 2 категорії по 50 осіб: перша група - з пневмонією, із підтвердженим діагнозом covid-19; друга група – пацієнти, які знаходилися на профілактичному стаціонарному лікуванні. Загалом було проаналізовано 30 ознак, які включали гематологічні та біохімічні показники крові, а також показники системи гемостазу. Статистичний аналіз результатів дослідження виконували за допомогою програми R. Безперервні змінні виражали у вигляді середнього та стандартного відхилення або з застосуванням медіани і інтерквартильного розмаху (показники 25 та 75 перцентилів). Для перевірки нормальності розподілу досліджуваних вибірок застосовували метод Шапіро-Уїлка. Для аналізу неперервних змінних з нормальним розподілом і неперервних змінних з розподілом, відмінним від нормального, використовувалися критерій t і U-тест Манна-Уїтні відповідно. Р-значення $\leq 0,05$ вважалося статистично значущим. Для угруповання ознак, які виявили достовірну відмінність для різних груп, використовували кластерний аналіз стандартизованих параметрів методом k-середніх.

Гематологічні параметри, такі як лейкоцити (нейтрофіли, еозинофіли, лімфоцити, моноцити), гемоглобін, еритроцити, швидкість осідання еритроцитів (ШОЕ), тромбоцити досліджували в групах порівняння (рис. 1).

Було виявлено значне збільшення рівня лейкоцитів ($p=0,0035$) у хворих на covid-19, порівняно з пацієнтами, що знаходились на профілактичному огляді в умовах стаціонару ($8,41 \pm 2,6 \times 10^9/\text{л}$ та $6,35 \pm 2,6 \times 10^9/\text{л}$ відповідно). Подібним чином спостерігали зміну кількості нейтрофілів ($p=0,0004$) та швидкості осідання еритроцитів ($p=0,001$) – у хворих на covid-19 та здорових осіб значення показника склали $26,02 \pm 2 \times 10^9/\text{л}$ та $16,86 \pm 8,6 \times 10^9/\text{л}$ відповідно. Рівень еозинофілів ($p=0,007$) та лімфоцитів ($p=0,0002$) зменшувався у пацієнтів з підтвердженим діагнозом covid.

У літературі є багато повідомлень, які дійшли висновку про зв'язок між запальним станом та співвідношенням нейтрофілів і лімфоцитів (СНЛ) і можливість стратифікації ризику пацієнтів за даним показником [1, 2]. СНЛ в нашому дослідженні статистично відрізнялось в різних групах ($p=0,00033$), але треба зазначити, що тільки у 39% хворих співвідношення було більше 3, що свідчить про наявність гострої інфекції (порогове значення СНЛ варіює в різних дослідженнях в діапазоні $3 \div 4,18$). Ці результати узгоджуються з іншими дослідженнями, які повідомляли про включення підвищеного СНЛ як прогностичного фактору. Це пов'язане з тим, що нейтрофіли, які вважаються основним компонентом лейкоцитів, діють і мігрують із венозного кровообігу до імунних органів та інших систем, включаючи легені; виділяють велику кількість активних форм кисню, які стимулюють пошкодження клітинної ДНК і вивільнення вірусу з клітин. Завдяки цій дії вірус стає вільним і знищується через опосередкований антитілами імунітет.

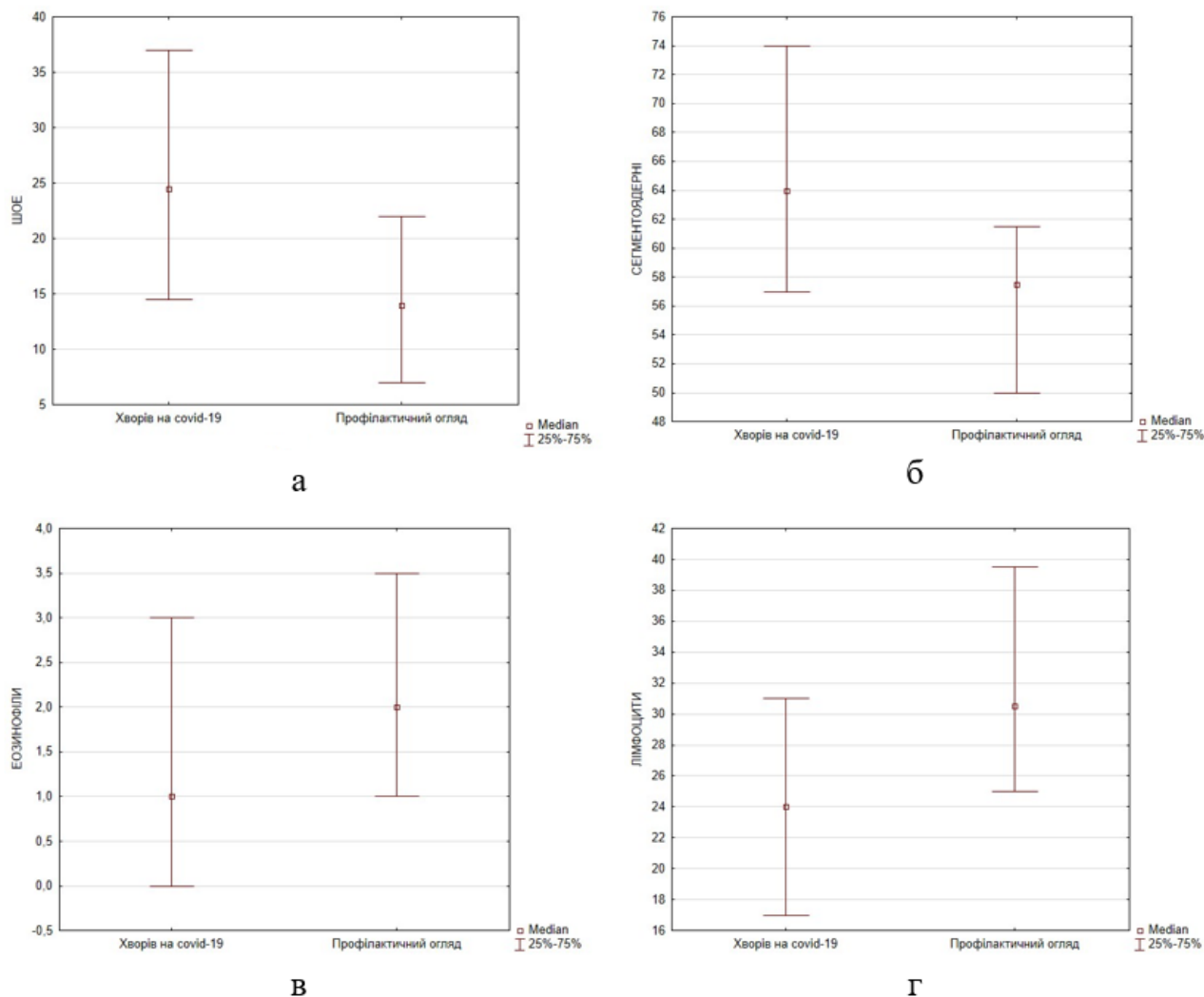


Рис. 1. Гематологічні показники крові у пацієнтів, хворих на COVID-19 і пацієнтів, які знаходились на профілактичному стаціонарному лікуванні: а - ШОЕ, б - нейтрофіли, в - еозинофіли, г - лімфоцити

Крім того, нейтрофіли взаємодіють з особливою популяцією клітин і вивільняють численні типи цитокінів (інтерлейкіни, фактор некрозу пухлин, колоніє-стимулюючий фактор гранулоцитів) і факторів росту судинного ендотелію, що призводить до гіперзапалення та більшого пошкодження альвеолярного вистилання. Додатково дію нейтрофілів можуть стимулювати численні вірусні запальні фактори, які продукуються лімфоцитами та ендотеліальними клітинами. Саме на лімфоцити спирається імунна відповідь організму людини на вірусну інфекцію; з іншого боку, систематичне запалення значно знижує клітинний імунітет, що суттєво пригнічує $CD4^+$ Т-лімфоцити та підвищує $CD8^+$ супресорні Т-лімфоцити. На фоні збільшення нейтрофілів у хворих на covid спостерігається зниження рівня лімфоцитів. Точний механізм лімфопенії у пацієнтів з covid-19 досі не встановлений. Масивний апоптоз лімфоцитів стимулюється прозапальними цитокінами, опосередкованим метаболічним ацидозом, інгібуванням лімфоцитів і міграцією лімфоцитів до органів-мішеней, головним чином легенів, а також пригніченням гемопоетичних попередників [1]. Зменшення кількості лімфоцитів і збільшення рівня нейтрофілів, що визначає підвищення показника СНЛ, тісно пов'язані з тяжкістю захворювання, що дозволяє використовувати СНЛ як прогностичний показник.

Додатковою гематологічною ознакою прояви covid-19 є тромбоцитопенія, ймовірний механізм якої включає вірусну мієлосупресію і збільшення споживання через тромбоз, що відображає надмірну коагуляційну активність, відзначену значно вищими рівнями D-димеру. Кількість тромбоцитів досліджували тільки в групі пацієнтів з підтвердженим діагнозом covid – в 93% випадків значення показника знаходилось в межах референтного діапазону, однак при аналізі співвідношення тромбоцитів і лімфоцитів (підвищений рівень цього показника, згідно з дослідженнями [2] характерний для пацієнтів, які перебували на лікуванні у відділенні інтенсивної терапії) було показано, що у 26% цей показник перевищує норму (50–150).

Кількість еритроцитів статистично не відрізнялась в двох досліджуваних групах пацієнтів і складала $(4,35 \pm 0,57) \times 10^{12}/л$; також не було виявлено статистично значущих відмінностей в рівнях гемоглобіну ($p=0,226$) та моноцитів ($p=0,816$), що співставне з результатами подібних досліджень (показник не відрізняється у здорових людей та пацієнтів з легкою та помірною важкістю захворювання і збільшується в критичній стадії захворювання).

У роботі також досліджували біохімічні показники крові: зміну активності печінкових ферментів – лактатдегідрогенази (ЛДГ), аланінамінотрансферази (АЛТ), аспартатаміно-трансферази (АСТ), гамма-глутамінтранспептидази (ГГТ), лужної фосфатази; показники ліпідного обміну (холестерин, тригліцериди, бета-ліпопротеїди), вміст С-реактивного білку (СРБ), альбуміну, креатиніну, білірубіну, глюкози тощо. Серед досліджуваних показників в двох групах пацієнтів було виявлено достовірну різницю в рівнях загального білку ($p=0,0054$), АЛТ ($p=0,0013$), ГГТ ($p=0,015$). Рівень ЛДГ та СРБ досліджували тільки у пацієнтів з підтвердженим діагнозом covid-19. Вміст СРБ перевищував референтні значення у 44% хворих; у 38% хворих з підтвердженим діагнозом ЛДГ був вище норми, що, ймовірно, може бути пояснено гострою системною запальною відповіддю, викликаною серією активації цитокінів, станом гемодинамічної нестабільності та поліорганною недостатністю, а саме синдромом вивільнення цитокінів [3]. Сироватковий креатинін, сечовина, альбумін та інші показники функції нирок у більшості випадків були в межах референтного діапазону і не виявляли статистично значущої різниці у пацієнтів з підтвердженим діагнозом та пацієнтів, що знаходились на профілактичному огляді. Очевидно, порушення функції нирок мають місце лише при тяжкому перебігу хвороби. Для наочного представлення гематологічних та біохімічних показників, які мали статистично значущу різницю в двох досліджуваних групах пацієнтів, використовували кластерний аналіз за допомогою ітераційного алгоритму k-середніх.

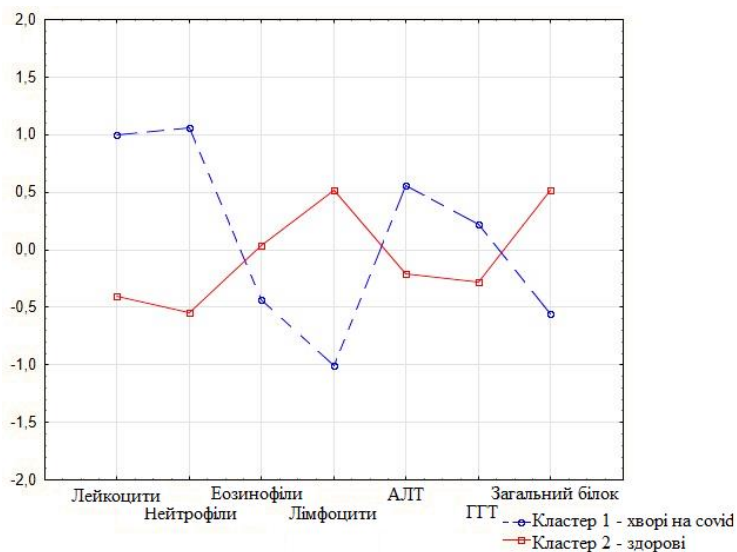


Рис. 2. Результати кластерного аналізу співвідношень стандартизованих параметрів пацієнтів, хворих на covid-19, і пацієнтів, госпіталізованих для профілактичного огляду

Отримані результати доводять, що підвищений рівень СНЛ, АСТ, АЛТ, ГГТ можуть бути рекомендовані при первинному висновку про наявність хвороби, у той час як рівень ЛДГ, СРБ, показники функції нирок, показники гемостазу (час згортання крові, D-дімери, фібриноген тощо) наявні при тяжких/критичних станах і можуть сприяти виявленню пацієнтів із поганим прогнозом та ранньому активному втручанню (наприклад, рання респіраторна підтримка, постійна замісна ниркова терапія та імунна адсорбція) [3] для запобігання розвитку захворювання.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] ST Abeid, AAS Mezedawee, YSJ Alam. "Exploring the influence of neutrophil-lymphocyte ratio on outcome prediction of severely-ill patients with covid-19", *Wiad Lek.*, vol. 75(12), pp. 2926-2932, 2022. doi: <https://10.36740/WLek202212106>
- [2] A. Waris, M. Din, A. Khalid, R. Abbas Lail, A. Shaheen, N. Khan, M. Nawaz, A. Baset, I. Ahmad and M. Ali. (2021), "Evaluation of hematological parameters as an indicator of disease severity in Covid-19 patients Pakistan's experience. *J Clin Lab Anal*, 35: e23809. doi: <https://doi.org/10.1002/jcla.23809>
- [3] JS Jankar, KN Harley and AH Waghmode, "Significance of biochemical parameters in assessment of the status of COVID-19 positive patients: An overview", *Ukr J Nephrol Dial*, vol. 3(71), pp. 76-87, 2021. doi: [https://10.31450/ukrjnd.3\(71\).2021.09](https://10.31450/ukrjnd.3(71).2021.09)

ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ГЕНЕРУВАННЯ СИНТЕТИЧНИХ МЕДИЧНИХ ДАНИХ НА ОСНОВІ НЕЙРОННИХ МЕРЕЖ

Володимир ШУЛАКОВ, Артем СІНЬКОВСЬКИЙ, Юрій ТРИУС
Черкаський державний технологічний університет
v.v.shulakov.fitis19@chdtu.edu.ua

Анотація. У дослідженні аналізується проблема генерування синтетичних даних, що забезпечує збереження конфіденційності інформації. Ця проблема особливо актуальна для сфери охорони здоров'я, оскільки забезпечення конфіденційності інформації про пацієнтів та їх стан здоров'я є однією з найважливіших задач при прийнятті рішень щодо надання медичних послуг, встановленні діагнозу, призначення лікування тощо. Синтетичні дані (Synthetic Data) [1] використовуються для проведення досліджень з інтелектуального аналізу даних, зокрема для виявлення певних залежностей між даними, для їх класифікації, кластеризації, прогнозування процесів, що характеризуються відповідними даними.

У результаті дослідження авторами була розроблена інформаційна технологія генерування синтетичних даних на основі нейронних мереж з відкритим кодом, яка може інтегруватися з іншими інформаційними системами й успішно використовуватися, зокрема, у сфері охорони здоров'я. Ефективність запропонованої інформаційної технології була перевірена експериментальним шляхом на відкритих базах медичних даних.

Ключові слова: інформаційна технологія, нейронні мережі, синтетичні медичні дані, системи генерації синтетичних даних.

Вступ. Важливість збереження конфіденційності інформації сьогодні продовжує зростати, а реальні дані, зокрема табличні, які можуть бути використані для прикладного моделювання інформаційних, соціально-економічних та фізичних процесів, є конфіденційними. Тому використання таких даних в інформаційних системах стає все більш складним. Для генерування синтетичних даних використовуються сучасні інформаційні технології (системи генерації синтетичних даних (СГСД)), в основі яких лежить статистичні

методи, методи штучного інтелекту, зокрема нейронні мережі. Як наслідок, створення і застосування СГСД для публікування зовсім інших за значеннями, проте точних за статистичними характеристиками даних, набуває все більшої необхідності.

Система генерації синтетичних даних – це програмне забезпечення, яке створює нові дані шляхом імітації реальних даних. Синтетичні дані можуть бути створені для різних цілей, таких як тестування та перевірка алгоритмів машинного навчання, побудова моделей імітації, дослідження статистичних характеристик даних у різних сферах, зокрема у сфері охорони здоров'я та інше. Використання систем генерації синтетичних даних дозволяє отримувати дані для дослідження без прямого використання реальних даних.

Також синтетичні дані генеруються для задоволення конкретних потреб або певних умов, які можуть бути не знайдені в оригінальних даних. Це може бути корисно при проєктуванні будь-якого типу інформаційних системи, оскільки синтетичні дані використовуються як основа для моделювання, для машинного навчання тощо.

Генерація синтетичних даних – це не просто інновація, а рішення для точного, безпечного та економічно ефективного моделювання даних. Згідно з даними Gartner, до 2030 року синтетичні дані замінять реальні дані в штучному інтелекті [2].

Мета і завдання дослідження. *Метою дослідження* є створення програмного продукту з відкритим кодом для генерації синтетичних даних за допомогою нейронних мереж, що може інтегруватися з іншими інформаційними системами й успішно використовуватися у системах вищого рівня, зокрема, медичних інформаційних системах, системах підтримки прийняття рішень, рекомендаційних системах, ERP-системах тощо для дослідження процесів і явищ, які відбуваються у різних сферах діяльності людини.

Основними завданнями дослідження є:

- проаналізувати методи генерування синтетичних даних і способи порівняння реальних і синтетичних даних;
- здійснити огляд відомих СГСД і визначити їх переваги і недоліки;
- спроектувати та реалізувати модуль (бібліотеку) для генерації синтетичних даних з відкритим кодом, а також прикладну програму з графічним інтерфейсом для демонстрації роботи створеної бібліотеки;
- експериментальним шляхом перевірити ефективність запропонованої інформаційної технології на відкритих базах медичних даних.

Огляд методів і платформ генерування синтетичних даних.

Сьогодні активно проводяться дослідження в сфері синтетичних даних. Так у 2019 році розроблено системи CTGAN та TVAE [3]. Ці системи обігнали традиційний підхід генерування даних без штучного інтелекту. В 2022 році було представлено OCT-GAN [4] – це система, заснована на нейронних диференційних рівняннях, що обійшла за продуктивністю систему TVAE та інші, однак відрив виявився невеликий, а складність OCT-GAN, у порівнянні з попередніми моделями, збільшилась у рази.

Розглянемо деякі методи генерування синтетичних даних, зокрема методи, засновані на басових і нейронних мережах.

Басова мережа – це ймовірнісна графова модель (різновид статистичної моделі), яка представляє набір випадкових змінних та їхніх умовних залежностей за допомогою орієнтованого ациклічного графу [5]. Наприклад, басова мережа може представляти ймовірнісні зв'язки між захворюваннями та симптомами. Таку мережу можна, наприклад, використовувати для обчислення ймовірностей наявності різних захворювань за наявних симптомів.

Найбільш відомими басовими мережами, що використовуються для генерування синтетичних даних є CLBN (Chow and Liu Bayesian Network) [6] і PrivBN [7].

Дані методи показали себе краще за попередні, втім вони використовують дискретизацію вхідних даних, чим псується якість вихідного результату.

Нещодавні досягнення в галузі глибоких генеративних моделей відкрили широкий спектр можливостей. Новітні моделі можуть вивчати розподіл ймовірностей зображень та текстів і створювати високоякісні, реалістичні оригінальні результати. Цей потенціал прискорив розвиток генеративних змагальних нейронних мереж.

Генеративні змагальні мережі (Generative adversarial networks, GANs) – це клас алгоритмів штучного інтелекту, що використовуються в навчанні без учителя, реалізовані системою двох штучних нейронних мереж, які змагаються одна з одною в рамках гри з нульовою сумою. Вони були запроваджені Яном Гудфелоу в 2014 році [8]. Ця методика дозволяє створювати фотографії та тексти, які виглядають як справжні та мають багато реалістичних елементів.

CTGAN (Conditional Tabular Generative Adversarial Network) [3] – це метод для моделювання розподілу табличних даних на основі GAN і регенерування рядів з цього розподілу. У CTGAN застосовано модально-специфічну нормалізацію для подолання негаусівського та мультимодального розподілів. Даний метод використовує генератор умовних значень і навчання за допомогою вибірки для роботи з незбалансованими дискретними стовпчиками. Використовуються повністю зв'язні мережі та кілька новітніх методів для навчання високоякісної моделі. При тренуванні вхідні неперервні дані спочатку декомпонуються за допомогою варіативних гаусівських сумішей щоб розділити дані на режими (модальності) та потім нормалізувати їх за середнім та середньоквадратичним значеннями для найкращого сприйняття даних нейронними мережами. У CTGAN застосовано умовний (conditional) генератор, щоб подолати недолік мереж GAN – погане вивчення даних, статистичні характеристики яких представлені меншістю.

TVAE (Tabular Variational Autoencoder) – це одна генеративна нейромережева модель. Дана модель простіша та елегантніша за CTGAN, а також має конкурентну продуктивність.

У машинному навчанні варіаційний автокодувальник – це архітектура штучної нейронної мережі, запроваджена Дідеріком П. Кінгмою та Максом Веллінгом [3], що належить до сімейств ймовірнісних графових моделей та варіаційних басових методів. Варіаційні автокодувальники призначено для стискання вхідної інформації до обмеженого багатовимірного латентного розподілу, щоби відбудувати її якомога точніше (декодування). Хоча первинно цей тип моделі було розроблено для спонтанного навчання, його дієвість було доведено й в інших областях машинного навчання, таких як напівавтоматичне та кероване навчання.

Зазвичай такі моделі навчаються за допомогою метаалгоритму очікування-максимізації. Варіаційні автокодері використовують нейронну мережу як амортизований підхід для спільної оптимізації між точками даних. Ця нейронна мережа приймає на вході самі точки даних, а на виході – параметри варіаційного розподілу. Оскільки вона стискає відомий вхідний простір у низьковимірний латентний простір, її називають кодувальником. Декодер – це друга нейронна мережа цієї моделі. Це функція, яка трансформує латентний простір у вхідний простір, наприклад, як засіб розподілу шуму.

Нейронні моделі CTGAN та TVAЕ за продуктивністю значно перевищують басівські мережі по типу CLBN та PrivBN.

ОСТ-GAN [4] – схожий на CTGAN метод, що покращує попередні алгоритми шляхом створення генератору і дискримінатору на основі нейронних звичайних диференціальних рівнянь.

Дослідження показали, що мережа TVAЕ є найкращою за компромісом переваг та недоліків. Вона елегантніша за CTGAN та більш пристосована для вивчення розподілу даних. Модель OSTGAN є найскладнішою, і тим більше приріст у продуктивності не дуже великий (максимально граничний), а обчислювальна складність досить велика. Варто зазначити, що якість згенерованих даних з TVAЕ вже досягає чудових результатів, тому при розробці

програмного продукту авторами було реалізовано алгоритм TVAE, але у дещо спрощеному варіанті при створенні декодера.

Такі провідні компанії з розробки СГСД, як «tonic.ai» [9], “almost.ai” [10], ”syntho.ai” [11] мають свої пропріетарні рішення. Але ці рішення не мають відкритого коду, тож неможливо упевнитись у тому, що дані, які користувач відправляє цим компаніям на опрацювання, використовуються за призначенням.

Більш детально з найкращими платформами для генерації синтетичних даних, які можуть зменшити розрив між реальним світом і змодельованим світом, можна ознайомитися, наприклад, на сайті [12].

Зазначені платформи, описані вище, мають один великий недолік – вони не є open-source проектами, а, як відомо, в сучасному світі конфіденційність базується на прозорості систем. Так, наприклад, у ОС Linux саме ядро та переважна більшість дистрибутивів є open-source. Дана ОС вважаються найзахищенішою системою, тому що всі вразливості швидко помічаються та виправляються різноманітними організаціями.

Варто відмітити, що вже існує сучасна open-source бібліотека «SDV» для Python, яка вирішує задачу генерації даних з високою кінцевою якістю з використанням алгоритму CTGAN. Але особливістю цієї бібліотеки є те, що потрібно використовувати програмний інтерфейс мови Python, щоб щось згенерувати, і, при цьому, цей інтерфейс є не зовсім ефективним, адже Python – інтерпретована мова. Інший недолік – ліцензія цієї бібліотеки, яка забороняє використання коду, на протязі 4-х років після виходу певної версії, в комерційних цілях для створення свого сервісу генерації.

Інформаційна технологія генерування синтетичних даних

Враховуючи сказане, постає завдання створення реального open-source проекту генерації синтетичних даних з використанням нейронних мережі.

Для досягнення поставленої мети дослідження потрібно розв’язати такі задачі:

1. Розробити програмний модуль (бібліотеку), який: працює на більшості сучасних ОС, таких як MacOS, Windows, Linux; надає можливість генерувати синтетичні дані на основі архітектури нейронної мережі TVAE; можна інтегрувати до будь-якої сучасної мови програмування, при цьому інтерфейс передавання та сама обробка даних повинні бути максимально ефективними, а програмний код цієї бібліотеки повинен бути відкритим.

2. Реалізувати завантаження реальних даних з CSV-файлу і збереження згенерованих даних у CSV-файл.

3. Можливість генерувати синтетичні дані в майбутньому, з існуючого файлу моделі, без використання реальних даних при кожному запуску програми.

4. Розробити бібліотеку-прив’язку (*binding*) на Kotlin до основної системної бібліотеки для полегшеного доступу з JVM-мов (Java, Kotlin).

5. Для демонстрації роботи бібліотеки створити прикладну програму з графічним інтерфейсом.

Перед розробкою програмного продукту було сформовано вимоги до основної бібліотеки:

- можливість підключення до більшості сучасних мов програмування через C (ABI) – двійковий інтерфейс прикладних програм;
- реалізація окремих функцій для тренування та вибірки даних з нейронної мережі;
- збереження вагів та всіх необхідних даних у портабельний формат для подальшого завантаження з серіалізованих даних та їх використання (серіалізація);
- можливість припинення тренування нейронної мережі в будь-який момент часу зі збереженням результатів.

Архітектура нейронної мережі TVAE, що реалізована у програмному продукті, базується на нейронній мережі VAE. Різниця між TVAE і VAE полягає в тому, що перша адаптована під табличні дані. Мережа VAE (variational autoencoder) складається з кодера та декодера (рис. 1).

Кодер отримує вхідні дані і відображає їх у латентне представлення простору, яке є простором нижчої розмірності, що представляє вхідні дані більш компактно і змістовно. Декодер приймає це латентне представлення і транслює його назад у первинний вхідний простір. У VAE цінна функція мінімізує похибку реконструкції між початковим входом і виходом декодера, а також забезпечує відповідність розподілу латентних змінних попередньо визначеному розподілу, як правило, гаусівському розподілу.

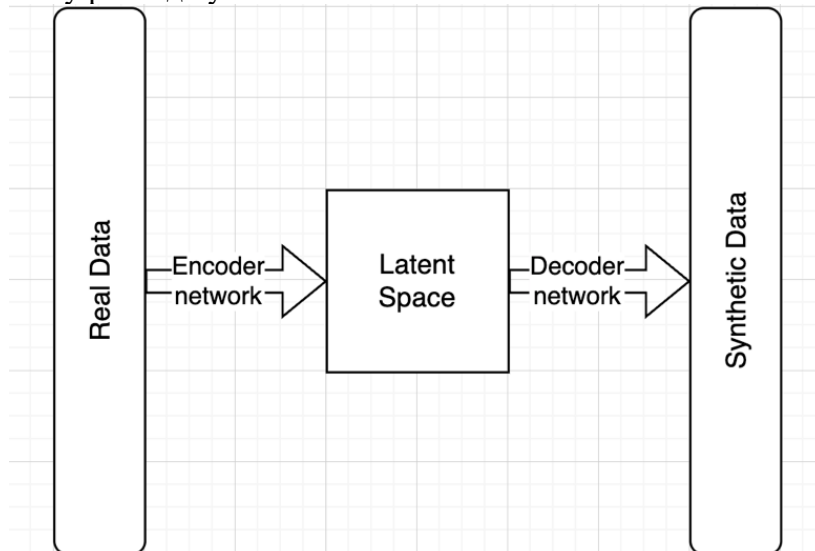


Рис. 1. Архітектура мережі VAE

Основною перевагою використання мережі VAE є те, що вона дозволяє генерувати нові вибірки даних з вивченого представлення латентного простору. Шляхом вибірки з латентного простору і подачі її через декодер можна генерувати нові вихідні дані, подібні до оригінальних даних. Це робить VAE корисним для таких завдань, як генерація зображень, виявлення аномалій і стиснення даних.

В архітектурі TVAE застосовано модально-специфічну нормалізацію – неперервні дані розбиваються на гаусівські модальності і відповідні неперервні значення нормалізуються за середнім та середньоквадратичним значеннями кожної модальності. Потім, при тренуванні, разом з неперервним числом з відповідного стовпчика таблиці подається номер модальності. Таким чином нейронна мережа швидше вчить неординарні ймовірнісні розподіли. Для реалізації такої нормалізації потрібно застосовувати досить складні, комплексні, та дорогі за продуктивністю алгоритми.

Для спрощення моделі декодера авторами було вирішено замінити модально-специфічну нормалізацію простою min-max нормалізацією, яка нормалізує дані за мінімальним та максимальним значеннями, що прискорило процес генерування синтетичних даних при збереженні ефективності.

Окрім роботи з TVAE, також у проєкті використано інші технології та інструменти, зокрема PyTorch, Rust та Kotlin, що дало більш глибоке розуміння основних принципів і методів, необхідних для побудови потужної системи для генерації синтетичних даних.

Для роботи з серіалізацією (збереження даних нейронної мережі в файл та завантаження з нього) було використано бібліотеку «kotlinx-serialization-json» та відповідний плагін «kotlinx-serialization». Для збереження згенерованих даних у файл застосовано бібліотеку «kotlin-csv-jvm».

Прив'язка до основної бібліотеки реалізована наступним чином:

1. У папку «assets» у корні проєкту покладено відповідні збірки основної бібліотеки в форматах dll та dylib для Windows і MacOS відповідно;

2. У папку «libs» у корні проєкту покладено бібліотеку-прив'язку до основної бібліотеки.

3. Всі бібліотеки підключено в файлі-конфігурації проєкту build.gradle.kts.

Одним з ключових викликів при розробці системи було створення зручного інтерфейсу для генерації синтетичних даних. Для вирішення цього завдання використано фреймворк Jetpack Compose Desktop, який дозволив створити простий, інтуїтивно зрозумілий і сучасний користувальницький інтерфейс.

Важливою проблемою при генеруванні синтетичних даних є оцінювання їх статистичної «схожості» з реальними даними. У дослідженні при порівнянні реальних та синтетичних даних було використано дві метрики: l_1 -відстань [13] та матриця кореляцій Пірсона [14]. Перша метрика показує наскільки розподіли даних близькі один до одного, а друга допомагає визначити схожість залежностей між даними.

З метою перевірки ефективності розробленої інформаційної технології було проведено експерименти, зокрема на медичних даних, результати якого подано нижче.

Параметри нейронної мережі:

- кодувальник: сумарно 4 шари по 128 нейронів;
- розмір латентного простору – 128 дійсних чисел;
- параметри декодувальника такі самі, як у кодувальника;
- оптимізатор "Adam" (стохастичний градієнтний спуск), швидкість навчання (LR): 10^{-3} за ітерацію; штрафна вага (L2 penalty): 10^{-5} .
- розмір пакету (batch_size): 500.
- одна епоха робить $N/\text{batch_size}$ ітерацій, де N – кількість записів.

Масив даних: Brain Stroke Dataset [15]:

- $N = 4982$;
- кількість полів: 11.
- кількість епох: 1000 – співпадіння 94%;
- кількість епох: 3000 – співпадіння 98%;
- час тренування: ≈ 40 сек.

Масив даних: Diabetes Health Indicators Dataset [16]:

- $N = 64000$ (з 253680);
- кількість полів: 22;
- кількість епох: 500 – співпадіння 90%;
- час тренування: ≈ 4.5 хв.

Час генерації синтетичних даних обсягом 10000 записів: ≈ 1 сек.

Висновки.

Синтетичні дані можна використовувати для навчання моделей машинного навчання в ситуаціях, коли реальних даних недостатньо або вони дорогі, коли потрібно зберегти конфіденційність цих даних, що потенційно може зробити машинне навчання більш доступним і економічно ефективним.

Для генерування синтетичних даних використовуються сучасні інформаційні технології (системи генерації синтетичних даних (СГСД)), в основі яких лежать статистичні методи, методи штучного інтелекту, зокрема нейронні мережі.

У результаті дослідження авторами була розроблена інформаційна технологія генерування синтетичних даних на основі нейронних мереж з відкритим кодом, яка може інтегруватися з іншими інформаційними системами й успішно використовуватися, зокрема, у сфері охорони здоров'я. Ефективність запропонованої інформаційної технології була перевірена експериментальним шляхом на відкритих базах медичних даних.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Synthetic data. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Synthetic_data (дата звернення: 30.03.2023).
- [2] Gartner, “Maverick Research: Forget About Your Real Data – Synthetic Data Is the Future of AI,” Leinar Ramos, Jitendra Subramanyam, 24 June 2021. URL: <https://www.gartner.com/en/documents/4002912> [Дата звернення: 30.03.2023].
- [3] Lei Xu, Maria Skoularidou, Alfredo Cuesta-Infante, Kalyan Veeramachaneni. Modeling Tabular data using Conditional GAN. URL: <https://arxiv.org/abs/1907.00503> [Дата звернення: 30.03.2023].
- [4] Jayoung Kim, Jinsung Jeon, Jaehoon Lee, Jihyeon Hyeong, Noseong Park. ODE-GAN: Neural ODE-based Conditional Tabular GANs. URL: <https://arxiv.org/abs/2105.14969> [Дата звернення: 30.03.2023].
- [5] Бассова мережа. URL: https://uk.wikipedia.org/wiki/Бассова_мережа [Дата звернення: 30.03.2023].
- [6] C Chow and Cong Liu. Approximating discrete probability distributions with dependence trees. URL: <https://cs.nyu.edu/~roweis/csc2515-2006/readings/chowliu.pdf> [Дата звернення: 30.03.2023].
- [7] Jun Zhang, Graham Cormode, Cecilia M Procopiuc, Divesh Srivastava, and Xiaokui Xiao. Privbayes: Private data release via bayesian networks. URL: <https://dl.acm.org/doi/pdf/10.1145/3134428> [Дата звернення: 30.03.2023].
- [8] Генеративна змагальна мережа. URL: https://uk.wikipedia.org/wiki/Генеративна_змагальна_мережа [Дата звернення: 30.03.2023].
- [9] About Tonic. URL: <https://docs.tonic.ai/app> [Дата звернення: 30.03.2023].
- [10] About us – Mostly.ai. URL: <https://mostly.ai/about-us> [Дата звернення: 30.03.2023].
- [11] Introduction – Syntho.ai. URL: <https://www.syntho.ai/about-syntho> (Дата звернення: 30.03.2023).
- [12] 15 Best Synthetic Data Generation Tools. URL: <https://squeezegrowth.com/uk/synthetic-data-generation-tools/> [Дата звернення: 30.03.2023].
- [13] Мангеттенська метрика. URL: https://uk.wikipedia.org/wiki/Мангеттенська_метрика [Дата звернення: 30.03.2023].
- [14] Коефіцієнт кореляції Пірсона. URL: uk.wikipedia.org/wiki/Коефіцієнт_кореляції_Пірсона [Дата звернення: 30.03.2023].
- [15] Brain Stroke Dataset. URL: <https://www.kaggle.com/datasets/jillanisofttech/brain-stroke-dataset>
- [16] Diabetes Health Indicators Dataset. URL: <https://www.kaggle.com/datasets/alexteboul/diabetes-health-indicators-dataset> [Дата звернення: 30.03.2023].

PERSONAL PLATFORM OF REMOTE MEDICAL SERVICES SUSTENTATION

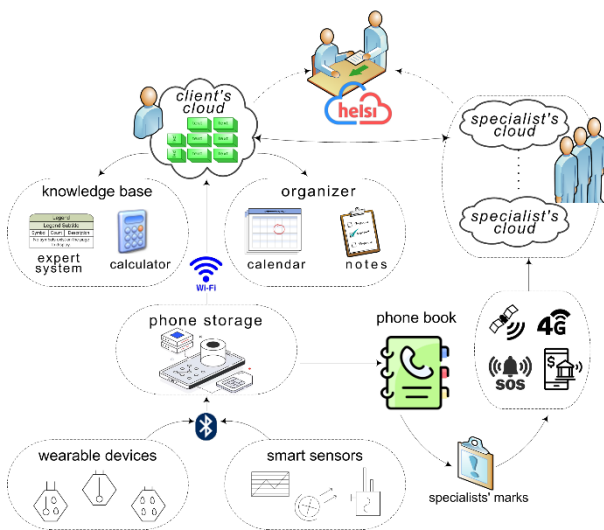
Tetyana NERODA
Ukrainian academy of printing
tetyana.neroda@uad.edu.ua

Introduction. Telecommunication technologies development expanded the clinical and organizational tasks list in medical services provision and increased the target audience of potential patients. The telemedicine capabilities and methods provide full sustenance for basic medical needs of citizens and accumulation of other socially useful digital achievements [1]. Remote medical

services become especially relevant in the case of natural disasters and destructive man-made phenomena. This state of affairs has been observed in recent years during the introduction of total self-isolation caused by the coronavirus disease pandemic. Also, the intensification of terrorist state armed aggression, in particular, made communication between remote settlements difficult, or even made direct access to the victim impossible. Meanwhile, in the list of Global goals and indicators of Sustainable Development, medical services sustenance and guaranteeing access admittance to medication is ranked third in terms the positive transformations importance of our world in building a harmonious civil society.

Actuality. Personal smart devices can significantly increase life expectancy, prevent and successfully treat some diseases and traumatic conditions. So, modern wearable computers include a number of supervisory means, such as a tracker, accelerometer, heart rate monitor, pulse oximeter, etc. However, the main problem remains the categorized of accumulated data processing about patient and holistic situation modeling about state of health. Thus, actual is the search for ways of expansion and alternative use of body-borne and mobile computer and other concomitant electronic information means to provide personalized counseling, reminder, care, training, as well as the maximum possible situational intervention and provision of remote hospitalization.

Presenting main material. The designed personal platform for remote medical services sustenance offers a set of measures for timely health correction with an analytical apparatus of on-board computing and flexible access to targeted resources of Internet of Medical Things [2] and personal online consultations of definable specialists (Figure). Thus, collected vital health indicators, such as temperature, pulse, distance traveled, saturation, as well as the results of personal observation entered in generally accepted measurement units — blood pressure, weight fluctuations, breast volume, waist, hips, calories consumed, testosterone, sugar level and so on — are arranged in the



Conceptual model of telemedicine personal platform

appropriate database tables and stored in the *client's cloud*. The built-in *organizer* with system calendar access allows to indicators progress monitor in specified periods, generate push reminders and provide certain recommendations in simplified *expert system* mode. The expert system, which is adjusted by *knowledge base* toolkit, includes a daily calorie rate, body mass index, ideal body weight, and other physiological indicators that are normative for the user. Such internal content is also periodically or on demand synchronized with the client's cloud, preventing information loss in event of device failure or theft. If the expert system's computing power is insufficient, it will recommend contacting a specialist registered in advance on the client's platform. Actually, specialists can remotely view certain client's indicators, indexed in his database and organized according to each doctor specialization in his *specialist's cloud*. Therefore, primary task of the built platform is to close interentities relationships determine between the patient's chronic diseases and network profiles of corresponding consultants. For this purpose, it is convenient to use structured records of the user's system *phone book* with appropriate *marks* for selected contacts. When an urgent necessity arises, user does not need to desired contact search — he only chooses content for a specialist from problematic category of his physiological state. Then, at patient request, a phone

call can be made or message with current indicators can be sent using existing messengers, and, if necessary, with an attached photo of affected organ.

For his part, the specialist can provide consultation, if possible, carry out diagnosis, advise the appropriate expert and refer for survey (in the case of a family doctor), write an electronic prescription, etc. with categorical event creation in patient's profile. It is worth noting that such electronic prescriptions or referrals are automatically registered in relevant databases; the user receives a notification about fact of such registration. Therefore, the next task of the designed platform is the adequate structuring of clouds of specialists and patients for their full compatibility with Helsi domestic medical information system.

And, finally, key task of platform in biomedical engineering direction is to establish a software interface with drivers, wireless protocols and network data exchange facilities [3], which will ensure the transmission of information flows from *wearable devices*, *smart sensors* and other peripherals and support client-server communication with messengers or social networks of highly specialized experts. Now, standard hardware and structure means of typical smartphone with prop for functions of identification, activation, and personalized patient data processing are quite sufficient for this. In particular, in immediate intervention situation, the doctor is empowered to call an ambulance to user registered address or to location of his last stay based on personal platform GPS sensor. At the same time, the SOS emergency button is configurable.

Keeping of requests history ensures a provided services record with automatic coverage of their cost with health insurance funds or direct payment by mobile banking based on payment details from specialist's profile. A very important service, unlocked with patient's consent, is possibility of the doctor's destruction of client data that is in his area of responsibility. Such a function is another redundant means of guaranteeing security while preventing the distribution of confidential information [4].

Conclusions. The modular architecture of the presented personal platform of remote medical services sustentation is suitable for flexible integration of smart devices and medical portals to ensure uninterrupted data flow between related web systems and registered participants of the described project. Another possibility of the platform is an agreement with patients when providing some situational scenarios for solving specific issues of pedagogy for medical and biological degree students. The aboves and other possible original business models of the "patient-doctor" relationship [5] can be used in machine learning when deploying a comprehensive Internet of Medical Things to achieve sustainable development.

REFERENCES

- [1] Le Th. V., Galperin H., Traube D. (2023). The impact of digital competence on telehealth utilization. *Health Policy and Technology*, Vol. 12(1). 100724. doi: 10.1016/j.hlpt.2023.100724
- [2] Ding X. et al. (2023). A feasibility study of multi-mode intelligent fusion medical data transmission technology of industrial Internet of Things combined with medical Internet of Things. *Internet of Things*, Vol. 21. 100689. doi: 10.1016/j.iot.2023.100689
- [3] Neroda T. (2023). Cyfrowa transformacja usług na żądanie przy rozszerzeniu potęg korporacyjnych na prywatne urządzenia konsumenckie. *Cyfrowa transformacja i digital technologie dla zrównoważonego rozwoju. Część 3*. P. 34-38
- [4] Hall J. L., McGraw D. (2014) For telehealth to succeed, privacy and security risks must be identified and addressed. *Health Affairs*, Vol 33 (2). P. 216-221. doi: 10.1377/hlthaff.2013.0997

- [5] Chakraborty I., Edirippulige S., Pavarasan P.V. (2023). The role of telehealth startups in healthcare service delivery: A systematic review. *International Journal of Medical Informatics*, Vol. 174. 105048. doi: 10.1016/j.ijmedinf.2023.105048.

МЕТОДИЧНІ ПІДХОДИ ДО ВИРІШЕННЯ ПРОБЛЕМИ МОРФОЛОГІЧНОГО АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМ

Богдан НОСАЧЕНКО, Ганна ФІЛАТОВА

*Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут»
nosachenko.bogdan@gmail.com*

Вступ: 3 квітня 2020 року в Україні почав діяти другий етап медичної реформи в Україні. Цей етап передбачає розробку та впровадження сучасних технологій надання медичної допомоги, зокрема з використанням телемедицини [1]. Проект "Телемедицина" передбачає надання медичних послуг за чотирма групами нозологій [2]: серцево-судинна; ендокринологічна; захворювання органів дихання; дерматологічна. Для якісного впровадження "Телемедицини" в кардіологію актуальним є розробка та вдосконалення існуючих медичних діагностичних систем, до яких відносяться кардіологічні системи підтримки прийняття рішень.

Мета дослідження. Виявлення факторів, що впливають на точність аналізу ЕКГ, постановка та вирішення завдань, що забезпечують процес підвищення якості автоматичного морфологічного аналізу ЕКГ на основі інтегрального біомедичного сигналу з локально зосередженими ознаками в кардіологічних системах підтримки прийняття рішень (СППР).

Матеріали та методи дослідження. Нормативна база в напрямку медичної реформи в Україні, аналіз наукових праць присвячених проблемі підвищення якості автоматичного морфологічного аналізу біомедичних сигналів, мова програмування MATLAB, бази даних електрокардіограм.

Отримані результати. В умовах впровадження "Телемедицини" в систему охорони здоров'я України особливого значення набуває створення кардіологічних СППР на основі автоматичного морфологічного аналізу ЕКГ, для чого використовуються різні методи [3]. В кардіологічній практиці реєстрація ЕКГ проводиться за 12 стандартними відведеннями. На форму основних зубців ЕКГ в тому чи іншому стандартному відведенні суттєво впливає розташування електричної осі серця.

Електрична вісь серця (ЕВС) являє собою сумарний вектор деполаризації шлуночків, спроектований на горизонтальну площину. Положення її відповідає напрямку середнього (головного) сумарного моментного вектора. Зміни орієнтації головного моментного вектора (тобто положення ЕВС) у фронтальній площині призводять до змін проекції його на осі відведень від кінцівок, розташованих у цій площині. У результаті в цих відведеннях змінюється морфологія шлуночкових комплексів, співвідношення амплітуд, складових їх зубців. Положення ЕВС кількісно виражається кутом альфа, утвореним ЕВС і позитивною половиною осі I стандартного відведення, зміщеною в електричний центр серця (центр трикутника Ейнтховен). Позитивна половина осі I відведення приймається за вихідну позицію (0°) системи координат для визначення кута альфа. Існує кілька способів визначення величини кута альфа [4], але вони не придатні для автоматичного визначення ЕВС. У нормі ЕВС розташована під кутом від $+30^\circ$ до $+69^\circ$. У цьому випадку вісь відведення II практично збігається з ЕВС, тому основні розрахунки проводяться за амплітудно-часовими параметрами хвиль відведення II. Однак відхилення електричної осі серця від нормального положення саме по собі не є ознакою патології, але може суттєво впливати на вигляд хвиль у всіх стандартних

відведеннях. Якщо ЕВС відхилена вліво, у відведенні II реєструється еквіфазний комплекс QRS, а розрахунки доводиться виконувати з використанням іншого відведення, наприклад, відведення I, що значно ускладнює автоматичний морфологічний аналіз ЕКГ [3].

Враховуючи вищесказане, а також вивчення літературних джерел, доводять актуальність виявлення електричної осі серця вже на першому етапі транскрипції ЕКГ та синтезу інтегрального електрокардіологічного сигналу, спрямованого вздовж електричної осі серця, на основі аналізу наявних сигналів 12 стандартних відведень. Авторами розроблено метод синтезу інтегрального електрокардіологічного сигналу від усіх відведень кінцівок з урахуванням кутів відведень у гексаксіальній системі відліку та положення ЕВС. Отриманий таким чином інтегральний електрокардіологічний сигнал використовується для подальшої інтерпретації ЕКГ замість відведення II у традиційному підході [3]. Даний метод дозволить підвищити якість морфологічного аналізу ЕКГ в кардіологічних СППР та зменшити кількість лікарських помилок.

Для реалізації запропонованого методу була написана програма на мові MATLAB. Основними перевагами такого підходу є:

1. висока швидкість обчислень;
2. хороша оптимізація;
3. спрощена робота з векторами і матрицями як дійсних, так і складних типів даних;
4. комплекс розподілених обчислень типу клієнт-сервер, що дозволяє розробляти розподілені додатки, передавати дані на сервер і контролювати їх виконання в мережах з розподіленими обчислювальними ресурсами;
5. експорт розробленого алгоритму в бібліотеку динамічних посилань (DLL);
6. безкоштовне розповсюдження.

Для перевірки отриманих результатів було проведено ряд експериментів по синтезу інтегрального сигналу ЕКГ в нормі при різних положеннях ЕВС. Отримані під час верифікації дані свідчать, що амплітудні характеристики структурних елементів різних інтегральних сигналів є співмірними, що дозволяє визначити загальні показники норми. І рекомендується використовувати цей сигнал для автоматичного морфологічного аналізу ЕКГ [3].

Висновок. З урахуванням розвитку проекту "Телемедицина" актуальною є розробка нових та вдосконалення існуючих медичних діагностичних систем. Як фактор, що ускладнює морфологічний аналіз ЕКГ, авторами визначено розташування електричної осі серця. Авторами запропоновано підхід до визначення електричної осі серця, а також покращення автоматичного морфологічного аналізу ЕКГ. Задля можливості реалізації запропонованого методу була написана програма на мові MATLAB. Було проведено верифікацію результатів за допомогою бази даних електрокардіограм.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Україна. Верховна Рада. Закон України "Про підвищення доступності та якості медичного обслуговування у сільській місцевості". Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/2206-19#Text>. – [Дата входу: Грудень. 2021].
- [2] Україна. Міністерство охорони здоров'я. Ю.В. Вороненко, Т.М. Орабіна, Р.І. Моїсеєнко та ін. *Методичні рекомендації з діагностики та лікування деяких захворювань при наданні телемедичних послуг (для лікарів загальної практики – сімейної медицини)*. НМАПО імені П.Л. Шупика. Київ: Україна. 2019. 104 с. – Режим доступу: https://moz.gov.ua/uploads/2/14076-a5_2019_moz_shupik_forweb.pdf. – [Дата входу: Лютий. 2021]
- [3] Filatova A. Ye., Povoroznyuk A. I., Nosachenko V. P., Fahs Mohamad. "Synthesis of an integral signal for solving the problem of morphological analysis of electrocardiograms". *Herald of Advanced Information Technology*. 2022; Vol. 5 No. 4: p263–274.

- [4] А.А. Хижняк, С.С. "Дубівська Основи електрокардіографії : метод. вказ. для підготовки лікарів-інтернів, слухачів передатестаційних циклів зі спеціальності «Медицина невідкладних станів»"Харків : ХНМУ, 2013. – 16-17 с.

ВДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДУ ВИДІЛЕННЯ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ НА РЕНТГЕНІВСЬКОМУ ЗОБРАЖЕННІ

Денис ПАСЬКО, Ганна ФІЛАТОВА

Національний технічний університет "Харківський політехнічний інститут"

Denys.Pasko@khpri.edu.ua

Протягом життя кістки людей змінюють свою щільність, і часто трапляється, що пацієнт не здогадується про наявність проблем з кістковою тканиною – остеопороз, доки не починають ламатися кістки. Бажано заздалегідь попереджати пацієнтів про можливі кісткові зміни, коли вони роблять рентген, флюорографію та подібні процедури. Виходячи з цього актуальним є завдання створення системи підтримки прийняття рішень, яка після обробки рентгенівських знімків вкаже на можливі проблеми з кістками.

Мета роботи. Метою дослідження є вдосконалення розробленого раніше методу виділення кісткової тканини на рентгенівському знімку за рахунок відокремлення м'яких тканин зі знімку для подальшого аналізу зображення в системі підтримки прийняття рішень (СППР) визначення остеопорозу.

Основна частина роботи. Попередній алгоритм, який складався з п'яти етапів, мав декілька недоліків. Перші три етапи: вирівнювання рівня яскравості, медіанний фільтр та алгоритм Кенні [1]. Четвертий – створення маски зображення методами, які базуються на математичній морфології. П'ятий – вирізання кісткової тканини на зображенні, використовуючи створену маску. Недоліки були на етапі роботи методу Кенні та при вирізанні кісткової тканини. Наприклад, після видалення м'яких тканин з початкового зображення (рис. 1) залишався зовнішній контур м'яких тканин та було нечітке визначення меж кісток (рис. 2а). Це ставалося при значних змінах рівня яскравості зображення, через що алгоритм Кенні спрацьовував невірно, та губилася частина кісткової тканини.



Рисунок 1 – Оригінальне зображення

Для вирішення першої проблеми було розроблено алгоритм вирізування контуру об'єкта за межами м'яких тканин. При вирішенні другої проблеми було вирішено зробити доналаштування діапазонів спрацьовування методу Кенні, щоб нівелювати некоректну яскравість зображення. Це викликало додаткову проблему – з'явилися додаткові артефакти на результуючому зображенні (переважно це складки м'якої тканини та іноді шум). Щоб подолати цей недолік, було знайдено всі контури, використовуючи метод пошуку контурів [2], та видалено всі об'єкти з найменшою площею. Таке рішення дало змогу залишити лише кісткову тканину на зображенні. Також було вдосконалено створення маски завдяки закриттю контуру кісток, задавши межі зображення додатковими лініями по нижнім межах кістки. Результати роботи оновленого методу наведені на рис. 2б.

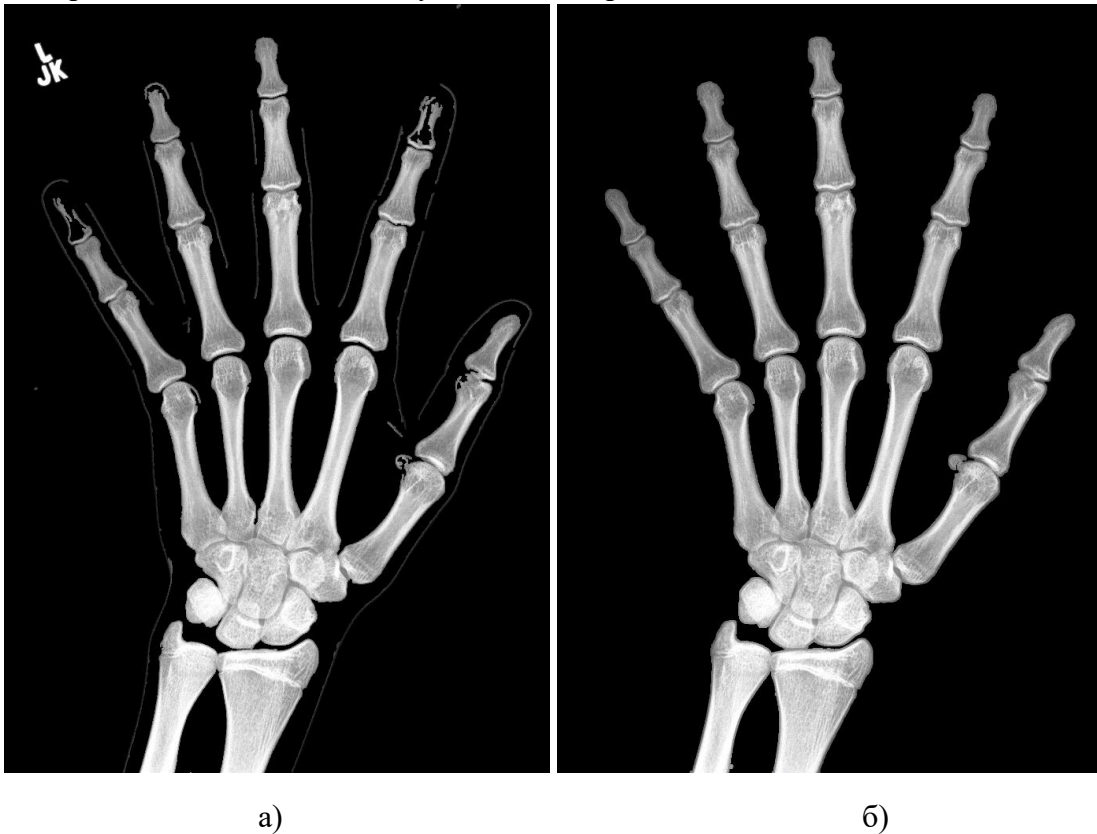


Рисунок 2 – Результати покращення: а) попередній метод; б) оновлений метод

Висновки. Вдосконалено метод виділення кісткової тканини на рентгенівському зображенні, який складається з п'яти етапів. Перші два етапи – підготовка зображення (вирівнювання рівня яскравості, медіанний фільтр), третій – використання методу визначення меж об'єктів Кенні, четвертий – додаткова обробка зображення для створення маски (використання методів математичної морфології, видалення границь м'якої ткани та закриття нижніх границь кісток) та п'ятий – вирізування по контуру маски кісткову тканину з оригінального зображення. Отримане кісткове зображення, використовуючи новий метод, можна передавати на вхід до модулю СППР, в якому реалізовані методи визначення остеопорозу.

ЛІТЕРАТУРА

[1] J. Canny, “A Computational Approach to Edge Detection”, *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, vol. Pami-8, no. 6, November 1986.

- [2] S. Satoshi, “Topological structural analysis of digitized binary images by border following”, *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, vol.30(1), pp. 32–46, 1985.

ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДІВ ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ ДЛЯ РОЗВ’ЯЗАННЯ ЗАДАЧ ОБРОБЛЕННЯ ДАНИХ

Денис ПАЛАМАРЧУК, Роман СИМОНШЕН,
Юрій ІВАНОВ, Сергій КРИВОГУБЧЕНКО
Вінницький національний технічний університет
e-mail: Yura881990@i.ua

Вступ. Сьогодні у багатьох галузях науки та промисловості накопичено великі обсяги даних. Вміння знаходити в них залежності та знання приносить економічну користь. Швидкими темпами розвиваються методи штучного інтелекту, які дозволяють оброблювати дані та розв’язувати досить складні задачі [1]. *Метою* даної роботи є огляд декількох методів штучного інтелекту для оброблення даних у різноманітних галузях.

Результати дослідження. Задача декодування сучасних завадостійких кодів зводиться до розв’язання задачі глобальної цілочисельної оптимізації складної цільової функції з високою розмірністю простору пошуку. Одним із найбільш відомих методів кодування даних є коди з низькою щільністю перевірок на парність. Методи декодування таких кодів ґрунтуються на обмінних ймовірнісних методах (алгоритм оцінювання символів з розповсюдженням довіри) [2, 3].

З ростом обсягу даних особливої актуальності набуває задача пошуку нечітких дублікатів у електронних колекціях. Одним із методів розв’язання даної задачі є перцептивні хеш-функції, які застосовуються до мультимедійних даних для створення індивідуального дайджесту. Такі хеші дають однаковий результат, якщо вхідні дані схожі, на відміну від криптографічного хешування, коли незначні відхилення у даних формують кардинально різний хеш. Перцептивні хеші можна порівнювати між собою і робити висновок про ступінь відмінності наборів даних. Таким чином, задача виділення унікального контенту зводиться до обчислення хеш-значень і розрахунку однієї з метрик схожості [4, 5].

Висновки. Отже, існують різноманітні методи роботи з даними. Вміле використання кожного з них дозволить розв’язувати складні науково-практичні задачі та отримувати важливі результати.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Russell S., Norvig P. *Artificial Intelligence: A Modern Approach*. Pearson, 2009. 1152 p.
[2] Johnson S.J. *Iterative Error Correction: Turbo, Low-Density Parity-Check and Repeat-Accumulate Codes*. New York: Cambridge University Press, 2009. 356 p.
[3] Qi H., Goertz N. *Low-Complexity Encoding of LDPC Codes: An New Algorithm and its Performance*. URL: http://www.hamilton.ie/hanghang_qi/publications/encoding_07.pdf. (дата звернення 11.03.23)
[4] Zauner C. *Implementation and Benchmarking of Perceptual Image Hash Functions*. Hagenberg, 2010. 107 p.
[5] Kjelsrud O. *Using Perceptual Hash Algorithms to Identify Fragmented and Transformed Video Files*. Gjovik: Department of Computer Science and Media Technology, 2014. 71 p.

КОМП'ЮТЕРНІ СИСТЕМИ СИНТЕЗУ РЕКОМЕНДАЦІЙ В ТЕЛЕМЕДИЦИНІ

Юрій ШАБАТУРА, Олег ГЕРУС
Національна академія сухопутних військ
shabaturayuriy@gmail.com
Національний лісотехнічний університет України
gerus.oleg@gmail.com

Початок активного використання розмовних систем штучного інтелекту (ШІ), зокрема ChatGPT, відкрив нові можливості для взаємодії користувачів з гігантським обсягом інформації, яка накопичена в мережі, та її використанням. Такі системи є універсальними а тому не можуть враховувати індивідуальні особливості і досвід взаємодій в конкретній предметній області кожного користувача. На противагу їм активно розвиваються і вузькоспеціалізовані системи синтезу рекомендацій [1, 2], які в багатьох випадках можна розглядати в якості персональних «помічників-консультантів» орієнтованих на генерацію персоналізованих порад, які максимально враховують індивідуальні особливості користувача, в тому числі його вподобання і накопичений досвід.

Період ковідної пандемії доповнений воєнним станом в нашій державі не сприяв покращенню медичного обслуговування населення в традиційний спосіб, повсюдно стали використовувати технології телемедицини [5]. Сьогодні люди все частіше використовують Інтернет для пошуку інформації про здоров'я. Щодня Google отримує понад 1 мільярд запитань про здоров'я, а 7% щоденних пошукових запитів у Google стосуються здоров'я [3]. Саме тому, на наш погляд застосування систем синтезу рекомендацій в телемедицині є важливим і актуальним як для лікарів так і для їх пацієнтів.

Прикладами використання систем синтезу рекомендацій [4] можуть слугувати наступні активності користувачів, які турбуються про своє здоров'я:

- складання збалансованого харчового раціону з врахуванням фізіологічних особливостей організму, фізичної активності протягом дня, смакові переваги та фінансові можливості. Система синтезу рекомендацій пропонує кілька варіантів харчування;
- розроблення програми фізичної активності, яка направлена на реабілітацію і відновлення здоров'я. Система синтезує рекомендації на основі аналізу стану здоров'я, цілей і вподобань користувачів, які зазвичай збираються з різних джерел, як-от продукти харчування, фізична активність, вік, стан здоров'я і вподобання;
- вибір програми лікування та препаратів. Лікарю в процесі аналізу величезних обсягів інформацій щодо ліків та симптомів, система генерує найбільш доречні методи та засоби вирішення проблем пацієнта.

Водночас необхідно відмітити, що непрофесійне користування подібними засобами непідготовлених користувачів, з різним рівнем медичної освіченості, відсутністю певних навичків та розуміння медичної термінології, може призводити до невірному трактування симптомів захворювання або неправильної оцінки релевантності отриманих даних. Загалом це може бути складним і навіть невдалим досвідом для пересічних людей, які намагаються вирішити проблеми зі здоров'ям користуючись лише послугами мережі Інтернет.

Саме тому на нашу думку найбільш доречним варіантом впровадження засобів синтезу рекомендацій є професійна телемедицина. Сьогодні одним із найпоширеніших застосувань є персональні плани лікування. Системи рекомендацій можуть аналізувати дані пацієнтів, такі як вік, історія хвороби та поточні симптоми для того, щоб надавати лікарям персоналізовані плани лікування, скорочуючи час, необхідний для діагностики, і покращуючи кінцеві результати.

Іншим прикладом є ідентифікація пацієнтів з високим ризиком. Системи рекомендацій можуть аналізувати дані пацієнтів, щоб ідентифікувати пацієнтів із вищим ризиком розвитку певних захворювань, таких як хвороби серця чи діабет. Це дозволяє лікарям проводити цілеспрямовані заходи, щоб запобігти розвитку цих станів.

Врахування базових принципів медицини дозволяє нам зробити висновок про те, що найбільш продуктивним і корисним для систем синтезу рекомендацій такого спрямування є використання алгоритму колаборативної фільтрації [6]. Це метод, який в традиційному застосуванні використовує спільність між користувачами та предметами для отримання бажаних результатів. Основна його ідея в даному випадку полягає в тому, що якщо двоє користувачів мають схожі симптоми захворювання, приблизно одного віку і статі, з подібним фізичним станом, то методи їх лікування теж мають бути схожими. В такому випадку, алгоритм роботи виглядатиме так:

- збір інформації про лікування пацієнтів зі схожими захворюваннями та характеристиками, такими як вік, стать, медична історія, лікування, та його результати;
- створення матриці відповідності, де кожен рядок відповідає пацієнту, а кожен стовпець - ліки, які були призначені. Кожна комірка матриці містить рейтингову оцінку, яка вказує, наскільки успішно ліки допомогли пацієнту;
- поділ усіх зібраних даних на дві групи: навчальні та тестові. Навчальні дані використовуються для створення моделі, а тестові - для перевірки її адекватності;
- обчислення індексу схожості між пацієнтами на основі рейтингів, з використанням методів розрахунку евклідової відстані, косинусу подібності і т.п.;
- створення на основі навчальних даних моделі, яка прогнозує рейтинг досліджених ліків для нового пацієнта на основі його схожості з іншими пацієнтами з навчальної вибірки;
- перевірка достовірності моделі. Для цього, рекомендовано використання СКВ.

У підсумку можна зробити висновки про те, що інтеграція систем синтезу рекомендацій у телемедицину є зростаючою тенденцією, яка може суттєво покращити галузь охорони здоров'я. Зі збільшенням використання телемедицини послуг у всьому світі стає очевидним, що системи синтезу рекомендацій відіграватимуть значну роль у підвищенні якості медичних послуг, що надаються пацієнтам.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Персональні рекомендації: як це працює: [Електронний ресурс]: – Available: <https://brander.ua/blog/personalni-rekomendacii-yak-ce-pracyue>
- [2] How Do Recommendation Engines Work? What are the Benefits? [Електронний ресурс] – Available: <https://marutitech.com/recommendation-engine-benefits/>
- [3] Google receives more than 1 billion health questions every day. [Електронний ресурс]. - Available: <https://www.beckershospitalreview.com/healthcare-information-technology/google-receives-more-than-1-billion-health-questions-every-day.html>
- [4] Development and Evaluation of Health Recommender Systems: Systematic Scoping Review and Evidence Mapping [Електронний ресурс] – Available: <https://www.jmir.org/2023/1/e38184>
- [5] Self-Adaptive Telemedicine Specialist Recommendation Considering Specialist Activity and Patient Feedback [Електронний ресурс] – Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9101090/>
- [6] Колаборативна фільтрація [Електронний ресурс] – Available: https://uk.wikipedia.org/wiki/Колаборативна_фільтрація

МЕТОД ЗАМІНИ ФОНУ В ЗОБРАЖЕННЯХ ПОШКОДЖЕНЬ ШКІРИ ПРИ НАВЧАННІ ШТУЧНОЇ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ ДЛЯ ЇХ ЕФЕКТИВНОЇ СЕГМЕНТАЦІЇ НА НЕТИПОВИХ ЗОБРАЖЕННЯХ

Юрій ШАБАТУРА, Богдан ЛУКАЩУК
Національна академія сухопутних військ
shabaturayuriy@gmail.com
Національний лісотехнічний університет України
bohdan.lukashchuk@gmail.com

Шкіра є надзвичайно важливим органом тіла людини. Поряд з величезною кількістю різних функцій шкіри однією з найважливіших є захист усіх органів і систем людини від негативного впливу зовнішнього середовища. Саме тому будь-яке пошкодження цілісності шкіри може становити серйозну небезпеку для всього організму. Задача швидкої, об'єктивної і якісної оцінки раневих пошкоджень шкіряних покривів людини є важливою, а в умовах подій воєнного стану стала вкрай актуальною задачею сучасної медицини.

Традиційно ця задача вирішувалась уважним оглядом досвідченого лікаря, однак в умовах масових обстрілів і ракетних атак нерідко трапляються випадки лавиноподібного зростання кількості людей з чисельними пошкодженнями. В цих ситуаціях збігаються в часі практично усі можливі негативні фактори, це і нестача кваліфікованих лікарів і жорсткі обмеження в часі. Саме тому стає вкрай актуальною задача своєрідної автоматизації лікарського огляду, яка не дозволить лікарю не помітити якісь важливі хоча і малопомітні особливості раневих уражень, зможе швидко і точно визначити площу ураження, зафіксувати його початковий вигляд, а згодом оцінити результативність лікування і т.д.

Традиційно задачу автоматичного пошуку і розпізнавання на зображенні певних об'єктів та виділення їх контурів вирішують за допомогою процедур сегментації. Семантична сегментація зображень ран на шкірі людини є важливою та актуальною проблемою в галузі комп'ютерного зору та машинного навчання, зокрема в біомедичній сфері [1]. Ефективні методи сегментації медичних зображень за допомогою алгоритмів штучних нейронних мереж можуть полегшити процес діагностики, контролю та лікування захворювань шкіри, зокрема таких як діабетична стопа та багато інших [2].

На даний час відомо чимало комп'ютерних систем семантичної сегментації, які базуються на процедурах глибокого навчання і забезпечують досить високу точність сегментації [3]. Проте, їх використання у практичних сценаріях може бути малоефективним через нестабільність роботи моделей на нових зображеннях, які відрізняються за розміром та якістю від тренувальних даних [4].

Прикладом однієї з ініціатив, які спрямовані на покращення методів сегментації ран, є Foot Ulcer Segmentation Challenge - міжнародний стартап, в рамках якого науковці з усього світу розробляють та порівнюють свої алгоритми для сегментації ран на зображеннях при діабетичній стопі [5]. Міжнародна наукова спільнота очікує, що за результатами цього стартапу будуть згенеровані нові ідеї та підходи, які можуть бути використані для розробки ефективних комп'ютерних систем і відповідних моделей. Важливо зазначити, що завдяки цьому вже створено потужний розмічений набір даних, що містить зображення діабетичних ран на ногах та їхні сегментаційні маски, який викладено у вільному доступі. Власне цей набір і був використаний в ході проведених авторським колективом досліджень.

Метою даної роботи є аналіз деяких видів перетворень зображень, які можуть бути використані для аугментації даних при навчанні нейронної мережі призначеної для здійснення сегментації, та визначення таких, які максимально покращуватимуть ефективність сегментації зображень ран, що є нетиповими для навчального набору даних. Зокрема таких, які розташовані на інших частинах тіла, мають інший фон, розмір та якість зображення, тип

ран, шкіри, тощо. Класичні перетворення для зображень, такі як обрізання з масштабуванням, горизонтальні та вертикальні повертання, обертання [5], в даній роботі пропонується замінити альтернативним підходом, який передбачає зміну фону рани.

Суть запропонованого підходу полягає в тому, що використовуються сегментаційні маски для вирізання зображень ран з тренувального набору з наступним їх накладенням на нові фони, які відповідають іншим частинам тіла людини і можуть мати іншу якість зображення. Проведені дослідження обґрунтовано свідчать, що такий підхід може допомогти суттєво покращити здатність побудованих моделей до проведення сегментацій на нових зображеннях, які суттєво відрізняються від тренувальних.

Для прийняття обґрунтованих висновків необхідно порівняти ефективність запропонованого підходу і традиційних, а також намітити можливі шляхи його подальшого вдосконалення для семантичної сегментації зображень ран на шкірі людини.

Застосування результатів дослідження може сприяти розвитку телемедицини, нових методів та технологій у галузі біомедичного зору, що дозволить покращити якість діагностики та контролю за лікуванням захворювань та уражень шкіри у клінічній практиці.

Аналіз даних та побудова моделі.

Як зазначалося раніше, для тренування та оцінювання якості моделі використовується навчальний та валідаційний набори даних із Foot Ulcer Segmentation Challenge [5]. Оскільки сегментаційні маски для тестового набору даних не були виділені окремо, ми виконаємо об'єднання навчальної та валідаційної вибірок, після чого проводимо їх випадкове перемішування і розділяємо на три частини:

- навчальну – 503 зображення;
- валідаційну – 200 зображень;
- тестувальну – 107 зображень.

Таким чином, створюється можливість за допомогою досить великої валідаційної вибірки забезпечити коректну перевірку адекватності моделі після кожної циклу навчання на всій навчальній вибірці, а також, кінцеву оцінку якості, за рахунок тестувальної вибірки.

У якості метрики для оцінки використовується індекс Соренсона-Дайса:

$$Dice = \frac{2TP}{2TP + FN + FP}$$

де TP – істинно-позитивні передбачення приналежності пікселів, а FP та FN – помилки першого та другого роду, відповідно.

Оцінка здатності моделі до узагальнення відбувається візуально, на декількох випадково вибраних зображеннях ран із вибірки, зібраної авторами [6], які містять поверхневі рани на різних частинах тіла людини та мають більший розмір та кращу роздільну здатність зображення. До порівняння, всі тренувальні дані мають розмір 512x512 пікселів та роздільну здатність 96 точок на дюйм, тоді як дані з [6] містять великі зображення різного розміру, найбільші з яких сягають 4608x3456 пікселів та мають роздільну здатність 180 точок на дюйм.

У якості мережі, яку навчаємо, використовуємо архітектуру UNet [7], яка широко застосовується у медичній сфері. UNet є глибокою згортковою нейронною мережею, яка створена у 2015 році для вирішення задачі семантичної сегментації біомедичних зображень. Вона представляє собою асиметричну архітектуру згорткової мережі, що складається з кодувальника та декодувальника, які також зв'язані між собою непрямыми зв'язками-пропусками (skip connections) В якості функцій активації в класичній версії UNet використовується ReLu. Архітектура UNet має дві основні особливості, з одного боку, вона дозволяє локалізувати об'єкти на зображенні завдяки кодувальному шляху, а з іншого боку, вона відновлює контекстну інформацію через декодувальний шлях. UNet була успішно

застосована для сегментації в різних сферах медицини, зокрема для сегментації біомедичних зображень, таких як мікроскопічні знімки клітин та магнітно-резонансні зображення [7].

Однією з сильних сторін UNet є її здатність ефективно працювати із зображеннями різного розміру та масштабу. Крім того, ця архітектура може навчатися з меншими наборами даних, ніж інші моделі, завдяки аугментації даних під час навчання. До слабких сторін UNet відносять її складність, що призводить до відносно великих обчислювальних вимог, особливо при роботі з великими зображеннями або 3D-даними. Це може ускладнити швидке розгортання UNet на обмежених апаратних ресурсах, таких як мобільні пристрої чи вбудовані системи.

Процедура заміни фону зображення рани.

Для побудови відповідної вибірки нам не вдалось знайти у відкритому доступі достатню кількість зображень, де основну частину зображення займатимуть відкриті частини людського тіла. Тому був використаний набір даних Human Palm And Gloves Dataset, який містить 300 зображень рук з медичними рукавичками та без них на різному фоні.

Заміна фону рани на зображенні виконувалася згідно з наступним алгоритмом:

1. Вибір зображення із раною з тренувального набору даних;
2. Вибір відповідної сегментаційної маски для цього зображення;
3. Накладання маски на зображення та «вирізання» зображення рани;
4. Випадковий вибір зображення фону із набору даних. Випадковий вибір виконувався за рівномірним законом розподілу;
5. Зміна розміру фону відповідно до розміру навчального зображення;
6. Копіювання зображення рани, отриманої на кроці 2 на зображення фону, отримане на кроці 4;
7. Використання новоствореного зображення для тренування сегментаційної нейронної мережі.

Таким чином цей алгоритм створив достатню вибірку, де зображення пошкоджень шкіри виявлялося на частинах рук, випадково вибраних з Human Palm And Gloves Dataset, таким чином збільшуючи різноманітність даних для навчання. На рисунку 1 наведено процес заміни фону рани.

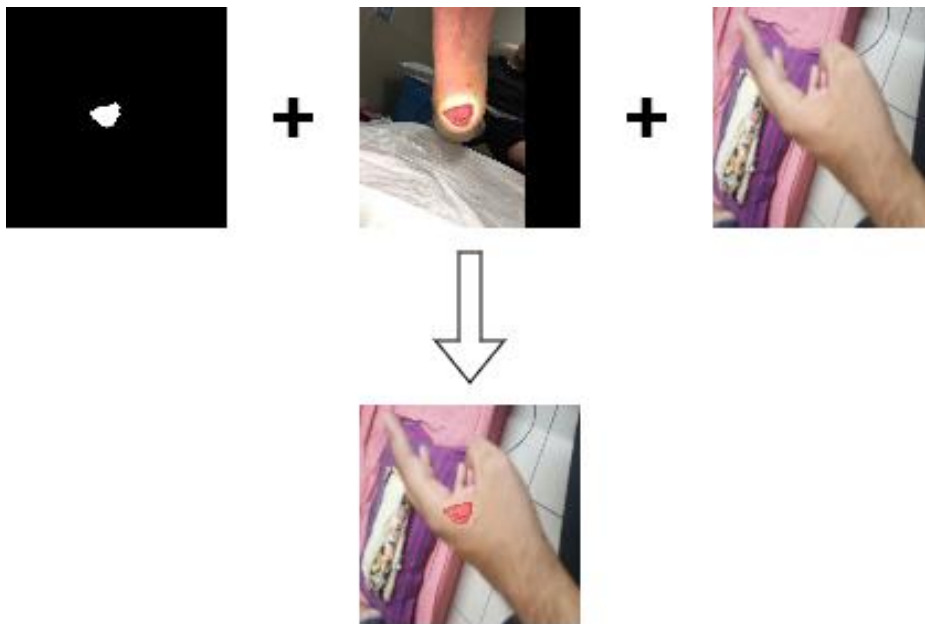


Рис. 1. Процес заміни фону для рани

Процес навчання мережі

Виконувалось чотири тренування штучної нейронної мережі з різними конфігураціями перетворень зображень.

1. Лише стандартизація до середнього та середньоквадратичного відхилення навчальної вибірки.
2. Випадкова зміна яскравості, контрасту, насиченості та відтінку в межах 25% від початкового, випадкові горизонтальні та вертикальні перевертання з імовірністю 0.5, випадкові обертання на кут до 180 градусів, стандартизація до середнього та середньоквадратичного відхилення навчальної вибірки.
3. Випадкова заміна фону з імовірністю 0.25, стандартизація до середнього та середньоквадратичного відхилення навчальної вибірки
4. Поєднання конфігурації 2 та 3, тобто заміна фону та випадкові перетворення.

На кожному кроці оптимізації коефіцієнтів фільтрів згорткової нейронної мережі відбувається розрахунок градієнта функції помилки з 4-х тренувальних зображень. Така незначна кількість зумовлена обмеженнями наявної обчислювальної потужності та високими вимогами мережі до ресурсів. Варто зауважити, що порівняно невелика кількість зображень може ускладнити процес тренування, проте дозволить краще виявити переваги та недоліки використання різних перетворень. Тренування триває 100 повних циклів. Дані стандартизуються відповідно до середнього та середньоквадратичного відхилення, що використовуються у Foot Ulcer Segmentation Challenge. У якості функції втрат використовувався доповнений коефіцієнт Соренсона-Дайса:

$$loss = 1 - Dice$$

Результати та обговорення

Навчання проводилося на Nvidia GeForce RTX 2060 з 6144 мегабайтами GDDR6 відеопам'яті. Що є досить невеликим ресурсом, однак достатнім для перевірки гіпотези. В таблиці 1 наведено кількісні результати тренування та тестування 4-х нейронних мереж.

Таблиця 1.

Конфігурація навчання	Тестове значення індексу Соренсона-Дайса	Тестове значення функції втрат	Час навчання
1	0.8269	0.1731	1 год 30 хв
2	0.3466	0.6534	1 год 50 хв
3	0.7715	0.2285	1 год 40 хв
4	0.0873	0.9127	2 год 30 хв

З таблиці видно, що найкращий результат (82.69%) на тестувальних даних показала мережа, яка навчалася без використання жодних трансформацій. На другому місці мережа, що тренувалася із заміною фону в 25% випадків. Інші дві конфігурації мають значно гірші результати. Якщо проаналізувати криву зміни значення індексу Соренсона-Дайса при валідації моделей протягом навчання, то можна зробити висновок, що результативність навчання у варіанті без перетворень та зі зміною фону є практично однаковою а різниця в кінцевих результатах є несуттєвою. Крім того можна стверджувати, що часті та інтенсивні перетворення погано впливають на якість навчання мережі, що впливає з результатів 2 та 4 конфігурацій. Отже, можна зробити висновок, що при невеликій кількості тренувальних даних випадкові перетворення дають негативний ефект, який ще більше посилюється, якщо використовувати разом з ними заміну фону.

Для візуального тесту роботи навчених мереж було вибрано 5 різних зображень ран на шкірі людини із Human Palm And Gloves Dataset.

На рисунку 2 представлені результати сегментації нетипових зображень отримані в кожній з чотирьох навчених мережах.

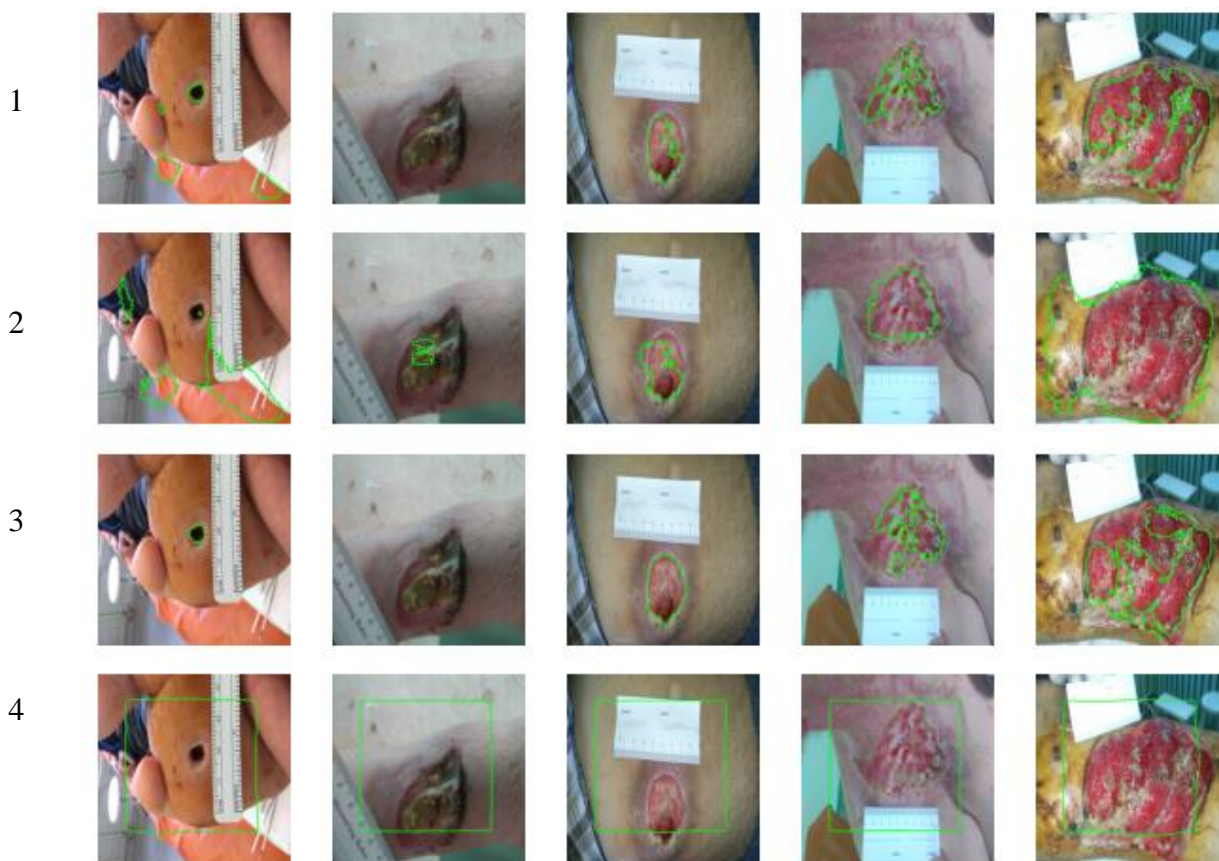


Рис. 2. Результати сегментації нетипових зображень.

Очевидно, що результати сегментації на нетипових зображеннях схожі до результатів на тестовій вибірці. 1 та 3-тя мережі показують найкращі результати, хоча і не знаходять рану на 2-му зображенні. А мережа 3, яка навчена з випадковою заміною фону, допускає менше помилок першого роду, порівняно з 1 та 2-ю.

На рисунку 3 показано результати сегментації 1 та 3-ю мережами типових зображень з тестувальної вибірки.



Рис. 3. Результати сегментації навченими мережами типових зображень

Із зображень на рисунку 3 видно, що на типових зображеннях третя з аналізованих мереж працює краще, виділяючи більше уражених областей на 2-му та 3-му зображеннях. Проте жодна з них не сегментувала рану на 1-му зображенні.

Висновки

За підсумками проведених досліджень можна зробити висновок, про те, що початкова гіпотезу про ефективність застосування випадкової заміни фону при навчанні сегментаційної нейронної мережі є підтвердженою. Результативність роботи мережі навченої з використанням процедури заміни фону є співмірною з результатами моделі, навченої без перетворень, однак вона краще виконує сегментацію на нетипових зображеннях. Крім того виявлені певні закономірності, які дозволяють покращити використання сегментаційних мереж як в цілому так і з методом заміни фону зокрема. Досліджені мережі були недостатньо навченими, тому їх результативність можна покращити якщо збільшити кількість навчальних даних, серед яких потрібно додати зображення ран із різними фонами. Зображення фону потрібно урізноманітнити різними частинами тіла, а не лише руками. Наявність великої кількості реалістичних зображень частин тіла з непокритою шкірою може значно покращити результат. Також варто додати перетворення маски рани при зміні фону шляхом обертань та горизонтальних і вертикальних перетворень, таким чином це ще більше урізноманітнить дані і покращить навченість мережі.

Обчислювальна складність архітектури UNet обмежує максимальну кількість зображень, яку можна використовувати на кожному кроці оптимізації. Це впливає на якість і тривалість пошуку мінімуму функції похибок. У зв'язку з цим передбачається розглянути більш сучасні версії сегментаційних мереж, зокрема і тих, які розроблені для використання на мобільних та вбудованих пристроях, що потенційно дозволить створити портативну, доступну для кожного лікаря електронну систему автоматичної сегментації та ідентифікації уражень шкіри з одночасним наданням рекомендацій для їх ефективного лікування з подальшим автоматичним контролем його ефективності.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] G. Litjens *et al.*, “A survey on deep learning in medical image analysis,” *Medical Image Analysis*, vol. 42, pp. 60–88, Dec. 2017, doi: <https://doi.org/10.1016/j.media.2017.07.005>.
- [2] A. Mahbod, G. Schaefer, R. Ecker and I. Ellinger, "Automatic Foot Ulcer Segmentation Using an Ensemble of Convolutional Neural Networks," *2022 26th International Conference on Pattern Recognition (ICPR)*, Montreal, QC, Canada, 2022, pp. 4358-4364, doi: 10.1109/ICPR56361.2022.9956253.
- [3] J. Long, E. Shelhamer, and T. Darrell, “Fully Convolutional Networks for Semantic Segmentation,” *arXiv.org*, 2014. <https://arxiv.org/abs/1411.4038>
- [4] C. Chen, W. Bai, R. H. Davies, A. N. Bhuya, C. H. Manisty, J. B. Augusto, J. C. Moon, N. Aung, A. M. Lee, M. M. Sanghvi, K. Fung, J. M. Paiva, S. E. Petersen, E. Lukaschuk, S. K. Piechnik, S. Neubauer, and D. Rueckert, “Improving the generalizability of Convolutional Neural Network-based segmentation on CMR Images,” *Frontiers*, 20-May-2020. [Online]. Available: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fcvm.2020.00105/full>.
- [5] C. Wang *et al.*, “FUSeg: The Foot Ulcer Segmentation Challenge,” *arXiv:2201.00414 [cs, eess]*, Jan. 2022, Available: <https://arxiv.org/abs/2201.00414>
- [6] N. Jaworski, I. Farmaha, U. Marikutsa, T. Farmaha and V. Savchyn, "Implementation features of wounds visual comparison subsystem," *2018 XIV-th International Conference on Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH)*, Lviv, Ukraine, 2018, pp. 114-117, doi: 10.1109/MEMSTECH.2018.8365714.
- [7] O. Ronneberger, P. Fischer, and T. Brox, “U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation,” *arXiv.org*, May 18, 2015. <https://arxiv.org/abs/1505.04597>

ВИКОРИСТАННЯ НЕЙРОННИХ МЕРЕЖ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ СТОМАТОЛОГІЧНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ

Юрій ШАБАТУРА, Володимир РИБАК
Національна академія сухопутних військ
shabaturayuriy@gmail.com
Національний лісотехнічний університет України
rybak.volodymyr.personal@gmail.com

В стоматології, як і в більшості галузей медицини, точна та швидка діагностика є ключовою для успішного лікування пацієнтів. Однак, іноді навіть досвідченому лікарю може бути складно швидко поставити вірний діагноз, особливо в складних випадках, навіть при використанні новітніх технологій. У зв'язку з цим, розробка комп'ютеризованих інформаційних систем, які можуть надавати консультативну допомогу лікарям-стоматологам, стає все більш актуальною. Функціонування таких систем як правило побудоване на основі використання штучних нейронних мереж.

У даній роботі був проведений аналіз різних моделей навчання штучних нейронних мереж та здійснений вибір найбільш точної моделі для використання у розробці інтелектуальної інформаційної системи, яка буде виступати в якості асистента лікаря-стоматолога. Виконана розробка може стати дієвим інструментом для підвищення точності та швидкості діагностики у стоматології, що, в свою чергу, може привести до покращення результатів лікування та збільшення задоволеності пацієнтів.

Однією з головних проблем, з якою зіштовхуються стоматологи в своїй лікарській практиці, є необхідність в точній та швидкій діагностиці різних стоматологічних захворювань у пацієнтів. Для якісного її вирішення, лікарі повинні мати великий досвід та широкі знання у галузі стоматології, а також доступ до сучасних технологій та обладнання.

Однак, навіть з усіма цими ресурсами, можуть виникати труднощі у діагностиці складних випадків. Наприклад, у випадках, коли необхідно зробити висновок на основі результатів багатьох обстежень, врахування різноманітних факторів та оцінки ризиків.

У зв'язку з цим, розробка інтелектуальної інформаційної системи на базі штучних нейронних мереж, яка допомагатиме стоматологам у швидкій і точній діагностиці та лікуванні пацієнтів є актуальною для науки і важливою для практики задачею. Застосування цієї технології дозволить скоротити час, необхідний для встановлення діагнозу, а також збільшити його точність та надійність.

Для реалізації запропонованої інтелектуальної інформаційної системи доцільно використовувати моделі штучних нейронних мереж. Зокрема, згорткові та капсульні нейронні мережі, які дозволяють ефективно обробляти зображення та інші види даних, що отримуються у процесі обстеження пацієнтів.

У процесі реалізації інформаційної системи, необхідно зібрати велику кількість даних про різні захворювання та стан здоров'я пацієнтів, включаючи зображення, результати аналізів та інші параметри [6]. Ці дані будуть використовуватися для навчання нейронної мережі, яка буде здатна робити точні та швидкі діагностики.

Після навчання моделі, система буде готова до використання. Лікар-стоматолог зможе завантажувати дані про пацієнтів, включаючи зображення та інші параметри, у систему. Потім система застосує навчену нейронну мережу для швидкої та точної діагностики, результати якої будуть представлені як лікарю так і пацієнту.[5]

Розробка даної інформаційної системи включала в себе наступні етапи:

1. Збір та підготовка даних. На цьому етапі важливим є збір достатньої кількості зображень зубів та їх захворювань, які можуть бути розпізнані за допомогою системи. Після цього дані потрібно обробити та підготувати їх для подальшого навчання моделі. Набір даних

для тренування повинен бути представлений у вигляді вхідних зображень зубів та супутніх їм міток, які вказують, який зуб відображено на зображенні. У нашій реалізації ми створили набір зображень зубів, кожне з яких має фіксований розмір, та відповідні мітки, що вказують, який конкретно зуб на кожному зображенні та чи присутнє ураження карієсом. Даний набір був сформований з допомогою стоматологічної клініки, яка надала приклади зображень зубів, які вже пройшли обстеження у фахівця. Для розширення вибірки тренувального набору було здійснено також такі техніки аугментації даних як масштабування, зміщення та обертання зображень [1].

Позначення на кожному зображенні може бути реалізованим різними способами, в залежності від конкретної реалізації системи. Одним з можливих способів є використання масок або границь, що дозволяє відокремити область зуба. Іншим можливим способом є використання точок або векторів, що вказують на положення та орієнтацію зуба на зображенні. Для позначення зуба на кожному зображенні можуть використовуватись також різні формати файлів, такі як JSON, XML або CSV, що містять інформацію про координати та форму зуба на зображенні [3]. Для даної задачі був використаний формат COCO (Common Objects in Context), який використовує JSON для зберігання інформації про об'єкти на зображеннях. Для кожного зображення в наборі даних вказуються розміри зображення та список об'єктів на ньому. У файлі анотації також має бути інформація про координати ділянки, яка відповідає зубу на зображенні. Наприклад, для класифікації зуба, це можуть бути координати площини зуба, а для класифікації наявності карієсу - координати області карієсу на зубі. Таким чином, використання формату COCO дозволяє представити анотацію для різних класифікацій на одному зображенні, що дозволяє робити більш складні класифікації.

2. Вибір архітектури моделі. Для даного завдання було обрано капсульну нейронну мережу. Але на цьому етапі потрібно детально розглянути параметри та конфігурації моделі, такі як кількість шарів, кількість нейронів у кожному шарі, функції активації, швидкість навчання тощо [4].

Для реалізації даної інтелектуальної інформаційної системи попередньо було розглянуто згорткові та капсульні нейронні мережі. Обидві ці моделі засновані на глибокому навчанні та використовуються для обробки зображень та інших видів даних. Проте, вони мають різні підходи до обробки інформації і відрізняються кількістю параметрів [2].

Згорткові нейронні мережі (Convolutional Neural Networks, CNN) є більш поширеними та стандартними моделями для обробки зображень. Вони складаються з вхідного шару зображення, кількох шарів згортки і підсумовування та декількох повнозв'язних шарів. CNN добре працюють із зображеннями різної роздільної здатності та розміру, відносно прості в реалізації та навчанні, дають досить точні результати в задачах класифікації зображень [1]. Однак, вони не дуже ефективні у вирішенні задач локалізації та сегментації зображень.

Капсульні нейронні мережі (Capsule Neural Networks, CapsNet) є новішим типом моделі, який використовує капсули, а не нейрони, як основний елемент. Капсули мають більш складну структуру, яка дозволяє враховувати взаємодію між різними частинами зображення [4]. CapsNet більш ефективні у роботі з задачами локалізації та сегментації зображень, проте вони більш складні у реалізації та вимагають більше часу і ресурсів для навчання.

У якості критеріїв оцінки була використана порівняльна характеристика моделей CapsNet та ConvNet, які «навчались» і проходили оцінювання з однаковими вхідними наборами з MNIST та CIFAR-10, які широко застосовуються для перевірок моделей. Результати порівняльної характеристики подано в Таблиці 1.

При порівнянні згорткових та капсульних нейронних мереж для використання в інтелектуальній інформаційній системі асистування лікаря-стоматолога, було встановлено, що капсульні мережі показали кращі результати в розпізнаванні зображень зубів та їх хвороб. Крім того, капсульні мережі можуть працювати з більш складними даними, такими як 3D-зображення, тоді як згорткові мережі працюють тільки з 2D-зображеннями [4]. Однак,

згорткові мережі можуть бути більш швидкодіючими та мають меншу кількість параметрів для навчання, що може бути важливим фактором при обробці великих обсягів даних.

Табл. 1 Порівняння точності моделей CapsNet та ConvNet

Розмір навчальної вибірки	MNIST		CIFAR-10	
	CapsNet	ConvNet	CapsNet	ConvNet
250	0.5778	0.5577	0.3754	0.3902
500	0.5034	0.5133	0.5741	0.4828
1000	0.6532	0.6904	0.6595	0.6702
10000	0.9307	0.9817	0.8631	0.8814

Отже, для даної інформаційної системи було обрано капсульну нейронну мережу, оскільки вона надає більш точні результати розпізнавання зображень та може працювати з більш складними даними, що є важливим для діагностики та лікування хвороб зубів.

3. Навчання моделі. Для навчання моделі потрібно використати підготовлені дані та розподілити їх на тренувальні, валідаційні та тестові набори даних. Модель потрібно навчити на тренувальних даних та налаштувати параметри навчання. Після кожної ітерації навчання потрібно перевірити точність моделі на валідаційних даних та налаштувати параметри навчання для отримання кращих результатів.

Для реалізації запропонованого рішення було вирішено використовувати фреймворк TensorFlow. TensorFlow - це відкрите програмне забезпечення з вільною ліцензією для машинного навчання та глибокого навчання. Він надає багато функціональних можливостей, необхідних для побудови нейронних мереж, таких як згорткові та капсульні мережі, а також зручне налаштування параметрів та подальшої оцінки отриманої моделі.

Для навчання моделі було використано вхідний набір тренувальних даних та цільові значення. Крім того, було встановлено необхідну кількість ітерацій, тобто повних проходів по всьому набору даних, та розмір набору, тобто кількість зразків даних, які передаються моделі за один раз. Також на даному етапі було встановлено вхідні параметри навчання такі як алгоритми оптимізації, функції втрат, кількість шарів і т.д.

4. Оцінка моделі. Після завершення навчання моделі її потрібно оцінити на тестових даних для перевірки точності та ефективності. Серед своїх можливостей платформа TensorFlow має функцію оцінки, яка визначає точність моделі, обчислюючи метрики, такі як точність, втрати, та метрики специфічні для конкретної задачі. Ці метрики дозволяють нам зрозуміти, наскільки добре модель виконує поставлену задачу. В результаті отримуємо значення метрик, які можна використовувати для подальшої оптимізації моделі, змінюючи гіперпараметри або архітектуру мережі.

У даному дослідженні для виявлення уражень карієсом на рентгенівських зображеннях використано модель, навчання якої проводилось на навчальній вибірці, що складалась з 9067 зображень. Це дає можливість говорити про досить велику об'ємну вибірку, що забезпечує достатньо точні результати. Для досягнення точності виявлення уражень карієсом у 91.38% було здійснено корегування параметрів моделі, включаючи кількість та розмірність ядер. Це свідчить про важливість оптимізації параметрів моделі для отримання більш точних результатів. Дані результати можуть бути корисними для подальшої розробки систем виявлення та діагностики стоматологічних захворювань з використанням комп'ютерного зору [6].

Щоб покращити точність моделі, можна розглянути декілька потенційних методів, таких як збільшення об'єму навчальної вибірки, використання більш складних архітектур нейронних мереж, використання аугментації даних, оптимізація гіперпараметрів моделі,

використання змішаних моделей тощо. При цьому важливо також забезпечити якість та репрезентативність навчальної вибірки та правильної обробки даних [2].

У подальшому можна розглянути розробку більш комплексної системи виявлення та діагностики стоматологічних захворювань з використанням комп'ютерного зору, включаючи не лише виявлення карієсу, але й інших захворювань, таких як періодонтит, запальні процеси, кісткові дефекти тощо [7]. Така система може допомогти стоматологам у виявленні та діагностиці різноманітних захворювань та забезпечити більш ефективно та точно лікування.

Також планується розглянути можливість розробки мобільного додатку, який буде забезпечувати доступ до інформаційної системи з будь-якого місця, що дозволить стоматологам ефективно використовувати систему навіть під час віддалених консультацій з колегами та іншими фахівцями.

Висновок. За результатами даного дослідження стало очевидним, що використання штучного інтелекту як асистента для лікарів-стоматологів є науково важливою та практично доцільною задачею. Запропонована система показала достатньо хороші результати, але є цілком очевидним її покращення шляхом збільшення розміру вхідної вибірки. Більш того, система має потенціал для розширення, включаючи додавання прогностичних суджень, планування лікування та діагностику більш широкого спектру патологій.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Krizhevsky, A., Sutskever, I., & Hinton, G. E. (2012). Imagenet classification with deep convolutional neural networks. In *Advances in neural information processing systems* (pp. 1097-1105).
- [2] LeCun, Y., Bengio, Y., & Hinton, G. (2015). Deep learning. (pp. 436-438).
- [3] Huang, G., Liu, Z., Van Der Maaten, L., & Weinberger, K. Q. (2017). Densely connected convolutional networks. In *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition* (pp. 4700-4708).
- [4] Sabour, S., Frosst, N., & Hinton, G. E. (2017). Dynamic routing between capsules. In *Advances in neural information processing systems* (pp. 560-666).
- [5] A. Aminoshariae, J. Kulild, and V. Nagendrababu, 2021. "Artificial Intelligence in endodontics: Current applications and Future Directions", *Journal of Endodontics*, vol. 47, no. 9, (pp. 1352–1357).
- [6] S. V. Deshmukh (2018). "Artificial Intelligence in Dentistry", *Journal of the International Clinical Dental Research Organization*, vol. 10, no. 2, (p. 47).
- [7] D. Tandon, J. Rajawat, and M. Banerjee (2020). "Present and future of Artificial Intelligence in Dentistry", *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, vol. 10, no. 4, pp. (391–396).

МОДЕЛЮВАННЯ ОГЛЯДУ ТЕРИТОРІЇ З ВИКОРИСТАННЯМ БЕЗПЛОТНИХ ЛІТАЛЬНИХ АПАРАТІВ НА ОСНОВІ АЛГОРИТМУ ОПТИМІЗАЦІЇ МУРАШИНОЇ КОЛОНІЇ

Ярослав КУЛИК¹

¹*Вінницький національний технічний університет*
Yaroslav_Kulik@i.ua

Вступ

БПЛА виконує огляд території на основі алгоритму оптимізації мурашиної колонії, що генерує колонію штучних мурах, які пересуваються між вершинами у пошуках оптимального маршруту [1].

Використання алгоритму оптимізації мурашиної колонії для БПЛА призведе до того, що найбільш інтенсивні феромонні доріжки будуть найбільш імовірним курсом для БПЛА. Причому чим оптимальніший шлях, тим більш імовірно його використовуватимуть інші мурахи, а отже інші БПЛА [2].

Основні результати.

Алгоритм складається з двох основних етапів, які повторюються: проходження маршруту та оновлення феромонів (рис. 1).

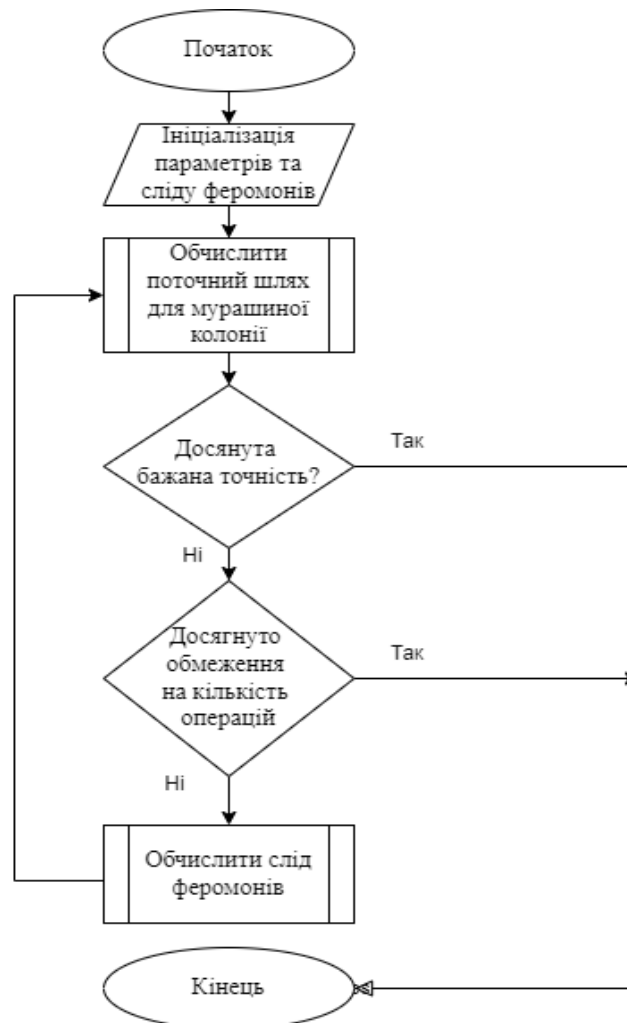


Рис. 1. Схема алгоритму оптимізації мурашиної колонії

Алгоритм зупиняється, коли знайдено задовільне рішення або коли досягнуто максимальну кількість ітерацій.

Оцінка ефективності.

Отримати характеристику, яка б слугувала оцінювальним критерієм ефективності систем огляду територій є нетривіальною задачею і єдиного та універсального рішення для цього не існує [3]. Тому для оцінки ефективності даної системи будемо враховувати, що час роботи БПЛА залежить від ємності акумулятора (або бензобака) та є однією з основних характеристик, яку складно змінити без значного збільшення витрат або погіршення інших характеристик. Таким чином, можливість виконати огляд визначається часом розрядження акумулятора, тому час є одним з головних критеріїв ефективності.

Також ефективний огляд території за допомогою БПЛА вимагає виконання задачі по плануванню шляху БПЛА, що передбачає використання функції витрат:

$$J_G = \int_0^G dG = K \cdot \sum_{i=1}^{N+1} d_{ij} + C = K \cdot \sum_{i=1}^N d_{ij} + K1 \cdot \sum_{l=1}^M h_l + K2, \quad (1)$$

де J_G – витрати на політ; G – довжина загальної траєкторії польоту; d_{ij} – довжина сегментів шляху; C – величина, яка об’єднує вартість ризику та вартість стабілізації польоту; N – кількість координат для огляду території; K – коефіцієнт затрат на одиницю довжини при польоті, в основному складається з витрат пального або електроенергії акумулятора і залежить від моделі БПЛА; $K1$ – одиницю зміни висоти при польоті БПЛА, в основному складається з витрат пального або електроенергії акумулятора і залежить від моделі БПЛА; M – кількість змін висоти для БПЛА, h – поточна висота БПЛА при польоті; $K2$ – величина, яка об’єднує вартість ризику при польоті і розраховується на основі статистичних даних вартості ремонту БПЛА при ушкодженнях.

Експериментальна перевірка шляхом моделювання.

Виконання оптимізації пройденого шляху БПЛА для огляду території за найкоротший час здійснювалося за допомогою програмного забезпечення tsp-problem-ga-aco-comparisson [4], яке дозволяє генерувати набір вершин та шукати шляхи обходу цих вершин за допомогою різних методів, зокрема за допомогою алгоритму оптимізації мурашиної колонії.

На рисунку 2 показано оптимальні маршрути БПЛА, що виконує огляд території з допомогою алгоритму оптимізації мурашиної колонії по згенерованих випадкових 24-х координатах.

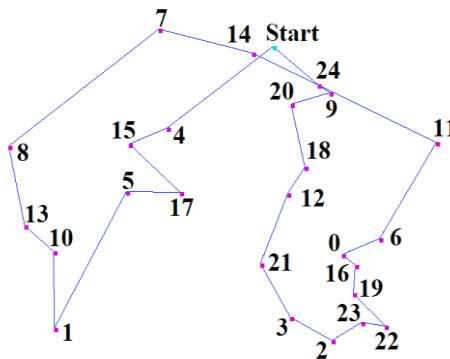


Рис. 2. Оптимальні маршрути БПЛА відносно початку руху Start по згенерованих випадкових 24-х координатах:

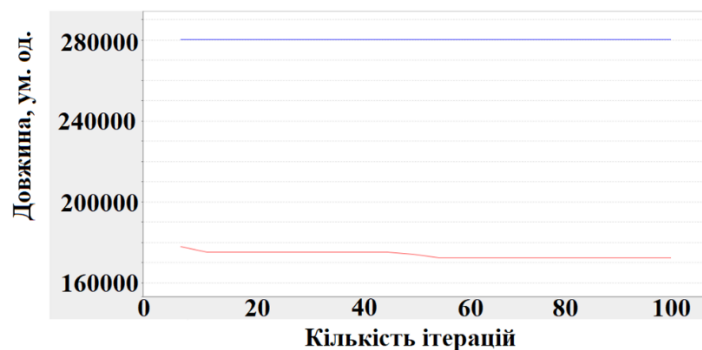


Рис. 3. Графіки довжини першого оптимального маршруту залежно від кількості ітерацій на основі алгоритму оптимізації мурашиної колонії (■) та жадібного алгоритму (■)

Графіки на рисунку 3 отримані при таких параметрах:

- кількість мурах у колонії $m = 50$,
- швидкість випаровування феромону $\rho = 0,1$,
- коефіцієнт інтенсивності феромону $\alpha = 0,1$,
- коефіцієнт видимості феромону $\beta = 0,8$,
- дистанція видимості феромону – 2,
- кількість точок маршруту (координат для відвідування) – $n = 25$,
- кількість ітерацій (критерій зупинки обчислень) – 100.

Моделювання огляду території за допомогою БПЛА на основі алгоритму оптимізації мурашиної колонії проводилося в середовищі WeVots. Дане середовище дозволяє виконувати моделювання програмного керування пристроїв, зокрема БПЛА. Керування є спрощеним, тобто вплив зовнішнього середовища вважається прогнозованим, погодні умови – нормальні та зручні для польоту. WeVots створює умови для моделювання, коли вплив зовнішнього середовища на керування польотом БПЛА компенсується вбудованими програмними засобами для збереження поточного курсу руху БПЛА.

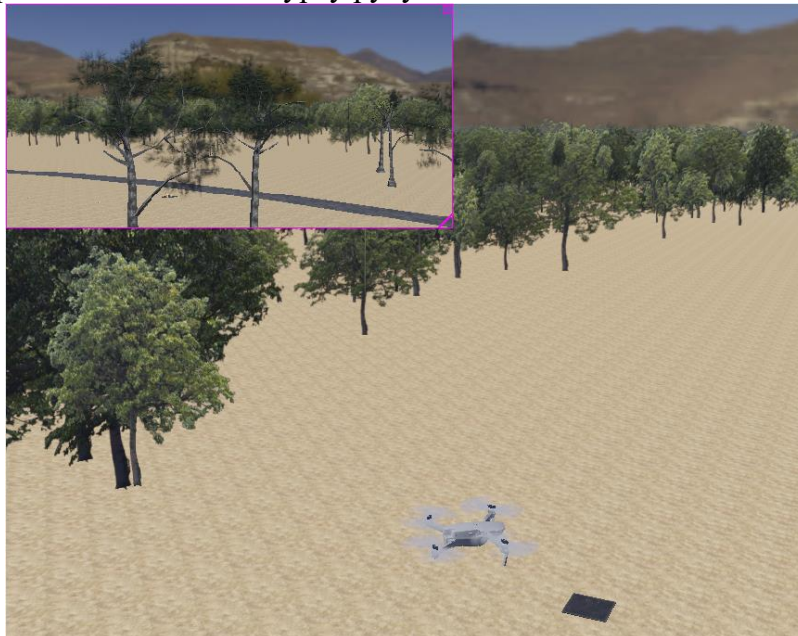


Рис. 4. Віртуальний світ, створений в середовищі WeVots для експериментальної перевірки ефективності огляду території за допомогою БПЛА на основі алгоритму оптимізації мурашиної колонії

У середовищі для моделювання було створено тестовий віртуальний світ, де можлива імітація виконання завдання огляду території для БПЛА. Для експериментальної перевірки ефективності огляду території за допомогою БПЛА на основі алгоритму оптимізації мурашиної колонії створено середовище у вигляді віртуального світу (рис. 4), вплив якого на характеристики БПЛА незначний.

Висновки.

В роботі запропоновано використовувати алгоритм оптимізації мурашиної колонії для розрахунку оптимального маршруту огляду території за допомогою БПЛА.

Проведено експериментальні дослідження оптимального маршруту огляду території шляхом моделювання з використанням середовища WeVots та tsp-problem-ga-aco-comparisson. Дослідження показали, що використання алгоритму оптимізації мурашиної колонії дозволяє виконувати огляд території за менший час, ніж при використанні жадібного алгоритму,

знаходячи при цьому баланс між оптимальністю маршруту та обчислювальними ресурсами. Варто також враховувати, що знайдене рішення може бути субоптимальним.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Carabaza S.P., Besada E. and Lopez-Orozco J.A., “Ant Colony Optimization for Multi-UAV Minimum Time Search in Uncertain Domains”, *Applied Soft Computing*, Volume 62, 2018, Pp. 789-806 [Online]. Available: DOI, <https://doi.org/10.1016/j.asoc.2017.09.009>. [Accessed: 8 Sept. 2022].
- [2] Shtovba S.D., “Ant Algorithms: Theory and Applications”, *Program Comput Soft*, Volume 31, 2005, Pp. 167-178 [Online]. Available: DOI, <https://doi.org/10.1007/s11086-005-0029-1>. [Accessed: 5 Oct. 2022].
- [3] Kvetny R.N., Kulyk Y.A., Knysh B.P., Ivanov Yu.Yu., Smolars A., Mamyrbayev O. and Burlibayer A., “Modelling the one channel systems of a delivery of goods provided by unmanned aerial vehicles”, *INTL Journal of electronics and telecommunications*, Volume 2020, No 3, Pp. 487-492 [Online]. Available: DOI, <https://doi.org/10.24425/ijet.2020.134003>. [Accessed: 16 Sept. 2022].
- [4] Yaseen M., Razia J. and Rahman Md.T, “Experimental Comparison between Genetic Algorithm and AntColony Optimization on Traveling Salesman Problem”, *International Journal of Scientific Research in Science, Engineering and Technology*, Volume 8, Issue 1, Pp. 155-162 [Online]. Available: DOI, <https://doi.org/10.32628/IJSRSET218135>. [Accessed: 10 Sept. 2022].

ДОСЛІДЖЕННЯ IN SILICO ТА IN VITRO ТІОЛ-ДИСУЛЬФІДНОГО ОБМІНУ В ЕРИТРОЦИТАХ В УМОВАХ ДІЇ НИЗЬКОЧАСТОТНОЇ ВІБРАЦІЇ

Станіслав ФЕДОРОВ, Ірина МИКУЦЬКА, Ольга ДОЦЕНКО
Донецький національний університет імені Василя Стуса
fedorov.s@donnu.edu.ua

Серцево-судинна, дихальна та центральна нервова системи реагують на низькочастотні коливання, причому характер реакції та ступінь її вираженості залежать від параметрів акустичного подразнення. Наявні відомості, однак, не дають повного уявлення ні про характер специфічної дії низькочастотних акустичних коливань на організм, ні про механізми змін, що виникають.

Нещодавно визнано, що тіоли мембрани еритроцитів відіграють центральну роль у передачі сигналів судин, виконуючи функцію контекстно-залежної обробки вмісту як активних форм кисню (АФК), так і сполук нітрогену. Здатність тіол-дісульфідної системи динамічно реагувати як на сильні, так і на слабкі зовнішні впливи, та надавати змінами свого окислювально-відновного стану безпосередній вплив на життєво важливі біохімічні та фізіологічні процеси робить доцільним та перспективним аналіз її стану з метою виявлення та оцінки інтенсивності біологічної дії екстремальних факторів довкілля та вивчення механізмів їх дії.

В зв'язку з цим, мета роботи полягала у вивченні впливу низькочастотної вібрації на змінення вмісту тіолів та відновлених SH-груп в еритроцитах під дією низькочастотної вібрації з використанням експериментів in vitro та in silico.

Для експериментів *in vitro* використовували свіжу кров донорів, приблизно однієї вікової групи і статі. Еритроцити відділяли від плазми і готували суспензію зі вмістом гемоглобіну $2,55 \pm 0,18$ мг/мл. Суспензії піддавали дії низькочастотної вібрації протягом 3-х годин в інтервалі частот від 8 до 32 Гц з кроком з кроком 4 Гц. Амплітуда вібрації підтримувалась на рівні $0,5 \pm 0,04$ та $0,9 \pm 0,08$ мм. Вібрацію здійснювали за допомогою вібростенда, який складався з генератора низькочастотних сигналів синусоїдальної форми, підсилювача і вібратора, що здійснює коливання у вертикальній площині із заданою частотою і амплітудою. Продовж часу експерименту в еритроцитах визначали вміст глутатіону і -SH груп білкової фракції. В якості контролю використовували показники, отримані для еритроцитів, що не піддавалися впливу вібрації і знаходилися у буферному розчині.

Отримані експериментальні дані свідчать про зниження вмісту глутатіону і -SH груп білків в еритроцитах за умов експерименту. Приріст вмісту глутатіону в еритроцитах спостерігали тільки за умов дії вібрації у діапазоні частот 28-32 Гц, амплітудами $0,9 \pm 0,08$ мм.

У попередніх дослідженнях показано, що наслідком дії вібрації у діапазоні 8- 32 Гц є зменшення вмісту кисню у оточуючому середовищі і підвищення вмісту дезокси-, метгемоглобіну та супероксиданіон-радикалу в еритроцитах. У цих умовах каскади АФК можуть перевищувати антиоксидантну здатність, залишаючи біохімічний слід окисного стресу, спричиненого гіпоксією. Це пояснює факт зниження вмісту показників, що досліджуються. Ми припускаємо, що зниження активності GSH було основною причиною подальшого зниження антиоксидантної здатності в умовах гіпоксії, що виникає в умовах низькочастотної вібрації.

Відомо, що вилучення АФК, так і передача судинних сигналів еритроцитами вимагають регенерації окислених тіолів для постійної функціональності. Розуміння процесів регуляції тіол-дисульфідного обміну, потребує аналізу великого масиву різних експериментальних даних. В зв'язку з цим, для виявлення взаємозв'язків між показниками тіол-дисульфідного обміну і інтенсивністю окисного навантаження, викликаного гіпоксією, створена математична модель метаболізму еритроцитів, що включає гліколіз (шлях Ембдена-Мейергофа), пентозофосфатний шлях (PPP), шляхи відновлення metHb, реакції метаболізму H_2O_2 та тіол-дисульфідного обміну за участю пероксиредоксину, тіоредоксину, глутаредоксину та тіольних груп білків. Модель складається з 59 реакцій і 69 метаболітів та побудована на основі точних кінетичних рівнянь. Вплив вібрації на еритроцити моделюється як стан, що приводить до коливань вмісту кисню у поверхні клітини, а при високих інтенсивностях вібраційного впливу - до гіпоксії. Таким чином, в рамках моделі досліджено зміну потоків через реакції тіол-дисульфідного обміну в умовах підвищеного і зниженого вмісту кисню.

В ході моделювання показано значне зниження активності глутатіонпероксидази та глутатіонредуктази, а також вмісту NADPH, тіоредоксину в гіпоксичних еритроцитах, порівняно з станом нормоксії, що співпадає з отриманими раніше нами експериментальними даними. Показано, що саме процес переробки GSH є більш вразливим до пошкодження окисним стресом у гіпоксичному середовищі. Відповідно до результатів моделювання, при зниженні вмісту кисню суттєво активізується гліколітичний метаболічний шлях. Ми показуємо, що посилення окисних процесів при гіпоксії зв'язано з інтенсифікацією процесів аутоокислення гемоглобіну і генерування супероксиданіон-радикалів.

В ході моделювання проаналізована чутливість певних параметрів моделі до коливань вмісту кисню. Ми показуємо чутливість константи зв'язування окси- і дезокси-форм гемоглобіну з білком смуги 3. Результати моделювання свідчать, що саме зниження спорідненості білка смуги 3 до дезоксигемоглобіну при різних градієнтах кисню є головним чинником, що приводить до певної розбалансованості перемикання між гліколізом і PPP, наслідком чого є порушення роботи циклу тіол-дисульфідного обміну.

МОБІЛЬНИЙ ЗАСТОСУНОК ВОЛОНТЕРСЬКОГО ТЕЛЕМЕДИЧНОГО НЕЙЛ-СУПРОВОДУ

Вікторія БОЙЧУК, Яна КОВАЛЬЧУК
Українська академія друкарства
viktoriya.yats@gmail.com

Волонтерство в контексті надання медичної допомоги передбачає діяльність у неоплачуваних медичних програмах, які недостатньо обслуговуються [1]. З удосконаленням інфраструктури широкопasmового зв'язку, а також з поширенням мобільних пристроїв популяризувалася участь волонтерів у проєктах інтерактивних телемедичних послуг [2]. Зокрема, поширеною є практика віддаленого консультування відповідно до рівня підготовки та кваліфікації.

Дистанційний моніторинг дозволяє медичним волонтерам віддалено контролювати пацієнта. Згадані вже електронні консультації забезпечують взаємодію між пацієнтом і постачальником у режимі реального часу і використовуються в широкому діапазоні клінічних дисциплін і в різних цілях включаючи діагностику хронічних захворювань або специфічних станів. Волонтерське телесестринство як галузь медичної інформатики реалізується через відеоконференцію та оцінку симптомів. При цьому волонтер ставить детальні запитання про хворобу або травму пацієнта з метою оцінити та виключити невідкладні симптоми.

Надання фармацевтичної допомоги пацієнтам за допомогою телекомунікацій без прямого контакту з волонтером-фармацевтом включає моніторинг медикаментозної терапії з безпечним, відповідним та економним використанням фармацевтичних препаратів. При розгортанні каналів телехарчування волонтер-дієтолог формулює цілі для пацієнтів і регулярно контролює результати шляхом подальших консультацій. Більшість засобів телереабілітації, ерготерапія, теледерматологія та телепатологія передбачають застосування вебкамери. Дистанційні травматологи забезпечують клінічну оцінку наявної травми та виконують планування допомоги.

Перелічені послуги волонтерської телемедицини, а також широкий перелік інших послуг домедичної допомоги та вирішення гуманітарних проблем потребуючих верств населення, доцільно надавати з використанням багатфункціональних мобільних застосунків [3]. У представленому дослідженні (рис. 1) пропонується мобільний застосунок-агрегатор спеціалізованої волонтерської допомоги з нейл-супроводу, профілактики та контролю захворювання нігтів, доступу до цільових медичних ресурсів та онлайн-консультації фахівців щодо надання відомостей про гігієну та профілактику захворювань нігтів [4]. При серйозніших проблемах застосунок надає комунікаційні та апаратні ресурси для оперативного звернення до подолога чи дерматолога. При такому зверненні клієнт може використати камеру пристрою для відеофіксації медичної скарги, зокрема задіявши підсвітку світлодіодного спалаху. Спілкування з обраним консультантом може відбуватися в анонімному або відкритому режимі

з підтримкою відеодзвінка (рис. 4, в) або чату (рис. 4, б). Також у цьому середовищі можна оперативно записатися на прийом (рис. 4, а).

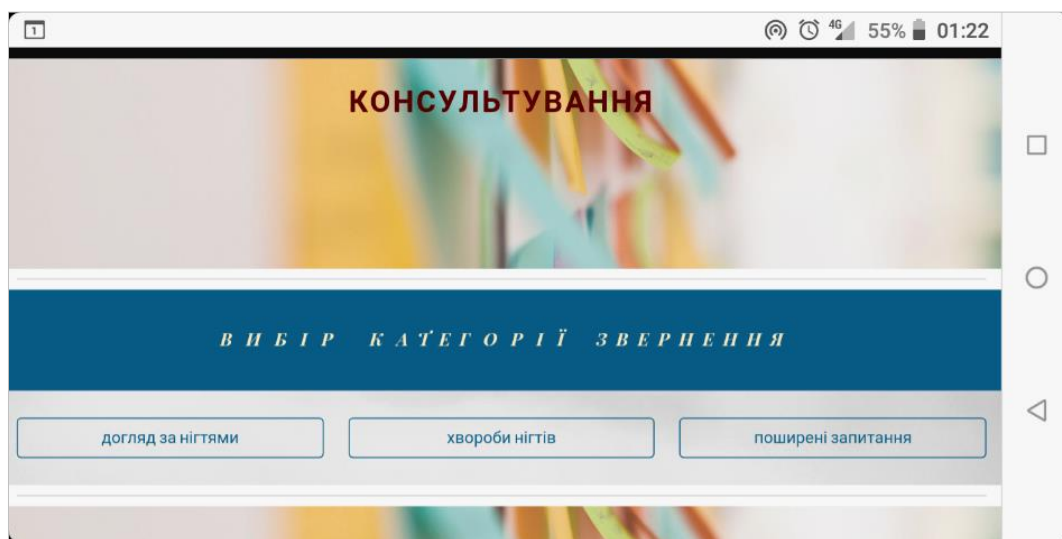


Рис. 1. Визначення причини звернення

В разі вибору фахівця з догляду за нігтями клієнт отримає загальні консультації про основні правила на найпоширеніші помилки, уточнення та засоби щодо сезонного догляду (рис. 2, 3).



Рис. 2. Самодіагностика

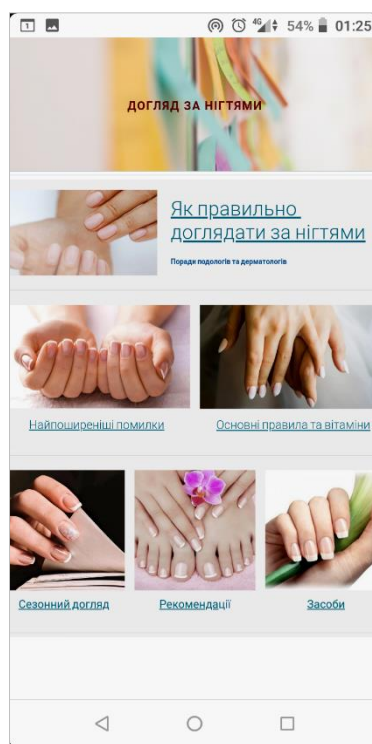


Рис. 3. Вибір консультанта

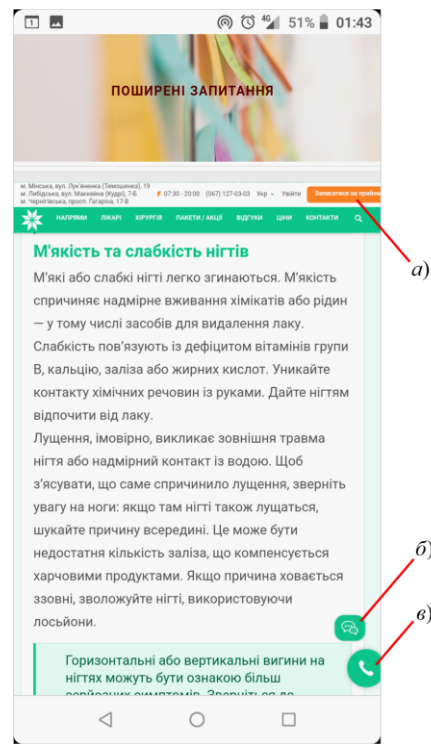


Рис. 4. Комунікаційні засоби

Ступеневе уточнення проблеми та перелік часто задаваних запитань значно спрощує формулювання причини звернення та подальший перебіг консультування. Відсутність надлишковості функціоналу розробленого інформаційного порталу медичного волонтерства, простий та зрозумілий доступ до затребуваної послуги забезпечить оперативне звернення та швидке реагування операторів для координації волонтерських послуг, популяризуючи галузі телемедицини.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Дубчак Л. О. Телемедицина: сучасний стан та перспективи розвитку. Системи обробки інформації. 2017. Вип. 1. С. 144-146.
- [2] Самчук Т. Війна і милосердя, або з чого розпочалося медичне волонтерство [Електронний ресурс] – Режим доступу: media.zagoriy.foundation/velyka-istoriya/vijna-i-myloserdya-abo-z-chogo-rozprochalosya-medychne-volonterstvo
- [3] Ковальчук Я. Розширення вебзасобів координації волонтерської діяльності. Тези доповідей студентської наукової конференції УАД. 2022. С. 9.
- [4] Бойчук В. Елементи керування програмного сервісу nail-друку. Тези доповідей студентської наукової конференції УАД. 2022. С. 4.

ВИМІРЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ ЯКОСТІ МОЛОКА

Наталія ЗАЩЕПКІНА, Валерій ЗДОРЕНКО, Максим МИКИТЕНКО
НТУУ «КПІ ім. Сікорського»
e-mail: maximmukr22@gmail.com

Сьогодні для України, як ніколи, важливе питання перевірки якості молока. Адже Україна є одним із найбільших його виробників та експортерів в Східній Європі. Однак, російська агресія завдала відчутного удару і по сільськогосподарському виробництву: було зруйновано понад 200 підприємств. В результаті чого втрачено понад шість тисяч корів. І це тільки орієнтовні втрати, адже невідомо, що відбувається на підприємствах, які наразі перебувають під окупацією.

В свою чергу застосування приладів для контролю якості молока, може призвести до підвищення виробництва, зменшення витрат та забезпечення населення безпечною та якісною продукцією. Адже захворювання тварин також можуть призводити до серйозних втрат у виробництві. Прилади для вимірювання електропровідності молока, в свою чергу, допоможуть з моніторингом стану здоров'я тварин. До прикладу, висока електропровідність молока може свідчити про наявність маститу у тварини, який є однією з найбільш поширених інфекційних хвороб рогатої худоби.

Також, розробка, удосконалення і впровадження приладів для контролю якості молока може бути дуже важливим кроком в напрямку розвитку технологій та автоматизації в сільськогосподарській сфері України. Крім того, використання сучасних приладів вимірювання допоможе з конкурентоспроможністю українських виробників молочної продукції на міжнародному ринку, оскільки вони забезпечать ефективність контролю і високу якість продукту.

Експлуатація на наших фермах приладів з елементами автоматики подібного рівня досить дорога, адже, зазвичай, використовується іноземне обладнання, і його використання виправдане лише там, де велике поголів'я корів. Таким чином, доцільним є використання вітчизняного пристрою, який виконував би оперативне вимірювання молока з метою

виявлення захворювань у корів, що дозволило б виявляти і лікувати цю хворобу. Таким пристроєм є прилад для вимірювання електропровідності молока стійлового молокопроводу, який призначений для вимірювання та обліку якості надоеного молока в стійловому молокопроводі. На теперішній час, на жаль, пристрої, побудовані за таким принципом, не виготовляються серійно, хоча їх випуск і застосування підвищили б конкурентоздатність вітчизняного обладнання. Принцип роботи приладу для вимірювання провідності молока показаний на рис. 1.

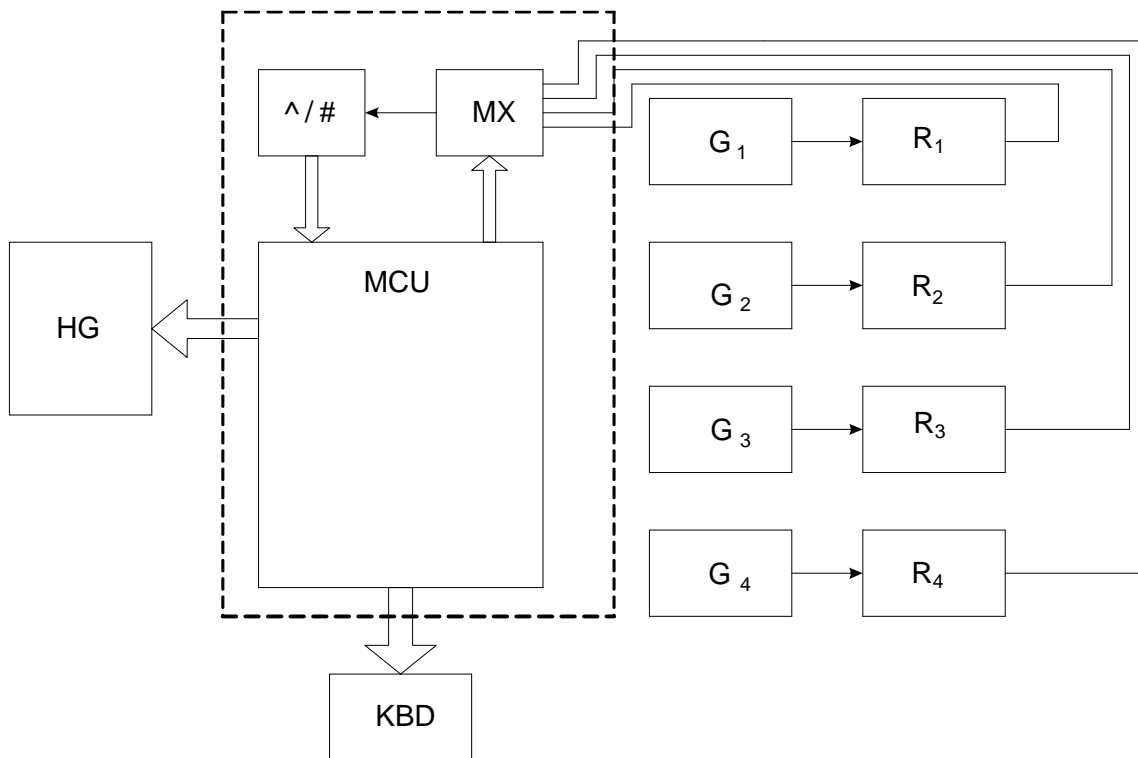


Рис. 1 - Схема приладу

Даний прилад складається з двох головних блоків: перший блок – це блок датчиків з схемами узгодження; другий блок – це блок мікроконтролера.

Вимірювання основного параметру – електропровідності молока проводиться безпосередньо в місці встановлення відповідних датчиків ($G_1 - G_4$) і вимірювання проводиться одночасно по чотирьом вимірювальним каналам. Зняті покази датчиків передаються на мультиплексер (MX), а далі на АЦП, там вони оцифровуються. Після чого оцифрований сигнал передається на мікроконтролер (MCU), де проводиться обробка отриманих результатів вимірювання. Для наглядного показу отриманих результатів вимірювання електропровідності молока оператору використовується цифровий індикатор (HG). Крім того в структурній схемі даного приладу для оперативного вимірювання молока застосовується клавіатура (KBD), яка використовується оператором вимірювального процесу для контролю всього процесу вимірювання. Прилад для оперативного вимірювання електропровідності молока живиться напругою живлення 5 В.

Висновок – метою роботи є сприяння підвищенню ефективності і технологічного рівня тваринницьких підприємств за рахунок впровадження удосконаленого приладу в процес контролю параметрів якості молока

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Поджаренко В. О., Кулаков П. І., Ігнатенко О. Г., Войтович О. П.. Основи метрології та вимірювальної техніки.
- [2] Основи метрології та вимірювальної техніки. Основи метрології та вимірювальної техніки [Текст] : навчальний посібник / В. О. Поджаренко, П. І.Кулаков, О. Г. Ігнатенко, О. П. Войтович. – Вінниця : ВНТУ, 2006. – 151 с..
- [3] Кучерук В. Ю., Поджаренко В. О., Кулаков П. І.. Програмування логічних контролерів Schneider Electric.

УЛЬТРАЗВУКОВИЙ КОНТРОЛЬ ЗАБРУДНЕННЯ ВОДИ

Валерій ЗДОРЕНКО, Кирило ШОЛУДЬКО
НТУУ «КПІ ім. Сікорського»
e-mail: kirillsholydko@gmail.com

Вступ. Визначення комплексного коефіцієнта відбиття ультразвукових зсувних хвиль на межі розділу «тверде тіло - рідина» є відомим методом для вимірювання в'язкопружних властивостей рідин [1]. Особливістю цього методу вимірювання є мала глибина проникнення зсувних хвиль в рідкий досліджуваний зразок, що дозволяє проводити вимірювання з використанням рідких плівок малої товщини. Це дозволяє застосувати метод комплексного коефіцієнта відбиття ультразвукових зсувних хвиль для виявлення маслянистих забруднень у воді.

Мета роботи. Важливою особливістю методу визначення комплексного коефіцієнта відбиття ультразвукових зсувних хвиль на межі розділу «тверде тіло - рідина» є невелика відстань, на яку проходять поперечні хвилі всередині досліджуваної рідини, перш ніж вони повністю загаснуть, що дозволяє проводити вимірювання з використанням достатньо тонкої плівки маслянистої речовини, порядку одиниць - десятків мікрон. Ця властивість, а також властивість маслянистих речовин прилипати до поверхонь, може бути використана для виявлення маслянистих забруднювачів у воді. Перспективним є застосування методу відбиття ультразвукових поперечних хвиль для виявлення маслянистих забруднювачів у воді. Цей метод оперативного моніторингу якості води може бути застосованим у промисловості та побуті, де якість води повинна бути гарантованою.

Метою роботи є аналіз можливості застосування методу визначення комплексного коефіцієнта відбиття ультразвукових зсувних хвиль на межі розділу «тверде тіло - рідина» для контролю забруднення води маслянистими речовинами.

Матеріали і результати досліджень. Відомо, що коефіцієнт відбиття R^* , пов'язаний з акустичним імпедансом середовища наступним рівнянням [3]:

$$R^* = \frac{Z_P^* - Z_T}{Z_P^* + Z_T} \quad (1)$$

де Z_P^* і Z_T - опори зсуву рідини і твердого тіла відповідно.

Опір зсуву рідини позначається комплексним значенням через високе загасання ультразвукової хвилі у рідині. З іншого боку, опір зсуву твердого тіла має дійсне значення, оскільки загасання в твердому тілі дуже мале в порівнянні з загасанням у рідині:

$$Z_T = \rho_T c_T \quad (2)$$

де ρ_T і c_T - щільність і швидкість поширення ультразвукової зсувної хвилі в твердому тілі відповідно.

У випадку ньютонівської рідини опір зсуву визначається за наступним рівнянням:

$$Z_P^* = \sqrt{j\omega\rho_P\eta} \quad (3)$$

де η – в'язкість, ω – кутова частота хвилі, ρ_P – густина рідини.

Рівняння (1) - (3) можна використовувати для визначення коефіцієнта відбиття з урахуванням фізико-механічних властивостей твердого тіла та рідини.

Характерну довжину загасання зсувної хвилі в рідині можна обчислити за допомогою наступного виразу:

$$\delta = \sqrt{\frac{2\eta}{\omega\rho_P}} \quad (4)$$

де δ являє собою відстань, пройдену ультразвуковою хвилею, при якій її амплітуда в $1/e$ (0,37) разів стає меншою, ніж початкова амплітуда.

Це рівняння дає оцінку глибини проникнення ультразвукової хвилі за ньютонівської поведінки рідини. На рис. 1 наведена схема експериментальної установки.

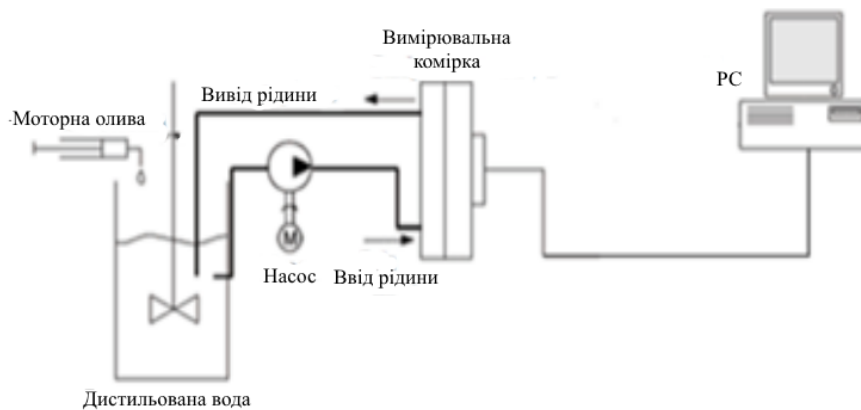


Рисунок 1. Схема експериментальної установки.

В якості ультразвукових перетворювачів застосовувались циліндричні перетворювачі з матеріалу ЦТС-19. Частота ультразвукових коливань складала 1,2 МГц. В дистильовану воду додавалась моторна олива MOBIL ULTRA 10w-40 з щільністю 0,866 кг/м³ та в'язкістю 0,7 Па·с.

Отримані попередні експериментальні результати показали, що додавання 0,4 – 1,5 % моторної оливи зменшує амплітуду відбитої ультразвукової хвилі на 2,8 – 11 %, що обумовлює доцільність застосування цього методу для контролю забруднення води.

Висновки. Метод визначення зміни амплітуди відбиття ультразвукових зсувних хвиль на межі поділу «тверде тіло - рідина» може бути застосований для виявлення масляних забруднень у воді. Для практичного застосування необхідно проведення додаткових експериментальних досліджень: необхідно визначити діапазон частот ультразвукових хвиль, які можуть бути застосовані для підвищення чутливості методу; доцільно провести дослідження по впливу наявності впливу забруднень води на фазовий зсув ультразвукової хвилі.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Jakoby B. and Villekoop M. J., Physical sensor for water-in-oil emulsions, *Sensors and Actuators A*, 110, 2004, pp. 28-32.
- [2] Основи ультразвукового неруйнівного контролю: Підручник/ В.К.Цапенко, Ю.В. Куц. – К.: НТУУ «КПІ», 2010. - 439 с.
- [3] Дідковській В.С. Електроакустичні п'єзокерамічні перетворювачі (розрахунок, проектування, конструювання): навч. посіб./ В.С. Дідковський, О.Г. Лейко, В.Г. Савін. – Кіровоград, «Імекс ЛТД», 2006. – 448 с.

ЕКГ-МОДУЛЬ AD8232: БУДОВА, ХАРАКТЕРИСТИКИ І ЗАСТОСУВАННЯ

Геннадій ЧУЙКО, Денис ГОНЧАРОВ

Чорноморський національний університет імені Петра Могили
genchuiko@gmail.com, honcharov.denys@chmnu.edu.ua

Пандемія COVID-19 змусила людей більш пильно слідкувати за станом свого здоров'я. З 2019 року зріз попит на компактні прилади моніторингу здоров'я, які зручно використовувати у повсякденному житті, але більшість таких приладів вимірюють лише пульс і насичення кисню в крові.

AD8232 – це інтегрована схема з низьким споживанням енергії, призначена для вимірювання серцевого ритму та електричної активності серця (рис. 1). Цей датчик підтримує вимірювання електричної активності серця в діапазоні від 1 до 100 Гц. Він має два вхідні канали, які зчитують електричні сигнали від електродів, прикріплених до грудей пацієнта [1].

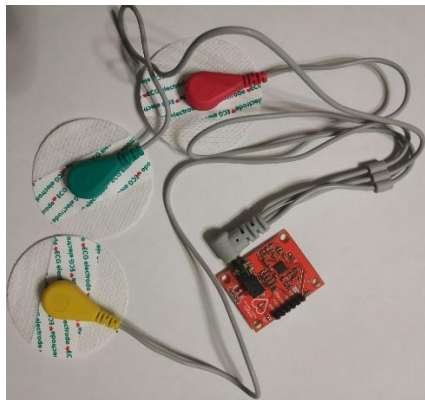


Рис. 1. AD8232

Принцип роботи AD8232 полягає в обробці і аналізі сигналів ЕКГ (електрокардіограми), які передаються від електродів до мікросхеми. Сигнали проходять через підсилювач, де вони підсилюються та фільтруються. Оброблені значення сигналів передаються на виходи, які можуть бути підключені до мікроконтролерів, таких як Seeed XIAO RP2040, для подальшої обробки даних (рис. 2).

Крім того, датчик має вбудований захист від електростатичного розряду та захист від перенапруги, що робить його стійким до різноманітних навколишніх умов.

AD8232 може використовуватись для вимірювання імпедансу шкіри та дозволяє отримувати інформацію про контакт електродів зі шкірою пацієнта, що є важливим для точних вимірювань ЕКГ.

Окрім того, AD8232 вміє визначати інтервали ЕКГ, такі як PR, QRS і QT, для діагностики різних хвороб серця.

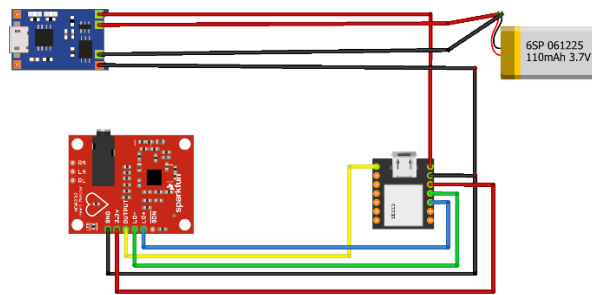


Рис. 2. Схема пристрою

Інтервал PR відображає час, який потрібен електричному імпульсу, що виникає в передсердях, щоб пройти через атріовентрикулярний (AB) вузол та почати збудження шляхом сприймання важливих для життя сигналів серця.

Нормальна тривалість інтервалу PR на ЕКГ становить від 0,12 до 0,20 секунди. Продовження інтервалу PR може бути пов'язано з порушенням проведення електричного імпульсу через АВ вузол, яке може бути спричинено хворобами серця, такими як блокада АВ вузла. З іншої сторони, скорочення інтервалу PR може вказувати на прискорення проведення імпульсу через АВ вузол, що може спостерігатись у певних станах, таких як гіперадrenalізм. Тому вимірювання інтервалу PR є важливою складовою діагностики та моніторингу хвороб серця.[2]

У свою чергу, QT інтервал представляє час, необхідний для повного циклу збудження та відновлення вентрикул серця. Нормальна тривалість QT інтервалу залежить від швидкості серцевого ритму та відповідає 0,36-0,44 секундам при серцевому ритмі 60-100 ударів на хвилину. Продовження QT інтервалу може бути пов'язане з певними хворобами серця, такими як довгий синдром QT, який може призвести до серйозних порушень ритму серця, таких як судоми, які можуть загрожувати життю.

QT інтервал дозволяє лікарям оцінювати ризик розвитку серйозних порушень ритму серця та визначати, які ліки небезпечно призначати пацієнту з хворобами серця.

Комплекс QRS відповідає за відображення роботи шлуночків серця. Комплекс QRS складається з трьох хвиль: Q, R та S. Хвиля Q є першою негативною хвилею комплексу, R – першою позитивною, а S – другою негативною. Його широта та форма можуть допомогти лікарю діагностувати різні хвороби серця, такі як аритмія, ішемічна хвороба серця, гіпертрофія лівого шлуночка та інші серцеві патології.

Отже, принцип роботи AD8232 полягає в зчитуванні та обробці електричних сигналів, що дозволяє використовувати його для моніторингу серцевого ритму та діагностики хвороб серця.

Використання датчика у медицині дозволяє проводити моніторинг серцевого ритму та діагностувати різні хвороби серця. Крім того, цей датчик може бути використаний для контролю за станом серця пацієнтів, відновлення серцевого ритму, дослідження функції серця. Його портативність і зручність використання дозволяють збирати дані про ритм серця в режимі реального часу, що є корисним для моніторингу пацієнтів під час лікування та реабілітації.

Більш того, використання AD8232 може знизити витрати на проведення діагностики та моніторингу серцевих захворювань, порівняно зі стандартними методами діагностики, які можуть бути дорогими та менш зручними для пацієнтів.

Отже, AD8232 може бути використаний у медичній практиці як ефективний та зручний інструмент для діагностики та моніторингу хвороб серця, що дозволяє отримати важливі дані

про функцію серця пацієнта в режимі реального часу та забезпечити своєчасне виявлення можливих ускладнень та контроль ефективності лікування.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] *ECG Module AD8232: Datasheet* [Online]. [Accessed: March 29, 2023].
[2] Z. Zheng, X. Huang, H. Wang, Y. Li, and W. Li, "Design and implementation of a portable ECG monitoring system based on AD8232," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 27285-27294, 2019.

ЕЛЕКТРОПОРАЦІЯ – СУЧАСНИЙ МЕТОД ЛІКУВАННЯ У ДЕРМАТОЛОГІЇ ТА КОСМЕТОЛОГІЇ

Дмитро ІВАЩУК, Таїсія МЕЛЬНИК, Олена ІВАЩУК, Ольга РЕМЕНЯК
Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова
e-mail: dm.ivashchuk@gmail.com

Актуальність. Апаратні методики лікування широко використовуються у сучасній косметології та дерматології. Але не всі вони є комфортними і викликають травмування шкіри. Тому актуальним питанням є пошук неінвазійних ефективних методик терапії [1]. До них належить електропорація.

Мета. З'ясувати механізм електропорації та напрямки її застосування у косметології та дерматології.

Матеріали та методи. Аналіз, систематизація та узагальнення результатів профільних досліджень представлених на веб-ресурсах Medscape, PubMed та Google Scholar.

Результати. Електропорація [2], [3] – це зворотній пробій мембрани клітин за допомогою електромагнітних імпульсів для створення необхідного розміру пор. Метою процесу є доставка необхідних речовин у різні шари шкіри.

Під час електропорації створюється короткочасне високочастотне електричне поле між електродами, що знаходяться на поверхні шкіри. Під дією електричного імпульсу в клітинній мембрані з'являються водні дефекти, відбувається переорієнтація молекул ліпідів з утворенням гідрофільних пор. Після закінчення дії електричного поля вони зникають через природний процес регенерації. Час існування пор становить приблизно 30 секунд, що є достатнім для проникнення в клітину потрібних речовин.

Основними напрямками застосування електропорації у дерматології та косметології є:

1. Зняття пігментних плям та тату. Електричний струм руйнує пігменти в клітинах, що забезпечує їх подальше виведення з організму.
2. Підвищення еластичності та тонусу шкіри, зменшення ознак старіння. Електропорацію використовують для стимулювання вироблення колагену в шкірі, що сприяє підвищенню її еластичності та тонусу.
3. Лікування дерматологічних захворювань, зокрема, таких як акне, червоний лишай, псоріаз.
4. Лікування волоссяної частини голови: покращення росту волосся, зменшення його випадіння.

Ще однією особливістю застосування електропорації є можливість зменшення болю під час проведення інших процедур, таких як ін'єкції ботоксу, філлерів. Крім того, покращення проникності діючих речовин у глибокі шари шкіри дозволяє зменшити кількість ін'єкцій.

Висновки. Електропорація завдяки своїй безпечності та ефективності є перспективним методом покращення стану шкіри та волосся, лікування дерматологічних захворювань, підвищення ефективності косметичних засобів та забезпечення стійкого результату від проведених процедур.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Аппаратные методы в косметологии. Программы ухода за лицом с элементами косметологической психологии / [Е.Н. Чухраева, Г.В. Терехов, А.В. Униченко та ін.]. – Киев: Radom, 2018. – 138 с.
- [2] Denet A., Vanbever R., Pr at V. Skin electroporation for transdermal and topical delivery. *Advanced Drug Delivery Reviews*. 2004. №56. С. 659–674.
- [3] Gordienko E. A. Electrical breakdown of cell: theoretical analysis and practical application / E. A. Gordienko, E. I. Smolyaninova, O. A. Strikha// *Problems of cryobiology*. 2012. №3. P. 237.

ПРОЕКТУВАННЯ МОДЕЛІ СИНТАКСИЧНОЇ СУМІСНОСТІ МЕДИЧНИХ ІНФОРМАЦІЙНИХ СИСТЕМ

Валентин ГАГЕН

Черкаський державний технологічний університет
valentine.hagen@gmail.com

Вступ. Поряд з семантичною сумісністю, синтаксична сумісність є невід’ємною складовою в досягненні повної сумісності медичних інформаційних систем (МІС) [1-2]. Для досягнення синтаксичної сумісності МІС необхідна модель, яка може стандартизувати обмін даними між різними медичними інформаційними системами.

Мета дослідження. Один з ключових етапів створення системи обміну медичною інформацією (СОМІ) «Елемент», що розробляється автором, полягає в необхідності досягнення повної сумісності МІС. Для досягнення семантичної сумісності МІС було розроблено відповідну модель [3]. Тому *метою дослідження* є побудова моделі синтаксичної сумісності МІС, що, з урахуванням [4], дозволить МІС здійснювати обмін структурованими даними незалежно від архітектури їхніх баз даних (БД) та відмінності в стандартах.

Проектування моделі синтаксичної сумісності МІС. Модель синтаксичної сумісності повинна включати набір правил, які визначають об’єкти різних МІС. Крім того, модель повинна включати механізм, який гарантує, що концепції різних систем завжди оновлюються, щоб бути сумісними один з одним [5]. Представимо загальну модель досягнення синтаксичної сумісності медичних інформаційних систем у вигляді системи співвідношень:

$$\left\{ \begin{array}{l} S = f(x, y, z) \\ x = g(a, b) \\ y = h(c, d) \\ z = i(e, k) \end{array} \right. ,$$

де S – це модель синтаксичної сумісності МІС, x – еталонна модель МІС, що визначає, як МІС повинна виглядати і стандарти відповідно до яких система має функціонувати, y – модель медичної інформаційної системи, яка є конкретною реалізацією МІС та містить об’єкти, які використовуються в цій системі та взаємозв’язки між ними, а z – модель відображення взаємодії між x та y , яка визначає спосіб взаємодії між еталонною моделлю та моделлю

медичної інформаційної системи. Модель S є результатом взаємодії між еталонною моделлю МІС (x), моделлю медичної інформаційної системи (y) та моделлю відображення (z). Вона визначає, які правила та концепції використовуються в МІС для забезпечення сумісності.

У свою чергу, f , g , h та i – це функції, які відповідають за визначення співвідношень між різними моделями МІС. Кожна з цих функцій виконує певну роль в системі співвідношень. Розглянемо кожну з них детальніше:

- f – функція, яка приймає на вхід моделі x , y та z і повертає модель S , яка визначає синтаксичну сумісність між ними;
 - g – функція, яка визначає еталонну модель МІС, тобто стандартну модель, з якої порівнюються інші моделі (наприклад, це може бути стандартна модель для збереження даних про пацієнтів);
 - h – функція, яка визначає модель медичної системи, яка є об'єктом порівняння для сумісності з еталонною моделлю МІС;
- i – функція, яка визначає модель відображення, тобто спосіб відображення даних в різних системах (наприклад, це може бути відображення даних в форматі XML, JSON або іншому форматі).

Отже, функції f , g , h , i в моделі синтаксичної сумісності МІС відповідають за визначення співвідношень між різними моделями МІС, за еталонну модель, модель медичної інформаційної системи та модель відображення даних в різних системах. Перейдемо до опису аргументів функцій запропонованої моделі:

- a – об'єкти еталонної моделі (це опис стандартів і правил, які використовуються для побудови еталонної моделі МІС);
- b – відношення еталонної моделі між об'єктами медичної інформації, що описуються моделлю медичної системи;
- c – об'єкти медичної інформаційної системи, що відповідають за опис того, які функціональні можливості МІС реалізовані в конкретній системі;
- d – взаємозв'язки між об'єктами, що описуються конкретною моделлю медичної інформаційної системи;
- e – алгоритм перевірки сумісності, за допомогою якого можна визначити, чи є сумісність між медичними інформаційними системами, тобто чи можуть вони взаємодіяти одна з одною (наприклад, це може бути перевірка, чи містяться всі необхідні поля та дані в моделі для взаємодії з іншими системами);
- k – алгоритм оновлення сумісності, що дозволяє оновлювати моделі, щоб забезпечити сумісність з іншими системами (наприклад, якщо з'являється новий тип даних або поле, яке не міститься в моделі, то за допомогою засобу оновлення можна додати цей елемент, щоб модель стала сумісною з іншими системами).

Отже, e та k – це ключові алгоритми, які дозволяють забезпечувати синтаксичну сумісність між різними МІС та оновлювати їх, щоб забезпечити сумісність з іншими системами.

Процес перевірки сумісності. Для перевірки сумісності двох медичних інформаційних систем необхідно зіставити між собою еталонну модуль МІС з моделлю конкретної системи. Даний процес описується за допомогою моделі відображення сумісності, що базується на двох основних алгоритмах: алгоритмі перевірки сумісності та алгоритмі оновлення сумісності. За допомогою моделі відображення сумісності стає можливим проведення порівняння об'єктів еталонної моделі МІС з елементами конкретної системи.

За умови встановлення зв'язку між об'єктами конкретної системи з об'єктами, що містяться в еталонній моделі, виникає сумісність, що призводить до наступного висновку: будь-яка МІС, яка сумісна з еталонною моделлю, сумісна з будь-якою іншою МІС, яка також сумісна з еталонною моделлю. З даного висновку слідує, що необхідно та достатньою

умовою досягнення синтаксичної сумісності n -ної кількості МІС між собою є наявність сумісності кожної МІС з еталонною моделлю.

Основним етапом процесу перевірки сумісності є побудова моделі відображення z . Для зручності, модель відображення можна представити у вигляді орієнтованого графу, в якому вузли представляють об'єкти еталонної моделі, а ребра – компоненти моделі відображення сумісності (Рис. 1).

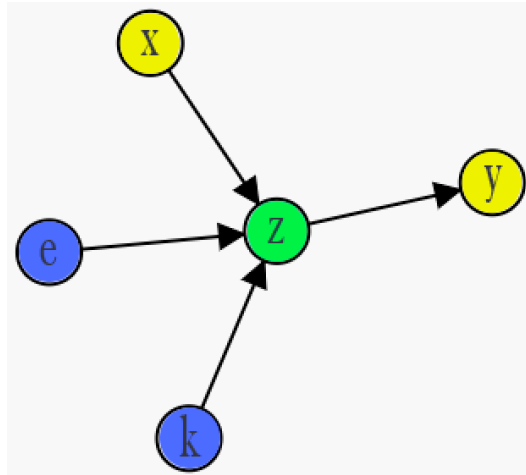


Рис. 1. Модель відображення даних в різних системах.

На основі результатів роботи [6] запропоновано алгоритм оновлення сумісності, що допомагає оновлювати модель відображення даних в різних системах за умови внесення змін до об'єктів еталонної моделі або сумісної медичної системи. Алгоритм оновлення сумісності складається з таких кроків:

1. Порівняння еталонної моделі та медичної інформаційної системи на сумісність.
2. Якщо моделі сумісні, то необхідно оновити модель відображення та підтвердити сумісність систем. Після того, як сумісність встановлена, можна перейти до етапу взаємодії між системами (трансферу даних).
3. Якщо моделі несумісні, то необхідно оновити модель відображення, встановити відмінності між моделлю конкретної системи та еталонною моделлю. Після чого необхідно оновити алгоритм перевірки сумісності. Коли сумісність буде досягнута, можна перейти до етапу трансферу даних між сумісними системами.

Методи створення моделі досягнення синтаксичної сумісності. Для створення моделі сумісності МІС в СОМІ запропоновано трикомпонентну модель синтаксичної сумісності МІС, що складається з наступних компонентів:

- *Комітет стандартизації синтаксису*, що відповідає за розробку стандартів, якими керуються розробники при створенні об'єктів МІС. Даний комітет безпосередньо розробляє еталонну модель МІС та впливає на вибір МІС для встановлення сумісності.
- *Алгоритм перевірки синтаксису* використовується для створення моделі відображення взаємодії між МІС та перевірки сумісності медичних систем.
- *Алгоритм оновлення сумісності* використовується для оновлення мовних стандартів для медичних інформаційних систем аналогічно елементу k . Це гарантує, що мовні стандарти завжди будуть оновлюватися та будуть сумісними з мовними стандартами різних медичних інформаційних систем.

Існує багато факторів, які слід враховувати при розробці моделі синтаксичної сумісності для МІС у залежності від контексту застосування даної моделі. У випадку з системою «Елемент», нас цікавлять наступні фактори:

- *Типи даних*, якими необхідно обмінюватися між системами. Існує багато різних типів даних, якими необхідно обмінюватися між МІС. Деякі з найважливіших включають медичні записи пацієнтів, результати лабораторних досліджень, рентгенографічні зображення та замовлення на ліки.
 - *Формат обміну даними* має важливе значення для забезпечення належної інтерпретації даних системою-одержувачем. Поширені формати для обміну медичними даними включають HL7, XML, PDF та DICOM.
 - *Рівень деталізації*, необхідний для обміну даними, залежить від мети обміну. Наприклад, для обміну результатами лабораторних досліджень може знадобитися лише ім'я пацієнта, дата народження та результати аналізів. Однак для обміну медичними записами пацієнтів може знадобитися набагато більш детальний обмін, включаючи демографічні дані, діагнози, ліки та лабораторні результати.
 - *Методи*, за допомогою яких буде здійснюватися обмін даними. Існує декілька різних методів, які можна використовувати для обміну медичними даними між системами. Поширені методи включають пряме підключення до бази даних, веб-сервіси та передачу файлів.
 - *Вимоги безпеки та конфіденційності обміну даними*. Через чутливу природу медичних даних, при розробці обміну даними важливо враховувати вимоги безпеки та конфіденційності. Загальні заходи безпеки включають шифрування даних та аутентифікацію користувача.
- Отже, на практиці, окрім трикомпонентної моделі досягнення синтаксичної сумісності, необхідно розробити модель, що відповідатиме за основні фактори, що впливають на досягнення сумісності і враховуються при розробці COMI.

На рис. 2 подано технічну специфікацію моделі досягнення синтаксичної сумісності.

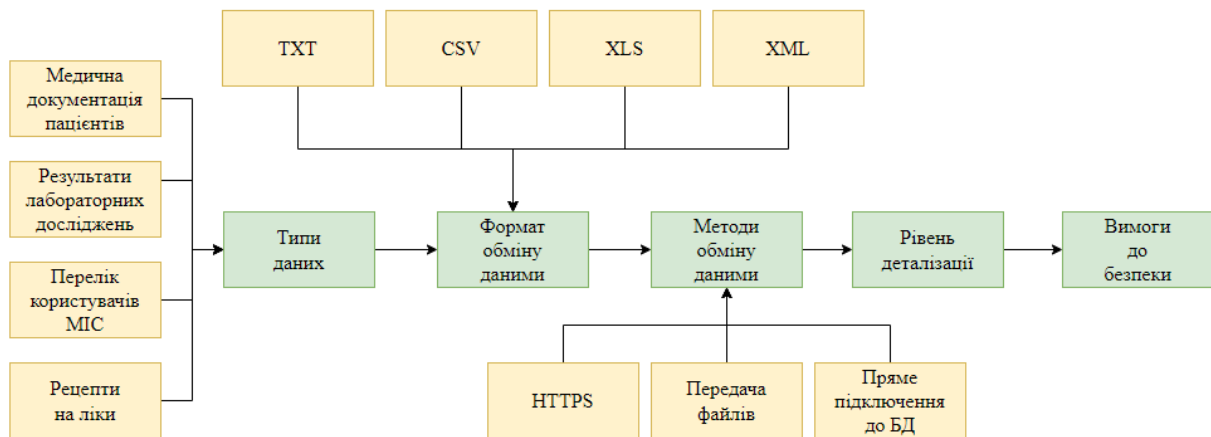


Рис. 2. Технічна специфікація моделі досягнення синтаксичної сумісності.

Варто зазначити, що технічна специфікація відноситься до комітету стандартизації мови та може бути оновлена за допомогою механізму оновлення мови.

Висновки. У дослідженні спроектовано модель синтаксичної сумісності МІС, на основі якої розроблено технічну специфікацію моделі досягнення синтаксичної сумісності МІС. Запропоновано трикомпонентну модель синтаксичної сумісності та основні фактори, що впливають на досягнення сумісності. Основними параметрами моделі є типи даних, формат обміну даними та методи обміну даними. Рівень деталізації моделі синтаксичної сумісності безпосередньо залежить від типу даних – у випадку з використанням структурованої медичної інформації кількість об'єктів МІС та взаємозв'язків між ними буде меншою ніж у випадку з неструктурованою медичною інформацією. Вимоги до безпеки та конфіденційності обміну

даними є технічною специфікацією системи безпеки СОМІ і залежать від методів обміну даними. В подальших дослідженнях планується розробка критеріїв порівняння МІС з метою встановлення сумісності та створення прототипу СОМІ.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] G. Yasmeen, N. Javed, and T. Ahmed, "Interoperability: A Challenge for IoMT" *ECS Transactions*, vol. 107, pp. 4459-4467, April 2022.
- [2] M. Bestek, E. Grönvall, and J. Saad-Sulonen, "Commoning Semantic Interoperability in Healthcare" *International Journal of the Commons*, vol. 16, pp. 225-242, August 2022.
- [3] V. Hahen, "Archetypical model of semantic compatibility of medical information systems projecting" *Herald of Khmelnytskyi national university. Technical Sciences*, vol. 3, pp. 33-39, May 2022.
- [4] V. Hahen, "The synchronization of medical systems databases: models and methods" *Scientific Journal of the Ternopil National Technical University*, vol. 4, pp. 143-148, December 2021.
- [5] C. Ma, H. Frankel, T. Beale, and S. Heard, "EHR query language (EQL)—a query language for archetype-based health records" *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 129, pp. 397-401, February 2007.
- [6] M.C. Legaz-García, C. Martínez-Costa, M. Menárguez-Tortosa, and J.T. Fernández-Breis, "A Semantic Web based Framework for the Interoperability and Exploitation of Clinical Models and EHR Data" *Knowledge-Based Systems*, vol. 105, pp. 175-189, August 2016.

ОПТИМІЗАЦІЯ МІСЬКИХ ПАСАЖИРСЬКИХ ПЕРЕВЕЗЕНЬ В УМОВАХ ЕПІДЕМІЧНОЇ СИТУАЦІЇ

В'ячеслав СЛАВИЧ, Олександр РОМАНОВСЬКИЙ
Херсонський національний технічний університет
vslavich@ukr.net

Для оптимізації міських пасажирських та встановлення матриць пасажиропотоків використовують різноманітні моделі, найбільшого поширення серед яких набула гравітаційна модель. Основною проблемою в більшості даних моделей є необхідність інформації про пасажирів, що пересуваються містом.

Така інформація подається у вигляді матриці кореспонденцій пасажиропотоків міста, де відбувається дослідження.

Отримати необхідну інформацію про пасажиропотоки можна за допомогою натурних вимірів.

Проте стандартна гравітаційна модель не враховує випадків епідемічних обмежень міста, тому вдалий і повноцінний підрахунок матриць кореспонденцій потребує створення гравітаційної моделі в умовах епідемічної ситуації, оскільки в такі часи збільшується захворюваність водіїв-перевізників, що неодмінно впливає на саму організацію пасажирського перевізного процесу.

Під час епідемічної ситуації міста відбувається збільшення захворюваності населення і це безпосередньо впливає на транспортне сполучення і трудові міграції міста, але не тільки на пасажирів, а й на перевізників (водіїв).

Саме тому необхідно використання гравітаційної моделі розрахунку матриці кореспонденцій з урахуванням можливості захворювання і зменшення кількості перевізників

на маршруті, а отже і збільшенням інтервалу очікування транспортного засобу для транспортного району.

Метою роботи є створення моделі розрахунку транспортних кореспонденцій за рахунок зміни кількості транспортних засобів на маршруті внаслідок збільшення захворюваності перевізників.

Вхідними та вихідними параметрами зазначеної моделі визначення потоку руху пасажирів будуть наступні:

$N_{\text{вод}0}$ – початкова кількість перевізників (водіїв) на маршруті, що визначається даними підприємств, осіб;

$N_{\text{хвв}}$ – кількість перевізників (водіїв) уражених епідемією на маршруті, що встановлюється на поточний день, осіб;

$N_{\text{вод}}$ – поточна кількість перевізників (водіїв) на маршруті, осіб.

Розрахунок ємностей з відправлень і прибуттів отримуємо за допомогою наступного виразу:

$$D_j = \gamma \cdot \beta \cdot \alpha \cdot (N_j - A_j), Q_i = \\ = N_i \cdot \frac{\sum_{j=1}^M (\gamma \cdot \beta \cdot \alpha \cdot (N_j - A_j))}{N},$$

де γ – коефіцієнт зменшення транспортних засобів на маршруті за рахунок можливого збільшення захворюваності перевізників (водіїв). Даний коефіцієнт в свою чергу буде знаходитись за формулою:

$$\gamma = \frac{N_{\text{вод}}}{N_{\text{вод}0}} = \frac{N_{\text{вод}0} - N_{\text{хв}}}{N_{\text{вод}0}}.$$

Також змін зазнають інтервали руху транспортних засобів, які визначаються за допомогою лінійної інтерполяції.

Таким чином, в роботі запропоновано модель розрахунку матриці кореспонденцій при врахуванні зміни кількості транспортних засобів на маршруті, що відбувається внаслідок збільшення захворюваності перевізників в умовах епідемічної ситуації.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Павленко О.В., Шрамепко Н.Ю., Северін О.О., Горбачов П.Ф., Калініченко О.П. Математичні методи оптимізації транспортних процесів: навчальний посібник. – Харків: Видавництво ЗНАДУ, 2008. – 204 с.
- [2] Славич В.П. Гібридна модель задачі про максимальний потік вантажу у матричній постановці із додатковими обмеженнями // Проблеми інформаційних технологій. – 2012. - №02(012). – С. 100 – 103.
- [3] Славич В.П., Грачов Д.В. Модель вибору менш витратного шляху перевезення вантажів // Materials of the XIII International scientific and practical conference «Proceedings of academic science - 2017». – м.Шеффилд, Великобританія, 2017. - №9. – С. 11 – 13.
- [4] Славич В.П., Добрава К.Д. Модель та метод знаходження опорного та оптимальних планів модифікованої транспортної задачі у випадку групування постачальників вантажу // Прикладні питання математичного моделювання. – Херсон, 2020. – Т. 3, №1. – С. 187 – 193.

- [5] Славич В.П., Калімбет Р.В., Портер К.А. Транспортна задача мінімізації зворотного порожнього пробігу при перевезенні вантажів в умовах наявності обмежень за пропускнуою здатністю ланок мережі // Матеріали VII-ої Міжнародної науково-практичної конференції «Сучасні технології промислового комплексу – 2021», м. Херсон – 2021. – С. 227–230.

ОТРИМАННЯ ДОСТОВІРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ПРИ ФОТОФІКСАЦІЇ МЕДИЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

Арсен ЛИПОВИЙ
Українська академія друкарства
arsenlipoviy@gmail.com

Фотофіксація медичних об'єктів є надзвичайно важливим етапом підготовки повноколірних наукових та освітніх видань. Особливо важливо зберегти на фото не тільки правильну колірну гамму, але й оригінальну текстуру досліджуваного об'єкта, щоб мати чітке уявлення про діагноз, патоморфологічні процеси в тканинах людини, аномалії та інші деталі.

Забезпечення точної передачі кольору на фото є критично важливим для розпізнавання патологій та оцінки стану пацієнта [1]. Наприклад, колірна інформація може допомогти розпізнати зміни в кольорі шкіри, слизових оболонок та тканин внутрішніх органів, які можуть свідчити про різні хвороби. Це можна розглянути на прикладі діагностики таких захворювань як ідіопатичний міокардит (запалення м'яза серця) та гострий інфаркт міокарда [2]. Обидва патологічні стани супроводжуються лейкоцитарною інфільтрацією інтерстиційної м'язової тканини серця, проте міокардит матиме еозинофільний склад інфільтрату, а інфаркт міокарду – базофільний, як ознака давності настання гострого процесу. Спотворена колірна гамма мікрофотографії щодо забарвлення цитоплазми лейкоцитів може створити передумови для неправильного діагностування патологічного стану серцевого м'язу.

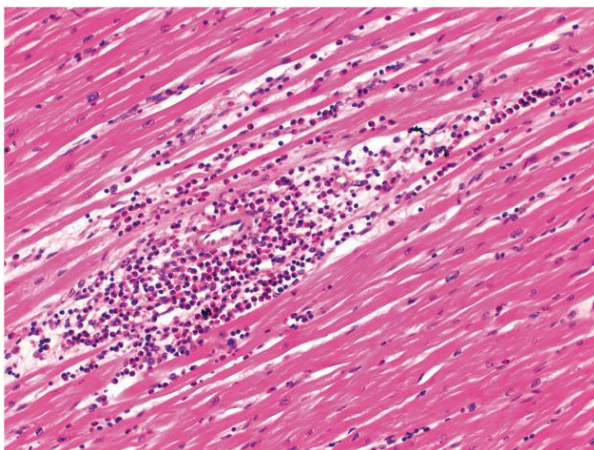


Рис. 1. Ідіопатичний міокардит з еозинофільною інфільтрацією в інтерстиції

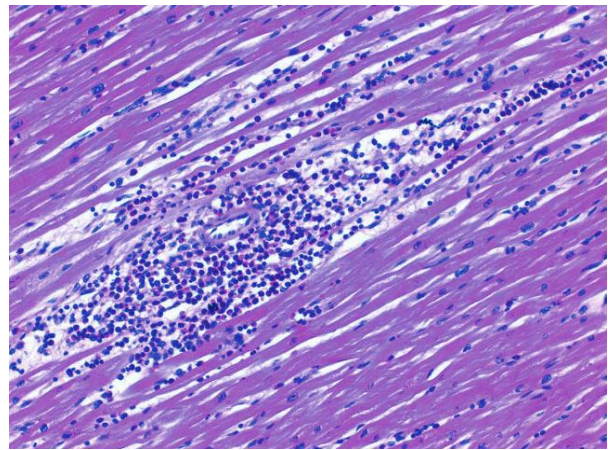


Рис. 2. Ідіопатичний міокардит з нерозбірливою клітинною інфільтрацією через спотворення колірної гамми

Більш того, колірна інформація може бути використана для розробки кольорових кодів, які можуть допомогти медичному персоналу швидше визначати стан пацієнта та приймати рішення щодо лікування.

Надзвичайно важливим для точної діагностики патологічного стану біологічних тканин є збереження оригінальної текстури досліджуваного об'єкта. Детальне відображення структури тканин і клітин на фото може допомогти лікарю визначити ступінь та давність пошкодження тканин, виділити диференційні зміни та визначити оптимальний метод лікування.

На рисунку 3 зображено м'язову тканину міокарда з некрозом волокон та вираженою інфільтрацією, яка свідчить про давність настання гострого інфаркту міокарда. Проте недостатня чіткість зображення кардіоміоцитів та клітин лейкоцитарного валу не дає змоги з'ясувати конкретний час початку гострих змін.

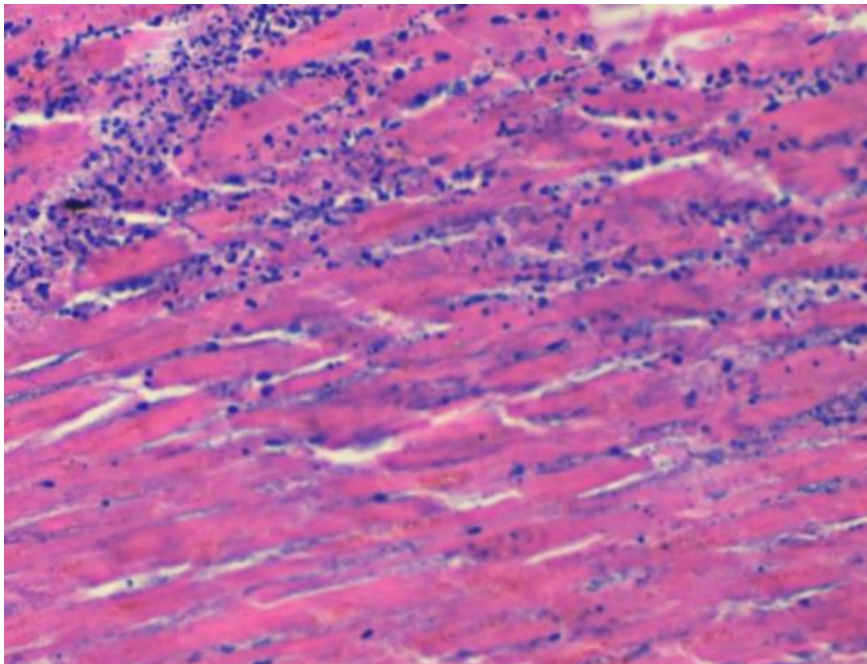


Рис. 3. Мікрофотографія інфаркту міокарда з запальною нейтрофільною інфільтрацією у вигляді лейкоцитарного валу з нечіткими контурами клітин

Збереження точної колірної гами та оригінальної текстури досліджуваного об'єкта на фото є надзвичайно важливим для досягнення точної діагностики хворіб та прийняття ефективних лікувальних рішень.

Отже, розроблення інформаційних технологій збереження оригінальності та підвищення якості реєстрованої сцени об'єктів медичного дослідження є дуже важливим завданням, оскільки це дозволяє забезпечити точність діагностики, а також дозволяє зберігати оригінальну текстуру і колірну гамму об'єктів при використанні у наукових та освітніх цілях. Подальші дослідження обумовленої тематики проектування апаратно-програмного комплексу оптимізації відбору первинних оптико/відеопотоків даних планується продовжувати в наступних напрямках: збільшення роздільної здатності камер, розумне комбінування спеціалізованих світлових джерел і підбір кольорової температури світла для гарантування правильної колірної гами та текстури об'єктів при подальшому поліграфічному відтворенні. Ці технології дозволять отримувати якісну фотоілюстрацію для наукових та освітніх видань, що має велике значення для розвитку медичної науки та практики.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Кобилянський О.Л., Свобода Є.Ю. Вплив шумів на якість зображення при фіксації криміналістично значимої інформації цифровою камерою. *Матеріали круглого столу «Актуальні проблеми експертології»*. Київ, ННПСК НАВС, 2012. С. 78-80.
- [2] Старовойтова Р.О., Дручініна І.М., Бурчинський В.Г., Кривда Г.Ф., Ліщенко О.П. Судово-цитологічний атлас тканин та органів людини. Херсон, Наддніпряночка, 2011. 108 с.

ДЕЯКІ АСПЕКТИ ОРГАНІЗАЦІЇ СИСТЕМИ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я В УМОВАХ ДИДЖИТАЛІЗАЦІЇ СУСПІЛЬСТВА

Анатолій ТЕРЕНЧУК, Юрій ГУЛЬЧАК

*Вінницький національний медичний університет ім.М.І.Пирогова,
anateren59@gmail.com*

Розвиток інформаційно-комп'ютерних технологій обумовив глибокі зміни в медичній сфері і відкриває перспективи подальшого її реформування. Глобальну необхідність реформування медицини продемонструвала ситуація, що склалася внаслідок пандемії COVID-19, яка виявила ряд принципових вад традиційної системи медичного забезпечення, заснованої на безпосередній фізичній взаємодії лікаря і пацієнта на усіх стадіях лікувально-профілактичного процесу.

Сучасні персональні обчислювальні і телекомунікаційні засоби (гаджети) і мережеві технології, дозволяють принципово змінити медичні технології і досягнути якісно нового рівня охорони здоров'я, усунувши певною мірою суперечності між основними факторами ефективності медичного забезпечення – якістю, доступністю і вартістю.

Забезпечення доступності якісних медичних послуг на базі технологій, заснованих на безпосередній взаємодії пацієнта та лікаря, очевидно потребує збільшення чисельності висококваліфікованого медичного персоналу та відповідного в якісному та кількісному аспектах технічного забезпечення, що, у свою чергу, потребує коштів у обсягах, що виявляються неприйнятними, або просто неможливими. Оснащення лікаря сучасними технічними засобами висуває додаткові вимоги до його освіти та підготовки в аспекті природничо-наукових та технічних дисциплін до рівня кваліфікованого техника. Включення до складу медичних установ технічних служб підтримки, забезпечення простого і зручного інтерфейсу технічних засобів дозволяють лише певною мірою пом'якшити цю проблему, але не вирішують її.

Ефективним шляхом підвищення якості охорони здоров'я, покращення здоров'я населення при зниженні питомих витрат є впровадження та розвиток профілактичної медицини та заходів ранньої діагностики захворювань, стандартизація методів обстеження, діагностики та лікування. До таких заходів належить зокрема диспансеризація як комплекс заходів щодо оперативного профілактичного контролю стану здоров'я окремих груп населення. Однак реалізація принципів диспансеризації в повному обсязі для всього населення країни стикається з тими ж проблемами, які, зрештою, зводяться до обмежених фінансових ресурсів. Крім того, диспансеризація забезпечує «одномоментну» фіксацію стану, що не гарантує своєчасного виявлення захворювання. Ідеальним рішенням був би безперервний моніторинг стану організму, що, очевидно, неможливе в рамках традиційних медичних технологій.

Обчислювальні потужності гаджетів, розвинуте мобільне програмне забезпечення для аналізу інформації в поєднанні з широкою номенклатурою пристроїв добування та цифрового подання первинної інформації від пацієнта і розвинуті мережеві засоби дозволяють організувати моніторинг стану організму людини з глибоким аналізом аж до оперативної діагностики і призначення лікувальних заходів. Хмарні технології дозволяють отримати доступ до високопродуктивних програмних засобів, включаючи системи штучного інтелекту, які можуть виконувати наскільки завгодно складний аналіз даних пацієнта з діагностикою, рекомендаціями/призначеннями, прогнозуванням і моніторингом стану пацієнта.

Зміни медичних технологій природно впливають на функції лікаря і його місце в лікувально-профілактичному процесі і системі охорони здоров'я. Лікувальний процес стає все більш автоматизованим, доступним для адміністрування самим пацієнтом. Задачі безпосереднього діагностування, призначення і контролю лікування великою мірою переходять до комп'ютерних засобів. При цьому, незважаючи на принцип дружності програмних засобів, прозорість і зрозумілість їх інтерфейсів, сподіватись на кваліфіковане використання їх пересічним пацієнтом неможливо, так само, як неприпустимо повністю довірити йому здійснення лікувального процесу – це фактично буде старе добре самолікування на вищому технологічному рівні. Таким чином, на лікаря покладається організація системи інформаційного забезпечення лікувального процесу, його організація і контроль. Лікар має бути адміністратором персонального медично-інформаційного середовища пацієнта. Це природно потребує від нього відповідних знань в галузі інформаційних технологій – як спеціальних медичних, так і загальних. А це висуває відповідні вимоги до його підготовки – потрібна певна інформаційно-технологічна культура, яка включає як знання загальних основ інформаційних технологій, так і ґрунтовне володіння спеціальними програмними засобами, компетентність у сфері мережевих сервісів, сучасних засобів отримання даних від організму і інтеграції їх з гаджетами і персональними комп'ютерами, а також здатність самостійно опановувати нові програмні продукти.

Тому при підготовці лікарів в медичних вишах необхідним видається передбачити знайомство хоча б з простими і дешевими сучасними пристроями, такими як цифровий стетоскоп, цифровий пульсоксиметр, тепловізор і на їх прикладі вивчати побудову персонального інформаційно-медичного середовища пацієнта, включаючи під'єднання їх до гаджетів, керування даними, організацію взаємодії з віддаленими сервісами. Необхідними є вивчення технологій збирання і передачі даних (звуку, зображень) за допомогою гаджетів для дистанційного аналізу і діагностики, а також знайомство з мобільними медичними додатками, які наявні на ринку і доступні як для лікарів, так і для пацієнтів

Сучасні технології розпізнавання образів з елементами штучного інтелекту у поєднанні з телекомунікаційними технологіями та інформаційно-вимірювальними засобами відкривають нові можливості в організації профілактичних заходів та ранньої діагностики низки захворювань, а також у наданні деяких видів медичної допомоги. Обчислювальні можливості, обсяги пам'яті та програмне забезпечення гаджетів забезпечують можливості зберігання та обробки значних обсягів інформації, включаючи аудіо, фото та відео. Обробка може виконуватися локально безпосередньо самим персональним пристроєм або віддалено за допомогою мережевих засобів.

Індивідуальні інформаційні засоби, такі як смартфони, комунікатори, смарт-годинники та інші гаджети, у поєднанні з мережевими технологіями, зокрема з хмарними обчисленнями, дозволяють реалізувати як локальний, так і дистанційний автоматичний режим контролю та навіть моніторинг стану організму.

У разі локального моніторингу на персональний пристрій, в сучасних умовах це практично завжди – смартфон СФ або смарт-годинник, покладаються функції збору первинних даних з відповідних датчиків та зберігання інформації, а також найпростіша первинна обробка та аналіз даних з метою виявлення небезпечних станів та симптомів, що потребують термінової реакції. Оскільки СФ мають обмежені можливості обробки даних, недостатні для виконання діагностики, для реалізації локального моніторингу можна використовувати локальний персональний комп'ютер (ПК) з відповідним програмним забезпеченням. Таке рішення вимагає наявності відповідного програмного забезпечення на локальному ПК, достатнього рівня кваліфікації користувача та певного, що найважче досяжно, рівня організації діяльності користувача. Крім того, результати локального моніторингу залишаються недоступними для аналізу епідеміологічної ситуації, системи управління медичним забезпеченням.

Найпростіший моніторинг стану організму без використання додаткових датчиків можливий на основі аналізу зображення людини, яке можна отримувати за допомогою камери смартфона при кожному сеансі роботи з ним, тобто без спеціальних зусиль з боку користувача. Спеціальне програмне забезпечення дозволяє аналізувати колір шкіри різних ділянок обличчя, визначати частоту дихання, насичення крові киснем, рівень стресу. Ці дані можуть накопичуватися в пам'яті пристрою і, таким чином, можливий аналіз динаміки стану організму та виявлення симптомів та патологічних станів на ранніх стадіях. Природно, такий моніторинг не забезпечить повноцінної діагностики, але уможливує раннє виявлення симптомів та підозрілих станів, про що програма інформує пацієнта, а можливо інших осіб або медичний заклад. Більш ефективна діагностика можлива на основі елементарних операцій, що виконуються користувачем, таких як наведення камери смартфона на певні ділянки обличчя, дихання або відтворення певних фонем мікрофон, зображення або простеження пальцем певних ліній на сенсорній панелі смартфона. Аналіз одержуваних при цьому даних, зокрема просте зіставлення з еталонами, дозволяє діагностувати, причому на ранніх етапах, хворобу Паркінсона, бронхіальну астму, серцево-судинні захворювання, деякі онкологічні захворювання. Оснащення смартфона додатковими датчиками дозволяє значно розширити можливості моніторингу та ранньої діагностики, що пов'язано з деякими незручностями користувача. Номенклатура біомедичних датчиків для підключення до смартфону вже зараз включає датчики пульсу, ЕКГ та ББГ, датчики температури та електропровідності шкіри, датчики для аналізу складу поту та слини, датчики для зняття міограми та ін. Застосування сучасних нанотехнологій дозволяє виготовляти ряд датчиків у вигляді тонких плівок що наклеюються на шкіру і містять як електронні схеми перетворення сигналів, так і передавальні пристрої для передачі даних у гаджет за допомогою WiFi або Bluetooth.

Актуальність та перспективність цього підходу акцентується ситуацією, що склалася у зв'язку з пандемією COVID-19, коли карантинні заходи вимагають мінімізації безпосередніх контактів пацієнтів з медиками, що веде до збільшення захворюваності та смертності від захворювань, що залишаються недіагностованими та непролікованими вчасно. Існуючі засоби не дозволяють обійтися без складних та дорогих лабораторних тестів, однак раннє виявлення симптомів COVID-19 у вигляді порушення функції дихання можливе за допомогою пульсоксиметра та датчиків дихання, які просто зв'язуються з СФ за допомогою Bluetooth.

Дистанційний моніторинг забезпечує значно більші можливості як щодо власне моніторингу та діагностики, так і щодо використання їх результатів на вищих рівнях системи охорони здоров'я. Дистанційний моніторинг передбачає використання персональних пристроїв тільки для отримання первинних даних з датчиків та первинної їх обробки з метою

стиснення та виявлення критичних станів та симптомів, що потребують термінової реакції. Функції аналізу даних вищого рівня, включаючи діагностику та формування первинних рекомендацій, як програмного забезпечення розміщуються на серверах, доступом до них надається з допомогою хмарних технологій як до Інтернет-сервісів.

Зосереджені серверні функції аналізу даних із елементами штучного інтелекту (наприклад, на основі нейронних мереж) вже сьогодні забезпечують аналіз візуальних даних у вигляді зображень різного походження (рентгенівських, ультразвукових, інфрачервоних, фотографічних тощо), аналіз біоелектричних сигналів (електрокардіограм (ЕКГ)), електроміограм (ЕМГ), електроенцефалограм (ЕЕГ), реограм, механічної пульсової хвилі і т. д., причому точність аналізу перевершує досягнуту людиною. Введення таких даних у СФ здійснюється по каналах WiFi Bluetooth, і не становить проблеми, як і передача в хмару навіть у реальному масштабі часу за допомогою сучасних високошвидкісних каналів. Зняття інформації з пацієнта виконується датчиками, на сьогоднішній день існують і цілком доступні на ринку датчики для зняття ЕКГ, ЕМГ, ЕЕГ, оксигеммограми, широкодіапазонні фото- та відеокамери які дозволяють отримувати високоякісні зображення у різних діапазонах спектра, придатні для аналізу та навіть вимірювань. Істотне скорочення обсягу переданих від датчиків до СФ і збережуваних даних, може бути досягнуто застосуванням датчиків з інтегрованою первинною обробкою даних. Інтернет-сервіс, що використовується, забезпечує передачу даних на сервер, що підтримує відповідну функцію аналізу. Результат аналізу повертається сервером на смартфон користувача із затримкою або в реальному часі. Прикладом застосування даної технології профілактичного контролю та діагностики може бути така актуальна проблема, як рання діагностика меланоми. Вихідним кроком є візуальне спостереження підозрілих об'єктів на шкірі пацієнта – і під час цього традиційним шляхом, тобто безпосередньо фахівцем, виникає маса організаційно-технічних складностей, часових та грошових витрат, які роблять широке охоплення населення практично неможливим. Використання персональних засобів та хмарних технологій передбачає отримання фотознімка підозрілого об'єкта за допомогою фотокамери смартфона, завантаження його на сервер, що підтримує відповідну функцію аналізу зображення, що виконується як взаємодія з Інтернет-сервісом та доступно будь-якому користувачеві, аналіз зображення на сервері та повернення результату користувачу.

Використання згаданих вище датчиків дозволяє отримувати різноманітну інформацію, що дозволяє виконувати глибоку діагностику. При цьому можна використовувати розвинене програмне забезпечення, розміщене на серверних вузлах. Сучасні мережеві технології дозволяють створювати банки даних для часового аналізу даних по одному пацієнту, а також аналізувати масиви даних у часовому та географічному розрізі з метою аналізу та прогнозування епідемічної ситуації, що необхідно для ефективного управління системою охорони здоров'я.

Дана технологія може застосовуватися для діагностики досить широкого спектра патологій, насамперед тих, які потребують складного спеціального апаратного забезпечення. З точки зору реформи медицини застосування таких технологій дистанційного обстеження є тим шляхом, який дозволяє забезпечити доступність, оперативність та низьку вартість первинного обстеження, яке є ключовим із погляду профілактичної медицини. Ключовим пунктом впровадження такої технології є створення серверних вузлів із відповідним програмним забезпеченням, на що мають бути спрямовані зусилля держави та що має бути предметом широкого міжнародного співробітництва.

Реформування медичної галузі, яке вже давно здійснюється в Україні за надзвичайно складних економічних умов, можливе тільки на основі максимального використання усіх можливостей, що створюють сучасні технології з урахуванням перспектив їх розвитку. Широка діджиталізація суспільства, що розгортається в Україні, створює можливості для впровадження в сфері охорони здоров'я найсучасніших технологій і досягнення якісно нового рівня медицини. Важлива роль у цьому напрямку належить персональним інформаційним засобам і мережевим технологіям. Впровадження цих засобів потребує модифікації усієї архітектури системи охорони здоров'я, починаючи від медичної освіти.

Висновки.

Сучасний стан охорони здоров'я потребує вдосконалення системи профілактики та ранньої діагностики захворювань, що недосяжно в рамках традиційних медичних технологій, заснованих на безпосередній взаємодії пацієнта та лікаря. Досягнення інформаційних технологій та телекомунікаційних засобів дозволяють ефективно реалізувати моніторинг стану організму людини та ранню діагностику захворювань за допомогою персональних інформаційних засобів, а також оперативний аналіз епідемічної ситуації на різних рівнях. Розглянуто принципи організації локального та дистанційного моніторингу, можливості реалізації діагностики на основі гаджетів.

РЕЄСТРАЦІЯ І ОБРОБЛЮВАННЯ СИГНАЛУ ЕЕГ З ВИКОРИСТАННЯМ ПОЛІНОМІВ ЧЕБИШЕВА

Анатолій КУЛИК, Тетяна РЕВІНА, Марія БОДНАР
Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова
kulyk@vnmu.edu.ua

При фізіологічних дослідженнях для оцінки активності головного мозку важливою умовою є зняття електроенцефалограми. У статті розглянуті питання побудови комп'ютерної системи для реєстрації ЕЕГ з використанням режиму переривань на рівні структури та алгоритмічного забезпечення. В залежності від методики реєстрації система містить від трьох до шістнадцяти амплітудних вимірювальних каналів. Для відфільтровування високочастотних завад пропонується додаткова процедура цифрової фільтрації з використанням поліномів Чебишева. Проведені розрахунки показали її ефективність. Пропонується методика оцінки мінімальної довжини реалізації.

Процедура реєстрації аналогових сигналів пов'язана із накладанням високочастотних завад.

Для їх усунення потрібно додати процедуру цифрової фільтрації [9]. В класичному випадку апроксимація всіх неперервних та дискретних сигналів здійснюється в базисі синусоїдних функцій. Для пропонуваного випадку використовуються поліноміальні ортогональні функції Чебишева, тому для певного класу функцій сбіжність ряду буде значно вищою, ніж в першому випадку [10]. Функції Чебишева $T_n(x)$ визначаються диференціальним рівнянням

$$T_n(x) = \frac{2^n \cdot n!}{(2n)!} \sqrt{x^2 - 1} \frac{d^n}{dx^n} \left((x^2 - 1)^{n - \frac{1}{2}} \right)$$

На практиці користуються більш простими формулами для отримання ортогональних поліномів Чебишева:

$$T_n(x) = \cos(n \cdot \arccos x);$$
$$T_{n+1}(x) = 2xT_n(x) - T_{n-1}(x),$$

що являють собою поліноми степені n .

Розв'язок цих рівнянь дозволяє отримати ряд ортогональних функцій, обмежених інтервалом $x \in [-1, 1]$ і описуваних виразами:

$$T_0(x) = 1,$$
$$T_1(x) = x,$$
$$T_2(x) = 3x^2 - 1,$$
$$T_3(x) = 4x^3 - 3x,$$
$$T_4(x) = 8x^4 - 8x^2 + 1,$$
$$T_5(x) = 16x^5 - 20x^3 + 5x,$$
$$T_6(x) = 32x^6 - 48x^4 + 18x^2 - 1,$$
$$T_7(x) = 64x^7 - 112x^5 + 56x^3 - 7x,$$
$$\vdots$$

Краща збіжність ряду означає, що для апроксимації вихідної послідовності необхідно значно менше членів рівняння і кінцевий обсяг даних буде меншим без втрат інформації. При цьому алгоритм перетворення даних спрощується, за рахунок чого скорочується час оброблювання даних і підвищується ефективність використання процесорних засобів. На практиці обмежуються кількістю членів, які визначають 95% енергії зареєстрованого сигналу ЕЕГ.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Абакумов В. Г., Готра З. Ю. Злепко С. М. та ін. Реєстрація, обробка та контроль біомедичних сигналів. Вінниця: ВНТУ, 2011. 352 с.
- [2] Тодоров І. В. Електроенцилографія в психіатрії. Івано-Франківськ: Місто НВ, 2004. 76 с.
- [3] Дорош Н. В., Кучмій Г. Л., Калюжна К. Р. Моделювання алгоритмів обробки електроенцефалограм для мікроелектронних систем контролю електричної активності мозку. *Вісник НУ «Львівська політехніка»*. 2005. № 542. С. 80 – 84.
- [4] Кулик А. Я., Кривогубченко С. Г., Компанець М. М., Кривогубченко Д. С. Проектування мікропроцесорних засобів. Вінниця: ВДТУ, 2001. 135 с.
- [5] Патент 102077 України, МПК А61В 5/0476. Спосіб реєстрації електроенцефалограми / Кулик А. Я. (Україна), Власенко О. В. (Україна), Ревіна Т. Г. (Україна) та ін.; ВНМУ. – № u 201504441; заявл. 06.05.2015, опубл. 12.10.2015, Бюл. № 19. – 6 с.

ВПЛИВ ГУЧНОГО ШУМУ ПІД ЧАС АКТИВНИХ БОЙОВИХ ДІЙ НА ЛЮДИНУ

Крістіна СТЕПАНЧЕНКО

*Харківський національний університет радіоелектроніки
kristina.stepanchenko@nure.ua*

Актуальність теми. За даними Всесвітньої Організації Охорони Здоров'я (ВООЗ), до початку військових дій понад 2 млн людей в Україні мали різні захворювання органів слуху та порушення слуху. В умовах війни ризик втратити слух та отримати контузію значно вищий через гучні вибухи та постріли. Це стосується не лише військових, але й цивільних громадян, особливо дітей, оскільки активні бойові дії призводять до психологічних, неврологічних, фізичних проблем із здоров'ям [1].

Мета роботи. Дослідити вплив гучного шуму та звуків на слух людини в умовах війни.

Сутність роботи. Небажаний чи гучний шум шкідливий для фізичного і ментального здоров'я та життя людини. Шум залежно від його типу можна поділити на безперервний та імпульсний. Безперервний шум – це шум з невеликими змінами інтенсивності та частотного спектру протягом часу. Імпульсний шум – це шум деяких зовнішніх імпульсів, наприклад пострілів. Шкідливість шуму залежить від кількох факторів: тривалості впливу шуму, інтенсивності, частотного спектра та того, як він змінюється у часі [2].

Негативний вплив шуму на людину проявляється почуттям дискомфорту, порушенням продуктивності та ефективності роботи. Шум високої інтенсивності руйнівні впливає на орган слуху, руйнує нервову систему та внутрішні органи людини, призводить до фізичної та розумової втоми, змушує людину відчувати себе важкою, може виникнути головний біль та роздратування, прояви невротів, проблем з ментальним здоров'ям [3].

Загалом звуки від 30 до 80 дБ не є небезпечними при нерегулярному впливі, а вже від 90 дБ реєструється пагубний вплив на людину. Якщо людина постійно перебуває в шумовому полі, ймовірність виникнення стресу і зниження слуху значно збільшується. Навіть незначний шумовий фон викликає роздратування нервової системи, змушує її перенапружуватися. І це відбувається навіть під час сну. Якщо шум інтенсивний і гучний, він провокує підвищену стомлюваність, тримає організм у стані постійного стресу, що призводить до постстресових і тривожних розладів [4].

Гучні звуки є шкідливими для слуху, при досить тривалій дії. Для порівняння: гучність в метро становить 90-105 дБ, на жвавій вулиці – 80-90 дБ, в офісі з працюючою оргтехнікою – 50-70 дБ [2]. Інша справа – звуки з різким зростанням фронту звукової хвилі, тобто звуки вибухів та пострілів. У мирний час це могли бути постріли на полюванні чи вибухи петард. Такі звуки можуть пошкодити слух навіть при дуже короткій дії [2-3].

Для людського вуха безпечний рівень шуму становить до 85 дБ. Звук пострілу пневматичної гвинтівки – 100 дБ, малокаліберної гвинтівки – 135 дБ, стрілецької зброї – 140 дБ, гвинтівки – 165 дБ, постріл з гаубиці – 185 дБ, від вибуху інтенсивність звуку може досягати 220 дБ. Під час роботи важкої артилерії та бомбардувань слухова система людини може значно постраждати [2-3].

Шум має накопичувальний ефект, тобто акустичне подразнення накопичується в організмі та з часом все сильніше пригнічує нервову систему. Окрім вироблення гормонів стресу, шум також може погіршувати психологічний стан, викликати психічні розлади, серед яких депресія, тривожність, постстресовий і посттравматичний синдром, тривожно-фобічні розлади [4-8].

Тривалий контакт з інтенсивним шумом може викликати зміни в особистості та агресивні реакції, виступати психологічним тригером для людей з посттравматичним синдромом [9-11].

Для захисту слуху існують спеціальні захисні вкладки. Вони різні й використовуються залежно від ситуації. Перебування у тиші протягом 1-2 годин в день значно зменшить навантаження на нервову систему та допоможе покращити емоційне самопочуття, а також використання різних реабілітаційних заходів та терапії [10-11].

Висновок. Шум фундаментально впливає на стан та функціонування організму людини. В умовах війни проблеми зі слухом, як у цивільних, дітей, так і у військових як ніколи стоять гостро. Втрату слуху через вплив шуму можна запобігти, якщо використовувати наявні методи та засоби захисту органів слуху.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] <https://www.who.int/europe/emergencies/situations/ukraine-emergency> / [Електронний ресурс] Всесвітня Організація Охорони Здоров'я.
- [2] Вихров С. П., Самойлов В. О., «Біофізика для інженерів» 2 тому, Видавництво: Гаряча лінія - Телеком, 2008 р. 456 з
- [3] Медична та біологічна фізика : підруч. для студ. вищ. мед. навч. закл. III-IV рівнів акредитації / О. В. Чалий [та ін.]; за ред.: О. В. Чалого; МОЗ України. - Вид. 2-ге. - Вінниця: Нова книга, 2017. - 528 с.
- [4] Кабанцева А. В. Інтерактивні методи медико-психологічної реабілітації дітей, які зазнали впливу воєнних дій / А. В. Кабанцева, К. Г. Селіванова // Радіоелектроніка та молодь в XXI столітті : матеріали 26-го Міжнародного молодіжного форуму, 19-21 квітня 2022 р. – Харків : ХНУРЕ, 2022. – Т. 1. – С. 71-73
- [5] Селіванова К. Г. Створення віртуальної лабораторії для тренінгу студентів цивільної авіації у надзвичайних ситуаціях/ К. Г. Селіванова, О. І. Соловйова, Ю. О. Семеренко // Авіація, промисловість, суспільство : матеріали III Міжнар. наук.-практ. конф. (м. Кременчук, 12 трав. 2022 р.) / МВС України, Харків. нац. ун-т внутр. справ, Кременчуц. льотний коледж., Наук.парк «Наука та безпека». – Харків : ХНУВС, 2022. – С. 285-287.
- [6] Кабанцева А. В. Інтерактивний метод психодіагностики дітей, які зазнали психологічного насильства / А. В. Кабанцева, К. Г. Селіванова // IV Міжнародна науково- практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ІСМ–2021): зб. наук. пр. – Харків : Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т», 2021. – 260 с. – С. 84- 85.
- [7] Кабанцева А. В. Информатизация процесса психодиагностики / А. В. Кабанцева, К. Г. Селиванова // Інформаційні системи та технології в медицині: зб. наук. пр. II Міжн. наук.-практ. конф. (ІСМ-2019). – Харків: Нац. аерокосм. ун-т ім. М.Є. Жуковського «Харків. Авіа. Ін.-т», 2019. – С. 41-43.
- [8] Кабанцева, А.В., and К.Г. Селіванова. Методологічні підходи до сучасних інформаційних технологій оцінки психічного здоров'я. Diss. Харків: Нац. аерокосм. ун-т ім. МЄ Жуковського «Харків. авіац. ін-т», 2020.
- [9] Селиванова К. Г. Компьютерная система интерактивного тестирования психомоторики / К. Г. Селиванова // Полиграфические, мультимедийные и web-технологии. Т.1. Тез. Докл. 1-й Международной науч.-техн. конф. – Харьков: ХНУРЭ, 2016. – С. 81-82.
- [10] Селиванова К.Г. Внедрение multi-touch технологии для реализации интерактивного тестирования в психоневрологии / К.Г. Селиванова, М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин // Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів : матеріали XVII Міжнародної науковотехнічної конференції. – Кременчук : КРПУ, 2018. – 236 с. – С. 121– 122.

- [11] A. Kabantseva, K. Selivanova and O. Panchenko, "Information Technology for Decision Support in Psychodiagnostics," 2021 IEEE 8th International Conference on Problems of Infocommunications, Science and Technology (PIC S&T), 2021, pp. 233-236, doi: 10.1109/PICST54195.2021.9772224.

СТИМУЛЯЦІЙНО-ІНДУКОВАНА КАРДІОМІОПАТІЯ У ПАЦІЄНТІВ ІЗ ПОСТІЙНОЮ ПРАВОШЛУНОЧКОВОЮ СТИМУЛЯЦІЄЮ ТА ЗБЕРЕЖЕНОЮ СИСТОЛІЧНОЮ ФУНКЦІЄЮ ЛІВОГО ШЛУНОЧКА: ХАРАКТЕРИСТИКИ, МЕТОДИ ЛІКУВАННЯ І ПРОФІЛАКТИКИ

¹Євген ПЕРЕПЕКА, ^{1,2}Марина СИЧИК,

¹Олена ТРЕМБОВЕЦЬКА, ¹Василь ЛАЗОРИШИНЕЦЬ

¹ ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М. М. Амосова НАМН України», м. Київ, Україна

² Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна
eugeneperpeka@gmail.com, sychykmm@gmail.com

Актуальність. Серцево-судинні захворювання (ССЗ) займають провідне місце (68 %) у структурі смертності та інвалідності в Україні, як й у більшості країн світу. Серед ССЗ важливе місце посідають порушення ритму і провідності серця та серцева недостатність (СН). Імплантація штучних водіїв ритму серця (ШВРС) є основним базовим та ефективним методом лікування пацієнтів з порушеннями провідності серця [1]. У той же час останні дослідження у світі загострюють увагу та демонструють шкідливість правошлуночкової стимуляції відносно погіршення клінічних наслідків [2]. Як виявилось у пацієнтів правошлуночкова (верхівкова) стимуляція збільшує кількість епізодів застійної СН, фібриляції передсердь та збільшення камер серця у порівнянні із групою передсердного режиму стимуляції. Так виникла нова термінологія захворювання – стимуляційно-індукована кардіоміопатія (СІКМП, або СН).

На даний момент немає єдиної думки, щодо факторів ризику виникнення СІКМП [3-5], але більшість досліджень перетинаються в тому, що ширина стимульованого QRS і значний відсоток (20%) правошлуночкової стимуляції являються незалежними предикторами розвитку СІКМП.

Завдання. Дана робота виконана в ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М. М. Амосова НАМН України». Присвячена дослідженню та аналізу правошлуночкової міокардіальної стимуляції, яка може погіршувати систолічну функцію лівого шлуночка у пацієнтів зі збереженою фракцією викиду лівого шлуночка (ФВЛШ).

Мета. Визначити частоту виникнення та описати характеристики стимуляційно-індукованої кардіоміопатії (СІКМП) у пацієнтів із постійною правошлуночковою стимуляцією (не менше 90%) та збереженою ФВЛШ ($\geq 50\%$).

Матеріали і методи. У дослідження увійшли 34 пацієнти із показами до постійного штучного ритмоведення шлуночків, яким проводилась імплантація штучного водія ритму серця з 2012 по 2022 рік (середній період контрольного спостереження $44,97 \pm 28,45$ міс.). СІКМП визначалась, як зниження ФВЛШ $< 45\%$ під час контрольного спостереження.

Результати. Частота виникнення СІКМП в даному дослідженні склала 26%. Середній час до виникнення СІКМП склав 29 місяців – у 5 з 9 пацієнтів (55%) час від імплантації до контрольного спостереження, під час якого був встановлений діагноз кардіоміопатії, був менше року. Середнє значення ФВЛШ та кінцево-діастолічного індексу (КДІ) на момент контрольного огляду значно відрізнялось в групі СІКМП та без СІКМП: $38,6 \pm 5,9$ vs. $53,5 \pm 5,7\%$ ($p < .001$) та $97,9 \pm 20,75$ vs. $60,9 \pm 19,32$ мл/м² ($p < .001$).

Всі пацієнти з групи дослідження при проходженні контрольного спостереження були направлені на протокольне ехокардіографічне дослідження на якому була досліджена внутрішньошлуночкова та міжшлуночкова асинхронія, фіксовано кількість сегментів лівого шлуночка із зниженою деформацією, та порахована глобальна поздовжня деформація лівого шлуночка (GLS) (рисунок 1).

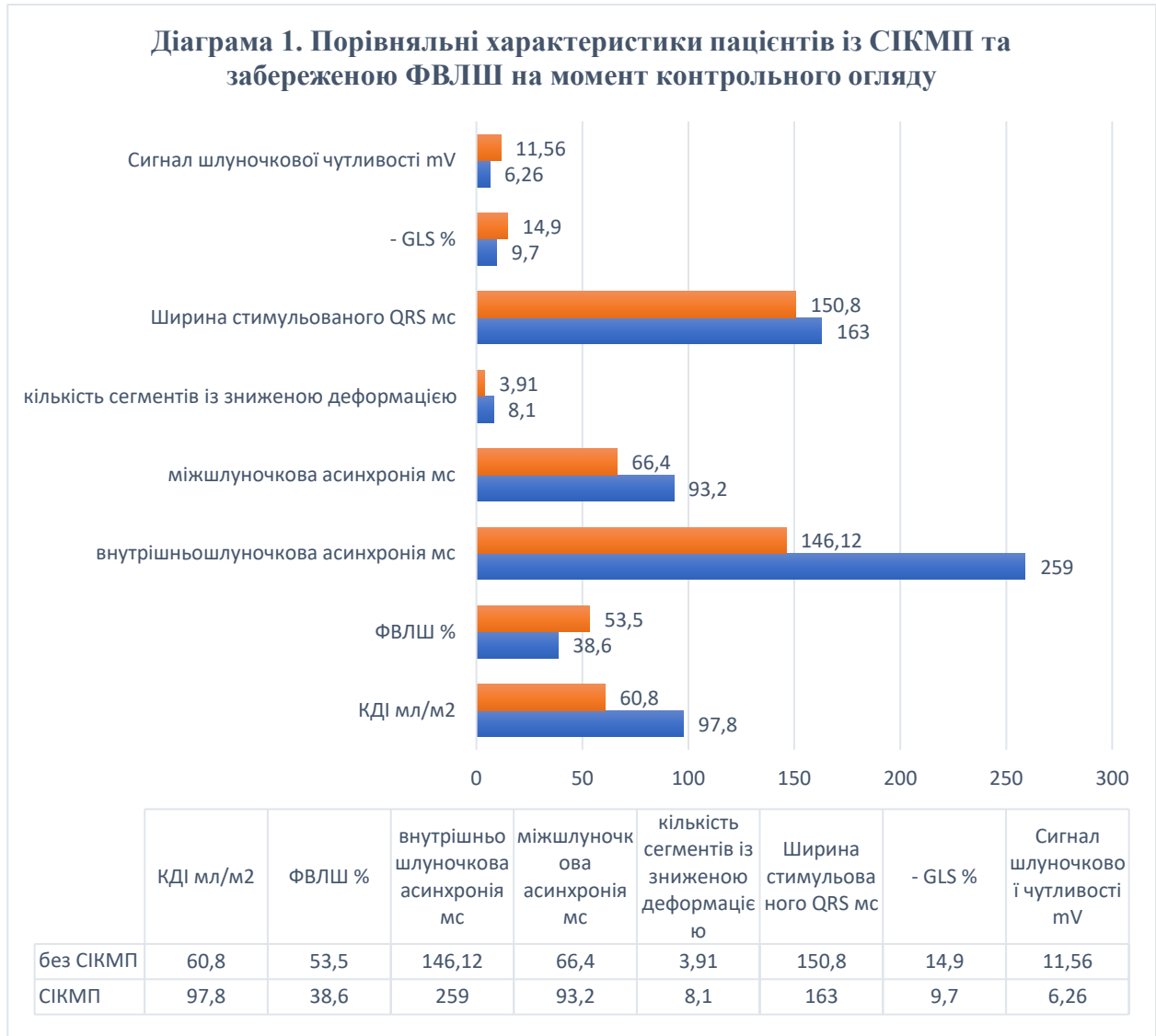


Рисунок 1. Порівняльні характеристики пацієнтів із СІКМП та збереженою ФВЛШ на момент контрольного огляду

Значення цих параметрів значно відрізнялись у групі СІКМП та без СІКМП: внутрішньошлуночкова асинхронія становила $261,1 \pm 61$ vs. $146,1 \pm 62,8$ ($p < .001$), міжшлуночкова асинхронія $91 \pm 36,4$ vs. $54,2 \pm 22,2$ мс ($p = .014$), кількість сегментів із зниженою деформацією $8,1 \pm 2,6$ vs. $3,91 \pm 2,3$ ($p < .001$), GLS $-9,7 \pm 2,6$ vs. $-14,9 \pm 3,4$ ($p < .001$). На момент контрольного огляду сигнал чутливості в групі СІКМП був значно знижений у порівнянні із пацієнтами із збереженою ФВЛШ ($6,26 \pm 4,02$ vs. $11,56 \pm 3,86$ мВ, $p = .045$).

Ширина стимульованого комплексу QRS у групі СІКМП була статистично значимо більшою ($163 \pm 22,7$ vs. $150,8 \pm 14,5$) і пацієнтів із частотно адаптованим режимом кардіостимуляції було більше в групі СІКМП (4 (40%) vs. 2 (8%), $p = .0428$).

У мультиваріабельному аналізі більш широкий стимульований QRS (відношення ризиків [BP] 1.09 на кожен 1 мс збільшення ширини QRS, довірчий інтервал [ДІ] 95% 1.01 - 1.17, $p = 0.025$) був незалежним предиктором розвитку СІКМП (таблиця 1).

Таблиця 1. Уніварабельний та мультиваріабельний регресивний аналіз клінічних предикторів розвитку СІКМП.

Варіаційні та категоріальні змінні*	Уніварабельний		Мультиваріабельний	
	BP** (95% ДІ***)	P-значення	BP (95% ДІ)	P-значення
Чоловіча стать	11.54 (1.3 - 102.66)	.028	4.97 (0.27 - 90.17)	.278
Вік пацієнта	0.94 (0.88 - 1.01)	.083	1.02 (0.89 - 1.18)	.778
Період спостереження	0.97 (0.95 - 1)	.053	0.96 (0.91 - 1.01)	.103
Діаметр ЛП до імплантації (мм)	1.18 (0.98 - 1.42)	.08	1 (0.73 - 1.37)	1
Ширина стимульованого QRS (мс)	1.05 (1.01 - 1.09)	.025	1.09 (1.01 - 1.17)	.025
Частотно-адаптаційний режим стимуляції	8.17 (1.41 - 47.22)	.019	26.06 (0.83 - 815.76)	.064
КДІ	1.09 (1.01 - 1.18)	.036	1.05 (0.93 - 1.19)	.407

* У таблицю увійшли змінні що задовільняли порогове значення $P < 0,1$ при уніварабельному аналізі.

** Відношення ризиків.

*** Довірчий інтервал.

В нашій досліджуваній групі 2 пацієнтів із групи СІКМП пройшли удосконалення системи ритмоведення. Було запропоновано два можливі альтернативні варіанти: бівентрикулярна ресинхронізаційну терапію (СРТ) та стимуляція провідної системи серця. Обидва пацієнти обрали бівентрикулярну СРТ та через місяць після удосконалення системи ритмоведення мали значне покращення функціонального статусу та зростання ФВЛШ: у одного пацієнта з 37% до 44% у іншого з 34% до 51 %.

Висновки.

1. По даним дослідження у більше ніж четвертої частини пацієнтів із збереженою вихідною фракцією викиду лівого шлуночка з постійною правошлуночковою міокардіальною стимуляцією розвиваються ознаки стимуляційно-індукованої кардіоміопатії.
2. У більше ніж половини (55%) з цих пацієнтів час від імплантації до встановлення діагнозу стимуляційно-індукованої кардіоміопатії становить менше року.
3. По отриманим даним, кардіоміопатія внаслідок правошлуночкової стимуляції розвивається скоріше миттєво в перші роки після імплантації штучного водія ритму серця, аніж повільно прогресує з часом.
4. Предиктором виникнення кардіоміопатії являється більш широкий стимульований комплекс QRS.
5. Бівентрикулярна стимуляція ефективно усуває наслідки нефізіологічної правошлуночкової стимуляції, покращує систолічну функцію лівого шлуночка.
6. Стимуляція провідної системи серця може потенційно знизити ризики розвитку кардіоміопатії зумовленої правошлуночковою стимуляцією у пацієнтів із збереженою вихідною фракцією викиду лівого шлуночка.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Michael Glikson, Jens Cosedis Nielsen, Mads Brix Kronborg, et al. “ESC Scientific Document Group, 2021 ESC Guidelines on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy: Developed by the Task Force on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy of the European Society of Cardiology (ESC) With the special contribution of the European Heart Rhythm Association (EHRA)”, *European Heart Journal*, Volume 42, Issue 35, pp. 3427–3520, 2021. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehab364>
- [2] Rademakers LM, Bouwmeester S, Mast TP, Dekker L, et al. “Feasibility, safety and outcomes of upgrading to left bundle branch pacing in patients with right ventricular pacing induced cardiomyopathy”. *Pacing Clin Electrophysiol*. Vol. 45(6), pp. 726-732, 2022. doi: 10.1111/pace.14515.
- [3] Abdelmohsen Sayed M, Abd El Fatah Badran H, Khaled S, et al. “Predictors of right ventricular pacing-induced left ventricular dysfunction in pacemaker recipients with preserved ejection fraction.” *Herzschriltmacherther Elektrophysiol*. Vol. 33(3), pp. 312-318, 2022. doi: 10.1007/s00399-022-00880-w.
- [4] Cho SW, Gwag HB, Hwang JK et al. “Clinical features, predictors, and long-term prognosis of pacing-induced cardiomyopathy”. *Eur J Heart Fail*. Vol. 21(5), pp. 643-651, 2019. doi: 10.1002/ejhf.1427.
- [5] Perla HT, Chandra Srinath Patloori S, Manickavasagam A, et al. “Do the predictors of right ventricular pacing-induced cardiomyopathy add up?” *Indian Heart J*. Vol. 73(5), pp. 582-587, 2021. doi: 10.1016/j.ihj.2021.07.011.

CALCULATION OF THE OVERWEIGHT TREATMENT METHOD USING IMAGE CLASSIFICATION BASED ON THE MINIMUM DISTANCE CRITERION

¹Olena MONCHENKO, ¹ Sophia KORCHEVA, ² Olena HONCHARUK

¹National Aviation University, ²National University of Health Care of Ukraine named after P.L. Shupyka

e-mail: monchenko_olena@ukr.net

The problem of obesity in Europe and Ukraine is a serious problem for health care. According to statistics, obesity rates in Europe have been steadily increasing over the past few decades, with approximately 50% of adults overweight or obese. The prevalence of obesity is also high in Ukraine, almost 25% of the adult population is obese.

Obesity is a complex problem influenced by a number of factors, including genetics, lifestyle and environmental factors. This can lead to a number of health problems, including type 2 diabetes, cardiovascular disease and some cancers.

In Ukraine, the prevalence of obesity is higher among women than men, and it is more common in cities than in villages. The main causes of the obesity epidemic in Ukraine are a sedentary lifestyle, unhealthy eating habits and insufficient education about nutrition and a healthy lifestyle.

The study was aimed at developing methods of treating overweight and was conducted from 2017 to 2021 at the clinical bases of the Department of Family Medicine and Outpatient Polyclinic Care of P.L. Shupyk NAMN. In this study, patients were divided into two groups depending on the objectives. The first group (experimental) consisted of 64 patients (43%), the average age of which was 49.0±1.4 years, who received outpatient treatment and a standardized therapy plan (SPT). SPT included advice on diet and physical activity, smoking cessation, limiting salt and alcohol intake, and medications such as angiotensin-converting enzyme inhibitors, calcium channel blockers, beta-blockers, and/or diuretics. Patients at high or very high risk were prescribed lipid-lowering drugs, preference was given to

combined antihypertensive therapy according to updated clinical guidelines. The second group also consisted of 64 patients (43%) with a mean age of 46.7 ± 2.3 years, who received the same examination plan and SRT as the first group, as well as additional recommendations for lifestyle changes, including individual recommendations for diet (DASH diet) and special supplements such as omega-3 PUFAs, coenzyme Q10, and vitamin E. Allocation of patients to the main or experimental group was based on factors such as age, gender, physical activity level, and their willingness and ability to adhere lifestyle changes. 21 healthy individuals (average age 48.5 ± 1.3 years), including 14 women and 7 men, also took part in the study. Lifestyle changes were monitored using a standard pedometer and keeping a diary of exercise and diet. The study used a simple and heuristic approach using distance functions for image classification. This was chosen because it is the most obvious way to define the similarity measure for image vectors, which can be thought of as points in Euclidean space.

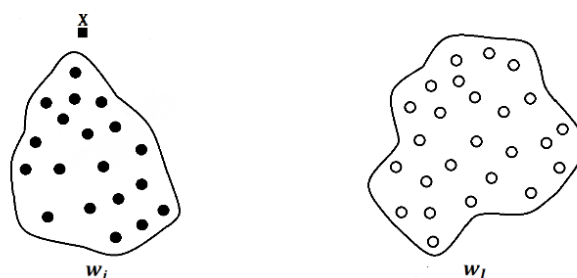


Fig. 1. Images that can be classified using the concept of proximity

From Fig. 1. it can be seen that the vector X belongs to the class ω_i solely for the reasons that this vector is closer to the vectors of the image ω_i . You can count on obtaining positive practical results when classifying images using distance functions only in those cases when the image classes show a tendency to the appearance of clustering properties. This feature can be estimated by comparing Fig. 1 and fig. 2. The study of Fig. 1 shows that there is no doubt that the vector X belongs to the class ω_i . If you look at Fig. 2, it is quite difficult to say to which class vector X belongs, although the classes do not intersect.

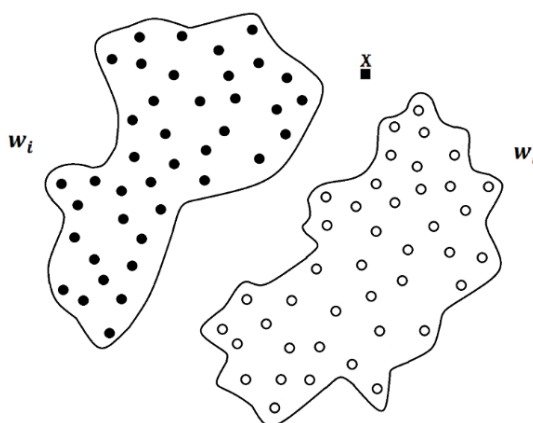


Fig. 2. Images, the classification of which using the concept of proximity causes difficulties

The evaluation of ideas is based on the level of mathematical rigor. In image classification based on the minimum distance criterion, the proximity of an image to a reference image of a certain class is used as a classification criterion.

The benchmark or center of the classer plays a crucial role in building an image classifier. In this study, a sample of healthy individuals is used as the center of the cluster.

The measure of similarity (similarity), which will be the basis for measuring the distance between images, was the Mahalanobis distance:

$$d^2 = (M_2 - M_1)^T(C)^{-1}(M_2 - M_1),$$

which has the following properties:

1. if the random vectors are corresponding and consist of two independent vectors, then - the property of additivity, $Z_i = (X_i, Y_i)$, $i = 1, 2$, $d^2(Z_1, Z_2) = d^2(X_1, X_2) + d^2(Y_1, Y_2)$
2. if, then is a triangle inequality. $X_i \in N(M_i, C)$, $i = 1, 2, 3$, $|C| \neq 0$, $d(X_1, X_3) \leq d(X_1, X_2) + d(X_2, X_3)$

The method of calculating data based on the minimum distance criterion involves calculating the average value and variance for each indicator in each group (main, experimental, and reference). The difference between the average values of the main or experimental group and the main indicator of the healthy group is also calculated, followed by test for homogeneity of variance by Fisher's test.

Номер	вага1	D1	зріст	D2	стать (ч-0,ж-1)міт	D3	% жир 1	D4	група	талія1	D5	стегна1	D6	щикя1	D7	
1	102,6	165,9	158	37,7	1	41,10	79,29	47,8	47,83	1	129	642,3	120	129,4	39	0,1
2	114,0	589,5	169	23,6	0	40,4	67,32	37,9	8,91	1	136	1046,1	115	40,6	48	86,1
3	79,3	108,6	164	0,0	1	29,5	7,26	43,8	8,50	1	109	28,6	107	2,6	38	0,5
4	78,0	137,4	176	140,6	1	25,2	48,93	26,3	212,70	1	94	93,2	103	31,6	40	1,6
5	95,9	38,2	168	14,9	1	34,00	3,26	44,7	14,56	1	117	178,1	122	178,9	38	0,5
6	83,5	38,7	170	34,3	0	28,9	10,86	27,6	176,47	1	97	44,3	101	58,1	42	10,8
7	81,7	64,3	160	17,1	1	31,9	0,09	45,3	19,50	1	117	178,1	111	5,6	38	0,5
8	128,7	1519,4	168	14,9	0	45,6	179,69	54	172,02	1	146	1793,0	123	206,6	46	53,0
9	132,1	1796,0	171	47,1	1	45,2	169,12	51	102,33	1	130	694,0	124	236,4	45	39,5
10	99,0	86,1	164	0,0	0	36,8	21,20	47,5	43,77	1	118	205,7	118	87,9	41	5,2
11	92,2	6,1	175	117,9	1	30,1	4,39	30	118,47	1	114	107,0	113	19,1	41	5,2
12	70,2	381,0	160	17,1	1	27,4	23,00	41,1	0,05	1	96	58,6	112	11,4	39	0,1
13	81,0	76,0	169	23,6	1	28,4	14,40	42,6	2,94	1	108	18,9	112	11,4	39	0,1
14	63,2	703,3	158	37,7	1	25,1	50,34	33,5	54,53	1	91	160,2	99	92,6	36	7,4
15	82,2	56,6	165	0,7	1	30,2	3,98	44,8	15,33	1	112	69,6	111	5,6	38	0,5
16	77,4	151,8	162	4,6	1	29,5	7,26	43,9	9,09	1	94	93,2	112	11,4	38	0,5
17	85,9	14,6	177	165,4	1	27,4	23,00	41,5	0,38	1	86	311,7	116	54,4	33	32,7
18	89,0	0,5	160	17,1	1	35,0	7,87	42,1	1,48	1	101	7,1	103	31,6	32	45,1
19	79,0	114,9	165	0,7	0	29,0	10,21	33,3	57,52	1	92	135,9	105	13,1	33	32,7
20	88,0	3,0	160	17,1	1	34,4	4,86	47,1	38,63	1	98	32,0	110	1,9	33	32,7
21	82,0	59,6	167	8,2	1	29,4	7,81	35,9	24,84	1	90	186,5	100	74,4	39	0,1
22	90,0	0,1	165	0,7	1	33,1	0,82	41,3	0,17	1	102	2,7	115	40,6	39	0,1
23	103,0	176,4	170	34,3	0	35,6	11,59	47,8	47,83	1	104	0,1	113	19,1	36	7,4
24	98,0	68,6	172	61,8	1	33,9	2,91	37,9	8,91	1	98	32,0	111	5,6	38	0,5
25	81,4	69,2	168	14,9	1	28,8	11,53	43,8	8,50	1	90	186,5	100	74,4	38	0,5
26	93,3	12,8	169	23,6	1	32,6	0,16	26,3	212,70	1	96	58,6	96	159,4	33	32,7
27	123,0	1107,5	174	97,2	0	40,6	70,64	44,7	14,56	1	129	642,3	110	1,9	32	45,1
28	98,0	68,6		26942,1	1	33,1	0,82	27,6	176,47	1	101	7,1	100	74,4	35	13,8
29	29	103,0	176,4	179	220,8	0	32,1	0,01	45,3	1	98	32,0	90	346,9	33	32,7

Fig. 3. An example of the calculation of statistical data collected from patients of the control, main and experimental groups for the treatment of hypertension and obesity

The calculation results show that the main and experimental groups are homogeneous, with a small Mahalanobis distance between them:

Before treatment:

- 1) between the main and healthy group 34,794,
- 2) between experimental and healthy group 43.87,
- 3) between the main and experimental groups 1.59.

Such a value indicates that the main and experimental groups are homogeneous.

After treatment:

- 4) between the main and healthy group 28.999,
- 5) between experimental and healthy group 59.412,
- 6) between the main and experimental groups 3.093.

As can be seen from the obtained results, the distance between the main group and the healthy group decreased, from this it can be concluded that the treatment: CST + hypocaloric DASH diet, omega-3 PUFA in a dose of 1007 mg (including: eicosapentaenoic acid / EPA / - 33% docosahexaenoic acid / DHA / - 22%), coenzyme Q10 - 10 mg, vitamin E - 3 mg 1 r/d 60 days + physical activity, smoking cessation, restriction of alcohol and salt consumption proved to be more effective than standard treatment: CST + lifestyle correction recommendations: diet therapy, physical activity, smoking cessation, restriction of alcohol and salt consumption.

REFERENCES

- [1] Mills, KT, Stefanescu, A. & He, J. The global epidemiology of hypertension. *NatRevNephrol* 16, 223–237 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41581-019-0244-2>
- [2] J. Tou, R. Gonzalez *Pattern Recognition Principles Addition – Wesley Publishing Company London* 1974. – 378 s.
- [3] *Statistical analysis of measurement data: training. manual / Eremenko V.S., Kuts Yu.V., Mokiychuk V.M., Samoilichenko O.V. - K.: NAU, 2013. - 320 p.*

АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ ЗАСТОСУВАННЯ ФОТОБІОМОДУЛЯЦІЙНОЇ ТЕРАПІЇ ПРИ ЗАГОЄННІ РАН

Серій ПАВЛОВ, Наталія БАБЕНКО, Марина КУМЕЧКО
Харківський національний медичний університет
E-mail: cndl@med.edu.ua

Актуальність Проблема впливу на рановий процес не втрачає своєї актуальності в зв'язку з ростом захворюваності та смертності від даної патології. Фотобіомодуляційна (ФБМ) терапія є ефективною стратегією для стимуляції мікроциркуляції, клітинної проліферації та регенерації, а також для зменшення болю, набряку, окислювального стресу та запалення при багатьох захворюваннях, в тому числі і при лікуванні ран. Не вирішеним залишається питання встановлення діапазону параметрів оптичного впливу, що призводять до успішних клінічних результатів.

Мета роботи. Визначення актуальних питань застосування ФБМ терапії при лікуванні ранових дефектів

Матеріали та методи. Аналіз наукової літератури, узагальнення результатів досліджень щодо даної проблеми.

Результати. Проаналізовано основні питання використання ФБМ терапії при загоєнні ран. Існує величезна кількість досліджень та протоколів лікування різних патологій, в тому числі і ран. Однак, механізми впливу ФБМ на тканини залишаються не вивченими. Вивчається вплив фотобіомодуляційної терапії на експресію регуляторних білків, які опосередковують важливі сигнальні шляхи та діють на процеси регенерації та відновлення клітин на всіх етапах загоєння [1]. Потребує вирішення і питання визначення оптимальних параметрів ФБМ для досягнення найбільш ефективності терапії. Основна концепція ФБМ представлена законом двофазної реакції на дозу Арндта-Шульца: малі дози лазерної енергії стимулюють, великі –

гальмують [2]. Оптимальні дози безпосередньо пов'язані з різними факторами: довжина хвилі; тип лікування, що проводиться: знеболювання або регенерація тканин; щільність потужності або випромінювання; щільність енергії або флюєнс; глибина оброблюваної тканини-мішені; розмір плями променя, що досягає поверхні тканини та фактичної тканини-мішені. Так, наприклад, довжина хвилі впливає на проникнення тканини: коротші хвилі (від 600 до 700 нм) вважаються кращими для лікування поверхневих тканин, тоді як більш довгі хвилі (від 780 до 950 нм) кращі для лікування глибших тканин. Ще одним важливим фактором, який необхідно враховувати, є оптичні властивості тканини [3].

Висновки. Необхідні нові експериментальні дослідження та клінічні випробування для стандартизації протоколів застосування ФБМ для лікування багатьох патологій.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] S. Pavlov, N. Babenko, M. Kumetchko, O. Litvinova, and R. Mikhaylusov, "Experimental Study of the Effect of Photobiomodulation Therapy on the Regulation of the Healing Process of Chronic Wounds," *Int J Photoenergy*, vol. 2021, Article ID 3947895, 10 pages, 2021.
- [2] R Zein, W Selting, and MR. Hamblin, "Review of light parameters and photobiomodulation efficacy: dive into complexity," *J Biomed Opt*, vol. 23(12), pp. 1–17, Dec 2018.
- [3] SL. Jacques, "Optical properties of biological tissues: a review," *Phys Med Biol*, vol. 58(11), R37–61, Jun 2013.

МУЛЬТИАГЕНТНА МОДЕЛЬ АДАПТИВНОЇ ПРОКТОРИНГОВОЇ СИСТЕМИ ОНЛАЙН ТЕСТУВАННЯ

Олександр ДЕНЕСЯК, Євген ПАЛАМАРЧУК, Олег БІСІКАЛО
Вінницький Національний Технічний Університет
alexdenesiak96@gmail.com

Постановка задачі в загальному вигляді. На сьогоднішній день велика частка тестувань та перевірок знань проводяться у дистанційному режимі, що вимагає залучення новітніх інформаційних технологій для забезпечення найвищої якості тестування [1]. З розвитком інформаційних технологій розширюються можливості їх залучення для автоматизації процесів оцінювання знань, що забезпечують ефективну оцінку знань мінімалізуючи вплив людського фактору [4]. Їх моделі можуть включати елементи штучного інтелекту, які відповідають за прийняття рішень під час процесу оцінювання [2].

Аналіз існуючих рішень та виділення невіршеної задачі. Для вирішення поставлених задач є готові рішення, що базуються на прокторингових системах, спектр яких досить широкий, найбільш відомі з них Moodle Proctoring, Examity, Kryterion, ProctorU, Respondus, Loyalist Exam Services [4].

Проаналізувавши існуючі рішення прокторингових систем виділено основну задачу, що потребує дослідження, а саме автоматичне прийняття рішення враховуючи поведінку здобувачів щодо продовження процесу тестування базуючись на їх індивідуальних характеристиках на всьому інтервалі складання іспиту.

Формування цілі та постановка задачі дослідження. Основною метою дослідження є забезпечення адаптаційної складової математичної моделі прокторингової системи, що приймає рішення щодо продовження процесу тестування на основі поведінки здобувача.

Для реалізації поставленої задачі було обрано агентний підхід, який базується на роботі агентів - апаратній або програмній одиниці, яка діє в напрямку досягнення мети, що задана користувачем [7], структура якого наведена на рисунку 1.

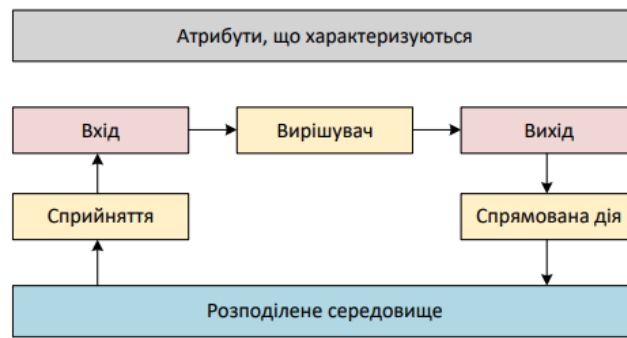


Рис 1. Структура агента

Агенти в подальшому об'єднуються в мультиагентну систему [5,7]. Приклад архітектури МАС з предметно-незалежним ядром складається з служби повідомлень, онтології, служби прямого доступу, бібліотеки класів агентів, спільнота агентів і наведено на рисунку 2.

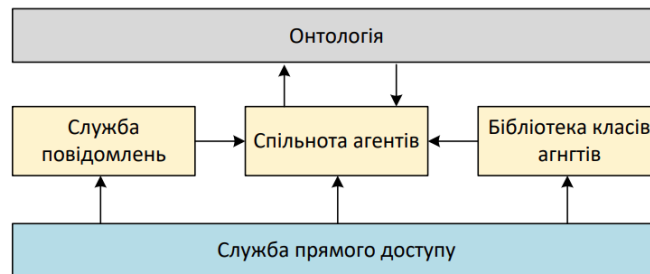


Рис 2. Архітектура ядра мультиагентної системи

Розробка математичної моделі. Для реалізації математичної моделі спочатку потрібно виділити основні функції проєктованої прокторингової системи (вхідні параметри), що працюють на всьому проміжку складання тесту [3]:

- відслідковування рухів очей;
- розпізнавання обличчя здобувача;
- розпізнавання сторонніх осіб у кадрі;
- моніторинг клавіатурного почерку;
- моніторинг переходу між вкладками браузера;
- розпізнавання звуків у кадрі;

Визначившись з вхідними параметрами функції потрібно обмежити їх значення числовим проміжком від 0 до 1 та ввести їх відповідні позначення розширивши їх значеннями поточного стану [8]:

- A - рух очей, A^* - поточний стан положення очей;
- B - активна вкладка браузера, B^* - поточний стан браузерної вкладки поточного здобувача;
- P - вхідні параметри, P_i - конкретний параметр, P^* - поточний стан вхідного параметру у кожному з одиниць часу;
- S - здобувач, S_i - конкретний (поточний) здобувач;
- O - фонове зображення з камери, O^* - поточний стан фонового зображення з камери;
- R - обличчя здобувача, R^* - поточний стан обличчя здобувача;
- K - клавіатурний почерк, K^* - поточний стан клавіатурної послідовності;
- L - звуки у кадрі, L^* - поточний стан сторонніх звуків у кадрі;
- T - загальний час;

- t^i - одиниця поточного часу.

Базуючись на вхідних параметрах сформулюємо базову формулу обчислення параметра в певному часову проміжку:

$$P_i = \sum_{i=0}^n P^*(t^i) \quad (1)$$

де, i - одиниця часу (секунда) на проміжку $0 \leq i \leq T$.

Залежність конкретного здобувача від вхідних параметрів, врахувавши формулу 1 та добавивши рейтингування параметрів коефіцієнтами важливості та критичності можна записати наступним виразом:

$$S_i(\dots P_i) = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m \frac{P_j(t_i)}{n} k_{ef} k_c \quad (2)$$

де, $\dots P_j$ - вхідні параметри,

S_i - конкретний здобувач,

$k_{ef} k_c$ - коефіцієнти важливості та критичності параметру.

В формулі 2 не враховано динамічної складової системи, тому потрібно її реалізувати використанням мультиагентної системи [7]. Для кожного параметра при цьому виділивши відповідного агента, функції якого базуються на роботі механізму синтезу нечітких правил на основі існуючих [6, 9]. Тому наступним кроком задамо для кожного P^* два граничних стани (p_n) та функції приналежності (μ_n). Врахувавши той факт, що зміна стану параметру P^* від p_n пропорційна функції приналежності μ^* , запишемо формулу 2 з урахуванням адаптаційної складової:

$$S_i(t_i) = \sum_{j=1}^n P_j(t_i) k_{ef} k_c = \sum_{j=1}^n \mu_j^*(t_i) k_{ef} k_c$$

(3)

де,

$S_i(t_i)$ – поведінка здобувача в певний момент часу

μ_j^* – функція приналежності j параметру в i момент часу,

k_{ef} / k_c – коефіцієнт критичності / важливості параметру

Висновки та рекомендації. В ході дослідження запропоновано математичну модель прокторингової системи для онлайн тестувань з урахуванням адаптаційної складової, яка в подальшому буде розглядатися, як частина інформаційних технологій оцінювання знань.

Запропонована модель має систему рейтингування вхідних параметрів та забезпечує генерування нових правил щодо проходження тестування на основі існуючих на всьому проміжку складання тесту, для кожного здобувача індивідуально. Основу динамічної складової складає мультиагентна система, що базується на роботі агентів в конкретні моменти часового інтервалу процесу тестування.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Y. Palamarchuk, "Methods of building microservice architecture of e-learning systems", ITKI, vol. 53, no. 1, pp. 43–54, Feb. 2022.
- [2] Bisikalo, Oleg, Models of Behavior of Agents in the Learning Management System / Oleg Bisikalo, Olena Kovalenko, Yevgen Palamarchuk // Матеріали XIV-ої Міжнародної науково-технічної конференції "Комп'ютерні науки та інформаційні технології (CSIT -2019)". Том 3. – Львів, 2019. – С. 222-227.

- [3] Palamarchuk, Y.A., Kovalenko, O.O. Optimization of Electronic Test Parameters in Learning Management Systems/Y.A.Palamarchuk.–CEUR Workshop Proceedings, Proceedings of the 2nd International Workshop on Information-Communication Technologies & Embedded Systems (ICTES 2020), Mykolaiv, Ukraine (online), November 12, 2020. Vol-2762, p.98-109. – Режим доступу: <http://ceur-ws.org/Vol-2762/paper6.pdf>.
- [4] О. І. Денесяк і Є. А. Паламарчук, «Комплексна система прокторингу в інформаційних технологіях аналізу контексту в системах оцінювання знань», Вісник ВПІ, вип. 6, с. 93–99, Груд. 2021
- [5] Mukhin, V., Kuchuk, N., Kosenko, N., Kuchuk, H. and Kosenko, V. (2020), "Decomposition Method for Synthesizing the Computer System Architecture, Advances in Intelligent Systems and Computing", AISC, vol. 938, pp 289-300, DOI:https://doi.org/10.1007/978-3-030-16621-2_27.
- [6] Kuchuk N. Method for calculating of R-learning traffic peakedness / N. Kuchuk; O. Mozhaiev, M. Mozhaiev; H. Kuchuk // 2017 4th International Scientific-Practical Conference Problems of Infocommunications Science and Technology, PIC S and T 2017. – 2017. – P. 359 – 362. URL:<http://dx.doi.org/10.1109/INFOCOMMST.2017.8246416>.
- [7] Bugaychenko, D. Y. MASL: A logic for the specification of multiagent real-time systems. // Proc. 5th International Central and Eastern European Conference on Multi-Agent Systems.- Leipzig (Germany): Springer-Verlag, 2017.- Pp. 183–192.
- [8] J.-P. Briot, C. Felicissimo and C. J. de Lucena, «A Norm-Based Approach for the Modeling of Open Multiagent Systems,» in Int. Conf. on Agents and Artificial Intelligence ICAART, Porto, 2009, pp. 540-546.
- [9] Катренко А.В. Системний аналіз об'єктів та процесів комп'ютеризації: Навчальний посібник / А.В. Катренко. – Львів: Новий світ, 2003. – 424 с.

AUTOMATED TEMPERATURE MAINTENANCE SYSTEM IN THE REFRIGERATOR FOR STORING MEDICINES AND DONOR BLOOD

Olga YAREMCHUK

Petro Mohyla Black Sea National University

olga.yaremchuk.77@ukr.net

Medicines that require protection from light include: antibiotics, galenic preparations (tinctures, extracts, concentrates from plant sap), herbal medicinal raw materials, organic preparations, vitamins and vitamin preparations, corticosteroids, essential oils, fatty oils, drugged preparations, salts of hydroiodic and hydrobromic acids, galeno-substituted compounds, nitro and nitroso compounds, nitrates, amino and amido compounds, phenolic compounds, phenothiazine derivatives.

Medicines that require protection from light include: antibiotics, galenic preparations (tinctures, extracts, concentrates from plant sap), herbal medicinal raw materials, organic preparations, vitamins and vitamin preparations, corticosteroids, essential oils, fatty oils, drugged preparations, salts of hydroiodic and hydrobromic acids, galeno-substituted compounds, nitro and nitroso compounds, nitrates, amino and amido compounds, phenolic compounds, phenothiazine derivatives.

Medicinal products that require protection from light should be stored in containers made of light-protective materials (glass containers of orange glass, metal containers, packaging made of aluminum foil or polymeric materials colored in black, brown or orange), in a dark room or in cabinets, painted with black paint and with tightly fitting doors or in tightly packed boxes with tightly fitted lids. Medicinal products that require protection from moisture include: hygroscopic substances

and preparations (for example, potassium acetate, dry extracts, herbal medicinal raw materials, hydrolyzing substances, salts of nitric, nitrous, hydrohalic and phosphoric acids, salts of alkaloids, sodium organometallic compounds, glycosides, antibiotics, enzymes, dry organ preparations, medicinal substances characterized by the pharmacopoeial article as being very easily soluble in water. All aspects of the code are detailed in the Block diagram of the algorithm of the automated temperature maintenance system in the refrigerator for the storage of drugs and donor blood. This code is updated every 2 seconds and if something goes wrong it notifies us. That is, first it reads information from microcontrollers => if the microcontrollers failed, the program will notify about it, if the information reaches the program, it starts its analysis =>the code starts the analysis with the humidity inside the chamber, if it is not satisfactory for the medicine, the program will notify about it, if the humidity is normal, the code continues the analysis of the information => the script analyzes the temperature inside the chamber, if it is not satisfactory for the medicine, the program will notify about it, if everything is normal, the code returns to the beginning of the analysis and waits for new information. In Fig. 1 is block diagram of the algorithm of the automated temperature maintenance system in the refrigerator for storing medicines and donor blood.

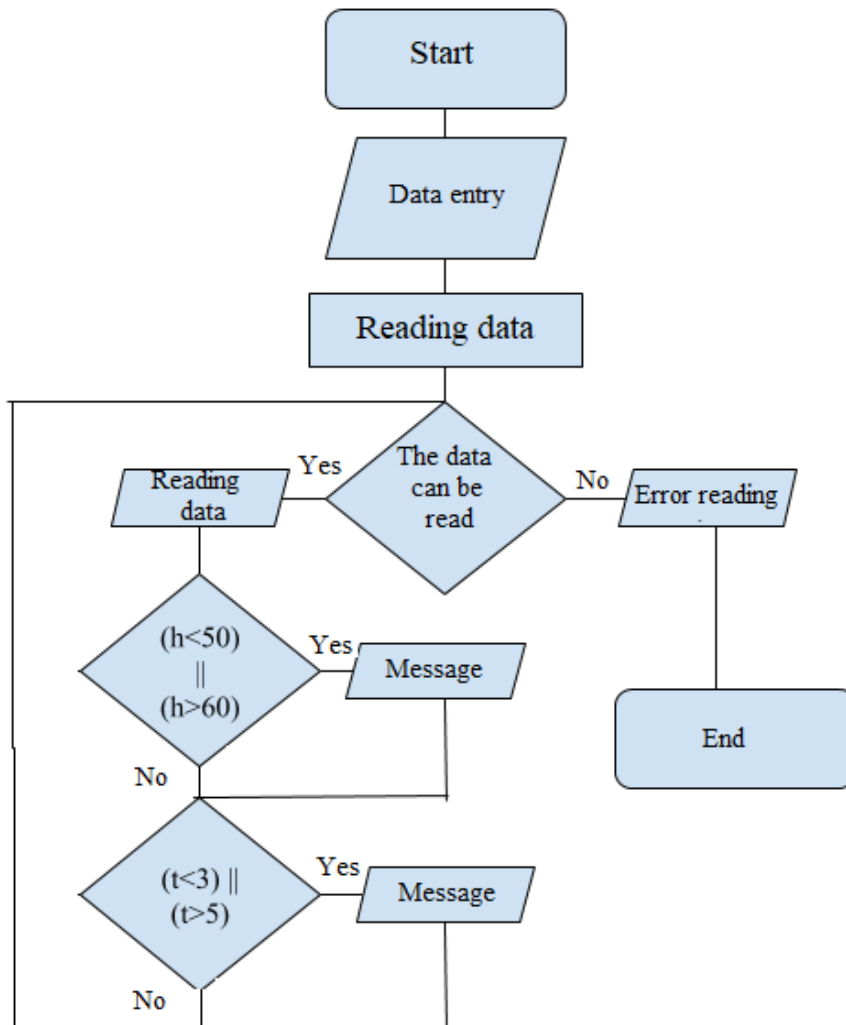


Fig. 1. Block diagram of the algorithm

REFERENCES

- [1] N.O. Vetiutneva, S.H. Ubohov, H.V. Zahorii, H.H. Pylypenko, and L.O. Fedorova, "Functional model of conducting incoming quality control of medicinal products in pharmacies," Ch. I. in *Collection of scientific works of employees of P.L. Shupyk*, vol. 24, book 5. Kyiv: 2015, pp. 276–288.
- [2] V.H. Varchenko and S.V. Sur, *Visual methods for detecting counterfeit or substandard medicines : Methodological recommendations*. Kyiv: Morion LLC, 2000, pp. 1–16.
- [3] Ministry of Health of Ukraine. Instruction ST-N 42-4.6:2015, *Requirements for the manufacture of sterile medicinal products in a pharmacy*. Kyiv: 2015. (Standard of Ministry of Health of Ukraine).

ВИЗНАЧЕННЯ МІСЦЕПОЛОЖЕННЯ ТА МОНІТОРИНГ СТАНУ ПАЦІЄНТІВ НА ВІДДАЛЕНІЙ РЕАБІЛІТАЦІЇ ЗАСОБАМИ БЕЗДРОТОВИХ МЕРЕЖ

Олексій ТОГОЄВ

Чорноморський національний університет імені Петра Могили
oleksii.tohoiev@chmnu.edu.ua

Серед технологій визначення місцерозташування користувача найбільш популярна, якою є GPS (Global Positioning System), недостатньо якісно працює в умовах закритих приміщень та будівель. Інші існуючі методи локалізації всередині приміщень (iGPS, RFID, NFC та технології, які ґрунтуються на опрацюванні відповідних візуальних зображень) мають обмеження, які ускладнюють їх використання, наприклад, потребують спеціального обладнання.

В той же час надзвичайно актуальним є визначення локації пацієнтів, які під час реабілітації територіально можуть значно віддалятися від місць реєстрації в умовах лікарні задля отримання спеціалізованих процедур. Запропонований метод унікальний тим, що орієнтований на використання для вирішення зазначеної проблеми мобільних пристроїв, які зазвичай наявні у пацієнтів при собі. Запропонований метод визначення місцеположення пацієнтів у закритих приміщеннях лікарні унікальний тим, що не вимагає, щоб мобільний пристрій був у режимі точки доступу.

Проведені дослідження мають доводити, що прийнятна точність локалізації може бути досягнута в реальному середовищі виключно за допомогою запропонованого методу, який спирається на прості апаратні та програмні вимоги.

Для контролю переміщення пацієнтів на невеликі відстані ефективними є системи визначення позиціонування рухомих об'єктів у просторі засобами нерухокої мережі (наприклад, за допомогою параметрів телекомунікаційного обладнання). У будь-якому разі таку рухому мережу доставки треба розглядати як корпоративну мережу з єдиним планом MAC-адрес та з можливістю прослуховування (сніффінгу від англ. sniffing) вузлів, підключених засобами бездротового зв'язку.

У класичному розумінні sniffing-атаку розуміють в контексті перехоплення даних шляхом захоплення мережевого трафіку за допомогою сніффера пакетів (програми, призначеної для захоплення мережевих пакетів).

Виходячи з вищесказаного, доцільним є:

- 1) проаналізувати тенденції розвитку методів на основі радіохвиль в напрямку реалізації проєктів визначення позиціонування рухомих об'єктів;
- 2) обґрунтувати доцільність та здійснити розвиток MAC-направленого підходу для моніторингу численних об'єктів у бездротовій корпоративній мережі;
- 3) розробити алгоритм фіксації розташування рухомих об'єктів на основі комплексного підходу до визначення позиціонування та ідентифікації таких об'єктів;
- 4) визначити межі застосування різних методів визначення місцеположення рухомих об'єктів у системах з підвищеним рівнем інформаційної безпеки.

Розглянемо позиціонування на основі моделювання поширення радіохвиль (англ. RF). Мета такого моделювання – виразити математичну залежність між відстані від приймача до передавача та силою сигналу.

Математичний вираз отримують з поліноміальної регресії третього порядку. Основна перевага цієї технології в швидкості позиціонування. Крім того, важливим моментом є те, що точки доступу (англ. AP) є нерухомими з відомими координатами (рис. 1). Актуальною проблемою є розробка методів визначення місця розташування пацієнта на основі поєднання характеристик сигналів з AP. Однак, регресія потребує великої кількості точної інформації про силу сигналу протягом досить тривалого часу. Ця методика забезпечує точність позиціонування в межах 1–3 м. Для оцінки ефективності технологій позиціонування використовується інтегральний квадратичний критерій якості [1].

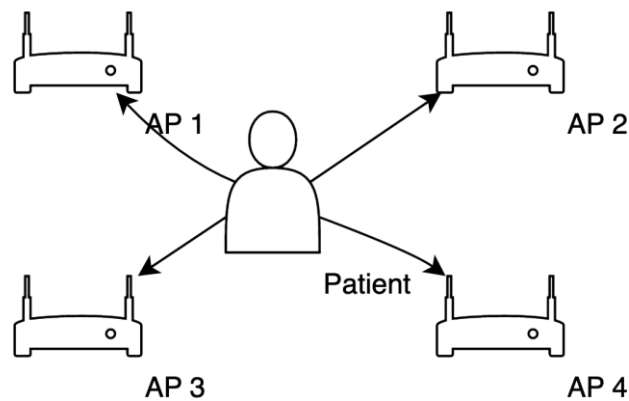


Рисунок 1 – Пацієнт (Patient) у системі з нерухомими точками доступу APi

Знаючи розраховані параметри розповсюдження сигналу, обрано модель, яка була побудована для оцінки втрат на шляху всередині закритої зони для моделювання розповсюдження сигналу. Тому вирішено використати модель ITU [2]. Зазначена модель ITU намагається врахувати відбиття та дифракцію, спричинені об'єктами, колізією енергії, рухи всередині кімнати, ефекти багатопроменевого поширення тощо. Їхня модель надає вказівки щодо розповсюдження сигналу в приміщенні в діапазоні частот від 300 МГц до 100 ГГц. Базова модель може бути виражена як [3]:

$$PL_{i,j} = 20 \log_{10}(f) + N \log_{10}(d_{i,j}) + L_f(n) - 28 \quad (1)$$

де $PL_{i,j}$ – загальні втрати на шляху сигналу, що надходить у точці доступу AP_i у точці j , дБ;

f – частота, МГц;

N – показник втрати потужності на відстані;

$d_{i,j}$ – відстань між AP_i і точкою j , м;

$L_f(n)$ – фактор, що враховує втрати потужності сигналу між поверхами (у наведених дослідженнях його вплив не враховується).

Запропонований метод, заснований на прослуховуванні WiFi-сигналів, є подальшим розвитком Рекомендацій ITU-R Recommendations. P.1238–8. Цей метод може бути застосований до різного бездротового телекомунікаційного обладнання та вимагає лише інформації про AP. На основі записів RSSI-показників будується мапа локації пацієнта. Для відслідковування місцеположення пацієнтів у них (пацієнтів) повинен бути лише смартфон з ввімкненим WiFi-передавачем.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] V. Pasichnyk, V. Savchuk, and O. Yehorova, “Mobile information technologies of navigation of a user in complex indoor environment,” *Series of Radio Electronics and Telecommunication*. vol. 849, pp. 236–240, 2016. Available: <https://doi.org/10.23670/IRJ.2017.64.012>. [Accessed: March. 29, 2023].
- [2] *ITU-R Recommendations. P.1238–8: Propagation data and prediction methods for the planning of indoor radiocommunication systems and radio local area networks in the frequency range 300 MHz to 100 GHz*. Geneva, Switzerland : International Telecommunication Union (ITU), 2015. [Online]. Available: <https://www.itu.int/rec/R-REC-P.1238>. [Accessed: March. 29, 2023].
- [3] S. Sadowski and P. Spachos, “RSSI-based indoor localization with the Internet of Things,” *IEEE Access*. vol. 6, pp. 30149–30161, 2018. Available: <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2018.2843325>. [Accessed: March. 29, 2023].

ШЛЯХИ ТА ПРИНЦИПИ ВДОСКОНАЛЕННЯ ПРОЦЕСУ ПІДГОТОВКИ МАЙБУТНІХ ЛІКАРІВ ДО ПРОФЕСІЙНОЇ ДІЯЛЬНОСТІ В УМОВАХ ВОЄННОГО СТАНУ

Марина БИЧКО

Полтавський державний медичний університет
bastet090687@gmail.com

Стрімке поширення пандемії Covid-19 свого часу змусило школярів залишити шкільні парти та перейти на он-лайн навчання. Не стали виключенням і здобувачі вищої освіти, яким через неможливість відвідувати лекційні та практичні заняття, неможливість повноцінно користуватися послугами бібліотеки а також неможливість обмінюватися уміннями, навичками та досвідом практичного характеру, довелося частково самостійно здійснювати пошук необхідної інформації на просторах інтернету.

З моменту повномасштабного вторгнення російських військ на територію України та впровадження воєнного стану, багато закладів вищої освіти (ЗВО), зважаючи на ряд причин, змушені були перейти на дистанційне навчання. Деякі ЗВО залишилися на очному навчанні, проте все ж частково застосовують дистанційні форми навчання, згідно вимог часу, з метою досягнення освітніх цілей. Саме тому на часі постає проблема щодо вдосконалення інформаційно-освітнього компонента ЗВО.

До шляхів удосконалення інформаційно-освітнього компонента середовища медичного ЗВО можна віднести розроблення спеціальних навчальних, методичних а також інформаційних ресурсів, що в подальшому забезпечать можливість здійснювати як традиційний так і дистанційний освітній процес. Важливо, щоб розроблені інфоресурси були

зорієнтовані безпосередньо на підготовку майбутніх лікарів до здійснення професійної діяльності та застосування медичного обладнання в професійній діяльності.

Аналізуючи наукові роботи багатьох дослідників, можна зробити висновок про те, що такими ресурсами можуть бути навчально-методичні посібники, електронні підручники, спеціально розроблені кейси, методичні рекомендації та мультимедійні бібліотеки наочностей. До даного переліку можна також віднести сайти викладачів з викладеними дистанційними курсами та програми доповненої реальності (де це дозволяє дисципліна), а також будь-яке навчально-методичне забезпечення, що може бути розроблене за допомогою сучасних інформаційно-комунікаційних технологій та програм, з огляду на дидактичні принципи.

Звертаючись до наукових доробків вчених, впевнено можна виділити основний принцип щодо укладання навчальних ресурсів. Це принцип інтерактивності. За своєю суттю та ідеєю він перекликається з дидактичними принципами наочності й доступності. Правила доступності навчання можна знайти у працях видатного Я. А. Коменського. Цей принцип необхідно застосовувати насамперед для розроблення електронних посібників та підручників, оскільки саме він забезпечує можливість управління освітньою діяльністю здобувачів вищої освіти, залучає майбутніх лікарів до активної роботи, створює умови для індивідуального навчання, та ефективної самостійної роботи. Важливою характеристикою таких електронних видань є двосторонній характер, який забезпечує умови для інтерактивності навчальної діяльності майбутніх сімейних лікарів під час опанування теоретичного чи практичного матеріалу. Мультимедійність таких інфоресурсів у процесі навчання створює психологічні моменти, які сприяють кращому розумінню та дозволяють краще запам'ятати навчальний матеріал. Наразі, використовуючи цифрові технології й можливості веб-сервісів, викладач отримує солідний набір інструментів, які треба лише правильно та ефективно використовувати для досягнення цілей навчального процесу під час розроблення дидактичного інструментарію.

Також варто зазначити, що вдосконалення інформаційно-освітнього компонента освітнього середовища медичного ЗВО позитивно впливає на мотивацію майбутніх лікарів до навчання, а також формує сприятливу атмосферу та задовольняє освітні потреби студентів. Логічно стверджувати, що для оновлення інформаційно-освітнього компонента освітнього середовища медичного ЗВО, з'являється потреба в міждисциплінарних дослідженнях, що об'єднують спеціалістів різних галузей (кафедр).

Також одним зі шляхів удосконалення змістового компонента освітнього середовища медичного ЗВО можуть бути програми стажування студентів на базі центрів сімейної медицини та імплементація спецкурсів. Варто наголосити, що відвідування останніх може бути як безумовно обов'язковим, так і послуговуючись принципом вільного вибору. Згідно даного принципу домінантою виступає те, що можливість вибору акумулюватиме в здобувачів вищої освіти почуття відповідальності під час освітнього процесу відносно результатів власної діяльності та за показники набутої професійної компетентності, а також змусить задуматися над наслідками професійної діяльності в майбутньому.

Зважаючи на попередньо сказане, можемо зробити висновок про те, що принцип свободи вибору взаємопов'язаний із принципом усвідомленої перспективи, що потребує глибокого розуміння здобувачами вищої освіти різновіддалених у часі перспектив. Реалізуючи окреслений принцип, майбутні лікарі мають усвідомлювати: роль своєї професійної діяльності в цілому; програму власної діяльності в межах опанування знань, умінь та навичок роботи з медичним обладнанням, медичною технікою та медичною апаратурою; мету вивчення способів застосування різних категорій медичного обладнання; необхідність застосування отриманих знань у професійній діяльності практикуючого лікаря.

В основі принципу лежить «закон руху вперед», що свого часу був сформульований та представлений А. Макаренком. Відповідно до закону, основу успішної навчальної діяльності

становлять перспективні лінії в освітньому процесі як стимул до діяльності: «близька перспектива» – «середня перспектива» – «далека перспектива».

Принагідно необхідно зазначити, що принцип усвідомленої перспективи вимагає дотримання певних правил. Незалежно від вибраної форми підготовки майбутніх лікарів до професійної діяльності, необхідно обов'язково розробити алгоритми навчальних дій для досягнення очікуваної мети (здобувачам вищої освіти доцільно надати вказівки задля досягнення близьких, середніх і віддалених перспектив).

Для організації процесу підготовки здобувачів медичних ЗВО до майбутньої професійної діяльності необхідно також окреслити механізми вдосконалення процесуального компонента освітнього середовища медичного ЗВО, а саме: форми організації освітнього процесу; форми, методи та засоби навчання; стилі взаємодії «викладач – здобувач вищої освіти» тощо. Це передбачає подальше накопичення інформації, вчасне її оновлення зі свіжих джерел, різного роду курси, прийняття участі в наукових форумах чи вебінарах в режимі он-лайн, а також обмін досвідом з практикуючими медичними працівниками. Такого роду заходи допоможуть підвищувати рівень знань, умінь та навичок і допоможуть майбутнім лікарям триматися грамотно та впевнено в медичному середовищі.

Значна частина процесу підготовки майбутніх лікарів до здійснення професійної діяльності реалізується засобами впливу науково-педагогічних працівників сучасного медичного ЗВО. Аналізуючи наукові доробки дослідників можна виокремити необхідні знання та вміння, які необхідні викладачам у процесі підготовки здобувачів вищої освіти медичних ЗВО до здійснення професійної діяльності:

- уміти дотримуватися ключових принципів навчання: «Для чого навчати?», «Чого саме навчати?» і «Яким чином навчати?»;
- в освітньому процесі брати за основу сучасні теорії та концепції;
- створювати умови, що створюють підґрунтя для пізнавальної активності майбутніх лікарів при цьому постійно розширюючи комплекс методів і засобів навчання;
- застосовувати проектне навчання (індивідуальні, парні, групові проекти) під час освітнього процесу;
- організовувати практико-орієнтоване навчання, що забезпечить реалізацію принципу практичної спрямованості навчання майбутніх лікарів;
- створювати умови для самостійності здобувачів вищої медичної освіти в процесі їх підготовки до здійснення професійної діяльності.

Зазначені показники процесуального компонента освітнього середовища медичного ЗВО є беззаперечно перспективними напрямками для здійснення пошуку шляхів покращення процесу підготовки майбутніх лікарів до виконання прямих обов'язків медичного працівника в професійній діяльності.

Отже, процес підготовки майбутніх лікарів до здійснення професійної діяльності має відбуватися у практико-орієнтованому середовищі медичного ЗВО. Практико-орієнтоване середовище медичного ЗВО має бути сприятливим для здобуття нових знань, що передбачає пошук шляхів та механізмів удосконалення його просторово-предметного, суб'єктного, аксіологічно-сміслового, інформаційно-освітнього, змістового та процесуального компонентів.

SOFTWARE APPLICATION FOR THE QUICK RECOGNITION BAD ADDITIVES IN FOOD PRODUCTS

Yurii ZDITOVETSKYI, Oleh BISIKALO, Yurii IVANOV
Vinnytsia National Technical University
e-mail: Yura881990@i.ua

Introduction. Nowadays the field of healthcare has acquired a very significant importance. Greater public health awareness has encouraged people to change their eating habits. Many from them are concerned about the long-term nutritional effects on their health, so they try to add more natural foods to their diet. Food-oriented artificial intelligence models can support people's desire for healthy eating, which can help avoid or improve the symptoms of the number of many chronic diseases [1]. There are about 500 types of food additives in the world, not including flavors and combined additives. Additives can be natural, identical to natural or artificially synthesized substances that interact with other components, which can threaten normal metabolic processes, cause the growth of tumors [2]. However, it should be noted that some food additives have useful properties without causing some harm. The *aim of the work* is to develop an intelligent software application for the additives recognition in food products by marking on the label.

Research results. In our development technologies for interaction with neural networks, such as Tensorflow and the library of computer vision algorithms OpenCV, as well as barcode scanners are used to solve the given task [3–5]. The program allows us to get the composition of the product, an additives list, basic and scientific information for human health, rating of the product “usefulness”, etc. Composition analysis is performed using specialized regular expressions and formulas. The backend coding for the website is based on the open source platform Node.js and the frontend – on the React Native platform.

Conclusions. This work presents brief information about the developed software application that allows solving the problem of quick identification of additives in food products.

REFERENCES

- [1] А.А. Дубініна, “Токсичні речовини у харчових продуктах та методи їх визначення,” 2007, 375 с.
- [2] ISO 22000:2005. Системи управління безпечністю харчових продуктів – Вимоги до будь-яких організацій харчового ланцюга. URL: <http://www.codexalimentarius.net>.
- [3] С.В. Нагірний, Я.Г. Бондарев, Л.В. Нечволода, “Використання нейромережевих технологій у системах розпізнавання образів для оцінювання безпечності продуктів харчування,” *міжнародна наукова конференція “Комп’ютерні технології обробки даних”*, 2020, С. 40–43.
- [4] Yu.Yu. Ivanov, D.O. Kruts, H.B. Rakytyanska, “An Algorithm for Training Artificial Neural Network Based on Adaptive Moments Estimation,” *міжнародна науково-практична конференція “Електронні інформаційні ресурси: створення, використання, доступ”*, 2022, С. 117–119.
- [5] V.V. Pivoshenko, Yu.Yu. Ivanov, “Method for Recognition Highly Corrupted Barcodes,” *міжнародна наукова конференція Photonics-ODS*, Вінниця, 2018, С. 55.

TRANSDISCIPLINARY ASPECT OF TEACHING BIOLOGICAL PHYSICS BASED ON STEM EDUCATION TECHNOLOGIES

¹Olha KUZMENKO, ²Viktoriiia PONOMARENKO

¹*Donetsk State University of Internal Affairs, National Center «Junior Academy of Sciences of Ukraine»*

²*Poltava State Medical University
kuzimenko12@gmail.com*

An urgent task of modern didactics of biological physics as a science is to find ways and means that should be effective for practical use during the study of theoretical research using innovative STEM-technologies.

The strategic concept of the integration of the theory and practice of innovative education defines a triad of components: fundamental research, applied scientific developments, practical implementation of innovations. However, the gap between methodological, theoretical and methodical knowledge often reaches threatening proportions [3, p. 96]. Therefore, modern innovation is characterized by a tendency to integrate the goals, content, functions of neology, axiology and praxeology, which determines the integrity of the processes of creation, perception, evaluation, mastering, implementation and analysis of the effectiveness of using the new in pedagogical practice. The innovation methodology emphasizes the unity of the three components of the innovation process: creation, development and implementation of innovations. This three-component process is the object of study in pedagogical innovation [2].

Methodological provisions of pedagogical integration appear as a function and method of learning the theory and practice of innovative processes. As methodological knowledge, pedagogical integration can ensure the continuity of traditional and new, theoretical knowledge and practical experience. As a tool for transforming practice, pedagogical integration is capable of eliminating duplication, that is, optimizing the pedagogical process, leading to the creation of new theoretical and practical objects: concepts, theories, pedagogical systems, training courses, types of activities, models, technologies, didactic tools [1, p. 97].

Applied integrative research is aimed at finding ways to apply theoretical concepts in the development of technologies for the implementation of innovations in the activities of medical higher education institutions. Practical aspects of integration cover all substructures of innovative activity: goals, principles, content, methods, means and forms. «Integrative-pedagogical concepts, condensing a rich set of integrative means, are used as technological-methodological and technological tools for implementing integrative-pedagogical activities. They can give rise to integrative-pedagogical technologies on their basis» [3, p.48].

Summarizing the results of the analysis of scientific research and educational practice makes it possible to highlight the most significant directions of integration of innovative educational processes at three main levels. At the methodological level, the following is carried out: solving complex problems of integrating innovative processes in modern education; the use of cognitive tools of the integrative approach as tools for the analysis of innovative pedagogical phenomena; optimization of traditions and innovations in the conditions of modernization of education; building an integrative educational paradigm; synthesis of methodological, theoretical, methodological and technological knowledge.

At the theoretical level, we consider the following to be relevant: ensuring close integration links between the main components of pedagogical innovation: neology, axiology and praxeology;

creation of invariant integrative models of innovative educational processes; synthesis of the principles and conditions of effectiveness of all stages of the life cycle of innovation; integration of innovative systems related to various types of pedagogical process (for example, a combination of problem-based and modular learning).

The main factors of the development of interdisciplinarity in science and education are immanent complexity (complexity) of nature and society; the need to research problems and questions that cannot be carried out within the framework of individual disciplines; the need to solve social problems of a national and global nature; controversial development of new STEM learning technologies (digital, IT-technologies).

In modern cross-disciplinary research, there are three approaches: multidisciplinary, interdisciplinary and transdisciplinary. Multidisciplinary means that from the point of view of a common problem, two disciplines A and B are considered simultaneously, but not integrated.

Under an interdisciplinary approach, the perspectives on a common problem of two disciplines A and B are integrated to obtain a more generalized understanding. In a broad sense, interdisciplinarity involves the mutual integration of organizational concepts, methodological procedures, terminology, data, and the organization of research and teaching.

At the current stage of the development of education, transdisciplinary research is found in many fields of science, so at the moment we cannot imagine «pure» physics or biology or chemistry, taking into account the modern requirements of STEM education. We consider this scientific problem for today's stage of the development of science as a complex one, covering various fields of knowledge in the process of its research. Therefore, the solution of such problems, the analysis of such phenomena and the lens are impossible within the framework of a narrow disciplinary framework. Research of reflexive interpretation of complex problems on the basis of philosophical methodological approaches, which do not contradict the disciplinary requirements of specific sciences, but complement their disciplinary content.

The spread among modern scientists of the understanding of problems related to the organization of interdisciplinary research is perceived as the discovery of the impossibility of solving problems with the same means by which we created them.

In connection with the above, M. Max-Nif in his works justifies that integrative cognitive synthesis cannot be achieved based on the accumulation and generalization of the products of the mental activity of different individuals. Such a synthesis, according to Max-Niff, must begin inside the individual brain. In his opinion, the so-called monodisciplinary teaching method is becoming less and less effective.

Considering today's education, only some disciplines, for example, biophysics and disciplines of professionally oriented training, can imagine the inclusion in the plan of using transdisciplinary approaches in modern universities.

Agreeing with the research of native scientists V.S. Stepina, and I. S. Dobronravova, we should note that in modern post-non-classical science, transdisciplinary studies are becoming relevant more often.

Let's agree that transdisciplinary research is a historically new phenomenon; at the current stage, scientists build an understanding of this concept based on a continuum, which theoretically covers the entire set of knowledge at all stages, starting with monodisciplinary, multidisciplinary, pluridisciplinary, interdisciplinary and ending with transdisciplinary research.

However, taking into account the opinion of Max-Neef, we must take into account that after the creation of the union of transdisciplinary researchers in 1994, the idea of a new concept of «open

science» was formed, which requires the interconnection of natural, humanitarian, fundamental and applied sciences, which is the field of research STEM education.

In the 19th century interdisciplinary connections arose and general scientific concepts were formed, and in the 20th century, this trend gained momentum. In addition, the analysis of knowledge itself shows that it is not always possible to clearly distinguish research within the boundaries of the discipline and going beyond these boundaries. In the process of learning within one science, researchers often go beyond the accepted boundaries of a certain discipline, and when arranging the already recognized results, they give them a «disciplinary appearance».

Many problems that exist today in the plane of transdisciplinarity are related to the fact that we need to use different definitions.

The goal of transdisciplinarity is the study of the modern world based on unity and the solution of mega- and complex problems, relying on the conceptual foundations of various disciplines and interested parties of a non-academic profile (stakeholders), taking as a basis one priority theory.

In contrast to the integration of disciplines, there is a synthesis of various knowledge with a potential possibility of transition to a new quality, the birth of a new scientific direction or scientific discipline.

Consider the comparative characteristics of multidisciplinary, interdisciplinarity, and transdisciplinarity given in Table 1.

Table 1

Comparison of multidisciplinary, interdisciplinarity and transdisciplinarity [4]

Multidisciplinary	Interdisciplinarity	Трансдисциплінарність
Comparison	Interaction	Transition to a new quality
Sequence	Integration	Offensiveness
Coordination	Focusing/ Combination	Transformation

The basis of interdisciplinary research is the acquisition of new, qualitatively higher knowledge compared to the previous one. Epistemological dimensions of interdisciplinarity become crucial in the process of establishing new approaches in education and scientific research.

In the system of transdisciplinarity, four main trends should be singled out, which should be used in the methodology of teaching medical physics based on STEM education:

- use of epistemological searches for system integration of knowledge, the roots of which go back to Ancient Greece, medieval Christianity, principles of universal causality of the Enlightenment era, Hegelian philosophy, unified physical theory, etc.;

- taking into account the synthetic paradigm of postmodern content;

- application of the critical direction of interdisciplinary research, considering transdisciplinarity not only as a transition to a new quality but also overcoming existing disciplinary boundaries (transgression);

- introduction of the concept of post-normal science and the «Second method» of obtaining knowledge, based on the principles of logic, cybernetics, general theory of systems, structuralism, organizational theory.

The second method of obtaining knowledge is characterized by complexity, nonlinearity, heterogeneity, etc. Such knowledge involves public discussions with the participation of stakeholders in order to obtain «reliable scientific knowledge» and «socially sound knowledge».

Interdisciplinarity in natural sciences of the 21st century demonstrates the following trends: 1) a critical attitude to disciplines and individual spheres; 2) blurring the boundaries between natural sciences and humanities; 3) transition from singularity, indivisibility of knowledge to generalizing, unifying strategies within different contexts; 4) the development of transdisciplinarity in the field of natural sciences, where a natural scientist works in real time with partners outside the academic institution.

In terms of methodology, all three main approaches of cross-disciplinarity are united under the common denominator of the main principles of philosophical science:

– the basis of interdisciplinary interaction is the scientific picture of the world, which forms a holistic image of the universe and the interaction of its inorganic, organic and social components;

– the above allows establishing the similarity of the subject areas of various sciences and justifying the translation of knowledge from one science to another, exchanging paradigmatic attitudes;

– interdisciplinary exchange, integration contribute to obtaining new fundamental results that are included in the general scientific picture of the world;

– theories are the main content of science a mature science ideally deals with one identified theory that explains all the phenomena in its field;

– science can produce different theories in different subfields, but the integral scientific goal is to unite such theories within a common system of scientific coordinates;

– using logic, explanation and confirmation, formulate universal general principles for all scientific fields.

Therefore, taking into account the significant scientific research, scientific-organizational and scientific-pedagogical potential, transdisciplinary and integrated approaches provide the content, organizational-technological, institutional-communicative, and personal-developmental functions of the integration of innovative educational processes. As a logical and methodological toolkit, integration is used to solve synthetic problems in the conceptualization, optimization, unification, and universalization of innovative educational processes in the teaching of biological physics based on STEM technologies.

The use of a transdisciplinary approach in the teaching of biological physics contributes to the creation of a complex scientific picture of the innovation process, deepens and enriches scientific ideas about its components, acts as a heuristic and methodological tool for researching theoretical and practical problems of innovative transformations in education, which will ensure high-quality training of highly qualified specialists in the medical field teaching.

REFERENCES

- [1] Voznyuk O. V., Dubaseniuk O. A. Target orientations of personality development in the education system: integrative approach: monograph. Zhytomyr: Publication of ZhDU named after I. Franka, 2009.
- [2] Khutorskoy A. V. Theoretical and methodological foundations of innovative processes in education. Internet magazine «Eidos». 2005. March 26. [Online] Available: <http://www.eidos.ru/journal/2005/0326.htm>. [Accessed Jan. 10, 2023].

- [3] Chapaev N. K. The structure and content of the theoretical and methodological content of pedagogical integration: diss. ... Dr Ped. Sciences: 13.00.01. Ekaterinburg, 1998.
- [4] The Oxford Handbook of Interdisciplinarity. Second Edition / Editor-in-chief R. Frodeman. Associate editors J.T. Klein and R.C.S. Pacheco. Oxford University Press, 2017.

ІНФОРМАЦІЙНО-АНАЛІТИЧНА СИСТЕМА "ОРАНТА – АРТЕРІАЛЬНА ОСЦИЛОГРАФІЯ"

¹Дмитро ВАКУЛЕНКО, ²Григорій ЗАСПА

¹Тернопільський національний медичний університет ім.І.Я.Горбачевського,

²Черкаський державний технологічний університет

dmitro_v@ukr.net

Інформаційно-аналітична система «Оранта – Артеріальна осцилографія» («Оранта-АО») є системою, розробленою на основі методу артеріальної осцилографії, що дозволяє користувачеві в зручний спосіб завантажувати у систему вимірювання, проведені за допомогою електронного тонометра, отримувати розраховані на основі методів артеріальної осцилографії показники, переглядати їх у зручний спосіб, а також переглядати аналітичну інформацію, на основі якої можна оцінити стан серцево-судинної системи та прийняти рішення про можливі подальші дії [1].

Метод артеріальної осцилографії (АОГ) вперше запропоновано авторами для оцінки осцилографії в артеріях верхніх кінцівок. Він дозволяє значно розширити інформативність вимірювання артеріального тиску та направлений на використання цифрових технологій до пульсацій, які виникають при вимірюванні артеріального тиску, в манжеті у відповідь на стиснення плеча (іншої частини тіла) під впливом пульсу судинної активності на стиснення або/і декомпресію для оцінювання стану організму, його адаптаційних ресурсів, стану вегетативної нервової та серцево-судинної систем, стану кровоносних судин і ризиків різних захворювань [2].

В рамках методу артеріальної осцилографії зокрема забезпечується:

- аналіз морфологічної складової артеріальної осцилограми, окремих пульсацій та їх складових в різних фазах компресії;
- аналіз інтервалограм з позитивним і негативним інтервалами – для використання методів варіабельності серцевого ритму;
- аналіз спектральної складової самого сигналу, як повної, так і миттєвої потужності;
- аналіз подібності компонент АОГ (фрактальний аналіз);
- аналіз ймовірності подібності розрахованих показників АГ до досліджуваних захворювань (методи машинного навчання – проблема класифікації);
- прогнозування значень показників крові, активності центральної гемодинаміки, кровоносних судин, нервової системи та інших показників (методом регресійного аналізу).

Достовірність досліджень підтверджена зареєстрованими та проаналізованими 4000 АОГ у людей різного віку та статі, практично здорових та з відхиленнями у стані здоров'я (14 нозологічних станів)), у стані спокою та під впливом різних зовнішніх факторів. Крім того, підтверджено відповідність значень деяких досліджуваних показників АОГ отриманим з літератури показникам варіабельності серцевого ритму (ВСР) електрокардіографічного сигналу. Також спостерігався збіг окремих досліджуваних показників, отриманих із одночасно зареєстрованих авторами електрокардіограм (ЕКГ) та АОГ (кореляція 0,75–0,98) у 354 практично здорових та людей з відхиленнями у здоров'ї. Однакова спрямованість динаміки досліджуваних показників, отримана авторами до та після процедури сегментарно-рефлекторного масажу у хворих на дорсопатію шийного відділу хребта, зареєстрована за АОГ

(VAT41-1,2) та ВСР (Омега-М), що підтверджено динамікою біохімічних показників адреналіну, норадреналіну в сечі, ацетилхолінестерази в крові [3].

Для реєстрації артеріальних пульсацій використовувався електронний тонометр VAT41-(1,2) та вимірювачі інших виробників, здатні реєструвати значення тиску в манжеті в період підвищення (та/або зниження) компресії та експортувати отримані значення для проведення розрахунків методами артеріальної осцилографії (АОГ).

Аналіз отриманих результатів дав можливість авторам вперше розробити та обґрунтувати методи артеріальної осцилографії. Отримані результати викладено в численних наукових працях, зокрема, монографії, 73 статтях в журналах, методичних рекомендаціях (затверджено МОЗ України), 7 патентах. Сертифікація (EN 62304:2014, ISO 13485: 2018) в Україні завершена. Наступним кроком буде налагодження співпраці з виробниками електронних тонометрів, патентування та сертифікація у світі.

Розроблене в рамках Інформаційно-аналітичної системи «Оранта-АО» програмне забезпечення складається з трьох частин: мобільного застосунка, обчислювального ядра та веб-системи. Мобільний застосунок дає можливість авторизуватись користувачеві, отримати дані вимірювань з тонометра через Bluetooth та передати їх до обчислювального ядра. Обчислювальне ядро проводить розрахунки на основі методу артеріальної осцилографії, обраховуючи велику кількість різноманітних показників і передає їх до веб-системи. Веб-система призначена для взаємодії з кінцевим користувачем. Вона відображає розраховані показники, відображає аналітичні дані, дає можливість лікареві та адміністратору вводити та змінювати необхідні дані тощо.

В даний час продовжується доопрацювання програмного забезпечення всіх трьох частин системи. Вдосконалюється структура та інструментарій реалізації системи в хмарному середовищі AWS. Ведуться перемовини з виробниками тонометрів про те, щоб інтегрувати прилади, що виробляються ними, в систему «Оранта-АО».

ЛІТЕРАТУРА

- [1] D. Vakulenko, L. Vakulenko, H. Zaspа, S. Lupenko, P. Stetsyuk, and V. Stovba, "Components of Oranta-AO software expert system for innovative application of blood pressure monitors", *Journal of Reliable Intelligent Environments*, no. 9, pp. 41-56, 2023. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1007/s40860-022-00191-4>. [Accessed Mar. 30, 2023].
- [2] D. Vakulenko, H. Zaspа, and S. Lupenko, (2021) "New Application of Blood Pressure Monitor with Software Environment Oranta-AO based on Arterial Oscillography Methods", in *Proc. of the 4th Int. Conf. on Informatics & Data-Driven Medicine, IDDM-2021, 19-21 Nov. 2021, Valencia, Spain* [Online]. Available: <http://ceur-ws.org/Vol-3038/paper11.pdf>. [Accessed: 30 Mar. 2023].
- [3] D. Vakulenko, V. Martseniuk, L. Vakulenko, P. Selsky R, O. Kutakova, O. Gevko, and T. Kadobnyj, "Cardiovascular system adaptability to exercise according to morphological, temporal, spectral and correlation analysis of oscillograms", *Family Medicine & Primary Care Review*, vol. 3, no. 21, pp. 253–263, 2019. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/337171835_Cardiovascular_system_adaptability_to_exercise_according_to_morphological_temporal_spectral_and_correlation_analysis_of_oscillograms

ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ СЕРЦЯ, ЯК СКЛАДОВА КОНТРОЛЮ СТАНУ ОРГАНІЗМУ

Уляна ПОЦЕЛУЙКО, Володимир ДІДИЧ

Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова

e-mail: didichvladimir@gmail.com

Актуальність: Нездорове харчування, недостатня фізична активність, паління, артеріальна гіпертензія, ожиріння, підвищений холестерин, стрес – це основні причини розвитку хронічних, вроджених серцево – судинних захворювань людини. Лікування вроджених та набутих вад серця є можливим за допомогою професійного хірургічного втручання. Сучасний кардіохірург використовуючи найновітніші радикальні методи лікування кардіохірургічних пацієнтів окреслює винятковий контроль температури тіла, серця та крові людини.

Мета: Визначити доцільні методи вимірювання та контролю температури серця в умовах оперативного хірургічного втручання з метою забезпечення сталого проходження постопераційного періоду відновлення організму людини та мінімалізацію ризиків легеневих ускладнень в контексті застосування гіпо та гіпертермії.

Матеріали та методи: Тіло людини має так званий градієнт температур, кожен окремий орган або група м'язів має досить різну температуру. Для визначення середньої температури тіла використовується загальновідома формула $T_{\text{середня}} = 0.8 * T_{\text{ректальна}} + 0.2 * T_{\text{шкіри}}$. На етапі клінічного вимірювання температури тіла або окремих органів застосовуються данні ротової порожнини людини або прямої кишки. Внутрішні органи людини мають більш високу температуру максимум якої складає печінка та нирки- 38-39*С.

Результати: На сьогодні Національний інститут серцево–судинної хірургії ім. Н.М. Амосова проводить оперативні втручання щодо ретроградної дуги аорти. В ході проведення операції застосовується методика ретроградної гіпотермічної перфузії головного мозку через верхню порожнисту вену. Температура крові становить 18°С, об'ємна швидкість перфузії 250–400 мл/хв/м², перфузійний тиск 10–12 мм рт. ст., час перфузії 50–70 хв. При цьому контролюються зміна температури «ядра» тіла. Цей метод дає можливість в повній мірі забезпечити фізіологічну життєдіяльність мозку людини. Вказаний метод перфузії також використовується при інфекційному ендокардиті. Таким чином збільшення температури тіла людини до 39,5°С відбувається з участю теплообмінника апарату штучного кровообігу. Підтриманням досягнутої температури тіла повинна бути досягнута протягом 30–40 хв після основного етапу операції. За рахунок такого процесу відчутно зменшується кількість рецидивів інфекційного ендокардиту до 0,5 %. Відтак, контроль температури тіла прогнозує застосування, спеціальних клінічних методів вимірювання температури крові і тіла, а також використання різних технічних засобів. Сьогодні відомий представник найбільш сталої температури – артеріальна кров в лівому шлуночку серця та великих магістральних судинах. Відтак, об'єктивно найбільш правильним методом визначення температури серця було би вимірювання температури артеріальної крові людини. Проте, нині це не вбачається можливим, тому, найчастіше застосовуються виключно непрямі методи. Крім того, відомо що для відслідковування температури тіла та окремих органів під час використання штучного кровообігу його контур включає систему спеціальних датчиків температури, що мають доступ до артеріальної, венозної та кардіоплегічної складової. Неінвазивні методи визначення температури в оптичному та інфрачервоному діапазонах спектру також є високо перспективними для застосування як у загальній так і в кардіохірургії.

Під час хірургічного втручання в кардіохірургії з використанням методики гіпотермії стає необхідністю контроль температури серця. Її вимірювання проводиться в нижній третині стравоходу або на барабанній перетинці. Є достовірні данні про те, що саме ця температура відображає дійсну температуру аортальних та каротидних судин. Температура крові з лівого шлуночка серця на $0,27-0,55^{\circ}\text{C}$ нижче ректальної температури тіла людини. Кардіохірургічна практика сьогодні свідчить про високу ступінь розвитку легеневих ускладнень в пацієнтів в постопераційний період, тому найбільш унікальним є метод місцевого зовнішнього охолодження серця та використання штучного кровообігу, проте і він дає досить значний негативний вплив на легені. Досить ефективним та дієвим методом фіксації температури на поверхні серця при застосуванні методики гіпо та гіпертермії є тепловізора камера. Саме вона робить можливим виконання контролю термоаномальних ділянок поверхні міокарда. Безпосередньо хірург бачить напрямки розподілу та рівень мікроциркуляції в міокарді та судинах. Використання тепловізора дає високі можливості відслідковувати найточніші данні температури серця, що в свій час підвищує захист мозку і серця в момент виключення їх з кровообігу. Ці данні є надзвичайно високоточними. Сучасна хірургія використовує досить різні типи датчиків з високою стабільністю та біосумісністю. Найефективнішими прийнято вважати: – волоконно-оптичний датчик прохідного типу, що дозволяє вимірювати температуру в діапазоні $0-70^{\circ}\text{C}$ з точністю $\pm 0,04^{\circ}\text{C}$;

– езофагеальний напівпровідниковий датчик, що розташовується ректально або в нижній третині стравоходу та має високу точність $\pm 0,02^{\circ}\text{C}$;

– пірометричні датчики, які працюють в інфрачервоному діапазоні і забезпечують точність $\pm 0,05^{\circ}\text{C}$ в широкому діапазоні температур від -40°C до 80°C (без додаткового охолодження);

– термістор (омічний датчик) для реєстрації температури з високою точністю на поверхні шкіри та у катетері. Окрім того, досить дієвими є тепловізори медичного призначення. Працюючи в інфрачервоному діапазоні, безконтактно та безперервно вони надають данні температури з високою точністю. Фіксуючи розподіл температури на поверхні серця часто використовують тепловізори FlirTermoCamE300. Саме ця модель дає змогу бачити температуру в межах від -20°C до 130°C з точністю до $0,1^{\circ}\text{C}$. Також використання тепловізора дає змогу фіксувати термограми тіла та різних органів в інфрачервоному спектрі $7-13$ мкм та відображати стан гіпотермії чи гіпертермії серця під час використання штучного кровообігу. Реєструючи температуру крові в контурі штучного кровообігу тепловізор дає точні данні температури відкритого серця та тіла пацієнта.

Висновки: Отже, нині існуючі методи та технології вимірювання температури серця покликані стояти на контролі забезпечення високої якості оперативного втручання у серцево-судинній хірургії з метою зниження негативних постопераційних ризиків. Використовуючи найновітніші інтерактивні методи та методики клінічних методів дослідження температури серця високопрофесійний кардіохірург, володіючи необхідними даними температури серця, має усі шанси підвищувати інтраопераційний захист мозку та серця свого пацієнта.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Christopher C. Young, Robert N. Sladen «Clinical Monitoring» / International Anesthesiology Clinics, 1996. – Vol. 34, № 3 URL: www.perfusion.com
- [2] Шликов В.В. Метод цифрової обробки відеоданих термограм при операціях на відкритому серці з фільтрацією візуальних фонів міокарда // Наукові вісті НТУУ "КПІ", № 1 (2018). С 26 – 36. – URL: <http://bulletin.kpi.ua/article/download/118807/pdf/286>

ОСОБЛИВОСТІ ВИБОРУ ЦЕНТРИФУГ ДЛЯ ПЛАЗМОЛІФТИНГУ

Віта ЛЕВЧУК, Володимир ДІДИЧ, Надія НАЗАРЕНКО
Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова
e-mail: didichvladimir@gmail.com

Актуальність: Ін'єкція косметологія – один із підрозділів естетичної медицини, що відновлює довготривалу зовнішню привабливість та віддаляє процес фізіологічного старіння завдяки процедурам ботулотоксину, ревіталізації, контурної корекції або плазмоліфтингу. Останнім часом, особливо популярною стає косметична процедура плазмоліфтингу. Здійснюється вона за рахунок мікроін'єкцій плазми крові пацієнта. Однією із причин зростання попиту на таку процедуру є введення власного біоматеріалу людини, а не чужорідних середовищ у вигляді препаратів. Крім того, спостерігається набагато менша кількість алергічних реакцій, тому що відсутній конфлікт імунітетів.

Мета: На ринку медичних апаратів присутні різні моделі центрифуг, тому підібрати оптимальний за параметрами відповідно до потреби косметологічного кабінету і є завданням дослідження. Тому потрібно з'ясувати особливості приготування та умови, від яких залежить якість препарату для плазмоліфтингу і дослідити функціональні особливості центрифуг, які використовуються при виготовленні біопрепарату.

Матеріали та методи: Завдяки різним косметологічним процедурам вдається зупинити процес фізіологічного старіння шкіри та підтримувати її в стані постійного природного тону. Для цього, останнім часом, широко використовують плазму крові пацієнта, виокремлену з цільної крові методом центрифугування. Існують різні за типом види лабораторних центрифуг. Вони відрізняються конструкцією та технічними особливостями: габаритними розмірами, швидкістю обертання, кількістю пробірок. Тому підбір тієї чи іншої моделі апарата завжди має певне обґрунтування.

Результати: Обладнання для проведення плазмоліфтингу є чудовою інвестицією, тому що забезпечує розширення спектру послуг косметологічного кабінету. Сама процедура плазмоліфтингу проходить в декілька етапів: в пацієнта беруть кров з вени, переміщують її в центрифугу та декілька хвилин розділяють на фракції: відділяють тромбоцити та еритроцити. В тромбоцитах відбувається накопичення резерву серотоніну. Плазму крові, збагачену активованими тромбоцитами вводять в проблемні ділянки за рахунок спеціальних засобів. Власний біоматеріал забезпечує повну біосумісність та відсутність алергічних реакцій. Процедура триває майже годину, повторюється декілька разів з інтервалом 7 – 14 днів і ефект від плазмоліфтингу триває до двох років.

Ефективність процедури залежить від якості препарату, для виготовлення якого використовують центрифуги, що відповідають необхідним критеріям.

Серед типів лабораторних центрифуг можна виділити: горизонтальну, седимнтаційну, фільтраційну, універсальну та спеціалізовану. Крім того вони поділяються на мобільні міні-центрифуги та професійні. Перевагою мобільних є мала маса, наявність дисплею та асинхронний двигун, який керується мікропроцесором. Професійні – крім невеликих розмірів мають ще й велику продуктивність, низкий рівень шуму під час роботи; параметри обертання та час роботи виставляються через цифровий дисплей, а звуковий сигнал повідомляє про завершення процесу розділення формених елементів крові. Плазма крові насичена тромбоцитами вимагає умов зберігання при температурі (22 ± 2 °C) та потребує постійного перемішування в атоматичному тромбоміксері.

В косметології використовують центрифуги з швидкістю обертання ротора від 1000 до 6000 обертів за хвилину. Крім того, є центрифуги в яких ротор з фіксованим кутом (пробіркотримачі розташовані під кутом від 15 до 35 градусів відносно осі обертання) та поворотно-відкидний ротор. В першого типу центрифугах кут розташування пробіркотримача

залежить від моделі і є незмінним, а в другого типу – кут нахилу пробірки змінюється під час роботи. Ротор з фіксованим кутом використовується в центрифугах з середньою та високою швидкістю, а поворотно-відкидний – при невисоких швидкостях центрифугування.

При виборі моделі центрифуги враховують наявність функції плавного старту та фінішу, можливість регулювання тривалості обертання ротора, кількість пробірок і кут їх нахилу та діапазон частоти обертів

Висновки: При правильному виборі центрифуги та дотриманні технологічних умов виготовлення та техніки введення, отриманий біопрепарат стимулює розмноження клітин епідермісу, синтез міжклітинного матриксу та активує мікроциркуляцію і вироблення фібробластами колагену. Це сприяє прискоренню регенерації клітин, посиленню вироблення колагену і еластину, за рахунок чого омолоджується шкіра і відновлюються пошкоджені тканинні структури.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] [The PMFA Journal](#)
- [2] Перехрестенко П.М., Назарчук Л.В., Терешук Т.О. (2010) Плазма крові донорів: виробництво та використання в Україні. Укр. мед. часопис, 3(77): 41–43.
- [3] National Library of Medicine / www.nlm.nih.gov

РОЗВИТОК НАВИКІВ МЕДІАГРАМОТНОСТІ ТА КІБЕРБЕЗПЕКИ У МАЙБУТНІХ ЛІКАРІВ

¹Сергій ПОЙДА, ²Борис КОВАЛЬ, ²Людмила КОВАЛЬ

¹КЗВО «Вінницька академія безперервної освіти»,
serj.pojda@gmail.com

²Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова,
b.koval73@gmail.com, kovalludmila123@gmail.com

Цифрові технології в медицині дають можливість забезпечити надання більш якісної медичної допомоги, зберігати та обробляти великі обсяги медичних даних, знижувати ризик помилок та покращувати координацію роботи між лікарями, що позитивно впливає на результати лікування та допомагає зберегти життя пацієнтів.

Цифрова компетентність лікаря – це здатність ефективно вирішувати професійні завдання, використовуючи сучасні цифрові технології в медичній практиці для поліпшення якості надання медичних послуг [1]. Вона включає в себе розуміння та вміння використовувати цифрові інструменти та технології, такі як електронні медичні записи, телемедицину, здійснювати швидкий аналіз даних тощо. Водночас, використання цифрових технологій призводить до збільшення ризиків, пов'язаних з кібербезпекою та витоком медичної інформації. Тому цифрова компетентність та її складові - кібербезпека й медіаграмотність - мають стати невід'ємною частиною освіти майбутніх лікарів.

Формування та розвиток цифрової компетентності у медичних закладах вищої освіти може допомогти майбутнім лікарям розуміти й ефективно використовувати цифрові технології та медіа-ресурси в медичній практиці. Зокрема, майбутні лікарі повинні вміти шукати та оцінювати інформацію у мережі Інтернет, використовувати цифрові інструменти для діагностики та лікування хворих, а також застосовувати принципи кібербезпеки під час роботи з медичною інформацією [2].

Важливою складовою цифрової компетентності майбутніх лікарів є уміння користуватись інструментами цифрової комунікації, що передбачає здатність обробляти,

фільтрувати та аналізувати інформацію, отриману через ці засоби. Застосування цифрових технологій для спілкування дає можливість збереження здоров'я та життя пацієнтів, тому працівникам медичної сфери потрібно знати, як користуватися цифровими каналами комунікації безпечно та яку інформацію можна ними надсилати.

Впровадження вивчення основ медіаграмотності та кібербезпеки як складової частини курсу "Медична інформатика" або окремої дисципліни вибіркового компоненту освітньо-професійних програм "Медицина", "Педіатрія" чи "Стоматологія" може бути важливим кроком у формуванні безпекової складової цифрової компетентності лікаря. Серед тем, які пропонуються до вивчення, можна виділити такі:

- Організація безпечного отримання, зберігання та аналізу даних про пацієнтів у медичних інформаційних системах різного рівня.
- Захист медичної інформації від несанкціонованого доступу.
- Електронний підпис як засіб захисту персональної інформації пацієнтів.
- Запобігання шахрайству з використанням цифрових технологій.
- Поняття про персональні дані та запобігання їх поширенню.
- Використання критичного мислення для аналізу медіаповідомлень.

Крім того, курс може надати студентам знання про етичні, правові та соціальні аспекти використання інформаційних технологій у медицині.

Таким чином, цифрова компетентність лікарів є важливою складовою для покращення якості надання медичних послуг та забезпечення безпеки медичної інформації. Лікарі повинні бути готові до використання сучасних цифрових інструментів та технологій для підвищення ефективності лікування, реалізації завдань, пов'язаних із виконанням професійних обов'язків. Використання цифрових технологій може покращити якість діагностики та лікування пацієнтів, сприяє зменшенню часу для проведення рутинних процедур, однак збільшення обсягів медичної інформації у цифровому вигляді призводить до зростання загрози кібератак та витоку даних.

Надзвичайно важливо розвивати в студентів навички критичного мислення та аналізу отриманої інформації, визначення сумнівних джерел та недостовірної інформації, яка може вплинути на прийняття медичних рішень. Крім того, вони повинні бути знайомі з основними принципами кібербезпеки, зокрема, соціальної інженерії, щоб захистити конфіденційну інформацію своїх пацієнтів та уникнути наслідків кібератак.

Запропонований курс акцентує увагу на розвитку безпекової складової цифрової компетентності майбутніх лікарів. Його зміст дає можливість здійснювати навчання майбутніх лікарів застосуванню сучасних інструментів цифрових технологій та медичних інформаційних систем з метою покращення якості медичної допомоги та забезпечення захисту медичної інформації. У межах курсу студенти зможуть навчитись розуміти базові принципи кібербезпеки, аналізувати загрози та ризики для даних, а також здобути навички захисту конфіденційної інформації пацієнтів.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Батюк Л. В., Жерновникова О. А. Формування цифрової компетентності майбутніх лікарів при вивченні освітнього компоненту «Медична інформатика». Наукові записки кафедри педагогіки. Харківський національний університет імені В. Н. Каразіна, Комуніальний заклад «Харківська гуманітарно-педагогічна академія» Харківської обласної ради. – Харків, 2022. – Випуск 50. – С. 6–24.
- [2] Манюк Л. В. Підготовка майбутніх лікарів до фахової комунікації засобами інформаційно-комунікаційних технологій в університетах США : дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 – Львів, 2017. 22 с. URL: <https://bit.ly/3ToXio9>

ВИВЧЕННЯ МЕДИЧНОЇ І БІОЛОГІЧНОЇ ФІЗИКИ ЯК ПЕРЕДУМОВА УСПІШНОГО ОПАНУВАННЯ СТУДЕНТАМИ ФІЗИКАЛЬНИХ МЕТОДІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Орися МИКИТЮК

*Буковинський державний медичний університет
mykytyuk.orusia@bsmu.edu.ua*

Практична медицина потребує кваліфікованих працівників, які здатні успішно виконувати поставлені завдання перед ними завдання з використанням можливостей сучасних інноваційних технологій діагностики і лікування. Важливу роль для якісної підготовки фахівця медицини, а саме магістра медицини чи стоматології, відіграє міжпредметна інтеграція у медичному університеті.

Оскільки медична і біологічна фізика – це навчальна дисципліна, що вивчається на першому курсі, то її роль у становленні фахівця медицини проявляється не тільки у горизонтальній інтеграції з природничими науками, а також у вертикальній інтеграції з дисциплінами, що вивчаються на старших курсах – фізіології, рентгенології, кардіології, пропедевтиці внутрішніх захворювань та ін. Тільки у взаємозв'язку та взаємодії різних навчальних дисциплін може бути сформований фахівець, котрий володіє необхідною кількістю знань, умінь і практичних навичок для діагностики і лікування.

Зокрема, медична і біологічна фізика є важливим підґрунтям для вивчення пропедевтики внутрішніх захворювань у розрізі опанування студентами фізикальних методів дослідження людини. Особливо важливими для пропедевтики є такі теми медичної і біологічної фізики як звукові методи дослідження у клініці, основи гідро- та гемодинаміки, фізичні основи електрографії органів і тканин, зокрема електрокардіографії. Отримані знання є основою для діагностування бронхо-легеневих, серцево-судинних захворювань та ін.

Вміння диференціювати звуки і тони, що прослуховуються у внутрішніх органах методами аускультативної та поширення і згасання перкуторних звуків при патологічних процесах дозволяють глибоко аналізувати ці процеси та їх динамічні зміни на різних етапах перебігу захворювання. Студенти вчаться розуміти зв'язок між щільністю тканин (напр. наявність порожнин, наявність набряків, безповітряний простір) і характеристиками звуків, їх інтенсивністю, гучністю і тембром, причини утворення акустичного резонансу. Вміння розрізнити особливості легеневих патологій за аналізом звуків, що прослуховуються методом аускультативної є надзвичайно важливим на етапі, що передуює рентгенографічному дослідженню, особливо у польових умовах, коли рішення треба приймати швидко.

Для дослідження серцево-судинної системи необхідні знання гідро- та гемодинаміки, біореології, розуміння різниці між ламінарним і турбулентним плином рідини, розуміння залежності гідравлічного опору рідини від характеристик судин, в'язкості рідини і швидкості її плину. Медична і біологічна фізика дає чіткі критерії переходу ламінарної течії в турбулентну і навпаки (критерій Рейнольдса). Пропедевтика пояснює причини виникнення турбулентної течії крові в області серця і особливості шумів, що її супроводжують та їх зв'язок з певними фазами роботи серця. Фізичні основи вимірювання артеріального тиску також базуються на поняттях ламінарного і турбулентного плину рідини. Аналіз звуків, що супроводжують роботу серця, є об'єктом такої діагностичної методики як фонокардіографія.

Основним методом дослідження роботи серця є електрокардіографія. Саме медбіофізика пояснює причини виникнення біопотенціалів серця і характер їх змін протягом серцевого циклу. Студенти розуміють, чому електричне поле серця можливо реєструвати на відстані від нього і яким чином та чому зміни електричного поля серця відображаються на електрокардіограмі.

Тому знання, отримані в курсі медичної і біологічної фізики, є важливою основою для вивчення дисциплін медичного профілю і сприяють становленню майбутнього фахівця.

ДИДАКТИЧНІ МОЖЛИВОСТІ ВИКОРИСТАННЯ ПРОГРАМИ MICROSOFT TEAMS ПРИ ДИСТАНЦІЙНОМУ НАВЧАННІ СТУДЕНТІВ-МЕДИКІВ

Світлана МИСЛОВСЬКА

*Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова
Svetikm2009@gmail.com*

У зв'язку з складною ситуацією в Україні: військовим станом, веденням бойових дій, частим відключенням електроенергії багато вищих навчальних закладів перейшли на дистанційну форму навчання. В цих умовах виникла необхідність використання електронних платформ для забезпечення навчального процесу. Однією з таких платформ є Microsoft Teams, яка широко застосовується викладачами та студентами ВНМУ ім. М.І. Пирогова і надає можливість організувати дистанційну комунікацію та співпрацю між учасниками навчального процесу.

Метою нашого дослідження є: визначення дидактичних особливостей використання програми Microsoft Teams, встановлення переваг і недоліків застосування даної платформи у дистанційному навчанні студентів-медиків.

Microsoft Teams є платформою, що дозволяє студентам-медикам здійснювати дистанційне навчання, отримувати необхідну інформацію та взаємодіяти з викладачами та одногрупниками. Однією з дидактичних особливостей Microsoft Teams є можливість проведення відеоконференцій. Це дозволяє студентам взаємодіяти з викладачами та іншими студентами в режимі реального часу, обговорювати навчальний матеріал та виконувати завдання разом [1]. Відеоконференції також дозволяють студентам-медикам спілкуватися з пацієнтами та іншими медичними працівниками, що може застосовуватись при підготовці до практичних занять та стажувань. Іншою важливою особливістю Microsoft Teams є можливість ділитися екраном та документами. Це дозволяє викладачам демонструвати навчальний матеріал студентам (завантажувати лекції, презентації, відео і аудіо файли тощо), а також студентам – обмінюватися матеріалами і завданнями. Платформа забезпечує зручний доступ до необхідної інформації в будь-який час. При цьому доступ до наочних матеріалів допомагає зрозуміти складні питання біологічної фізики. Крім того, в Microsoft Teams є можливість створювати віртуальні класи та групи для роботи над проектами та спільного вирішення задач. Особливо слід відмітити наявність віртуальної дошки, на якій можна креслити, малювати, записувати інформацію. Ця функція дозволяє викладачам пояснювати складні поняття, зокрема з дисципліни біологічна фізика, та використовувати їх у навчальному процесі.

Важливою складовою успішного дистанційного навчання є організація контролю знань та навичок студентів. Microsoft Teams надає можливість створювати онлайн-тестування, домашні завдання та інші форми контролю знань. Результати тестів можуть автоматично оброблятися, що дозволяє викладачам швидко отримувати зворотний зв'язок та оцінки.

Дослідження закордонних авторів показало, що використання Microsoft Teams для дистанційного навчання студентів у медичних закладах освіти допомагає покращити якість навчання та забезпечує ефективну комунікацію між студентами та викладачами. У своєму дослідженні, Мін-Чіан Чен [2] та його колеги виявили, що використання Microsoft Teams дозволило покращити якість навчання та підвищити мотивацію студентів до вивченого матеріалу. Також дослідження проведене М. Алі [3], вказує на те, що використання Microsoft Teams у комплексі з іншими інтернет-ресурсами допомогло забезпечити якісну підготовку студентів-медиків до практичної роботи.

Незважаючи на переваги, використання Microsoft Teams у дистанційному навчанні має деякі недоліки. Однією з найбільших проблем, на нашу думку, є висока залежність від Інтернет-з'єднання для роботи в режимі онлайн. Це може бути проблемою для студентів з віддалених районів або тих, хто має обмежений доступ до інтернету. Також відсутність

прямого контакту з викладачем та іншими студентами може призвести до відчуття віддаленості та відсутності мотивації у студентів. Недостатня можливість індивідуалізації навчання через загальний доступ до матеріалів та однаковий підхід до всіх студентів [4].

Отже, в ході дослідження було встановлено, що використання програми Microsoft Teams є важливим інструментом для забезпечення дидактичних можливостей у дистанційному навчанні студентів-медиків. Програма має ряд функцій, що полегшують комунікацію, співпрацю та зворотній зв'язок між викладачами та студентами, а також сприяють підвищенню рівня знань та навичок студентів. При цьому для досягнення максимальної ефективності у дистанційному навчанні необхідно враховувати особливості специфіки медичної галузі та організовувати навчальний процес відповідно до потреб студентів.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Microsoft Teams. (a.n.d.). Features by platform. Retrieved February 28, 2022, from <https://www.microsoft>
- [2] Chen, M. C., Chen, L. S., & Lee, C. C. (2020). Enhancing Medical Education Through E-Learning: The Application of Microsoft Teams. *Journal of Medical Systems*, 44(12), 214.
- [3] Ali, M., Tariq, A., Khan, M. N., & Rahman, N. (2020). Implementation of E-learning for Medical Education in Pakistan: Issues, Challenges and Prospects. *Journal of Educational Technology & Society*, 23(3), 1-12.
- [4] Слободяник, О.І. Психологічні особливості мотивації навчання студентів у відкритому освітньому просторі / О.І. Слободяник // Наукові записки кафедри педагогіки. – Київ: КНУ імені Тараса Шевченка, 2012. – Вип. 122. – С. 67–74.

РОЛЬ НАУКОВИХ ДОСЛІДЖЕНЬ У ПІДГОТОВЦІ ВИСОКОКВАЛІФІКОВАНИХ ЛІКАРІВ

В'ячеслав ТИМОШЕНКО

Полтавський державний медичний університет.

e-mail: avt.poltava@gmail.com

У підготовці висококваліфікованих спеціалістів лікарів в процесі подання матеріалу викладачем на лекційних і практичних заняттях. Цілісна система наукових досліджень повинна передбачати включення елементів наукового пошуку в навчальних заняттях [1].

Визначальна роль в активізації розвитку та здібностей майбутніх фахівців до науково-практичної творчості відводиться викладачеві. При проведенні навчальних занять необхідно приділяти велику увагу першоджерелам фундаментальних знань, а саме анатомії, фізіології, гістології, розкриттю суті анатомо-фізіологічних явищ, наводити приклади їх клінічного значення, давати хронологію розв'язання клінічно-патологічних задач, ставити перед студентами ситуаційні задачі і з їхньою участю з метою їх розв'язання.

Необхідною умовою підвищення якості навчального процесу, в першу чергу, є творчий підхід кожного викладача до викладання предмета який він викладає, проведення ним інтенсивних наукових досліджень. Викладачі, які активно проводять наукові дослідження, краще орієнтуються у нерозв'язаних питаннях науки, організовують їх дискусійне обговорення під час проведення навчальних занять, створюють в аудиторії творчу атмосферу, заохочують студентів критично ставитися до наявних знань і досвіду. Викладання дисципліни

на високому науково-педагогічному рівні підвищує зацікавленість студентів у навчанні, є запорукою внутрішньої потреби постійного професійного вдосконалення, способом формування творчого ставлення до розв'язання професійних завдань.

Значна роль у підготовці висококваліфікованих спеціалістів і магістрів відводиться керівництву факультету, яка повинна формувати комплекс питань із фундаментальних і загально клінічних дисциплін, необхідних для клінічної підготовки випускників медичних ВНЗ. Дати студенту необхідні професійні знання та одночасно навчити творчо використовувати набуті знання для розв'язання конкретних завдань й уміння захищати свої творчі рішення у клінічній практиці.

Основне завдання викладача, полягає навчити не тільки в здобутті студентами необхідних медичних знань у відповідному галузевому напрямку та вміння вирішувати типові практичні завдання, але й у тому, щоб навчити майбутніх лікарів творчо мислити. Критично оцінювати особливості взаємодії органів і систем між собою, розуміти роль колективної роботи у процесі створення і впровадження нових підходів, методів діагностики та лікування хворих з використанням новітніх технологій, постійної потреби творчого пошуку та самовдосконалення.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Бессалова Т.В. Організаційні форми науково-дослідницької роботи у вищих навчальних закладах України та основні напрямки їх розвитку. Нові технології навчання.//Наук.-метод. збірник:-Вип. №18 - К.:І, 1996.

МЕТОД МОДЕЛЮВАННЯ, ЯК ЗАСІБ ФОРМУВАННЯ ІНФОРМАЦІЙНО-АНАЛІТИЧНОЇ КОМПЕТЕНТНОСТІ ПРИ ВИВЧЕННІ ФІЗИКИ

Людмила ІСИЧКО, Олександра ГУР'ЄВСЬКА
Полтавський державний медичний університет
e-mail: jlusya82@gmail.com

Центральноукраїнський національний технічний університет
e-mail: o.guryevskaya@gmail.com

Постановка проблеми. Інформатизація, порівняна за своїми масштабами з процесами глобалізації, обумовлює інформаційну насиченість професійної діяльності кожного сучасного спеціаліста. Як наслідок, відбувається посилення аналітичної складової професійної діяльності, що має нині яскраво виражений інформаційний характер.

В своєму дослідженні ми спираємось на те, що інформаційно-аналітична компетентність є складовою професійної компетентності. До інформаційно-аналітичної компетентності ми включаємо: готовність і здатність застосовувати інформаційно-аналітичні знання, вміння і навички під час роботи з інформацією (здатність проводити пошук, оцінювання, збереження, аналіз, оформлення й передачу). Це вірно для всіх навчальних дисциплін, які можуть формувати інформаційно-аналітичну компетентність, в тому числі і для фізики. Навчити фізики – значить сформуванню у студента фізичний спосіб мислення, пов'язаний з отриманням, обробкою і застосуванням інформації в контексті своєї професійної діяльності, що відповідає

науковому методу пізнання, і як результат сформувати інформаційно-аналітичну компетентність.

Виникають протиріччя науково-теоретичного рівня – між необхідністю теоретичного осмислення процесу розвитку інформаційно-аналітичної компетенції студентів у процесі професійної освіти та відсутністю відповідних науково обґрунтованих змістовних, організаційно-педагогічних та процесуально-дійових засобів щодо формування даної компетентності з використанням методу моделювання при вивченні фізики та науково-методичного рівня – між необхідністю розвитку інформаційно-аналітичної компетенції студентів у процесі професійної підготовки та недостатністю змістовно-методичного забезпечення процесу розвитку даної компетенції.

Метою нашого дослідження є аналіз та дослідження процесу формування інформаційно-аналітичної компетентності та методу моделювання. Виокремлення деяких аспектів змістовного, організаційного та процесуального характеру щодо використання методу моделювання при вивченні фізики здобувачами вищої освіти в контексті формування інформаційно – аналітичної компетентності.

Поняття «інформаційно-аналітична компетентність» як науковопедагогічна категорія набула особливої актуальності у зв'язку з формуванням сучасного інформаційного суспільства. Багатоаспектність поняття інформаційної компетентності науковці пов'язують з феноменом інформаційного суспільства, технологічною революцією, поширенням інформаційно-комунікаційних технологій.

В своєму дослідженні ми спираємось на тези В. Бабкіна, який визначає інформаційно-аналітичну компетентність у контексті використання цифрових технологій:

- готовність до розв'язання професійних завдань, спираючись на використання цифрових технологій і семантичну обробку інформації;
- здатність до ефективної роботи з інформацією в різних формах її подання;
- уміння і навички роботи із сучасною комп'ютерною технікою та програмним забезпеченням;
- здатність застосовувати сучасні технології для роботи з інформаційними ресурсами для виконання різних завдань.

В своєму дослідженні ми спираємось на те, що характерні ознаки вказаного педагогічного феномену такі:

- розуміння понять, явищ і процесів, що стосуються інформації, її подання й оброблення;
- володіння методиками та засобами пошуку, збору, оцінки, перетворення, аналізу, зберігання та поширення інформації;
- уміння обирати найбільш раціональні способи роботи з інформацією;
- уміння розуміти тенденції, інтерпретувати отримані показники, усвідомлювати їхню значущість;
- організація та реалізація ефективної інформаційної діяльності тощо.

В випадку формування інформаційно-аналітичної компетентності при вивченні фізики, як не профільної дисципліни курс фізики виступає як нормативна дисципліна, що має фундаментальне значення для опанування спеціальних дисциплін. Тоді фізика сприймається більшістю студентів лише як дисципліна, яка формує загальнокультурні, а не професійні компетентності. А це, у свою чергу, пов'язано з тим, що в реальному житті студенти, як правило, не зустрічають прикладів практичного застосування фізики вирішення будь-яких побутових проблем, або не розуміють фізичних основ тих чи інших процесів. Одним з відомих методів наукового пізнання, що може сприяти систематизації знань студентів, активізувати їх пізнавальну діяльність, є метод моделювання.

За загальним визнанням процес пізнання індивіда характеризується узагальненим і опосередкованим відображенням дійсності. В результаті системи логічних операцій – порівняння, аналізу, синтезу, класифікації, узагальнення даних спостережень і експериментів відбувається накопичення і систематизація науково встановлених фактів. Однак, емпіричний рівень пізнання не дозволяє глибоко вивчити предмет дослідження і зрозуміти сутність спостережуваного. Тому на практиці необхідно вміти використовувати логічні прийоми в складному взаємозв'язку з логічними методами – індукцією, дедукцією, моделюванням і іншими операціями.

Для успішного освоєння здобувачами вищої освіти фізичних методів, викладачеві в його професійній діяльності необхідно фізичну інформацію наводити в певній логічній послідовності відповідно з логікою розвитку самої науки.

Для дослідження рівня сформованості у студентів логічних прийомів, методів і операцій, зв'язків між поняттями ми рекомендуємо наступні психологічні методики: «Оцінка вміння узагальнювати поняття», «Оцінка вміння визначати поняття і виявляти логічні помилки», «Логічність дедуктивних умовиводів», «Логічність індуктивних умовиводів», «Оцінка вміння встановлювати причинні зв'язки», «Оцінка складних моделей» та ін. Однією з них є методика «Виключення третього».

З безлічі існуючих і використовуваних в даний час методів наукового пізнання формування мислення більшою мірою, по нашу думку, сприяють: наукове спостереження, науковий експеримент, метод моделювання, і уявний експеримент.

Метод моделювання використовується у всіх розділах фізичного знання і на всіх етапах розвитку фізичної теорії. Під науковим моделюванням розуміється такий спосіб пізнання, при якому за допомогою створеної системи відтворюють іншу, більш складну систему, яка є об'єктом дослідження. Причому існує два типи моделей матеріальні і теоретичні. З методом моделювання тісно пов'язані такі методи наукового пізнання як аналогія, ідеалізація і уявний експеримент. Моделювання дозволяє переносити інформацію з одного досліджуваного явища на інше. Широке використання методу ідеалізації і уявного моделювання в сучасній фізиці пов'язано з обмеженістю області наочних явищ природи. В якості основних особливостей уявного експерименту виділяємо наступні положення:

- 1) предмет пізнання подумки переміщається в такі умови, в яких його сутність може розкритися з особливою визначеністю;
- 2) цей предмет стає об'єктом наступних уявних трансформацій;
- 3) в цьому ж експерименті подумки формується те середовище, та система зв'язків, в яку поміщається даний предмет.

Порівнюючи використання методу моделювання та структурно-логічну схему формування наукового пізнання та процеси, що приводять до формування інформаційно-аналітичної компетентності, можна зробити висновки, що при застосуванні методу моделювання при вивченні фізики у здобувачів вищої освіти можуть формуватися всі компоненти даної компетентності.

Отже, перспективою подальших досліджень вбачаємо у виокремленні особливостей формування інформаційно-аналітичної компетентності засобами моделювання фізичних явищ та процесі під час вивчення фізики здобувачами вищої освіти.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Бабкін В. В. Формування інформаційно – аналітичної компетентності майбутніх бакалаврів комп'ютерних наук як сучасна наукова проблема. Інноваційна педагогіка. Херсон, 2020. Вип. 20.Т. 1. С. 78–82.

- [2] Кульчицький І. М. Концептуалізація понять “модель” та моделювання” у наукових дослідженнях . Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Інформаційні системи та мережі. Львів. 2015. № 829. С. 273-284.
- [3] Лобач Н. Діагностика сформованості інформаційно-аналітичної компетентності майбутніх лікарів. Наукові записки Тернопільського національного педагогічного університету ім. В.Г. Гнатюка. Тернопіль 2018. № 1. С. 76–83.
- [4] Лосев А. Ф. Введение в общую теорию языковых моделей. 2-е изд., стереотип. М.: Эдиториал УРСС, 2004. 296 с.
- [5] Мельчук И. А. Опыт теории лингвистических моделей “Смысл ↔ Текст”. Семантика, синтаксис. М.: Наука, 1974. – 314 с.
- [6] Павлюк Р.А. Генезис понятия «информационная компетентность» в контексте непрерывного педагогического образования. Гуманитарные научные исследования. – 2014. – № 1 (29). URL: <https://human.snauka.ru/2014/01/5529> (дата звернення: 07.01.2022)..
- [7] Петренко Л. М. Теорія і практика розвитку інформаційноаналітичної компетентності керівників професійно-технічних навчальних закладів: монографія. – Дніпропетровськ:, 2013. – 456 с.
- [8] Уёмов А. И. Логические основы метода моделирования. – М.: Мысль, 1971. – 311 с.
- [9] Широков В. А. Информационная теория лексикографических систем. К.: Довіра, 1998. – 331 с.

ПЕРЕВАГИ ЗАСТОСУВАННЯ ІМЕРСИВНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЧНІЙ ОСВІТІ І КЛІНІЧНІЙ ПРАКТИЦІ

¹Інна КРИВЕНКО, ¹Наталія СКРИПКА, ¹Кирило ЧАЛИЙ
¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця
i.kryvenko@ntu.ua

Впровадження цифрових технологій у галузі охорони здоров'я України відкриває нові можливості для якісного надання медичної допомоги пацієнтам. Застосування інноваційних рішень на прикладі розширеної реальності в імерсивних технологіях, сприяє значному поліпшенню позитивних показників від даного впровадження у роботі лікарів різних спеціалізацій і лікуванні пацієнтів. Метавсесвіт з унікальним простором технологічних рішень для кожної людини – це майбутнє, яке наразі швидкими темпами втілюється у життя. Візуальне, аудіальне і тактильне занурення у штучний світ дає нові можливості, як студентам-медикам, лікарям, так і пацієнтам. Значимий потенціал мають технології віртуальної і доповненої реальності у медичній освіті і сприяють ефективному опануванню знань і навичок.

Мета дослідження: проаналізувати основні напрями використання імерсійних технологій у медицині, визначити переваги застосування цих технологій у медичній освіті і клінічній практиці лікаря.

Найактуальнішим напрямом застосуванням технологій віртуальної і доповненої реальності у медицині є опанування знань і формування вмінь. Унікальний досвід роботи здобувачі медичної освіти можуть отримати завдяки технологіям віртуальної і доповненої реальності при вивченні медичної і біологічної фізики, медичної інформатики, анатомії, гістології, фізіології, біохімії, радіології, хірургії тощо. Особливо цінною є робота студентів з віртуальними анатомічними атласами, моделями доповненої реальності, цифровими пацієнтами, цифровими двійниками медичного призначення, різноманітними змодельованими динамічними моделями органів, процесів, віртуальних медичних світів. Змодельовані віртуальні світи метавсесвіту для медичної освіти дозволяють студентам набувати якісних

практичних навичок, які у реальних умовах складно відтворити. Інтеграція віртуального простору і співіснування його з фізичним середовищем, дозволяє на віртуальних моделях краще вивчати і досліджувати відповідні процеси, візуалізувати їх та організувати експериментальні медичні дослідження у безпечних умовах.

Високий освітній потенціал має платформа Acadicus для формування клінічних навичок [1]. Вона дозволяє поєднувати навчання із широким набором різноманітних симуляцій у віртуальному середовищі, організувати спільне навчання із симуляціями високої точності, налаштовувати персональні сценарії, створювати власні лабораторії. Ця платформа надає як багатокористувацький, так і одиночний режим, завдяки якому студенти можуть працювати разом, або окремо. Цей сервіс доступний для безкоштовного завантаження на веб-сайті і сумісний з Windows в режимі не VR, а також різними пристроями VR, такими як Oculus Rift, HTC Vive, Valve Index і HP Reverb G2. Користувачі також можуть підключити Oculus Quest до сумісного ПК з Windows. Віртуальне середовище в Acadicus дозволяє учасникам відчувати себе так, ніби вони разом знаходяться в одній кімнаті, здатні бачити і чути один одного, і навіть взаємодіяти з віртуальними об'єктами. Це дозволяє учасникам приєднуватися з будь-якого місця, що дає можливість людям у різних кампусах або навіть у різних країнах відчувати себе так, ніби вони разом в одній симуляції [1] (рис 1).

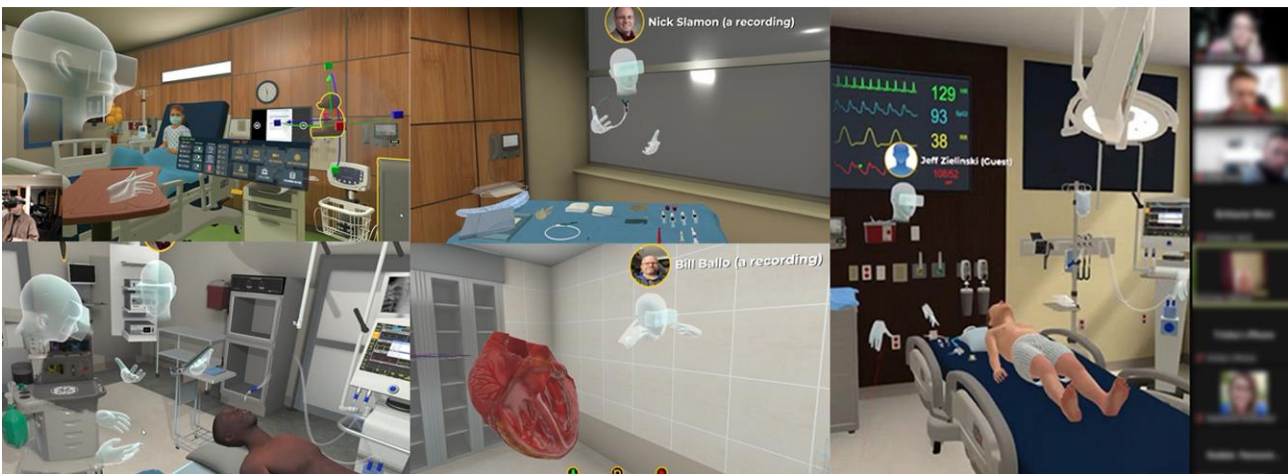


Рис. 1. Застосування платформи Acadicus у медичній освіті.

Джерело: <https://acadicus.com/capabilities/> [1]

Використання середовищ візуалізації та навчання на основі віртуальної і доповненої реальності у медичній освіті сприяє кращому запам'ятовуванню, більш глибокому розумінню теоретичних концепцій, і у цілому вимагає меншої затрати часу для засвоєння знань студентів [2, 3, 4]. Завдяки імерсивним технологіям створюються можливості для організації ефективного автентичного і експериментального навчання, яке максимально наближене до реальних професійних умов роботи лікаря. Для здобувачів медичної освіти і практикуючих лікарів позитивний ефект має застосування імерсивних технологій для формування і вдосконалення клінічних практичних навичок в опануванні різноманітних інвазивних методик, завдяки унікальним можливостям візуалізації, кінетичності та інтерактивності навчання, що значно покращує освітні результати. Ці технології мають переконливу дидактичну доцільність і значно покращують способи передачі знань у медичній освіті, що підтверджено багатьма дослідженнями.

Технології віртуальної реальності особливо дієві у хірургії при формуванні і вдосконаленні практичних навичок, і візуалізації хірургічного процесу. Численні дослідження підтверджують, що хірургічні навички, набуті в умовах практики завдяки імерсивним технологіям, зберігалися краще [5]. Хірургічні навички слід регулярно зміцнювати і вдосконалювати. Для хірургів необхідне постійне тренування на симуляторах, у тому числі із підтримкою віртуальної реальності, що дозволяє усунути прогалини в знаннях і підтримувати хірургічні навички на високому рівні. Застосування імерсивних технологій у набутті навичок у практиці хірурга дає успішний і кращий результат при проведенні високоточних втручань у людському організмі.

Значимі переваги у роботі хірургів має доказова платформа візуалізації хірургічного досвіду «Surgical Theater», яка дає можливість змодельовати 360° анатомічну модель людського черепа і хребта згідно з даними комп'ютерної та магнітно-резонансної томографії пацієнтів у поєднанні з технологією віртуальної реальності. Для хірургів це дозволяє точно візуалізувати мозок у 3D для завчасного моделювання хірургічної операції перед її проведенням [6] (рис 3).

У рішенні «Surgical Theater» наявний планувальник хірургічних втручань для складання найкращого плану хірургічних дій для конкретного пацієнта, враховуючи виконання делікатних і дуже складних хірургічних процедур. На основі складеного хірургічного плану для конкретного пацієнта, лікар-хірург може синхронізувати свої живі рухи з планом, показаним на екрані. Крім того, доступні ендоскопічні можливості, що дозволяє хірургу бачити позаду, навколо і навіть через будь-яку анатомію, що цікавить. Такий підхід забезпечує більш точні хірургічні процедури для найбезпечніших, найбільш малоінвазивних операцій, що може допомогти оптимізувати результати пацієнта та час відновлення [6].

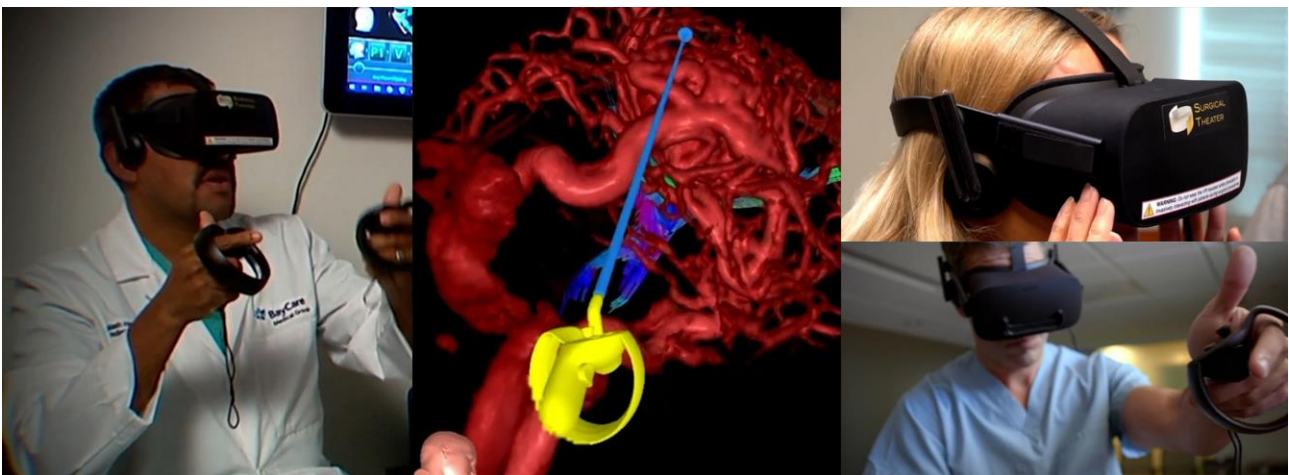


Рис 2. Платформа віртуальної реальності хірургічного досвіду «Surgical Theater».

Джерело: <https://surgicaltheater.com/> [6]

Цікавими і перспективними для досліджень у медицині є різні проекти на основі технологій віртуальної і доповненої реальності. Так, з метою створення комп'ютерних моделей людського серця для дослідження різних його станів та вдосконалення методів лікування серцевих захворювань, французькою мультинаціональною компанією Dassault Systèmes був розроблений проект «The Living Heart Project» («Живе Серце»). Високоточна мультифізична модель здорового, 4-камерного дорослого людського серця та проксимальної судинної системи використовується для моделювання серця як джерела цифрових доказів, що

включає в себе клінічне випробування *in silico*, спрямоване на зменшення тестування на тваринах або пацієнтах [7] (рис. 2).



Рис 3. Проєкт на основі технологій віртуальної і доповненої реальності «The Living Heart Project» («Живе Серце»). Джерело: <https://www.3ds.com/products-services/simulia/solutions/life-sciences-healthcare/the-living-heart-project/> [7]

Застосування нових медичних знань завдяки роботизації та нових методик лікування широко втілюється у професійну діяльність лікарів, і є сучасним виміром надання послуг у медицині. Так, наприклад, сучасні хірурги проводять операції з використанням роботизованого хірургічного комплексу «Da Vinci Surgical System». Система машинного зору Da Vinci при цьому забезпечує сильне збільшення тривимірних зображень хірургічної області з високою чіткістю, і завдяки потужній візуалізації хірургічне втручання може бути виконано досконало [8] (рис. 4).



Рис 4. Роботизований хірургічний комплекс «Da Vinci Surgical System». Джерело: <https://www.intuitive.com/en-us/patients/da-vinci-robotic-surgery> [8]

Широко застосовуються технології віртуальної і доповненої реальності у лікуванні психологічних розладів у пацієнтів, реабілітаційних методиках, зниження больових синдромів і хронічного болю. У дослідженні [9] зазначено, що технології віртуальної реальності вважаються терапевтичним інструментом для управління сприйняттям болю та станом психічного здоров'я, що спонукає до застосування цієї технології як допоміжної терапії в

клінічній практиці. Враховуючи шкідливий ефект фармакологічного лікування, багато досліджень пропонують використовувати занурення віртуальної реальності замість традиційного методу або як допоміжну техніку знеболення.

Технологія віртуальної і доповненої реальності знаходить своє застосування і в наукових медичних проектах. Так, технологія цифрового двійника мозку «Neurotwin» для нейронаукових досліджень і лікування неврологічних захворювань є інноваційним проектом Європейського союзу Horizon 2020 EIC Pathfinder, який пропонує обчислювальну основу для представлення механізмів взаємодії електричних полів із персоналізованими мережами людського мозку [10]. На основі цього проекту передбачена розробка гібридних моделей мозку, щоб представити ефекти неінвазивної електричної стимуляції мозку змін, характерних для деяких мозкових розладів. Ця технологія може бути корисною для розробки персоналізованих стратегій оптимізації для лікування хвороби Альцгеймера на основі технологій віртуальної і доповненої реальності.

Висновки. На основі проведеного дослідження визначено основні напрями використання імерсійних технологій у медицині, до яких ми відносимо:

(1) медична освіта для покращення розуміння теоретичних концепцій і якісного формування практичних навичок, організації експериментального і дослідницького навчання;

(2) клінічна практика лікаря для підтримки і вдосконалення процесу діагностики, лікування, реабілітації, візуалізації і супроводу при наданні медичної допомоги пацієнтам;

(3) наукова робота для вивчення показників здоров'я і проведення медичних досліджень.

Було визначено переваги застосування технологій віртуальної і доповненої реальності у медичній освіті і клінічній роботі лікаря на основі розгляду таких рішень з підтримкою імерсійних технологій, як «Academicus» для формування клінічних навичок, «Surgical Theater» для використання платформи візуалізації хірургічного досвіду і завчасного моделювання хірургічної операції перед її проведенням, «The Living Heart Project» для дослідження різних станів серця та вдосконалення методів лікування серцевих захворювань, технології цифрового двійника мозку «Neurotwin» для нейронаукових досліджень і лікування неврологічних захворювань.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] "Virtual Simulation Lab Academicus," *academicus.com*. [Online]. Available: <https://academicus.com/capabilities>. [Accessed: Apr. 1, 2023].
- [2] J. Falah, V. Charissis, S. Khan, W. Chan, S. F. M. Alfalah and D. K. Harrison, "Development and Evaluation of Virtual Reality Medical Training System for Anatomy Education," *Springer Intelligent Systems in Science and Information. Studies in Computational Intelligence*, vol. 591, 2015. [Online]. Available: Springer, https://doi.org/10.1007/978-3-319-14654-6_23. [Accessed: Apr. 1, 2023].
- [3] О. В. Чалий, І. П. Кривенко and К. О. Чалий, "Синергетична інтеграція традиційного та AR контенту у навчанні медичної інформатики," in *Proc. of the Immersive technologies in education: зб. матеріалів І Наук.- практ. конф. з міжнародною участю, 21 вересня 2021, Україна, Київ* [Online]. Available: ПЗН НАПН України, <https://lib.iitta.gov.ua/id/eprint/727353>. [Accessed: 1 Apr. 2023].
- [4] І. П. Кривенко and К. О. Чалий, "Забезпечення автентичного навчання в онлайн-курсах засобами доповненої і віртуальної реальності," in *Proc. of the reporting scientific and practical conference* Інституту цифровізації освіти НАПН України: зб. матеріалів. 10

- лютого 2022, Україна, Київ [Online]. Available: ІЗН НАПН України, <https://lib.iitta.gov.ua/id/eprint/730168>. [Accessed: 1 Apr. 2023].
- [5] "The living heart project a translational research initiative to revolutionize cardiovascular science through realistic simulation," *3ds.com*. [Online]. Available: <https://www.3ds.com/products-services/simulia/solutions/life-sciences-healthcare/the-living-heart-project>. [Accessed: Apr. 1, 2023].
- [6] S. A. Andersen, L. Konge, P. Cayé-Thomasen and M. S. Sørensen, "Retention of Mastoidectomy Skills After Virtual Reality Simulation Training," *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg*, vol. 142(7), 2016. [Online]. Available: PubMed, <https://doi.org/10.1001/jamaoto.2016.0454>. [Accessed: Apr. 1, 2023].
- [7] "Virtual Reality for Surgery," *surgicaltheater.com*. [Online]. Available: <https://surgicaltheater.com>. [Accessed: Apr. 1, 2023].
- [8] "Robotic-Assisted Surgery with da Vinci Systems," *intuitive.com*. [Online]. Available: <https://www.intuitive.com/en-us/patients/da-vinci-robotic-surgery>. [Accessed: Apr. 1, 2023].
- [9] D. Romero-Ayuso, A. Toledano-González, M. D. C. Rodríguez-Martínez, P. Arroyo-Castillo, J. M. Triviño-Juárez, P. González and A. Segura-Fragoso. "Effectiveness of virtual reality-based interventions for children and adolescents with ADHD: A systematic review and meta-analysis," *Children (Basel)*, vol. 8(2), 2021. [Online]. Available: PubMed, <https://doi.org/doi:10.3390/children8020070>. [Accessed: Apr. 1, 2023].
- [10] "Neurotwin," *neurotwin.eu*. [Online]. Available: <https://www.neurotwin.eu>. [Accessed: Apr. 1, 2023].