

УДК: 616-018:612.014.422-071:57

## ДИСПЕРСІЯ ДІЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРОНИКЛИВОСТІ, ЯК ДІАГНОСТИЧНИЙ ПАРАМЕТР СТРУКТУРНИХ ЗМІН У БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТАХ

Солейко Д.С., Коноплицький В.С., Ковальчук Б.М.

Вінницький національний медичний університет ім.М.І.Пирогова (вул.Пирогова, 56, м.Вінниця, 21018, Україна), Вінницький національний технічний університет (вул.Хмельницьке шосе, 95, м.Вінниця, 21021, Україна)

**Резюме.** *Визначені теоретичні аспекти взаємодії низько-інтенсивних струмів із м'язовою тканиною. Доведено, що опір м'язової тканини відіграє роль шунта відносно кісткової тканини, внаслідок чого спостерігаються взаємовпливаючі мікроструктурні зміни в системі "кістка-м'язова тканина". Встановлення змін, що виникають, дає змогу діагностувати патологічні стани в ранні строки.*

**Ключові слова:** м'язова тканина, опір, шунт.

**Summary.** *The theoretical aspects of the interaction of low-intensity currents with muscular tissue are determined. It is proved, that resistance of muscular tissue serves as shunt for bone tissue, consequently, interacting microstructural changes in the system "bone-muscular tissue" are observed. Determination of the arising changes gives the possibility to diagnose pathologic states in the earliest periods.*

**Key words:** muscular tissue, resistance, shunt.

### Вступ

В даний час електрофізичні властивості біологічних тканин при проходженні через них постійного або змінного струмів досліджені достатньо глибоко та всебічно, внаслідок чого розроблено й впроваджено в лікувальну практику різноманітні медичні технічні засоби різної функціональної спрямованості. Прикладом можуть бути високочастотні апарати для розтину та коагуляції м'яких тканин і кровоносних судин струмами високої частоти, прилади мікрохвильової резонансної терапії, апарати надвисокочастотної (НВЧ) терапії для місцевого лікувального впливу струмами надвисокої частоти в режимі постійної генерації або імпульсної модуляції, пристрої для загальної та регіонарної гіпертермії та інші, робочі частоти яких складають десятки й сотні мегагерц (МГц).

Загальним для зазначених типів медичної апаратури є використання в їх роботі генераторів струму високої частоти - сотні кілогерц (кГц), десятки й сотні МГц. Це пов'язано з тим, що величина загального електричного опору живих тканин залежить від частоти електричного струму, який пропускається через ці тканини. Наведена залежність визначається структурою досліджуваної ділянки або органу, розподілом тканин з ємнісними або резистивними властивостями та зв'язком між електричними властивостями тканин і частотою струму [Корнеев с соавт., 2001].

Відомо, що електричний опір шкіри і прилеглих до неї тканин на постійному струмі досягає значної величини - до 60-100 кОм. Однак, при використанні змінного струму частотою 200-300 кГц електричний опір шкіри складає приблизно 50-300 Ом [Корнеев с соавт., 2001], а при застосуванні струмів ще більш високих частот (діапазон УВЧ, НВЧ, ВВЧ) опір тканин зменшується до 30-40 Ом. 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 [Зенков, Ронкин, 1982]. Експериментальні дослідження [Науменко, Скотников, 1975] показали, що змінна частина повного опору (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 малощумлячих операційних підсилювачів, що практично є біофізичними основами реографії.

На противагу зазначеній вище високочастотної області застосування до біооб'єктів змінних струмів існує спектр медичних апаратів для функціональної діагностики, робота яких пов'язана з фіксацією слабких біопотенціалів у діапазоні від десятків частин герца (Гц) до десятків Гц. В першу чергу до них належать такі потужні діагностичні прилади, як електрокардіографи та електроенцефалографи. В деяких випадках медичні прилади генерують вихідні струми на промисловій частоті 50 Гц, що значно полегшує і спрощує їх конструктивне рішення.

Таким чином, на даний час спостерігається своєрідний розрив ("вікно") суцільного діапазону частот у дослідженнях електрофізичних властивостей біологічних об'єктів, який знаходиться в проміжку частот від сотень Гц до декількох кГц. Загалом, успішне багаторічне та досить широке використання змінних струмів високої та інфранизької частоти в різного типу медичній діагностично-лікувальній апаратурі значною мірою послабило інтерес до досліджень електрофізичних властивостей тканин у зазначеному діапазоні частот. Наприклад, експериментальні результати досліджень електричного опору шкіри та деяких тканин у цьому діапазоні

були отримані ще в 30-40-х роках минулого сторіччя, але так повною мірою і не були використані для діагностичних цілей. У зв'язку з цим нами пропонується нова теоретична основа взаємодії змінних струмів зазначеного діапазону з м'язовою тканиною і розглядається можливість її практичного застосування для діагностичних цілей.

*Метою дослідження:* проаналізувати характер взаємодії біофізичної моделі структури кістка-м'язова тканина з джерелом змінного струму. З'ясувати особливості взаємодії змінних струмів із м'язовою та кістковою тканиною. Дослідити, як змінюється значення дисперсії діелектричної провідності м'язової тканини при наявності структурних змін у кістковій тканині і яким шляхом можна визначити патологічні зміни, які відбуваються в кістковій тканині при наявності в ній запального процесу.

### Результати. Обговорення

*Теоретичні аспекти взаємодії перемінних низько-інтенсивних струмів із м'язовою тканиною.*

Біологічні тканини - гетерогенні матеріали зі складною мікроскопічною структурою. Кожні складові клітини мають особливе спеціалізоване призначення. Всі клітини, біологічні молекули, внутрішньоклітинні органи містять заряджені частини, на які при розташуванні в електромагнітному полі діють певні сили [Франк, 1982; Богач з співавт., 1984; Костюк с соавт., 1988].

Взаємодія електромагнітного поля з біосередовищем характеризується наступними параметрами: провідність - " $\sigma$ ", магнітна сприйнятність - " $\gamma$ ", діелектрична проникність - " $E$ " [Иродов, 1983; Березовский, Колотилов, 1990]. Біологічні тканини в магнітних полях виявляють себе як діамагнетики, магнітна сприйнятливості яких складає близько  $9 \times 10^{-6}$ , тому ці середовища відносно дії зовнішніх електричних полів характеризуються тільки діелектричною проникністю й провідністю [Введенский, Ожогин, 1986; Березовский, Колотилов, 1990].

У тканин з високим вмістом води (наприклад у м'язовій тканині) внутрішня частина клітини й середовище, яке оточує її зовні, представляють собою водні провідні розчини - електроліти, при цьому провідність та діелектрична проникність мембрани нижче, ніж у розділених нею середовищах [Шмідт, Тевс, 1996]. Враховуючи, що структурно скелетні м'язи складаються з множинних паралельних м'язових клітин (волокон) діаметром від 0,01 до 0,1 мм, то в цілому м'язова тканина - це неоднорідний матеріал, який складається з м'язових клітин та міжклітинної рідини (електроліту), яку можливо розглядати у вигляді своєрідної біофізичної суспензії. В таких середовищах спостерігається явище дисперсії діелектричної проникності, що отримало назву ефекту Максвела-Вагнера [Шванн, 1963].

Теоретично ефект Максвела-Вагнера виникає в неоднорідному середовищі, що складається з декількох

паралельних шарів і на яке впливає електричне поле в широкому діапазоні частот. У моделі Максвела-Вагнера еквівалентом біологічному середовищу є матеріал з декількох однорідних паралельних шарів різної товщини " $d$ " з різними параметрами " $\sigma$ " і " $E$ ", які розташовані в плоско-паралельному конденсаторі (рис. 1).

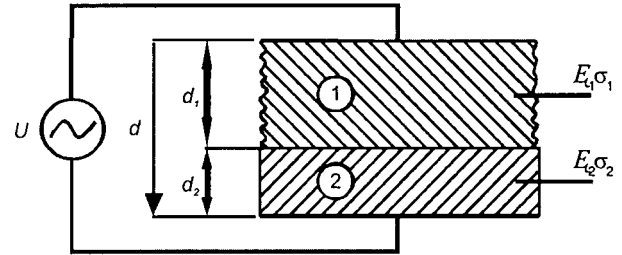


Рис. 1. Схема еквівалента біологічного середовища в моделі Максвела-Вагнера.

Шари товщиною  $d_1$  і  $d_2$  мають параметри  $E_1$ ,  $\sigma_1$  і  $E_2$ ,  $\sigma_2$ , які для простоти висновків будемо рахувати дійсними та незалежними від частоти.

Для плоского конденсатора, в якому між пластинами розташований двошаровий неоднорідний матеріал ( $E_1 \neq E_2$ ,  $\sigma_1 \neq \sigma_2$ ) повна провідність (адмітанс) має вид:

$$Y = [\sigma + j\omega E_0 E_r(\omega)] \times \frac{A}{d} \quad (1),$$

де  $\omega = 2\pi f$  - частота,  $E_0$  - діелектрична проникність вакууму,  $E_r$  - відносна діелектрична проникність середовища,  $A$  - площа пластин,  $d = d_1 + d_2$  - загальна товщина шару [Духин, 1975].

З відомих для плоского конденсатора співвідношень визначаються провідність за постійним струмом (низькочастотна)  $\sigma$  - відносна провідність неоднорідного матеріалу:

$$\sigma = \frac{\sigma_1 \sigma_2}{\sigma_1 \frac{d_2}{d_1} + \sigma_2 \frac{d_1}{d}} \quad (2),$$

$$E_c(\omega) = E_{\infty} + \frac{E_s - E_{\infty}}{1 + \omega^2 \tau^2} - j \frac{\omega \tau (E_s - E_{\infty})}{1 + \omega^2 \tau^2} \quad (3),$$

$$E_{\infty} = \frac{E_1 E_2}{E_1 \frac{d_2}{d_1} + E_2 \frac{d_1}{d}} \quad (4),$$

$$E_s = \frac{E_1 \sigma_2^2 \frac{d_1}{d} + E_2 \sigma_1^2 \frac{d_2}{d}}{\left[ \sigma_1 \frac{d_2}{d_1} + \sigma_2 \frac{d_1}{d} \right]^2} \quad (5),$$

$$\tau = E_0 \frac{E_1 d_2 + E_2 d_1}{\sigma_1 d_2 + \sigma_2 d_1} \quad (6),$$

де  $\tau$  - час релаксації,  $E_s$  - низькочастотна складова повної відносної діелектричної проникливості  $E_r$ ,  $E_{\infty}$  - високочастотна складова  $E_r$ .

Аналіз формул (3), висвітлює, що еквівалентна діелектрична проникність  $E_c$  неоднорідного матеріалу залежить від частоти, хоча основні параметри його частин (двох шарів) за раніше зазначеною умовою частотно незалежні. Цей висновок наочно підкріплюють також формули (4, 5), які визначають низькочастотну  $E_s$  і високочастотну  $E_{\infty}$  складової повної діелектричної провідності  $E_c$ . Слід зазначити, що високочастотна складова  $E_{\infty}$  обумовлена дисперсією молекул води, яка проявляється тільки на високих та надвисоких частотах. Тому в означеному діапазоні частот значення  $E_c$  практично визначається лише величиною низькочастотної складової  $E_s$ .

Якщо в розглянутому на рисунку 1 конденсаторі розмістити багатошаровий матеріал, що складається з  $n$ -паралельних шарів матеріалу 1 загальною товщиною  $d_1$  і з  $n$ -паралельних шарів матеріалу 2 загальною товщиною  $d_2$ , то основні еквівалентні параметри всього неоднорідного матеріалу будуть визначатись формулами (2), (3). Внаслідок ефекту Максвелла-Вагнера значення складової низькочастотної проникності  $E_s$  є більшим, ніж значення проникності кожної окремої частини  $E_{s1}$  і  $E_{s2}$ . Так, якщо  $\sigma_2 \gg \sigma_1$  і  $E_{s2} = 1$ , то відношення  $E_s/E_{s1}$  багато більше одиниці при  $d/d_1 \gg 1$ .

Ефект Максвелла-Вагнера в суспензії біологічних клітин набагато складніший, ніж у розглянутій вище моделі неоднорідного двохшарового конденсатора. Але результати аналізу цього ефекту в обох випадках схожі, якщо для якісного пояснення дисперсії (релаксації) параметра  $E_c$  в суспензії клітин ввести еквівалентну схему

(рис. 2), яка наближено відображає середню біологічну клітину в суспензії.

Електричний струм "I" в клітині та в її найближчому оточенні схематично відображений на рисунку 2а. Він складається з двох частин. Струм  $i_1$ , який проходить крізь клітинну мембрану і внутрішню частину клітини, представлений елементами  $R_i$  і  $C_m$  еквівалентної електричної схеми (рис. 2а), а струм, що проходить у зовнішньому середовищі навколо клітини, представлений елементами  $R_e$  і  $C_e$  (рис. 2б). Для такої схеми заміщення клітини повна провідність на контактах схеми 1-2 дорівнює:

$$Y = G_e + \frac{w^2 \tau^2 G_i}{1 + w^2 \tau^2} + jw \left[ C_e + \frac{C_m}{1 + w\tau^2} \right] \quad (7)$$

$$\text{де } \tau = \frac{C_m}{G_i}; G_e = \frac{1}{R_e}; G_i = \frac{1}{R_i} \quad (8)$$

а  $C_m$  - ємність мембрани клітини;  $R_i$  - опір мембрани клітини;  $R_e$  - опір міжклітинного середовища;  $C_e$  - ємність утвореного міжклітинного середовища, яка залежить від розмірів площі електродів.

Якщо прийняти, що біологічний матеріал складається з таких, як на рисунку 2 середніх клітин, то фрагмент м'язової клітини, розташований між двома електродами (рис. 1), можливо розглядати як систему, що складається з безлічі еквівалентних схем у різних послідовних та паралельних комбінаціях. Так, якщо  $N$  - число клітин в одиниці об'єму матеріалу,  $A$  - площа пластин ідеального конденсатора і  $d$  - відстань між пластинами, то об'єм матеріалу  $Ad$  можна рахувати паралельною комбінацією з  $AN^{2/3}$  схем, кожна з яких представляє собою послідовну комбінацію з  $dN^{1/3}$  простих еквівалентних схем. У цьому випадку повна провідність (адмітанс), визначена на контактах конденсатора й електричні параметри зразка матеріалу будуть пов'язані наступними формулами:

$$Y = [\sigma + jwE_0E_c(w)]Ad = Y_c \frac{AN^{2/3}}{dN^{1/3}} \approx Y_c N^{1/3} d \quad (9)$$

$$\sigma + jwE_0E_c(w) = N^{1/3} Y_c \quad (10)$$

де  $Y$  - повна провідність біологічного об'єкта (адмітанс),  $Y_c$  - повна провідність ідеального конденсатора з діелектриком, для якого є дійсним ефект Максвелла-Вагнера;  $\sigma$  - дійсна (низькочастотна) складова повної провідності;  $w$  - кругова частота, яка дорівнює  $2\pi f$ ;  $E_0$  - відносна діелектрична проникність вакууму;  $E_c$  - відносна діелектрична проникність біологічного об'єкта, а [] (квадратні дужки) позначають найбільше цілочисельне значення величини.

Аналіз формул (9), (10) виявляє, що основні параметри середовища можна пов'язати з еквівалентним

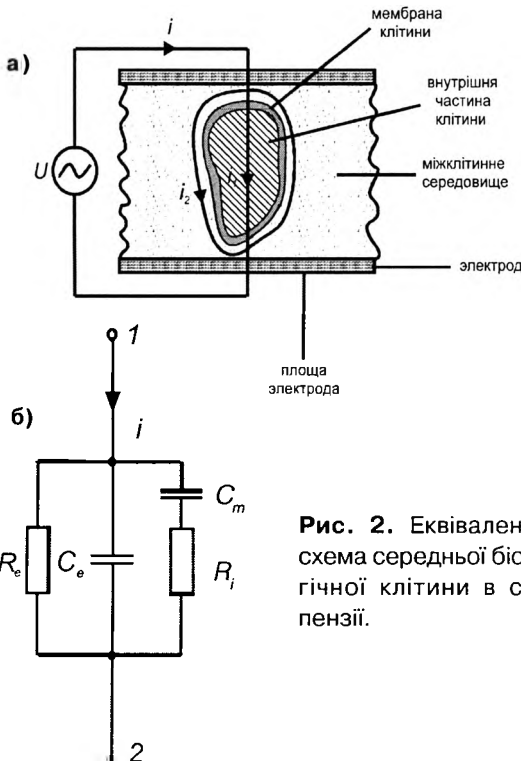


Рис. 2. Еквівалентна схема середньої біологічної клітини в суспензії.

адмітансом клітини, яка має ідентичну дисперсію діелектричної проникності. Порядок величини часу релаксації "τ" можливо оцінити, на прикладі типової клітини. Відповідно до формули (8) ємність  $C_m$  і повна активна провідність  $G_i$  входять до формули для часу релаксації. В першому наближенні ємність  $C_m$  пов'язана з мембраною клітини, і можливо припустити, що  $C_m$  пропорційна  $r^2 E_m / t$ , де  $r$  - радіус клітини,  $t$  - товщина мембрани і  $E_m$  - діелектрична проникність мембрани [Науменко, Скотников, 1975; Зенков, Ронкін, 1982; Иродов, 1983]. Аналогічно в клітині провідність пов'язана зі струмом і повинна залежати від провідності середовищ всередині та ззовні клітини. Оскільки обидва ці середовища мають приблизно однакову провідність  $\sigma_i$ , можна припустити, що  $G_i$  пропорційна  $r^2 \sigma_i / r$ . Тоді час релаксації складає:

$$\tau = \frac{C_m}{G_i} = \frac{r E_m}{t \sigma_i} \quad (11),$$

де  $C_m = r^2 E_m / t$ ;  $G_i = r^2 \sigma_i / r$ .

Для типових параметрів м'язової клітини скелетної мускулатури  $r \approx 10^{-3}$  м;  $t \approx 10^{-8}$  м;  $E_m \approx 3,2$ ;  $\sigma_i = 1$  см/м, час релаксації приблизно складає біля  $10^{-4}$ - $10^{-5}$  сек., що відповідає діапазону частот дисперсії - десятки кГц. У м'язових тканинах є клітини, розміри яких можуть складати до декількох сантиметрів [Шмидт, Тевс, 1996]. Тому в них макроскопічна дисперсія діелектричної проникності  $E_i$  на рівні клітин м'язової тканини можлива і на більш низьких частотах: одиниці - десятки кГц.

Таким чином, дисперсію діелектричної проникливості в умовах дії на клітини тканин зовнішніх низькоінтенсивних змінних струмів можливо трактувати, як параметр, який тісно пов'язаний зі змінами в середовищі структури тканин. Як показано в роботі Б.М.Ковальчука з співавторами [2005] вона в зазначеному діапазоні частот обумовлена головним чином мікроструктурною поляризацією на рівні структурних елементів клітин. Такий підхід робить можливим використання вимірювання дисперсії діелектричної проникливості  $E_i$  для діагностики певних захворювання, зокрема гнійно-запальних. При цьому, посилаючись на вирази (3, 7, 9, 10) зазначимо, що не виникає потреби в прямих вимірах самої дисперсії діелектричної проникливості, бо тільки вона впливає на зміну величини повної провідності (адмітансу) біологічної тканини. Це значною мірою полегшує вибір методу вимірів, що практично було підтверджено експериментальними результатами в роботі [Ковальчук з співавт., 2002], в якій відображено біофізичне моделювання

гетерогенної структури типу кістка-м'язова тканина в ділянці плеча.

Стегнова й плечова кістки, маючи форму близьку до циліндричної, фактично з усіх боків рівномірно оточені м'язовими тканинами значної маси. Така анатомія цих кісток і оточуючих їх м'язових тканин робить можливим подання поперечного перерізу аналогічного ут-

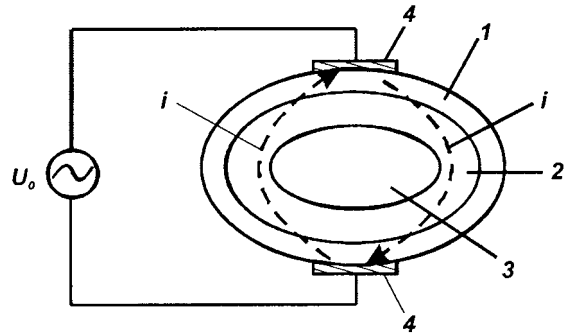


Рис. 3. Тришарова кругова структура плечової кістки.

ворення у вигляді моделі тришарової кругової структури (рис. 3), 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. 3) прикладена система з двох зустрічно розташованих електродів 4, до яких підключене джерело змінної напруги синусоїдальної форми  $U_0$ .

Позначимо опір шкірного шару через  $R_w$ , 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. 4а). По суті аналізована структура щодо джерела змінного сигналу  $U_0$  є ланкою, яка складається з ряду послідовно включених опорів. Додаючи опори морфологічно однорідних шарів  $R_{w1} + R_{w2} = R'_w$  і  $R_{T1} + R_{T2} = R'_T$  модель, яка подана на рисунку 4а, трансформується в ще більш просту послідовну ланку (рис. 4б).

Відомо, що високий опір шкірного покриву зумовлено верхнім шаром епідермісу, що являє собою оро-

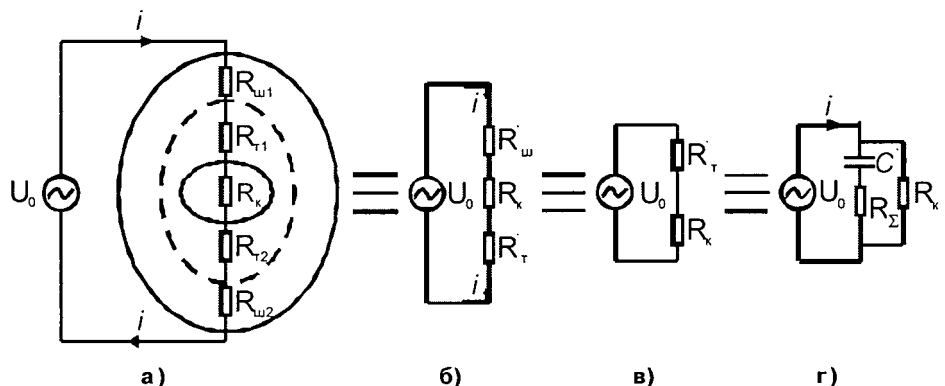


Рис. 4. Еквівалентна схема моделі структури кістка-м'язова тканина в ділянці плеча.

говілий епітелій, а всі інші шари шкірного покриву за своїх властивостями близькі до м'язових тканин. Застосувавши методику обробки шкіри спеціальним гелем, який практично нейтралізує поверхневий шар епідермісу, можна усунути вплив цього шару на провідність розглянутої структури [Костюк с соавт., 1988]. В результаті схема моделі (рис. 4б) може бути представлена наступним еквівалентним варіантом (рис. 4в).

Біомеханічні властивості кісток скелета людини (міцність на стискання, розтягання й 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'єзоефекту, 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 [Антонов с соавт., 2000]. На змінному струмі ефект орієнтації колагенових ниток нівелюється і тому електричні властивості кістки, особливо в розглянутому діапазоні частот, досліджені недостатньо.

Зовнішній шар трубчастих кісток утворений компактною речовиною [Введенский, Ожогин, 1986], склад якої містить близько 22% води, 12,5% білка-осеїну, 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 [Березовский, Колотилов, 1990]. Крім того, кількість води у кістці у два рази менше, ніж компонентів із низькою провідністю - білка, жиру та неорганічних речовин. Це дозволяє розглядати кістку, як середовище, у якій дуже ускладнена іонна провідність через компакту речовину, тобто, як і в будь-якому п'єзоелектрику. І навпаки, м'язові тканини, які оточують кістку, містять велику кількість внутрішньоклітинної води, міжклітинної рідини, значну кількість іонів  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{K}^+$ , 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 [Антонов с соавт., 2000]. 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 й міозиновими нитками. Ці нитки утворюють скорочувальні пучки (міофі-

брили) діаметром 1 мкм, які поділяються Z-пластинами на декілька компартментів (саркомірів) довжиною близько 2,5 мкм. На поверхні мембрана міоцита на багатьох ділянках утворює заглиблення у вигляді трубочок (діаметром 50 нм), які перпендикулярні до подовжньої осі волокна, і безпосередньо сполучається з позаклітинним середовищем. Перпендикулярно до поперечних трубочок, тобто, паралельно до міофібрил, розташована система подовжніх трубочок. Подовжні трубочки на своїх кінцях мають термінальні цистерни, які містять працюючий на енергії АТФ-кальцієвий насос і є сховищами іонів  $\text{Ca}^{2+}$ . Електромеханічне сполучення (порушення) міоциту відбувається за допомогою поширення потенціалу дії по мембранах поперечної системи трубочок усередину клітини з наступним вивільненням іонів  $\text{Ca}^{2+}$  з термінальних цистерн подовжніх трубочок у міоплазму клітини.

Для м'язів скелета встановлено, що, якщо зовнішні стимули надходять з частотою не менше 20 Гц, то рівень  $\text{Ca}^{2+}$  в інтервалах між ними у міоплазмі залишається високим, тому що кальцієвий насос не встигає повернути всі іони до подовжніх трубочок [Духин, 1975]. 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 подовжніх трубочок, тому що не виникає потенціалу дії [Духин, 1975]. 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 складається з лінійно розташованих клітин.

У двошаровому фрагменті такої структури, поданої на рисунку 5, -  $C_m$  і  $C_n$  ємності мембран клітин  $r_i$  - внутрішній опір цитоплазми клітин,  $R_o$  - опір міжклітинного середовища. Аналіз фрагмента (рис. 5), показує, що така структура представляє собою паралельно-послідовну ланку з розподіленими RC-параметрами. Врахувавши паралельне з'єднання в кожному шарі елементів ланцюга заміщення ( $C_m$ ,  $r_i$ ,  $r_o$ ), переходимо до більш спрощеного варіанта структури (рис. 6а), яка з урахуванням послідовності включення елементів трансформуються в кінцевому рахунку в остаточний варіант схеми заміщення (рис. 6б), де  $C'' = C_{\Sigma 1} + C_{\Sigma 2}$ ;  $r_i'' = r_i' + r_{i\Sigma 2}$ ;  $r_o'' = r_{o\Sigma 1}' + r_{o\Sigma 2}'$ ;  $C_{\Sigma 1} = C_{m1} + \dots + C_{mn1}$ ;  $C_{\Sigma 2} = C_{m2} + \dots + C_{mn2}$ ;  $r_{i\Sigma 1}' = r_{i1}' + r_{in1}'$ ;  $r_{i\Sigma 2}' = r_{i2}' + r_{in2}'$ .

Опори  $r_i''$  і  $r_o''$  зумовлені провідністю внутрішньоклітинного й міжклітинного електролітів і тому їх можна представити загальним опором  $R_{\Sigma} = r_o'' + r_i''$ .

Порядок величин  $r_i''$  і  $r_o''$  легко вимірюється експериментально [Шмидт, Тевс, 1996]. Наприклад, для аксона кальмара  $r_i''$  порядку 100 Ом/см<sup>2</sup>. Так як міоцити містять у міоплазмі, крім іонів калію, ще й значні концентрації іонів  $\text{Ca}^{2+}$ , то можна припустити, що і для них величина  $r_i''$  буде такого ж порядку.

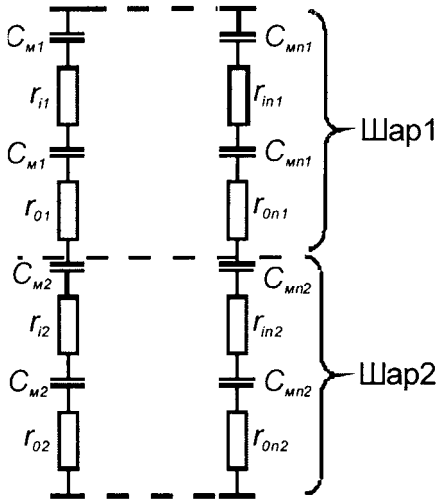


Рис. 5. Схема RC-моделі структури м'язової тканини.

Припустимо тепер, що для схеми (рис. 4б) виконуються умови  $X_c > R_\Sigma$  і  $X_c \ll R_k$ ,

$$\text{де } X_c = \frac{1}{\omega C^n},$$

а  $C^n$  - сумарна ємність усіх клітинних мембран досліджуваної тканини,  $R_k$  - опір кісткової тканини у вихідній моделі на рисунку 4а. З урахуванням прийнятих вище припущень варіант схеми заміщення на рисунку 4в видозмінюється в остаточний варіант, який представлений на рисунку 4г.

Таким чином, запропонована біофізична модель структури м'язової тканини - кісткова тканина дозволяє аналізувати характер її взаємодії з джерелом змінного струму через її подання у вигляді паралельно-последовної резистентно-ємнісної ланки, у якій опір м'язової тканини, який є меншим, виконує шунтуючу роль по відношенню до кісткової тканини. Це призводить до того, що змінні струми в розглянутому діапазоні частот будуть проходити переважно через м'язову тканину, огинаючи кісткову.

### Висновки та перспективи подальших розробок

1. Розглянута біофізична модель структури кістки -

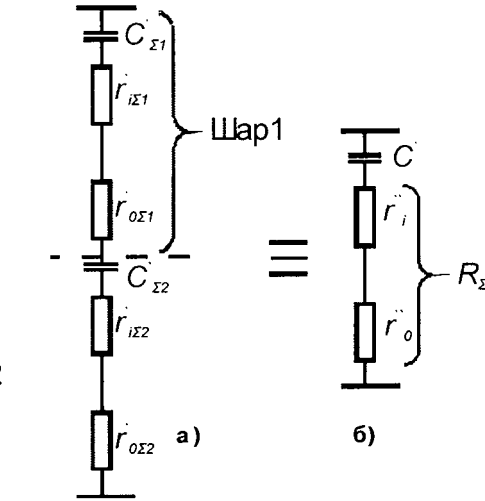


Рис. 6. Остаточний варіант схеми заміщення RC-моделі структури м'язової тканини.

будь-які мікроструктурні зміни в структурі м'язової тканини безперечно будуть впливати на величину дисперсії діелектричної проникності та опосередковано виявлятися через зміну значення повної провідності даної біоструктури.

3. Внаслідок існування тісного зв'язку між окістям, кістковою тканиною та прилеглими м'язами структурні зміни в кістковій тканині будуть впливати на значення дисперсії діелектричної провідності в м'язовій тканині.

4. Патологічні зміни, що відбуваються в кістковій тканині при перебігу запального процесу, можна визначати шляхом реєстрації повної провідності м'язової тканини, прилеглої до ураженої ділянки кістки.

Отримані висновки потребують у подальшому проведення дослідження змін значення дисперсії діелектричної провідності в м'язовій тканині при хронічному запаленні, а також визначення змін даного показника у віддалених термінах після одужання. Подальше вивчення цієї проблеми, яка лишається і на сьогоднішній день невисвітленою в літературі, дозволить оцінювати патогенетичні зміни та розробити діагностичні заходи при запальних явищах та деструктивних процесах у різних ділянках організму людини в ранні строки захворювання.

### Література

Антонов В.Ф. Биодифика: учебник для вузов /Под ред. В.Л.Антонова.- М.: Владос, 2000.- 288с.  
Березовский В.А., Колотиллов Н.Н. Биодифические характеристики тканей человека.- К.: Наукова думка, 1990.- 196с.  
Богач П.Г., Клевец М.Ю., Рибальченко В.К. Основы электрофизиологии.- К.: Вища школа, 1984.- 230с.  
Введенский В.Л., Ожогин В.И. Сверх-

чувствительная магнитометрия и биомагнетизм.- М.: Наука, 1986.- 199с.  
Духин С.С. Электропроводность и электрокинетические свойства дисперсных систем.- К.: Наукова думка, 1975.- 248с.  
Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней.- М.: Медицина, 1982.- 432с.

Иродов И.Е. Основные законы электромагнетизма.- М.: Высшая школа, 1983.- 278с.  
Ковальчук Б.М., Солейко Д.С., Коноплицкий В.С. Біофізичне моделювання гетерогенної структури м'язової тканини - кісткова тканина RC-ланцюгом //Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.- 2002.- №1.- С.114-122.

Костюк П.Г. Биофизика /Под ред. П.Г.Костюка.- К.: Вища школа, 1988.- 504с.  
Корнеев Ю.А., Коршунов А.П., Погадаев В.И. Медицинская и биологическая физика.- М.: Медицинская книга. Издат. НГМА, 2001.- 248с.  
Науменко А.И., Скотников В.В. Основы электроплетизмографии.- Л.: Меди-

цина, 1975.- 214с.

Солейко Д.С., Коноплицкий В.С., Ковальчук Б.М. Особливості вимірювань провідності біологічних тканин в умовах поляризації на електроддах.- 2005.- №4.- 17-23.

Физиология человека / Под ред. Р.Шмидта и Г.Тевса.- М.: Мир,

1996.- Т.1.- 320с.

Франк Г.М. Биофизика живой клетки.- М.: Наука, 1982.- 336с.

Шванн Г. Спектроскопия биологических веществ в поле переменного тока // Электроника и кибернетика в биологии и медицине.- М.: Изд-во иностр. лит., 1963.- С.71-108.

УДК: 616-073.4-8:616-002.3:616.9.-084

## МЕТОДИКА ПРОВЕДЕННЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ДІАГНОСТИКИ У ХВОРИХ З ГНІЙНО-ЗАПАЛЬНИМИ ЗАХВОРЮВАННЯМИ

Жученко О.П., Вільцанюк О.А., Вільцанюк О.О., Рубан М.М.

Вінницький національний медичний університет ім.М.І.Пирогова (вул.Пирогова, 56, м.Вінниця, 21018, Україна)

**Резюме.** Пропонується методика проведення ультразвукової діагностики у хворих з ВІЛ інфекцією, хірургічних хворих із гнійно-запальними процесами, норицями внутрішніх органів та гнійними вогнищами, яка попереджує забруднення патологічними виділеннями датчика апарата ультразвукової діагностики, персоналу та приміщення, де проводиться дослідження, шляхом використання стерильної самоклеючої плівки на досліджувану ділянку тіла пацієнта.

**Ключові слова:** ультразвукова діагностика, гнійні вогнища, контаміційна інфекція, профілактика.

**Summary.** In this article we offer the methodology of conducting ultrasonic diagnostics among the patients with HIV infection, patients with pyoinflammatory process, with fistula of internal organs and with suppurative focuses. This methodology prevents pollution of ultrasonic machine sensor, the staff and the room where patients' examination is held by pathological discharges. According to the methodology sterile pressure sensitive adhesive is put on the patient's region which is examined.

**Key words:** ultrasonic diagnostics, suppurative focuses, contamination infection, prophylaxis.

### Вступ

Проблеми діагностики гнійних вогнищ при сепсисі та післяопераційних ускладненнях залишається однією з актуальних проблем [Девятков, Петров, 1991].

Особливо тяжким є виявлення заплівів, кишень у оперованих хворих та діагностика гнійних вогнищ у хворих із хронічними гнійними процесами [Девятков, Петров, 1991; Милица с соавт., 2002]. Загальні симптоми інтоксикації та місцеві ознаки запалення не завжди являються інформативними, особливо при глибокому розташуванні патологічного процесу, його невеликих розмірах, зниження реактивності організму. Діагностична пункція також буває недостовірною при неможливості прицільно попасти у вогнище інфільтрату і несе вона певну загрозу можливого додаткового інфікування тканин та пошкодження внутрішніх органів [Дворяковский, 1984; Милица с соавт., 2002].

УЗД повністю виключає перераховані недоліки і з великою ступінню достовірності дозволяє діагностувати характер, розміри, локалізацію патологічного процесу. Але відомий спосіб УЗД передбачає безпосередній контакт датчика апарата із шкірою пацієнта лише через тонкий шар геля [Догра, Рубенс, 2005; Baker, Soo, 2002; Massengale, Brem, 2002].

Дослідження у певної категорії хворих з контамінаційною інфекцією в окремих випадках взагалі неможливе внаслідок наявності відкритих ран та утворень з гнійними виділеннями із загрозою забруднення датчика апарата УЗД, медичного персоналу, який викону-

вав дослідження та кабінету, де проводили дослідження.

У зв'язку з цим, метою нашого дослідження була розробка безпечного методу УЗД, який би виключав можливість контакту інфекційно забруднених виділень з апаратурою і профілакував би інфікування медичного персоналу.

### Матеріали та методи

Дослідження проводили у 60 пацієнтів: в першій групі 20 хворих без гнійних захворювань вивчали забрудненість датчика мікроорганізмами при звичайному УЗД. У другій групі також 20 хворих із гнійно-запальними процесами та первинними вогнищами при сепсисі проводили вивчення забрудненості датчика без захисту поля дослідження. У третій групі 20 хворих вивчали забрудненість датчика за розробленою методикою: після обробки місця дослідження антисептиками на шкіру в проекції майбутнього УЗД наклеювали стерильну самоклеючу плівку, яка перешкоджала контакту поверхні датчика з інфікованими виділеннями чи рановою поверхнею. Потім на плівку наносили тонкий шар гелю, рівномірно розподіляли його по поверхні датчиком і проводили дослідження.

В якості прикладу використання розробленого способу приводимо УЗ дослідження у ВІЛ-інфікованого хворого з опійною наркоманією та еритематозно-бульозною формою бешихи (рис. 1, 2, 3).

<b>Кирик Х.А.</b> Ультраструктурна організація судинної оболонки очного яблука білих щурів .....	<b>257</b>
<b>Лисенко С.А., Пушкар М.С., Болюх Б.А.</b> Мікроскопічні зміни в структурі трансплантованої інтактної пухлини Герена на різних стадіях її розвитку .....	<b>259</b>
<b>Пірус Є.Ф., Головацький А.С., Зотіков Л.О.</b> Субмікроскопічна характеристика залозистого компоненту передміхурової залози при її доброякісній гіперплазії у чоловіків похилого віку .....	<b>263</b>
<b>Шульгай А.Г.</b> Морфофункціональна характеристика судинного русла тонкої і товстої кишки після декомпресії жовчних шляхів при місячній механічній жовтяниці шляхом зовнішнього відведення жовчі... ..	<b>266</b>
<b>Сокурєнко Л.М., Чайковський Ю.Б.</b> Морфологічні зміни спинного мозку щурів за умов мікромеркуріалізму .....	<b>270</b>
<b>Шпак В.С., Насибуллин Б.А., Гоженко А.И.</b> Особенности изменений почек крыс при сулемовой заправке на фоне гипернатриевой диеты .....	<b>274</b>
<b>Захараш А.Д.</b> Морфофункціональний стан гепатоцитів на фоні порушення антиоксидантної системи при холестатичній формі цирозу печінки .....	<b>278</b>
<b>Ющак М.В.</b> Структурні зміни довгих кісток лабораторних щурів-самців з парасимпатотонічним типом вегетативної нервової системи в умовах легкого та середнього загального зневоднення організму .....	<b>281</b>
<b>Островська С.С.</b> Стан серця у неопромінених та опромінених щурів з експериментальною нирковою гіпертонією .....	<b>284</b>
<b>Постовітенко К.П., Пентюк О.О., Луцюк М.Б., Сергієнко О.В., Артемчук М.А., Андрушко І.І., Харковенко Р.В., Чехун В.Ф., Призимирська Т.В.</b> Морфологічні зміни в органах тварин з експериментальною гіпергомоцистеїнемією та можливість їх корекції дієтами, збагаченими вітамінами .....	<b>287</b>

**АНТРОПОЛОГІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ**

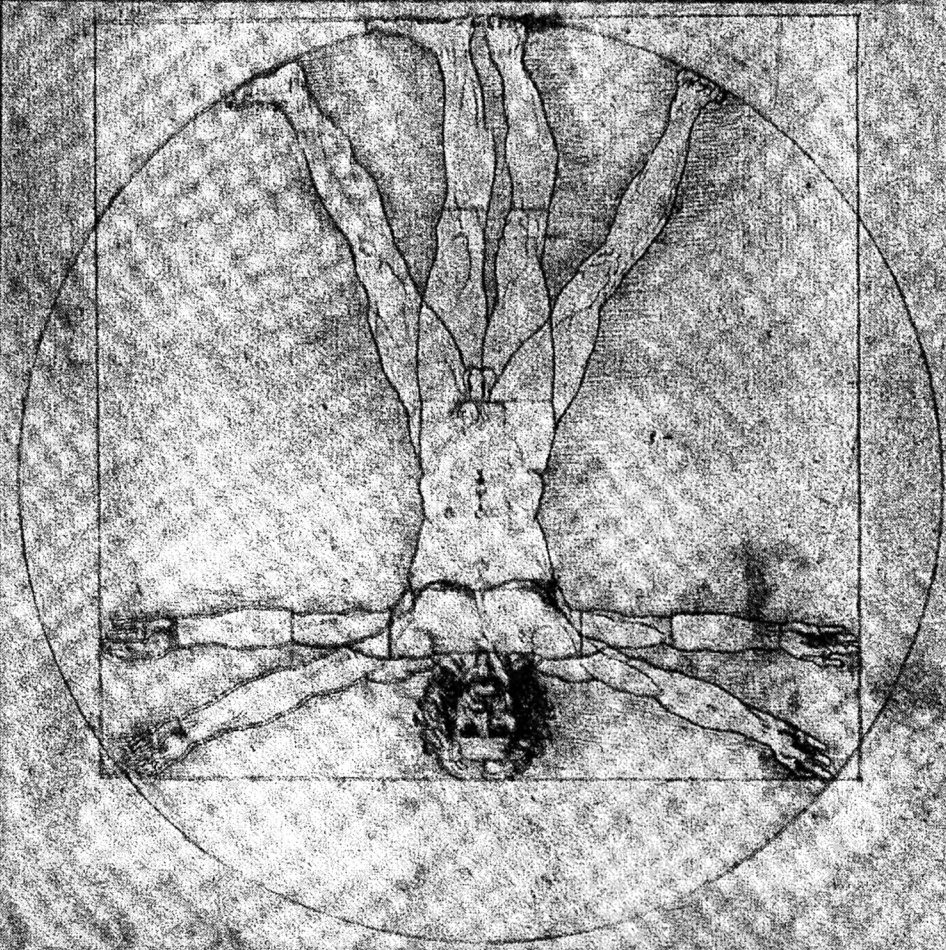
<b>Шестаков А.М., Сапин М.Р., Никитюк Д.Б.</b> Морфологические характеристики прямокишечных желез у людей пожилого и старческого возрастов .....	<b>292</b>
<b>Погорельый В.В., Якименко А.Г., Коноплицкий В.С., Крамаренко А.В., Комаров Ю.В.</b> Некоторые аспекты варикоцеле у детей .....	<b>293</b>
<b>Мазченко В.Ф.</b> Особливості вікової динаміки маси тіла у підлітків у періоді статевого дозрівання .....	<b>295</b>
<b>Барабадзе И.В., Синяченко О.В., Чурилов А.В.</b> Клинико-морфологические сопоставления патологии гениталий у больных системной красной волчанкой .....	<b>298</b>
<b>Чепель Л.І.</b> Епідеміологія карієсу і захворювань пародонта у жителів середнього й старшого віку м. Хмельницького .....	<b>301</b>
<b>Василіюк С.М.</b> Роль ендотеліальної дисфункції в розвитку гнійної рани у хворих на синдром діабетичної стопи .....	<b>305</b>
<b>Швець В.І.</b> Кореляційні зв'язки змін гормональної регуляції водно-сольового обміну й параметрів плазмового фібринолізу при ізоосмолярній гіпергідратації .....	<b>308</b>
<b>Московко С.П., Московко Г.С.</b> Соматична коморбідність при хворобі Паркінсона .....	<b>310</b>
<b>Старинець Н.Г.</b> Клініко-епідеміологічне дослідження поширеності депресивних розладів у популяції хворих неврологічного стаціонару (дані попереднього скринінгу) .....	<b>313</b>
<b>Харченко О.В., Москаленко О.В., Хазанов О.П.</b> Випадки меланоми складні для клінічної діагностики ... ..	<b>316</b>

**МЕТОДИКИ**

<b>Ахтемійчук Ю.Т., Скорейко П.М.</b> Анатомічне дослідження яєчкових вен у плодів та новонароджених людини .....	<b>319</b>
<b>Біктіміров В.В., Гаврилук А.О.</b> Кількісні системи оцінки морфологічних змін печінки при хронічних вірусних гепатитах .....	<b>321</b>
<b>Гриценко С.І., Гумінський Ю.Й.</b> Спосіб обчислення об'єму нирок на етапах гістологічного дослідження .....	<b>325</b>
<b>Гриценко С.І., Гумінський Ю.Й., Назарова О.С., Михайлова І.В., Фоміна Л.В., Гриценко А.С., Бевз В.О., Фомін О.О.</b> Спосіб вибіркового виявлення еластичної сполучної тканини та комбінованого дослідження гістологічних препаратів судин, забарвлених гематоксилином та еозинном .....	<b>326</b>
<b>Присяжна С.В., Салдан Ю.Й., Корчистий В.І.</b> Вивчення морфологічної структури консервованої амніотичної оболонки для використання в офтальмохірургії .....	<b>328</b>
<b>Солейко Д.С., Коноплицкий В.С., Ковальчук Б.М.</b> Дисперсія діелектричної проникливості, як діагностичний параметр структурних змін у біологічних об'єктах .....	<b>331</b>
<b>Жученко О.П., Вільцанюк О.А., Вільцанюк О.О., Рубан М.М.</b> Методика проведення ультразвукової діагностики у хворих з гнійно-запальними захворюваннями .....	<b>337</b>



Відавник  
Винницький державний  
медичний університет  
ім. М.І.Пирогова



REPORTS  
OF MORPHOLOGY

ВІСНИК МОРФОЛОГІЇ

11 №2 2005  
Жовтень 2005