

Б.М. Ковальчук

Вінницький державний технічний університет

Д.С. Солейко, В.С. Коноплицький

Вінницький державний медичний університет

БІОФІЗИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ГЕТЕРОГЕННОЇ СТРУКТУРИ М'ЯЗОВА ТКАНИНА - КІСТКОВА ТКАНИНА РС-ЛАНЦЮГОМ

Частина 1. Моделювання структури "м'язова тканина-кісткова тканина"

В даний час електрофізичні властивості скелетних м'язових тканин при пропусканні через них постійного або змінного струмів досліджені глибоко і всебічно. В результаті цих досліджень розроблено і впроваджено в лікувальну практику широку гаму медичної техніки різної функціональної спрямованості. Наприклад, до неї можна віднести високочастотні електрохірургічні апарати для різання і коагуляції м'яких тканин і кровоносних судин струмами високої частоти; прилади мікрохвильової резонансної терапії, засновані на взаємодії струмів НВЧ-діапазону з організмом людини; апаратура УВЧ-терапії для місцевого лікувального впливу струмами ультрависокої частоти в режимі безперервної генерації або імпульсної модуляції; а також апарати загальної і регіональної гіпертермії, робочі частоти яких складають десятки і сотні МГц.

Взагалі, для перерахованих вище типів медичної апаратури, є використання в їхній роботі генераторів струму високої частоти-сотні кГц, десятки і сотні МГц. Це пов'язано з тим, що величина загального електричного опору живих тканин залежить від частоти електричного струму, який пропускається через ці тканини. Ця залежність визначається структурою досліджуваної ділянки або органа, розподілом тканин з ємнісними або резистивними властивостями і зв'язком між електричними властивостями тканин і частотою струму. Відомо, що електричний опір шкіри і прилеглих до неї тканин на постійному струмі досягає великої величини - до 60-100 кОм. Однак, при використанні змінного струму частотою 200-300 кГц електричний опір шкіри складає приблизно 50-300 Ом [1], а при застосуванні струмів ще більш високих частот (діапазон УВЧ, НВЧ, ВВЧ) опір тканин зменшується до 30-40 Ом. Також встановлено, що електропровідність крові збільшується з підвищенням частоти змінного струму: при підвищенні частоти до 1 кГц зростає повільно, до 20 кГц - залишається постійною, від 20-30 кГц спочатку зростає повільно, а потім швидше і залежить від швидкості її руху в судинах. Отже, завдяки застосуванню змінного струму ВЧ можлива реєстрація дуже малої величини змін електричного опору живих тканин, зумовленої коливаннями кровотоку [2]. Експериментальні дослідження [3] показали, що змінна частина імпедансу дуже мала і не перевищує 1% від загального опору між електродами. Однак, реєстрація настільки малих змін електричного опору тканин через коливання кровотоку в судинному руслі стала можливою за допомогою малошумлячих операційних підсилювачів, що практично являє собою біофізичні основи реографії.

Таким чином, успішне багаторічне і досить широке використання змінних струмів високої частоти в різного типу медичній апаратурі значною мірою послабило інтерес до досліджень електрофізичних властивостей тканин в області частот порядку сотень герц, одиниць-десятків кГц. Фактично експериментальні результати досліджень електричного опору тканин у цьому діапазоні частот були отримані в 30-40-х роках минулого сторіччя, коли розвиток радіоелектроніки і її елементної бази - електроніки, значно відрізнявся від сучасного рівня. Крім того, широке впровадження в клінічну практику таких потужних діагностичних засобів як електрокардіографи і енцефалографи, які досліджують слабкі біосигнали в області від десятків долей герца до десятка герц, також послужило значним стримуючим фактором в області експериментальних досліджень опорів тканин у зазначеному діапазоні.

У зв'язку з цим у даній статті розглядається модель взаємодії змінних струмів з біоб'єктом у вигляді структури, яка складається з м'язової і кісткової тканин у діапазоні 0,4-100 кГц. Прямим аналогом такої структури в організмі людини можуть виступати трубчасті кістки скелета (плечові, ліктьові і променеві, фаланги пальців руки і стопи, стегнові, великі і малі гомілкові кістки), які оточені групами різних м'язів.

Біофізичне моделювання структури. Тіло плечової кістки у верхніх відділах за формою циліндричне, а донизу стає практично рівностороннє - тригранним. Кістки передпліччя (променева і ліктьова), велика гомілкова і мала гомілкова за формою також тригранні, а стегнова кістка близька до циліндричної форми. Стегнова і плечова кістки, маючи форму близьку до циліндричної, фактично з усіх боків рівномірно оточені м'язовими тканинами значної маси. Така анатомія цих кісток і навколишніх їхніх м'язових тканин роблять можливим подання поперечного перерізу аналогічного утворення у вигляді моделі тришарової кругової структури (рис.1), у якій кісткова тканина розташовується в центрі кола. Верхній шар 1 утворений шкірним покривом; шар 2 - м'язова тканина і центральний шар 3 - трубчаста кістка. Припустимо, що до структури (рис.1) прикладена система з двох зустрічно

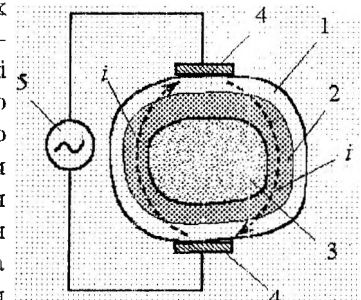


Рис. 1. Кругова модель структури м'яз-кістка

розташованих електродів 4, до яких підключене джерело змінної напруги синусоїдальної форми 5. Позначимо опір шкірного шару через $R_{ш}$, опір м'язової тканини - R_T , а кістки з окістям - через R_K . З урахуванням введених вище позначень опорів шарів одержуємо наступну модифікацію моделі структури (рис.2а). По суті аналізована структура

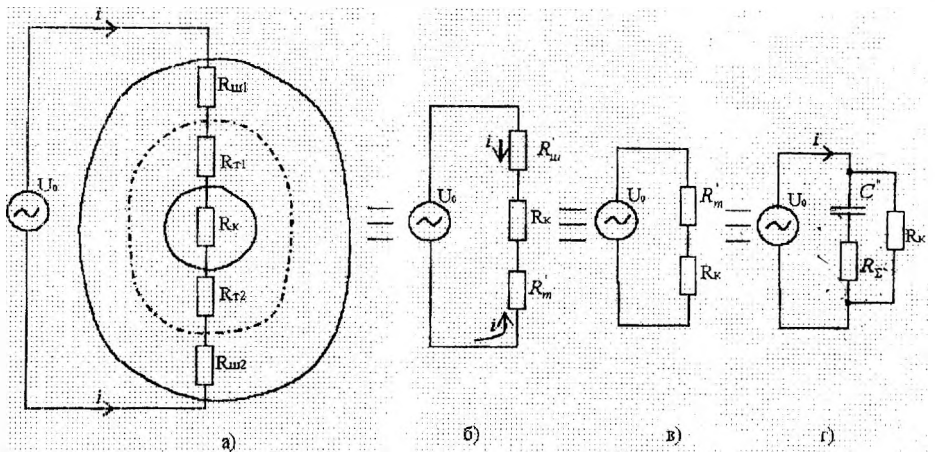


Рис. 2. Поетапне перетворення моделі в еквівалентну схему

сигналу U_0 є ланкою, яка складається з ряду послідовно включених опорів. Додаючи опори морфологічно однорідних шарів $R_{ш1} + R_{ш2} = R'_{ш}$ і $R_{T1} + R_{T2} = R'_T$, модель, яка подана на рис.2а, трансформується в ще більш просту (рис.2б) послідовну ланку.

Відомо, що високий опір шкірного покриву зумовлено верхнім шаром епідермісу, що являє собою ороговілий епітелій. Всі інші шари шкірного покриву, які містять численні кровоносні і лімфатичні капіляри, нервові сплетіння, потові і сальні залози, волосяні сумки за своїх властивостями близькі до м'язових тканин. Застосувавши добре відому методику обробки шкіри спеціальним гелем, який практично руйнує поверхневий шар епідерміса, можна усунути вплив цього шару на провідність розглянутої структури [3]. В результаті схема моделі (рис.2б) може бути представлена наступним еквівалентним варіантом (рис.2в).

Біомеханічні властивості кісток скелета людини (міцність на стискання, розтягання і вигин) як композиційного матеріалу добре вивчені. Електричні ж властивості кістки звичайно розглядають через властивий їй п'єзоелектричний ефект, напруженість електричного поля якого при звичайних навантаженнях не перевищує 0,5 В/см. Встановлено, що електричне поле, яке виникає при деформації кістки внаслідок п'єзо ефекту, здатне орієнтувати колагенові нитки, які утворилися, і викликати ріст кісткової тканини. Процес злипання й орієнтації колагенових ниток стає вже помітним через 10-15 хвилин після включення електричного поля при постійних струмах, співрозмірних з тими, які до того виявлялися в деформованій кістці [4]. На змінному струмі ефект орієнтації колагенових ниток нівелюються і тому електричні властивості кістки, і особливо в розглянутому діапазоні частот, не достатньо досліджені.

Зовнішній шар трубчастих кісток утворений компактною речовиною [5], склад якої містить близько 22% води, приблизно 12,5% білка-осейну, 21,8% неорганічних речовин (фосфат і карбонат кальцію), 15,7% жиру. Дослідження провідності плазми крові показали, що на змінних струмах білки, жири і неорганічні речовини її практично не збільшують [6]. Крім того, води, яка є розчинником в електролітах, в кістці у два рази менше, ніж компонентів з низькою провідністю - білка, жиру, неорганічних речовин. Це дозволяє розглядати кістку, як середовище, у якому дуже ускладнена іонна провідність через компактну речовину, тобто, як і в будь-якому п'єзоелектрикові. І навпаки, м'язові тканини, які оточують кістку, містять велику кількість внутрішньоклітинної води, міжклітинної рідини, значну кількість іонів Na, Cl, Ca, K, багато кровоносних і лімфатичних капілярів. Тому електричні властивості м'язових тканин головним чином будуть зумовлюватися іонним характером міжклітинного середовища, електричними властивостями мембран м'язових клітин і станом електроліту цитоплазми.

Біофізичні властивості мембран різних клітин, у тому числі і м'язових тканин, як відомо, моделюються RC-ланкою, де R- опір мембрани, а C - ємність мембрани, зумовлена розподілом заряду по обидві сторони мембрани [7]. М'язова тканина вільних верхніх і нижніх кінцівок складається з дрібних (до 0,1 мм довжиною) веретеноподібних клітин (міоцитів) з одним ядром і тонкими актиновими і міозиновими нитками. Ці нитки утворюють скорочувальні пучки (міофібрили) діаметром 1 мкм, які поділяються Z-пластинами на декілька компартментів (саркомів) довжиною близько 2,5 мкм. На поверхні мембрана міоцита на багатьох ділянках утворює заглиблення у вигляді трубочок (діаметром 50 нм), які перпендикулярні до поздовжньої осі волокна, і безпосередньо сполучається з позаклітинним середовищем. Перпендикулярно до поперечних трубочок, тобто, паралельно до міофібрил, розташована система поздовжніх трубочок. Поздовжні трубочки на своїх кінцях мають термінальні цистерни, які містять працюючий на енергії АТФ кальцієвий насос і є сховищами іонів Ca^{++} . Електромеханічне сполучення (порушення) міоцита відбувається за допомогою поширення потенціалу дії по мембранах поперечної системи трубочок усередину клітини з наступним вивільненням іонів Ca з термінальних цистерн поздовжніх трубочок у міоплазму клітини.

Для м'язів скелету встановлено, що якщо зовнішні стимули надходять з частотою не

менше 20 Гц, то рівень Ca^{++} в інтервалах між ними в міоплазмі залишається високим, тому що кальцієвий насос не встигає повернути всі іони в поздовжні трубочки [8]. У таких умовах окремі скорочення волокна повинні повністю зливатися. Однак, якщо як у розглянутому випадку, частота зовнішнього сигналу складає сотні герц, одиниці-десятки кГц, а інтенсивність стимулу не перевищує граничного рівня, то м'язові клітини не здатні вивільнити іони кальцію з поздовжніх трубочок, тому що не виникає потенціалу дії [8]. У цьому випадку м'язову тканину в даному діапазоні частот пропонується розглядати як систему, яка складається з численних паралельних шарів м'язових клітин, де кожен шар (рис.3) складається з лінійно розташованих клітин.

У двошаровому фрагменті такої структури, поданої на рис.3, - C_m і C_n ємності мембран клітин r_i - внутрішній опір цитоплазми клітин, r_0 - опір міжклітинного середовища. Аналіз фрагмента, поданого на рис.3, показує, що така структура являє собою паралельно-последовну ланку з розподіленими RC-параметрами. Врахувавши паралельне з'єднання в кожному шарі елементів ланцюга заміщення (C_m, r_i, r_0), переходимо до більш спрощеного варіанта структури (рис.4а), яка з урахуванням послідовності включення елементів трансформується в кінцевому рахунку в остаточний варіант схеми заміщення (рис.4б), де $C'' = C_{\Sigma 1} + C_{\Sigma 2}$; $r_i'' = r_{i\Sigma 1} + r_{i\Sigma 2}$;

$$r_0'' = r_{0\Sigma 1} + r_{0\Sigma 2}; \quad C_{\Sigma 1} = C_{m1} + \dots + C_{mn1}; \quad C_{\Sigma 2} = C_{m2} + \dots + C_{mn2};$$

$$r_{i\Sigma 1} = r_{i1} + \dots + r_{in1}; \quad r_{i\Sigma 2} = r_{i2} + \dots + r_{in2}.$$

Опори r_i'' , r_0'' зумовлені провідністю внутрішньоклітинного і міжклітинного електролітів і тому їх можна представити загальним опором $R_E = r_0'' + r_i''$.

Порядок величин r_i і r_0 легко вимірюється експериментально [9]. Наприклад, для аксона кальмара r_i порядку 100 Ом*см. Тому що міоцити містять в міоплазмі крім іонів калію ще й значні концентрації іонів Ca, то можна

припустити, що і для них величина r_i буде такого ж порядку.

Припустимо тепер, що для схеми (рис.4б) виконуються умови $X_c > R_E$ і $X_c \ll R_K$, де

$X_c = \frac{1}{\omega C''}$, а C'' - сумарна ємність усіх клітинних мембран досліджуваної тканини, R_K - опір кісткової тканини у вихідній моделі на рис.2а. З урахуванням прийнятих вище припущень варіант схеми заміщення на рис.2в видозмінюється в остаточний варіант, поданий на рис.2г.

Таким чином, запропонована біофізична модель структури м'язова тканина-кістка дозволяє аналізувати характер її взаємодії з джерелом змінного струму через її подання у вигляді паралельно-последовної резистивно-ємнісної ланки, у якій опір м'язової тканини, будучи меншим, виконує шунтуючу роль по відношенню до кісткової тканини. Це призводить до того, що змінні струми в розглянутому діапазоні 0,4-100 кГц переважно будуть протікати через м'язову тканину, огинаючи кісткову.

Частина 2. Дослідження електропровідності руки в області передпліччя на змінному струмі

До пасивних електричних властивостей біологічних об'єктів (БО) відносяться: опір, електропровідність, ємність, діелектрична проникність. У нормі і патології ці параметри змінюються і тому можуть бути використані для вивчення структури та фізико-хімічного стану біологічної речовини [10]. Звичайно для виміру перерахованих вище параметрів використовують наступні способи: 1) амперметра-вольтметра, який базується на законі Ома; 2) мостовому, при якому вимірюваний активний і реактивний опори об'єкта порівнюють з опором робочих елементів, включених у відповідні плечі мостової схеми; 3) резонансний, коли вимірювання проводяться при резонансному настроюванні вимірювальної схеми, яка являє собою коливальний контур [11].

З перерахованих вище способів метод амперметра-вольтметра є найбільш простим. Він полягає у вимірюванні струму або напруги, функціонально зв'язаних з вимірюваним опором. Відповідно до обраного методу експериментальні дослідження опору руки в області передпліччя

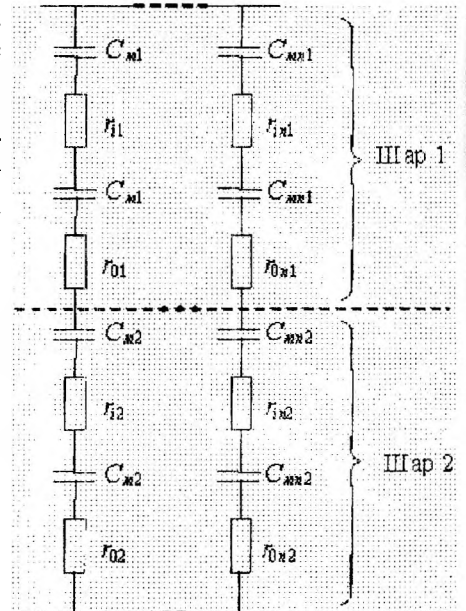


Рис. 3. Фрагмент двошарової структури

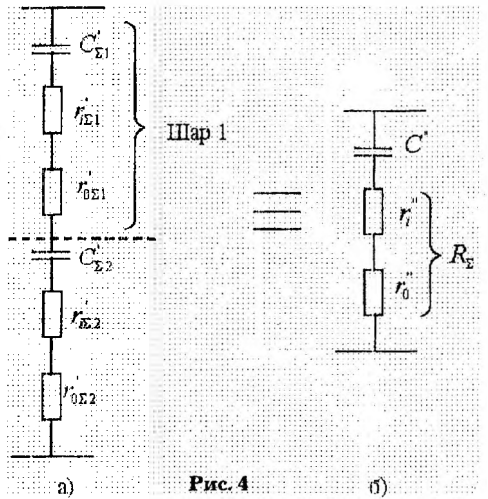


Рис. 4

на змінному струмі проводилися за спрощеною схемою, яка подана на рис.5, де R_x - вимірюваний опір ділянки тканини, R_0 - відомий високостабільний (зразковий) опір; U_1 - напруга на виході джерела змінної напруги; U_0 - величина падіння напруги на відомому опорі R_0 ; U_2 - падіння напруги на опорі R_x . Опори R_0 і R_x , які ввімкнені послідовно відносно джерела змінного струму, утворюють подільник напруги, для якого виконуються наступні співвідношення:

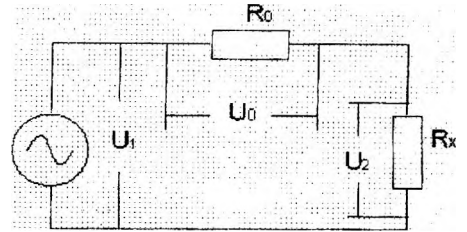


Рис. 5. Спрощена схема вимірювань

$$i = U_0 / R_0; R_x = U_2 / i; R_x = \frac{U_2}{U_0} R_0. \quad (1)$$

Якщо виконується умова $R_0 \ll R_x$, і R_x в обраному діапазоні частот є активним, то точність вимірів згідно цього методу досить висока [12].

Повна принципова схема вимірів опору тканин в області передпліччя руки подана на рис.6. Як джерело змінного струму використовується генератор ГЗ- 118, а напруги на відповідних ділянках кола (U_1, U_0, U_2 , рис.5) вимірювалися мілівольтметрами типу ВЗ-38 або ВЗ-39. Вимірювання виконувалися згідно наступної методики. Змінна напруга з виходу генератора синусоїдальних сигналів підводилася до біооб'єкта через систему з двох електродів; на кожний з частот сигналу вона підтримувалася постійною, наприклад, 0,5 В. В якості області накладання електродів Ξ_1 і Ξ_2 (рис.6) використовувалося передпліччя, причому електроди накладалися на шкірний покрив передпліччя з протилежних сторін руки, тобто, зустрічно. Перед накладенням електродів шкірний покрив спочатку оброблявся спиртом, а потім наносився гель, який широко застосовується в електрокардіографії. Опір R_0 у схемі подільника був різним, наприклад, 93, 72, 100, 200 Ом. Напруга на відомому опорі R_0 реєструвалася при положенні ключа S у позиції 1, і на досліджуваному біооб'єкті в положенні 2 (рис.6).

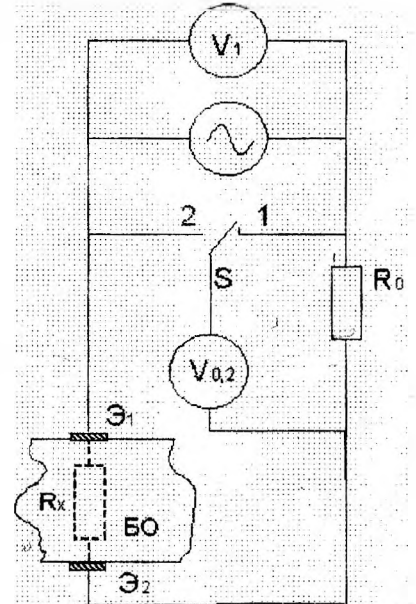


Рис. 6. Принципова схема вимірювань

В загальному, програма вимірів складалася з дослідження залежностей опору тканин на ділянці передпліччя руки в діапазоні частот від 0,4 до 100 кГц і вище; встановлення залежності опору тканин передпліччя від форми і розмірів електродів; від величини напруги сигналу генератора; від величини відомого опору подільника R_0 ; визначення характеру реактивної складової повного опору ділянки тканини. Також був визначений ступінь впливу шкірного покриву на величину опору досліджуваної ділянки тканини. Крім того окремо досліджувалася електропровідність кісткової тканини на препараті, який являв собою гомілкову кістку ноги 4-х місячного теляти.

Результати вимірювання опору тканин в області передпліччя при різних способах обробки шкірного покриву і для різних типів електродів (інвазивних і неінвазивних) приводяться в табл.1.

Як неінвазивні електроди використовувалися нестандартні посріблені електрографічні електроди прямокутної форми розмірами 40x25 мм, площею 10 см². Інвазивні електроди були голчастого типу діаметром 1 мм із нержавіючої сталі і занурювалися в шкірний покрив на глибину до 2 мм під кутом 30°, Результати вимірів отримані при значеннях $R_0 = 200$ Ом і напрузі на виході генератора $U_1 = 0,5B = const$. Як видно з табл. 1, після обробки шкіри гелем величина опору тканин у досліджуваній області навіть менша, ніж у випадку, коли голчасті електроди повністю усувають вплив високоомного шару епідермісу на величину вимірюваного опору, який в даному випадку практично зумовлений лише структурою "м'язова тканина-кісткова тканина". Отже, застосувавши обробку поверхні шкіри гелем і неінвазивні електроди великої площі, впливом високоомного шару епідермісу на процес вимірювання практично можна знехтувати.

В процесі експериментального вимірювання опору вибраної ділянки т к а н и н и використовувалися 4 типи електродів і їхні комбінації. Електроди № 1 являють собою пари дисків з нержавіючої сталі діаметром 10

f, кГц	1,0	10	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	вид обробки і тип електрода
R, Ом	24260	5810	3750	2307	1676	1495	1214	980	911	766	683	639	спирт,
R, Ом	1966	921	735	561	539	507	472	446	440	424	370	344	голчасті
R, Ом	2280	672	500	375	280	265	236	231	317	212	204	200	гель

мм, товщиною 2мм і площею $S_1 = 1.57 \text{ см}^2$. Електроди №2 також дискові, діаметром 20 мм, товщиною 2мм і площею $S_2 = 3,14 \text{ см}^2$. Електроди № 3 - прямокутні, плоскі з нержавіючої сталі розмірами 50x30 мм і площею $S_3 = 15 \text{ см}^2$. Електроди № 4 прямокутні, посріблені, розмірами 40x25 мм і площею $S_4 = 10 \text{ см}^2$. Ступінь впливу площі, форми електродів і їхніх комбінацій на

Таблиця 2

процес вимірювання опору біотканин в області передпліччя

f, кГц	0,4	0,6	0,8	1	2	4	6	8	10	20	40	60	80	100	тип електрода
R, Ом	3310	2685	2292	1998	1278	860	629	493	429	283	201	177	169	162	№2
R, Ом	3387	2811	2361	2080	1323	845	644	537	492	288	254	234	212	198	№4
R, Ом	3217	2642	2238	2021	1360	908	709	600	521	380	257	228	198	176	№1-№4
R, Ом	1978	1672	1428	1275	895	620	500	430	383	283	211	184	167	160	№1-№3

руки наведаний в табл. 2 при умовах: $R_0 = 200 \text{ Ом}$, $U_1 = 0.5E = const$, пацієнт №19.

Аналіз даних у табл.2 дозволяє зробити кілька висновків. По-перше, для всіх типів використовуваних електродів і їхніх комбінацій спостерігається однаковий характер зміни опору біооб'єкта в діапазоні досліджуваних частот - з ростом частоти сигналу опір зменшується. По-друге, якщо пари електродів однакової площі (тобто, симетричні), то в області частот від 0,4 до 10 кГц вимірювані опори неістотно відрізняються за величиною і ця відмінність, в основному, зумовлена розходженнями площ електродів, наприклад, $S_4 / S_2 = 3.18$. По-третє, найбільший вплив розміру електродів на величину опору спостерігається при використанні пари електродів з значною асиметрією, що особливо добре спостерігається у випадку комбінації (№1-№3), коли $S_3 / S_1 = 9.55$. Порівнюючи перший рядок табл.2 з четвертим в області частот від 20 до 100 кГц можна зазначити, що на величину вимірюваного опору тканин домінуючий вплив спричиняє менший за площею електрод у їхній асиметричній комбінації. Якщо ж асиметрія електродів зменшується (наприклад, для рядків 2 і 3 табл.2; $S_4 / S_1 = 6.36$), то розбіжність у результатах вимірів змінюється в область більш високих частот, зокрема, від 80 до 100 кГц.

В табл.3 подані експериментальні результати вимірювання величини опору ділянки в області передпліччя при протилежному (зустрічному) способі накладення електродів для 10 чол. Як пацієнти виступали 5 здорових чоловіків і 5 жінок у віці 20-21 рік. Дані в табл. 3 занесені при умовах: $R_0 = 93 \text{ Ом}$; $U_1 = 0.5B = const$; тип електродів - №2; обробка шкіри передпліччя спирт/гель; температура $t = 18^\circ \text{ C}$.

Таблиця 3

f, кГц	10	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	Номер пацієнта
R, Ом	695	469	360	310	289,6	266	243	245	236	232	231	1, чол.
R, Ом	687	489	368	330	299	275,7	263	251	246	245	242	2, жін.
R, Ом	718	492	372	318	289	279,6	268	251	237	232	226	3, чол.
R, Ом	685	469	376	336	302	277	271	261	245	238	232	4, жін.
R, Ом	692	490	371	299	287	275	260	252	239	229	223	5, чол.
R, Ом	681	482	386	342	291	277,4	259	244	237	232	221,8	6, чол.
R, Ом	641	501	395	332	304	261	248	247,9	229	223	217,8	7, жін.
R, Ом	638	496	363	308	267	252	241	236	227	219	212,8	8, жін.
R, Ом	622	480	366	313	288	273	255	246	238	234	228	9, чол.
R, Ом	618	466	372	334	298	267	258	241	236	228	221	10, жін.
\bar{R} , Ом	667	483,4	373	322	294	270	256	247	237	231	225,5	
R_{max} , Ом	718	501	395	342	299	279	271	261	246	245	242	
R_{min} , Ом	618	466	366	299	267	252	241	236	227	219	212	

В табл.3 також наводяться результати розрахунків усередненого значення величин опорів і розраховані величини максимального і мінімального значень опорів біооб'єкта для десяти пацієнтів. За результатами цих розрахунків на рис.7 побудовані графіки залежності R_{cp} , R_{min} і

R_{max} від частоти. По суті область, яка обмежується кривими $R_{max} = \psi(f)$ і $R_{min} = \psi(f)$ (рис.7) являє собою зону можливих значень величин опорів тканин передпліччя руки для значно більшої кількості пацієнтів, ніж 10, при єдиній умові, що їхній вік також відповідає 20-21 рокам. З представлених графіків видно, що зона можливих значень опорів тканин передпліччя руки для даної вікової групи пацієнтів при

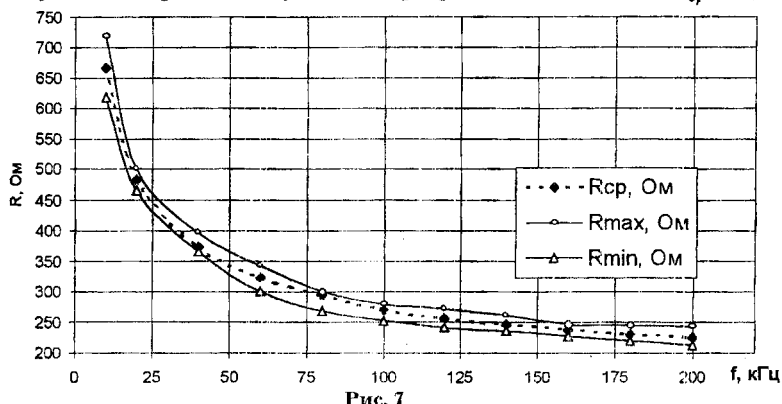


Рис. 7

їхніх антропологічних розходженнях є досить вузькою і у даному частотному діапазоні вона відрізняється від середнього значення приблизно $\pm 4.5\%$.

У табл.4 представлені результати вимірювання величин опорів тканин в залежності від рівня напруги, яка подається з генератора. Дані таблиці отримані при умовах: $R_0 = 100 \text{ Ом}$; електроди №2 накладені зустрічно в області передпліччя; $t = 18^\circ \text{ C}$; шкіра оброблена за схемою - спирт/гель. Згідно даної таблиці максимальне відхилення величин опорів від середнього значення в області частот 0,4-20 кГц при зміні вхідного сигналу від 100 мВ до 1000 мВ складає близько 4%, а в діапазоні 40-100 кГц – менше 1.5%. Це дозволяє зробити висновок, що при таких змінах рівня сигналу напруги генератора, він практично не впливає на процес вимірювання опору досліджуваної області передпліччя.

Таблиця 4

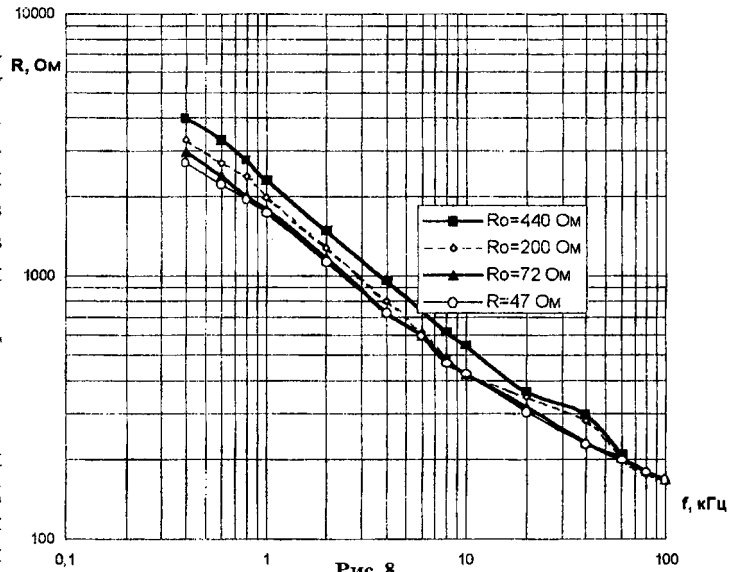
f, кГц	0,4	0,6	0,8	1,0	2	4	6	10	20	40	60	80	100	U ₁ , мВ
R ₁ , Ом	3920	2832	2400	2086	1362	876	698	515	356	263	225	206	191	100
R ₂ , Ом	3880	2806	2401	2112	1367	887	706	518	375	260	221	208	186	250
R ₃ , Ом	3830	3000	2538	2184	1442	978	725	532	355	262	223	197	194	500
R ₄ , Ом	3396	2727	2333	2020	1362	863	688	525,9	355	265	227	206	192	1000
R ₅ , Ом	3756	2841	2418	2093	1386	904	704	520	360	263	224	203	191	

На рис.8 подані графіки, які характеризують ступінь впливу величини відомого опору R_0 в схемі дільника (рис.5) на величину вимірюваного опору тканин передпліччя. Як видно з графіків (вони зняті за умови, що $U_1 = 0.5 \text{ В} = \text{const}$, електроди №2, обробка шкіри - спирт/гель), найменші значення опорів тканин отримані при $R_0 = 47 \text{ Ом}$. Це ще раз додатково експериментально підтверджує правильність співвідношень (1) і вказує на явну функціональну залежність цього параметра від величини

Таблиця 5

змінного струму. Даний графік побудований за результатами значень табл.5.

f, кГц	0,4	0,6	0,8	1,0	2	4	6	8	10	20	40	60	80	100	R ₀ , Ом
R ₁ , Ом	3983	3285	2726	2285	1469	944	741	608	543	361	297	209			440
R ₂ , Ом	3310	2695	2392	1978	1271	800	609	493	429	347	283	201	177	169	200
R ₃ , Ом	2952	2394	2008	1768	1161	730	590	480	424	318	232	202	181	169	72
R ₄ , Ом	2670	2230	1940	1720	1129	725	588	464	424	305	231	198	179	168	47



Вище уже відзначалася значна функціональна залежність опору досліджуваних тканин від величини струму, який протікає через біооб'єкт. На рис. 9а наведені експериментальні графіки залежності змін значень струму через біооб'єкт від частоти сигналу для різних типів електродів. Графіки побудовані за даними табл. 6, які отримані при наступних умовах: $R_0 = 200 \text{ Ом}$; $U_1 = 0.5 \text{ В} = \text{const}$; пацієнт номер 1., чоловік, 21 рік; $t = 18^\circ \text{ C}$; обробка шкіри спирт/гель. Легко помітити, що характер залежності величини змінних струмів, які протікають через біооб'єкт, від частоти повністю корелює з виглядом амплітудно-частотної характеристики опору, поданої на графіку рис.7.

Таблиця 6

f, кГц	0,4	0,6	0,8	1,0	2	4	6	8	10	20	40	60	80	100	Тип електрода
i ₁ , mA	0,145	0,178	0,205	0,235	0,35	0,525	0,64	0,74	0,815	1,05	1,24	1,33	1,39	1,42	№2
-це ₁	2,18	2,89	3,53	4,16	6,70	10,5	13	14,9	16,2	19,2	20,4	19,6	19,8	19,48	
i ₂ , mA	0,142	0,174	0,201	0,225	0,34	0,485	0,58	0,66	0,71	0,98	1,06	1,11	1,14	1,16	№4
-це ₂	2,06	2,73	3,38	3,98	6,19	9,15	10,8	11,8	12,3	13	13,5	13,5	13,7	13,8	
i ₃ , mA	0,152	0,18	0,21	0,23	0,325	0,465	0,55	0,625	0,68	0,84	1,08	1,18	1,24	1,3	№1+№4
-це ₃	2,16	2,77	3,30	3,85	5,89	8,5	10,5	12	13	16,3	17,6	17,6	17,6	17,39	

Раніше було встановлено (рис.8), що в досліджуваному діапазоні частот існує лінійна залежність між опором тканин передпліччя і частотою сигналу, навіть при істотних відмінностях величин зразкових опорів R_0 у схемі подільника напруги, наприклад, при співвідношенні $440:47=9.36$. З іншого боку зменшення опору (рис.7) і зростання струму (рис.9а) вказують на те, що опір

біотканини на досліджуваній ділянці руки носить комплексний характер, тобто крім активної складової містить реактивну. Розглянута в першій частині біофізична модель структури "м'язова тканин-кісткова тканина" показала, що на змінному струмі її можна подавати еквівалентною RC-ланкою. Правомірність такого підходу експериментально підтверджується результатами дослідження залежності фазового зсуву між напругою на активному опорі R_0 і напругою U_2 (рис.9) на біооб'єкті. Подані на рис.9б графіки, які отримані за допомогою фазометра Ф2-34, якраз показують, що фазовий кут між цими напругами від'ємний, а характер його частотної залежності визначається виглядом амплітудно-частотної характеристики струму (рис.9а), який протікає через біооб'єкт. Оскільки струм, який протікає через опір R_0 , збігається за напрямом у всьому частотному діапазоні з напругою, то негативний знак фазового зсуву між струмом і напругою на біооб'єкті вказує на те, що опір досліджуваних тканин R_c крім активної частини X_c містить реактивну складову емнісного характеру і повний опір структури дорівнює $Z = R_c - jX_c$, де $X_c = 1/(\omega \cdot C)$.

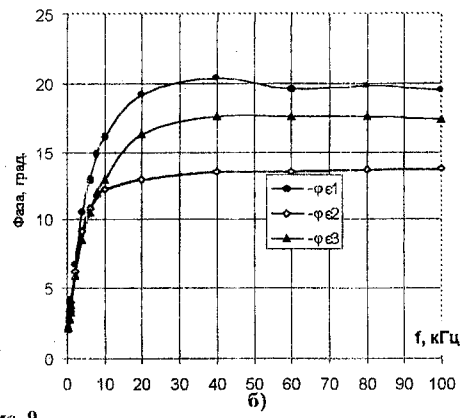
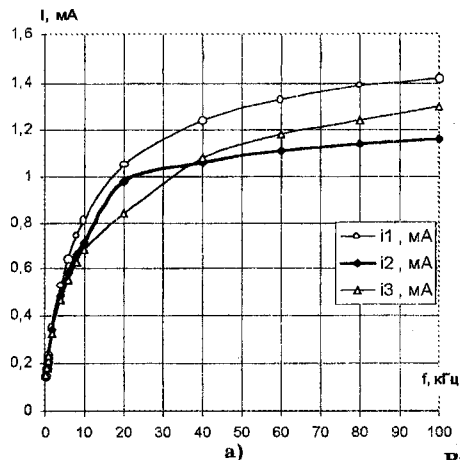


Рис. 9

Порівнюючи між собою графіки залежності сили струму $i = K(f)$ (рис.9а) і фазового кута $\varphi = K_1(f)$ (рис.9б) від частоти, можна зазначити, що в діапазоні частот до 10 кГц характер залежності цих двох параметрів від частоти подібний і близький до лінійного. Крім того, на цьому відрізку частот на їхні величини практично не впливають тип і площа електродів (див. табл.6). Звідси можна зробити висновок, що на цьому відрізку частотного діапазону величина емнісного опору $X_c = 1/(\omega \cdot C)$ є значною і більшою за активну складову R_c повного опору. У зв'язку з цим виникає необхідність розглянути більш детально поведінку опору обраної ділянки біотканини в цьому, більш вузькому, діапазоні частот. Усереднене значення величини вимірюваного опору тканин в області передпліччя для семи пацієнтів у діапазоні від 0,1 до 10 кГц, приведені в табл.7.

Д а н і
табл.7 отримані для пацієнтів за номерами 11-17 (3 чоловіка і 4 жінки у віці 20-21 рік) при умовах: $R_0 = 150 \text{ Ом}$; $U_1 = 0.5 \text{ В} = \text{const}$; $t = 20^\circ \text{ C}$, електроди №4. Для порівняння в табл.8 наводяться результати виміру опору препарату з гомілкової кістки теляти діаметром 28 мм без окістя і м'язових тканин при зустрічному розташуванні електродів типу №4 у значно більш широкому діапазоні частот і при $R_0 = 150 \text{ Ом}$; $U_1 = 0.5 \text{ В} = \text{const}$.

Таблиця 7

$f, \text{ кГц}$	0,1	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	2	4	6	8	10	Тип електрода
$R_{cp}, \text{ Ом}$	8785	5073,6	3838	3081	2526	2174	1421	1070	853	697	616	№4

Опір кісткової тканини, як видно з табл.8, на початку діапазону на частоті 0,1 кГц є досить великим ($\approx 9000 \text{ Ом}$), далі - повільно зменшується, і на частоті 200 кГц складає близько 3000 Ом. Для випадку з досліджуваним біооб'єктом (див. табл.7) вже в діапазоні частот від 0,1 кГц до 10 кГц опір ділянки в області передпліччя руки зменшується в 14 разів. Це дозволяє зробити висновок про те, що прийняте в першій частині для біофізичної моделі положення про шпунтування м'язовими тканинами опору кісткової тканини знаходить експериментальне підтвердження.

Таблиця 8

$f, \text{ кГц}$	0,1	1,0	10	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200
$R_c, \text{ Ом}$	8900	7680	6428	6240	5920	5020	4640	4150	3510	3068	3380	3050	2972

Таким чином, експериментальні дослідження біологічних тканин (область передпліччя) за допомогою комбінованого методу "амперметра-вольтметра-фазометра" підтвердили коректність висновків із запропонованої біофізичної моделі. Це означає, що при подачі змінної напруги (порядку 100-1000 мВ) на гетерогенну структуру "м'язова тканина-трубчаті кістки" через систему неінвазивних електродів, поведінка її опору в розглянутому діапазоні частот нагадує АЧХ низькочастотного RC-фільтра.

Література

1. Науменко А.И., Скотников В.В. Основы электроплетизмографии. -Л.: Медицина, 1975. - 214с.
2. Яруллин Х.Х. Клиническая реоэнцефалография. Л.: Медицина, 1967. - 276с.

БІОМЕДИЧНІ ВИМІРЮВАННЯ І ТЕХНОЛОГІЇ

І. Баранюк. АНАЛІЗ МЕТОДІВ ВИЗНАЧЕННЯ КИСЛОТУТВОРЮЮЧОЇ ФУНКЦІЇ	101
Г.М. Осухівська, Г.М. Шадріна. ОСОБЛИВОСТІ ПОВУДОВИ ВИЗУАЛЬНОГО ЗОБРАЖЕННЯ ГОЛОСНИХ ЗВУКІВ У СИСТЕМІ ДЛЯ ТРЕНУВАННЯ МОВНОГО АПАРАТУ ЛЮДЕЙ З ВАДАМИ СЛУХУ	104
О.В. Мацюк, М.В. Приймак. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ЕЛЕКТРОРЕТИНОГРАМИ У ВИГЛЯДІ ЛІНІЙНОГО ВИПАДКОВОГО ПРОЦЕСУ	107
Є.В. Сторчун. ПРОБЛЕМИ ФОРМАЛІЗАЦІЇ ПУЛЬСОВОЇ ДІАГНОСТИКИ ЗА СХІДНОЮ МЕДИЦИНОЮ	111
Б.М. Ковальчук, Д.С. Солейко, В.С. Коноплицький. БІОФІЗИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ГЕТЕРОГЕННОЇ СТРУКТУРИ М'ЯЗОВА ТКАНИНА - КІСТКОВА ТКАНИНА РС-ЛАНЦЮГОМ	114

ОБМІН ПРАКТИЧНИМ ДОСВІДОМ ТА ТЕХНОЛОГІЯМИ

Г.С.Тымчик, В.А.Румбешта, В.В.Кокаровцев, В.А.Держук, И.Н.Диордица. ВИБРОАКУСТИЧЕСКИЕ СИГНАЛЫ ПРИ РЕЗАНИИ	122
А.А. Пасечник. ВЛИЯНИЕ ПРЕДВАРИТЕЛЬНОГО ЛЕГИРОВАНИЯ ВОДОРОДОМ СТАЛЕЙ 20 И У8 НА ИЗНОСОСТОЙКОСТЬ И СТИРАЮЩИЕ ИХ СВОЙСТВА ПОСЛЕ ППД	125
В.Д. Циделко, А.Л. Апонюк. ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ В СИСТЕМЕ ДИСТАНЦИОННОГО ОБУЧЕНИЯ ТЕХНИЧЕСКОГО УНИВЕРСИТЕТА	130
Скицюк В.І., Сілін Р.С. МЕТОДИКА ТОРКАННЯ ПОВЕРХНІ ДЕТАЛІ БОКОВОЮ РІЗАЛЬНОЮ СТРІЧКОЮ З МЕТОЮ ВИЗНАЧЕННЯ КООРДИНАТИ ЇЇ ПОВЕРХНІ	133
О.П. Бурмістенков, Б.М. Злотенко. ВРАХУВАННЯ ОРІЄНТАЦІЙНОЇ УСАДКИ ПОЛІМЕРНОГО МАТЕРІАЛУ ПРИ ВИЗНАЧЕННІ РОЗМІРІВ ОФОРМЛЯЮЧИХ ЕЛЕМЕНТІВ ПРЕС-ФОРМИ	138
М.В. Матішкін, М.П. Мартинців, І.М. Рудько. ОСНОВНІ ПОКАЗНИКИ НАДІЙНОСТІ РОБОТИ ПІДВІСНИХ КАНАТНИХ ЛІСОТРАНСПОРТУВАЛЬНИХ СИСТЕМ	140
О.О. Обчинников. ВИЗНАЧЕННЯ СИСТЕМ КООРДИНАТ, НЕОБХІДНИХ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ЗУБЧАСТО-ПАСОВИХ ПЕРЕДАЧ, І ЗВ'ЯЗОК МІЖ НИМИ	144

ПРИЛАДИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ ЗДІЙСНЕННЯ ЕКОЛОГІЧНОГО МОНІТОРИНГУ

Соловьева Е.В., Селенко Б.П., Кошев А.Н. МОДЕЛИ ПРОЦЕССОВ ЛОГИЧЕСКОГО УПРАВЛЕНИЯ ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ НАДЕЖНОСТИ СЛОЖНЫХ ТЕХНОГЕННЫХ КОМПЛЕКСОВ	148
Соловьева Е.В., Селенко Б.П., Кошев А.Н. МЕТОД ЭКСПРЕСС-ОБРАБОТКИ ЭКСПЕДИЦИОННЫХ ДАННЫХ О ЗАГРЯЗНЕНИИ ПОЧВ	153
Рогов В.М., Корчик Н.М., Нестер А.А. ЗАМКНУТА СИСТЕМА ОЧИЩЕННЯ ВОДИ В ГОСПОДАРСТВІ ГАЛЬВАНІЧНИХ ЦЕХІВ	157

ПРЕЦИЗІЙНІ ВИМІРЮВАННЯ ТА НОВІТНІ ТЕХНОЛОГІЇ

В.П. Зинченко, И.П. Муха. ОРГАНІЗАЦІЯ ЕЛЕКТРОННОГО ДОКУМЕНТООБОРОТА ПРИ ПРОЕКТНИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ СЛОЖНЫХ ТЕХНИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ	161
В.Г.Здоренко. АНАЛІЗ СУМІСНОГО ВПЛИВУ МЕХАНІЗМІВ ПОДАЧІ ОСНОВИ ТА ВІДТЯЖКИ ПОЛОТНА НА НАТЯГ ПРУЖНОЇ СИСТЕМИ ЗАПРАВКИ ОСНОВОВ'ЯЗальної МАШИНИ ПРИ НЕУСТАЛЕНИХ РЕЖИМАХ РОБОТИ	168
В.В. Шевеля, В.А.Кирилков. ОБ УЧЕТЕ УПРУГИХ ДЕФОРМАЦИЙ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ УСТАНОВКИ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ИССЛЕДОВАНИЙ КОНТАКТА В УСЛОВИЯХ ПРЕДВАРИТЕЛЬНОГО СМЕЩЕНИЯ	173
І.В. Троцишин. ПРИНЦИПИ ФАЗОВИХ ТА ЧАСТОТНИХ ВИМІРЮВАНЬ ЕЛЕКТРИЧНИХ СИГНАЛІВ ТА МЕТОДОЛОГІЯ СТВОРЕННЯ КОНЦЕПЦІЇ ФАЗОЧАСТОТНИХ ВИМІРЮВАНЬ ПАРАМЕТРІВ РАДІОСИГНАЛІВ	177
О.П. Войтюк. ВИЗНАЧЕННЯ ПОТЕНЦІЙНОЇ ТОЧНОСТІ ТА ШВИДКОДІЇ АДАПТОВАНИХ МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ ЧАСТОТИ	182
Р.В. Рачок. ОЦІНКА ЗАВАДОСТІЙКОСТІ СИСТЕМИ ЗВ'ЯЗКУ ПРИ УРАХУВАННІ РІЗНИХ ЗАКОНІВ РОЗПОДІЛУ ВИСОТ МІСЦЕВОСТІ І ВІДСТАНІ МІЖ АБОНЕНТАМИ	186
Чеховський С.А., Кононенко М.А., Гяельовська Н.Я. СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ ВНУТРІШНЬОЇ СТРУКТУРИ ОБ'ЄКТІВ З ВИКОРИСТАННЯМ ФРАКТАЛЬНОГО ПІДХОДУ	188

РЕФЕРАТИ	190
ABSTRACTS	193

Міжнародний науково-технічний журнал
**Вимірювальна та обчислювальна
техніка в технологічних процесах**

Заснований в травні 1997 р.

Виходить 4 рази на рік

Хмельницький, 2002, №1(19)

Засновники:

Технологічний університет Поділля (м. Хмельницький)

ВАТ НДІ “Уконд” (м. Хмельницький)

Українська технологічна академія (м. Київ)

Видавець: Технологічний університет Поділля (м. Хмельницький)

Головний редактор І.В. Троцишин

Редакційна колегія:

І.Л.Афонін (Україна, Севастополь), **В.Ф.Бардаченко** (Україна, Київ),
В.І.Водотовка (Україна, Київ, Хмельницький), **В.А.Венгржановський** (Україна,
Хмельницький), **Г.Ф.Гордієнко** (Україна, Хмельницький), **В.Б.Дудикевич**
(Україна, Львів), **В.М.Локазюк** (Україна, Хмельницький), **В.Г.Камбург**
(Україна, Хмельницький), **С.А.Кравченко** (Росія, Санкт-Петербург), **Г.О.Козлик**
(Україна, Київ), **В.П.Кожем'яко** (Україна, Вінниця), **Ф.Ф. Колпаков**(Україна,
Харків), **В.Т.Кондратов** (Україна, Київ), **В.Д.Косенков** (Україна,
Хмельницький), **І.В.Кузьмін** (Україна, Вінниця), **А.О.Мельник** (Україна, Львів),
Ю.Ф.Павленко (Україна, Харків), **О.М.Петренко** (Україна, Хмельницький),
В.О.Піджаренко (Україна, Вінниця), **В.П.Ройзман** (Україна, Хмельницький),
О.П.Ротштейн (Ізраїль, Єрусалим), **В.П.Тарасенко** (Україна, Київ),
Ю.О.Скрипник (Україна, Київ, голова редакційної колегії), **М.М.Сурду**
(Україна, Київ), **П.М.Супрунюк** (Україна, Львів), **Й.І.Стенцель** (Україна,
Северодонецьк), **М.А. Філінюк** (Україна, Вінниця), **В.Д.Ціделко** (Україна, Київ).

Відповідальний секретар Л.В.Троцишина

Технічний редактор Л.В.Троцишина

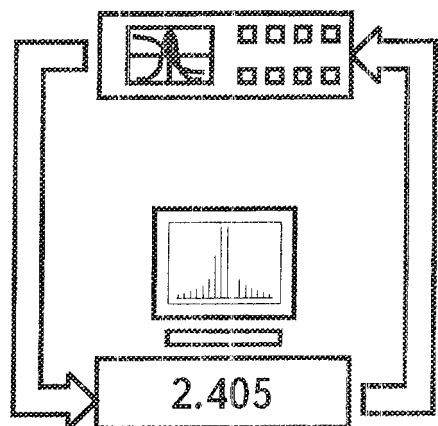
Редактор-коректор В.І.Мільман

*Адреса редакції: Україна, 29016, м. Хмельницький, вул. Інститутська 11, Технологічний університет
Поділля, редакція журналу “Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах”,
(кімн. 4-331), тел: (0382) 72-88-74.*

E-mail: vottp@beta.tup.km.ua

Зареєстровано Міністерством України у справах преси та інформації
Свідоцтво про державну реєстрацію друкованого засобу масової інформації
Серія КВ №2398 від 9 січня 1997 року.

© Технологічний університет Поділля, 2002
© Редакція “Вимірювальна та обчислювальна
техніка в технологічних процесах”, 1997



*МІЖНАРОДНИЙ
НАУКОВО-ТЕХНІЧНИЙ
ЖУРНАЛ*

**ВИМІРЮВАЛЬНА
ТА
ОБЧИСЛЮВАЛЬНА
ТЕХНІКА
В
ТЕХНОЛОГІЧНИХ
ПРОЦЕСАХ**

