

Вінницького національного медичного університету.- 2005.- Т.9, №1.- С.40-43.

Никитюк Б.А. Генетические маркеры - конституция - клиника //Генетические маркеры в антропогенетике и медицине.- Тез. 4-го Всесоюзн. Симпоз.- Хмельницкий, 1988.- С.152-169.

Особенности структурной организации кожного рисунка пальцев рук и факторы, влияющие на его форми-

рование /Е.Н.Крикун, Т.Н.Божук, С.В.Заболотная, Т.А.Михайлик, С.А.Петричко //Материалы IV международного конгресса по интегративной антропологии.- СПб.: Издательство СПбГМУ, 2002.- С.197-200.

Фогель Ф., Мотульски А. Генетика человека.- М.: Мир, 1989.- Т.1.- 308с.

Харламов Е.В., Сафонова Л.Ф. Пальцевая дерматоглифика студентов-медиков с различными соматотипа-

ми //Материалы IV международного конгресса по интегративной антропологии.- СПб.: Издательство СПбГМУ, 2002.- С.385.

Чистики А.Н., Яровенко В.В. Применение дерматоглифики в медицине и криминалистике.- Тюмень: Тюменский гос. мед. ин-т, 1994.- 21с.

Cummins H., Midlo Ch. Finger Prints, Palms and Soles. An Introduction to Dermatoglyphics.- Philadelphia, 1961.- 300p.

УДК: 621.3.035.2:537.7:576.72:616-018

## ОСОБЛИВОСТІ ВИМІРЮВАНЬ ПРОВІДНОСТІ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН В УМОВАХ ПОЛЯРИЗАЦІЇ НА ЕЛЕКТРОДАХ

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

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

**Резюме.** Вимірювання провідності біологічних тканин в умовах поляризації на електродах дозволяє діагностувати зміни в тканинах при різних захворюваннях. При вимірюванні за допомогою постійного джерела напруги визначається нестабільність в часі, що призводить до неправильної інтерпретації результатів, чого не спостерігається при застосуванні перемінної напруги. RC-ланцюг, в якості моделі гетерогенної структури м'язова тканина - кісткова тканина, підтверджує правомірність даного методу дослідження.

**Ключові слова:** опір, дисперсія, поляризація, імпеданс, електричний генератор, провідність, напруга, електрод.

**Summary.** Measurement of conductivity of biological tissues in conditions of polarization on electrodes allows diagnosing changes at various diseases. At measurement with the help of a constant voltage source the time instability which leads to wrong interpretation of results that it is not observed at use of an alternating voltage is determined. A RC-circuit, as model of heterogeneous structure: muscular tissue - bone tissue, confirms appropriateness of the given method of analysis.

**Key words:** resistance, dispersion, polarization, impedance, electric generator, conductivity, voltage, electrode.

### Вступ

В медичній практиці існує багато методів визначення та реєстрації змін, які відбуваються в біологічних тканинах організму людини при патологічних процесах різної етіології.

Біологічні тканини - це гетерогенні матеріали зі складною мікроскопічною структурою. Окремі клітини, які складають тканину, часто виконують особливі функції маючи різноманітну будову. На молекулярному рівні тканина складається з великої кількості складних молекул, з яких найпростіша - молекула води. Всі ці елементи - клітини, внутрішньоклітинні органели, біомолекули - складаються з заряджених частин, на які діють сили, якщо їх розташувати в електромагнітному полі [Ремизов, 1987].

Відомо, що біологічні об'єкти (БО) в процесі своєї життєдіяльності характеризуються електричними властивостями. Причиною існування цих властивостей є неврівноважені (нескомпенсовані) електричні заряди в БО, які в навколишньому середовищі утворюють електричні поля. Відносно біооб'єктів ці поля називають зовнішніми [Ремизов, 1987].

Величину зовнішніх електричних полів зазвичай визначають шляхом вимірювання різниці потенціалів

(напруги) між двома точками тіла людини найбільш придатними для розташування електродів. Такі потенціали називаються біопотенціалами дії органів або тканин. Графічний запис цих біопотенціалів за допомогою приладів реєстрації називають електрограмою. Прикладом електрограм такого типу є електрокардіограма (ЕКГ), електроенцефалограма (ЕЕГ), електроміограма (ЕМГ) та інш.. Всі наведені види електрографії є окремими випадками запису біопотенціалів в об'ємному провіднику і є проявом сумарної (синхронізації, інтеграції) біострумів окремих функціональних одиниць (м'язових волокон серця, нервових клітин мозку, скелетних м'язів відповідно) [Зенков, Ронкин, 1982].

Сумарні біоструми утворюють змінне за напругою електричне поле, яке в об'ємному провідникові реєструється у вигляді перемінних за величиною біопотенціалів. Вони мають визначену форму і частоту, які залежать від функції органу. Відхилення параметрів біопотенціалів від норми при різних захворюваннях можуть служити об'єктивними діагностичними показниками. Але трактування біопотенціалів через їх графічне відображення (електрограму) пов'язане із деякими труднощами, тому що різноманітні електричні процеси в організмі

людини, які відбуваються в органах і тканинах, впливають один на одного. Ці труднощі значно зменшуються, якщо для генезу і трактовки електрограм біопотенціалів застосувати біофізичну модель еквівалентного електричного генератора [Антонов, 2000; Корнеев, 2001]. Мета роботи - визначення особливості взаємодії постійного та перемінного джерел напруги з біологічними тканинами, на підставі чого довести доцільність використання того чи іншого з них для реєстрації структурних змін тканин біологічних об'єктів. Характеризувати електрофізичні властивості обраного для реєстрації структурних змін джерела напруги. Визначити електрофізіологічний показник тканин, який є найбільш інформативним для визначення структурних змін в біологічних об'єктах. Визначити найбільш оптимальний метод реєстрації цього показника та характеризувати його (методу) особливості.

**Матеріали та методи**

Модель еквівалентного електричного генератора (рис. 1) являє собою замкнуте електричне коло. В це коло послідовно ввімкнені генератор струму - джерело електрорушійної сили (E), яке має свій власний опір  $R_1$  та  $R_0$ . Опір  $R_0$  (зовнішній) в моделі відповідає опору тканини організму, в якому розповсюджується електричне поле, викликане біострумами, що протікають. Для генераторів струму завжди виконується умова  $R_1 \gg R_0$ , де  $R_1$  - власний опір генератора,  $R_0$  - опір зовнішнього навантаження. Величина струму  $i$  в замкнутому колі через кожну послідовну ділянку однакова і визначається згідно закону Ома:

$$i = i_0 = \frac{E}{R_1 + R_0} \quad (1).$$

Так як для генераторів струму виконується умова  $R_1 \gg R_0$ , то струм  $i = i_0 = E/R_1$ ; тобто сила струму практично не залежить від опору зовнішнього середовища.

Елементарним генератором струму в живій тканині є клітина. Таким чином, модель генератора струму тканини чи органу це сукупність елементарних генераторів (клітин), кожний з яких утворює власне електричне поле. При цьому має місце суперпозиція електричних полів окремих мікро-генераторів в загальний біопотенціал органу. Просторова структура і величина електричного поля, утворюваного генератором струму, що знаходиться в середовищі, яке проводить, загалом визначається положенням полюсів генератора і властивостями середовища [Самойлов, 1986]. Фізично, модель еквівалентного електричного генератора струму зручно представляти в розрахунках у вигляді електричного диполя, тобто системи, що складається з

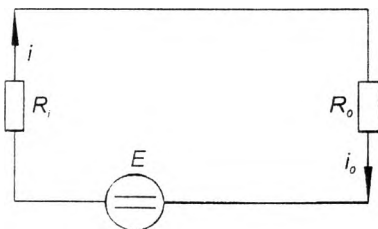


Рис. 1. Модель еквівалентного електричного генератора.

позитивного і нега-

тивного зарядів, які визначеним чином орієнтовані в просторі і знаходяться в середовищі, що проводить струм. Отже, такий підхід дозволяє розрахувати біопотенціали в будь-якій точці поля. Наприклад, електричне поле, утворюване біострумами певного органу (наприклад серця) дорівнює геометричній сумі полів, які утворюються окремими диполями, що виникають при функціонуванні цього органу, а біопотенціал в кожній точці дорівнює сумі потенціалів окремих диполів:

$$\varphi_T = \frac{\rho D_0 \cos \alpha_0}{4\pi r^2} \quad (2),$$

де  $D_0 \cos \alpha_0 = \sum_{i=1}^n D_i \cos \alpha_i$  - сумарний дипольний момент серця,  $D_i \cos \alpha_i$  - елементарний дипольний момент,  $\alpha_0$  - кут між напрямком дії сумарного дипольного моменту  $D_0$  і точкою, де визначається потенціал  $\varphi_T$ ,  $r$  - відстань від точки, де визначається потенціал  $\varphi_T$ .

Таким чином, вимірювання біопотенціалів на поверхні тіл дозволяє лише опосередковано підтвердити наявність біострумів в органах і тканинах та вказує на те, що в даний час не існує прямого методу їх реєстрації неінвазивним способом. Проте розглянута вище модель еквівалентного електричного генератора струму дозволяє всебічно визначити опір міжелектродного ланцюга для біострумів, а саме: з одного з'ясувати основні залежності міжелектродного опору від різноманітних факторів за допомогою зовнішнього фізичного генератора; з іншого переносити всі отримані за допомогою фізичного генератора залежності на залежність міжелектродного опору від різноманітних факторів для біострумів.

**Результати. Обговорення**

*Вплив поляризації електродів на процес вимірювання опору в біологічних об'єктах.*

Електричний опір біологічних тканин переважно визначається опором електролітів, що входять до їх складу. Ці електроліти слабо проводять постійний електричний струм, при проходженні якого в них, зазвичай, спостерігаються наступні явища:

1. Іони з розчину осаджуються на електродах і їх кількість, що зменшується, поповнюється за рахунок нових, які утворюються при розпаді молекул; при цьому опір (R) визначається залежністю

$$R = \rho \frac{L}{S} \quad (3),$$

де  $\rho$  - питомий опір електроду,  $L$  - відстань між електродами,  $S$  - площа електроду;

2. Зменшення іонів не поповнюється, тоді струм поступово зменшується, а потім припиняється (явище поляризації) [Самойлов, 1986].

При застосуванні до тканин організму постійної різниці потенціалів в них спостерігаються такі явища:

3. Постійний електричний струм в тканинах, які його проводять;

4. Різноманітні види поляризації в діелектричних тканинах.

Відомо, що до пасивних властивостей біологічних об'єктів відносяться: опір, електропровідність, ємність, діелектрична проникність [Семёнов, 1971; Костюк, Гродзинский, 1988]. В нормальному та патологічному станах ці параметри змінюються і тому можуть бути використані для вивчення структури та фізико-хімічного стану біологічних речовин. Ці властивості проявляються, якщо до досліджуваної ділянки тканини прикласти напругу електротонічної величини, коли активні властивості мембрани клітини ще не виявляються. В цьому разі клітина поводить себе, як проста електрична схема зі сталим опором і ємністю.

Згідно виразу (1) величина струму ( $i$ ) в тканинах може бути визначена за законом Ома для ділянки ланцюга, але вже для електролітів, та значить і для біоб'єктів. В даному випадку закон Ома має такий вигляд:

$$i = \frac{u - E_n(t)}{R} \quad (4),$$

де  $u$  - застосована до ділянки тканини напруга;  $R$  - активний опір цієї ділянки,  $E_n(t)$  - електрорушійна сила (ЕРС) поляризації, яка виникає внаслідок поляризаційних явищ на електродах та безпосередньо в тканині на непроникних та напівпроникних для іонів мембранах. ЕРС поляризації з часом збільшується, а струм в тканинах зменшується і при довготривалій дії напруги може стати рівним нулю.

В електролітах заряди пов'язані між собою, але під дією зовнішнього електричного поля вони можуть переміщатись в середині мікроструктури (молекули, клітини) або в межах провідного та непровідного середовищ.

Для діелектричних середовищ можливі такі типи поляризації:

а) електронна з часом релаксації  $10^{-18}$ - $10^{-14}$  секунди;

б) іонна з часом релаксації  $\tau=(10^{-8}$ - $10^{-3})$  секунди;

с) діпольно-орієнтаційна з часом релаксації  $10^{-13}$ - $10^{-7}$  секунди;

д) мікроструктурна поляризація, при якій відбувається, внаслідок дії електричного поля, перерозподіл іонів на різних напівпроникних та непроникних для них мембранах (наприклад на цитоплазматичних, мембранах клітинних органел, розмежувальних тканинних мембранах з часом релаксації  $\tau=(10^{-8}$ - $10^{-3})$  секунди);

е) електролітична або електрохімічна з часом релаксації  $\tau=(10^{-3}$ - $10^{-2})$  секунди;

ф) поверхнева з часом релаксації  $\tau=(10^{-3}$ -1) секунда [Корнеев, 2001].

Всі розглянуті види поляризації в більшому або меншому ступені притаманні всім біологічним об'єктам. При дослідженні опору біологічних тканин особливого значення набувають мікроструктурна, електролітична або електрохімічна, та поверхнева поляризації. Зазначимо, що час релаксації - це час, впродовж якого поляриза-

ція збільшується від нуля до максимуму з моменту подачі зовнішньої напруги. Для зазначених типів поляризації він досить значний і становить  $10^{-3}$ -1 секунда. В зв'язку з цим необхідно навести деякі особливості, характерні для цих типів поляризації.

При мікроструктурній поляризації відбувається перерозподіл іонів внаслідок дії електричного поля на різноманітних напівпроникних і непроникних для іонів мембранах, наприклад цитоплазматичних, мембранах клітинних органел, розподільних тканинних оболонках.

Електролітична поляризація виникає між електродами, які занурені в електроліт. Іони, що підходять до електродів, не встигають повністю нейтралізуватись внаслідок вторинних реакцій на електродах та неоднакової рухливості іонів. Тому біля кожного з електродів утворюється "хмаринка" зарядів протилежного знаку, що веде до утворення поля, яке протилежно направлено зовнішньому, поступовому зменшенню струму через електроліт.

Поверхнева поляризація виникає на утвореннях, що мають подвійний електричний шар. Іони дисперсної частини подвійного шару пов'язані з атомами поверхні електродів і не є вільними. Внаслідок цього іони дисперсного шару за рахунок тяжіння утворюють дифузний шар. При підключенні зовнішнього постійного поля виникає часткове зміщення іонів обох шарів і утворюються так звані наведені диполі, що протидіють зовнішньому полю [Антонов, 2000; Корнеев, 2001; Семёнов, 1971].

Як було зазначено, всі види поляризації притаманні біологічним об'єктам. Кількісно це явище прийнято характеризувати величиною відносної діелектричної проникності  $\hat{E}$  [Антонов, 2000; Самойлов, 1986]:

$$\hat{E} = \frac{E_0}{E} \quad (5),$$

де  $E_0$  - напруженість зовнішнього електричного поля в вакуумі,  $E$  - напруженість поля в середовищі. Напруженість поля в середовищі вираховується за формулою

$$E = E_0 - E_n \quad (6),$$

де  $E_0$  - напруженість зовнішнього електричного поля в вакуумі,  $E_n$  - напруженість поля, яка утворюється наведеними диполями при поляризації. Також відносну діелектричну проникність ( $\hat{E}$ ) можливо визначити через співвідношення ємностей:

$$\hat{E} = \frac{C}{C_0} \quad (7),$$

де  $C_0$  - ємність електродів в вакуумі,  $C$  - ємність електродів в середовищі.

Наведені вище дані та їх аналіз вказує на те, що процес вимірювання міжелектродного опору в біоб'єктах тісно пов'язаний з явищем поляризації на електродах. Вплив цього явища особливо відчутний за умови застосування до біологічного об'єкту постійного джерела напруги. Якщо ще врахувати, що на постійному струмі опір шкіряного покриву дуже великий (де-

сятки тисяч Ом) [Зенков, Ронки, 1982; Науменко, 1975], то стає зрозумілим, що до біооб'єктів необхідно застосовувати значні за величиною напруги, які можуть вносити суттєві (обумовлені сильною поляризацією) зміни в фізико-хімічні процеси і мати пошкоджуючий характер. Крім того, при проходженні постійного струму через біологічні об'єкти практично неможливо уникнути всіх типів поляризації і в першу чергу поверхневої та електролітичної. Це значно впливає на характер і точність виміру опору тканин. Особливо цей недолік проявляє себе в умовах, коли необхідно забезпечити вимір опору впродовж тривалого часу - хвилини та десятки хвилин.

В таких випадках величина складової  $E_p(t)$ , що входить до складу аналітичного виразу (4) закону Ома для ділянки ланцюга, навіть в незначному часовому проміжку, внаслідок своїх невизначених коливань, буде впливати на точність виміру опору тканин.

При застосуванні до біологічного об'єкту перемінної (зазвичай синусоїдальної) напруги, в ньому також виникає електричний струм та явища поляризації.

Електричну модель БО для перемінного струму досить часто представляють у вигляді двох опорів:

- активного, який визначається за формулою:

$$R_a = \rho \frac{L}{S};$$

- ємнісного  $R_c = \frac{1}{wc}$ , де  $w=2\pi f$  - кругова частота,  $f$  - частота.

При цьому зазначається, що опір індуктивного характеру в біооб'єктах дорівнює нулю [Березовский, Колотилев, 1990].

В самій тканині ці опори можуть бути з'єднані між собою, як паралельно, так і послідовно (рис. 2).

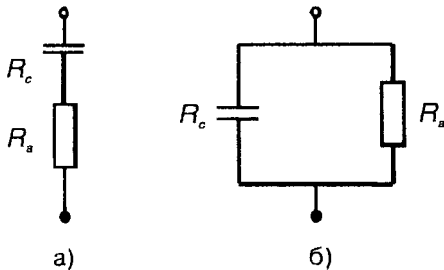


Рис. 2. Схема з'єднання опорів: а - послідовно, б - паралельно.

Імпеданс - це загальний опір тканин в ланцюгу перемінного струму, який при послідовному з'єднанні елементів визначається за формулою:

$$Z = \sqrt{R_a^2 + R_c^2} = \sqrt{R_a^2 + \left(\frac{1}{wc}\right)^2} \quad (8),$$

а при паралельному з'єднанні:

$$Z = \frac{R_a R_c}{\sqrt{R_a^2 + R_c^2}} = \frac{R_a R_c}{\sqrt{R_a^2 + \left(\frac{1}{wc}\right)^2}} \quad (9).$$

Як видно з формул (8) та (9) зі зміною частоти  $w=2\pi f$  змінюється і імпеданс, тобто загальний опір тканини.

Це явище має назву дисперсія.

Величина імпедансу визначається опором самої тканини та залежить від співвідношення частоти (або періоду застосованої напруги  $T$ ) і часу релаксації поляризації  $\tau$ . Між періодом  $T$  і часом релаксації  $\tau$  є наступні залежності [Корнеев, 2001]:

1) якщо  $T/4 > \tau$  (де  $T/4$  - час збільшення застосованої напруги від нуля до максимуму,  $\tau$  - час релаксації), проникність об'єкту та діелектрична проникність  $\epsilon$  з частотою не змінюється;

2) якщо  $T/4 < \tau$  то поляризація не встигає досягнути максимального значення, тому при цих умовах в деякому проміжку частот зі збільшенням частоти провідність збільшується (опір зменшується), а діелектрична проникність зменшується;

3) якщо  $T/4 \ll \tau$ , то поляризаційні явища практично не виникають,  $\epsilon$  і  $\rho$  (питомий опір) залишаються незмінними.

Посилаючись на ці залежності слід зазначити, якщо в якості еквівалента ділянки живої тканини використати схему з послідовним або паралельним з'єднанням опору та ємності, то за умови, що період застосованої зовнішньої перемінної напруги відповідає  $T/4 < \tau$ , в біооб'єкті буде спостерігатись явище дисперсії. Тому за допомогою імпедансометрії можливо здійснювати його діагностику.

Відомо, що найбільший опір електричному струму чинять кінцівки людини. Припустимо, що два електроди накладені в ділянці передпліччя (рис. 3), до яких від зовнішнього генератора подається перемінна напруга. Визначимо для цієї структури приблизний діапазон частот, для яких буде виконуватись умова  $T/4 < \tau$ .

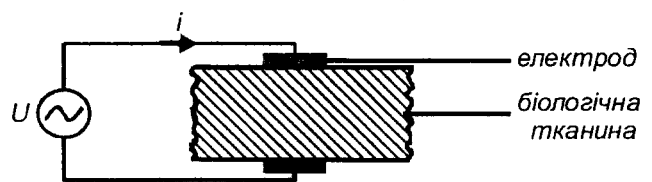


Рис. 3. Схема накладання електродів в ділянці передпліччя.

Якщо частота сигналу генератора  $f=100$  Гц, тоді  $T/4=2,5 \cdot 10^{-3}$  сек., якщо  $f=1000$  Гц, тоді  $T/4=2,5 \cdot 10^{-4}$  сек., якщо  $f=10^4$  Гц, тоді  $T/4=2,5 \cdot 10^{-5}$  сек.

Отримані розрахунки часових величин  $T/4$  для різних частот сигналу генератора порівнюємо з часом релаксації для різних типів поляризації. При частоті сигналу  $f=100$  Гц можливо зробити висновок, що в біооб'єкті будуть переважати поверхнева і електролітична поляризації над мікроструктурною. На частоті близько  $1 \div 10$  кГц вплив поверхневої та електролітичної поляризації практично відсутній, тому що для них виконується умова  $T/4 < \tau$ . І навпаки, в цьому діапазоні частот все більше виявляють себе мікроструктурна та іонна поляризації, які в значній мірі пов'язані з фізико-хімічними та фізіо-

логічними процесами, що відбуваються в біологічному об'єкті. Легко помітити, що вже на частоті 40 кГц, для якої  $T/4 \approx 6,25 \times 10^{-6}$  сек. мікроструктурна та іонна поляризації стають значно слабше, і параметри середовища ( $\hat{\epsilon}$  і  $\rho$ ) все менше і менше залежать від частоти сигналу зовнішнього генератора, тобто дисперсія як така нівелюється.

II. Вимірювання міжелектродного опору тканин оптимізованим методом амперметра-вольтметра.

Як вже зазначалось вище, визначення повного опору (імпедансу) або повної провідності може бути важливим параметром для оцінки функціонального стану органів або тканин різноманітних біооб'єктів. В теперішній час для визначення цього параметра використовують наступні методи [Зенков, Ронки, 1982; Науменко, 1975]:

1) метод амперметра-вольтметра, який базується на законі Ома;

2) мостовий метод, при якому активний та реактивний опір об'єкта визначають шляхом порівняння із опором зразкових робочих елементів, ввімкнених в відповідні плечі мостової схеми;

3) резонансний метод, коли виміри виконують при резонансній настройці приладу, основним елементом якого є коливальний контур.

Для прикладу на рис. 4 представлена принципова електрична схема моста перемінного струму, який застосовується для визначення ємності та опору. В цій схемі  $R_1$  і  $R_2$  - омичні опори врівноважених плеч;  $C_{gr}$  і  $R_{gr}$  - зразкові (еталонні) ємність та опір, які компенсують параметри об'єкту, що досліджується;  $C_x$  і  $R_x$  - параметри самого об'єкту, які вимірюються;  $\Gamma$  - індикатор, який відображає врівноважений стан мосту. Зазвичай, в особливо надчутливих мостах таким індикатором є дзеркальний гальванометр.

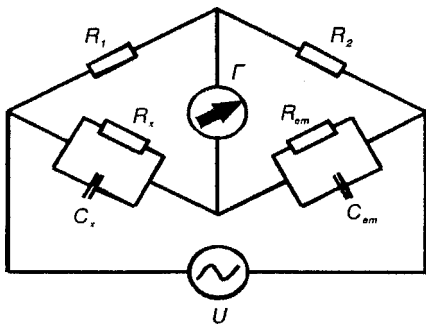


Рис. 4. Електрична схема моста перемінного струму.

Суттєвим недоліком мостових схем є те, що висока точність вимірів та врівноваження мосту досягаються при умові, що генератор сигналу працює на одній фіксованій (опорній) частоті. Для більшості приладів цього типу робоча частота генератора не перевищує 500 Гц, тобто мостові схеми є відносно низькочастотними і обмеженими в діапазоні частот [Винокуров с соавт., 1986].

Резонансний метод вимірів базується на використанні високо добротного коливального контуру, який під'єднується до генератора з високим власним опором  $R_f$ . Спрощена принципова схема пристрою такого типу представлена на рис. 5.

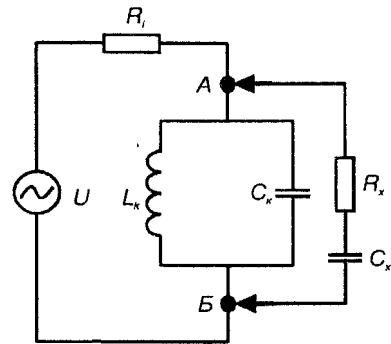


Рис. 5. Спрощена принципова схема резонансного методу вимірів.

В даному випадку основою пристрою є паралельний коливальний контур LC - першого роду, в якому застосовані високо добротні ємність  $C_k$  та індуктивність  $L_k$ . Висока точність вимірів в даному методі досягається тільки за умови, що контур забезпечує великі значення своєї добротності  $Q$ . Для контуру подібного типу між його опором  $R_k$ , елементами  $L_k$  і  $C_k$  та добротністю  $Q$  на резонансній частоті існують такі залежності [Винокуров с соавт., 1986]:

$$R_k = \frac{L_k}{C_k r_k} = \rho Q \quad (10), \quad Q = \frac{R_k}{\sqrt{\frac{L_k}{C_k}}} = \frac{R_k}{\rho} \quad (11),$$

де  $\rho = \sqrt{\frac{L_k}{C_k}}$  - характерний опір контуру;  $r_k$  - опір активних втрат в контурі.

Посилаючись на вирази (10, 11) приходимо до висновку, що великі значення добротності контуру можливі за умови максимальної величини власного опору контуру  $R_k$  і мінімального значення величини опору втрат в контурі  $r_k$ .

В паралельному коливальному контурі резонансні явища відбуваються тоді, коли ємнісна та індуктивна складові реактивного опору контуру дорівнюють одна другій. Цей стан в контурі встановлюється за наступної умови:

$$X_L = \frac{\omega L_k^2}{r_k} = X_c = \frac{1}{\omega C_k^2 r} \quad (12),$$

де  $X_L$  - індуктивна складова реактивної частини опору;  $X_c$  - ємнісна складова реактивної частини опору контуру.

Припустимо, що біологічний об'єкт представлений послідовною схемою заміщення на перемінному струмі через елементи  $R_x$  і  $C_x$  (рис. 5) і може в певні моменти часу підключатись до резонансного контуру  $L_k C_k$  в точ-

ках А-Б. В разі підключення біооб'єкту його активна частина опору  $R_x$  зменшить опір контуру  $R_k$ , тому що елементи  $C_x$  і  $R_x$  відносно контуру  $L_k C_k$  ввімкненні паралельно. Загальна ємність контуру в даному випадку збільшується, що призводить до порушення тотожності  $X_c < X_L$  [Кукуш, 1985].

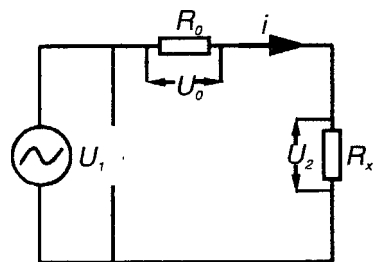


Рис. 6. Спрощена схема визначення опору біологічних тканин.

В результаті резонансні явища в контурі значно зменшуються, опір  $R_k$  також зменшується, його добротність  $Q$  різко падає. Таким чином, внаслідок того, що біологічні об'єкти мають низьку власну добротність, резонансний метод вимірів пасивних параметрів тканин дає велику похибку [Кукуш, 1985].

З зазначених вище методів метод амперметр-вольтметра є найпростішим. Розглянемо можливість застосування цього методу для дослідження міжелектродного опору в біологічних об'єктах. Відповідно обраному методу експериментальні дослідження значення опору живих біологічних тканин на перемінному струмі можливо здійснити за спрощеною схемою (рис. 6), де  $R_x$  - досліджуваний опір ділянки тканини,  $i$  - струм, що протікає в послідовному колі,  $R_0$  - відомий; високо стабільний (зразковий) опір;  $U_0$  - величина падіння напруги на відомому опорі  $R_0$ ;  $U_2$  - напруга, яка виділена на опорі  $R_x$ . Послідовно ввімкнені відносно джерел перемінного струму опори  $R_0$  і  $R_x$  утворюють подільник напруги, де відносно закону Кіргофа для послідовного ланцюга справедливі такі відношення:

$$i = \frac{U_0}{R_0}; R_x = \frac{U_2}{i}; R_x = \frac{U_2}{U_0} R_0. \quad (13)$$

Якщо в обраному діапазоні виконуються умови  $R_0 \ll R_x$  і  $R_x$  є активним, то, відповідно, точність вимірів відносно даного об'єкта є достатньо високою. Але, згідно математичної моделі біологічний об'єкт на змінному струмі являє собою послідовний або паралельний RC-ланцюг, і, посилаючись на формули (8, 9), характеризується не тільки активною але і реактивною складовою імпедансу. Тому співвідношення (13) не будуть враховувати вплив ємнісної складової опору біологічного об'єкту. Цей недолік в запропонованому методі дослідження міжелектродного опору повністю усувається, при умові, що виміри виконуються на декількох частотах, для яких  $T/4 < \tau$  ( $\tau$  - час релаксації). Тоді розрахункові співвідношення для визначення величини міжелектродного опору біооб'єкту, відповідно принципової схеми вимірів (рис. 6), будуть такими:

$$R_x = \psi(f_1 \dots f_n); \psi = \frac{U}{U_1 - U_2} R_0, \quad (14)$$

де  $U_1 = \text{Const}$  на кожній частоті в діапазоні вимірів від

$f_1$  до  $f_n$ ;  $f_1 \dots f_n$  - діапазон частот, для яких  $T/4 < \tau$ .

Аналітичні вирази (14) являють собою амплітудно-частотну характеристику величини опору біологічного об'єкту в заданому діапазоні ( $f_1 \dots f_n$ ) частот. Це значить, що визначення величини міжелектродного опору цим достатньо простим методом дозволяє за таких умов врахувати вплив ємнісної складової на загальний опір тканин. З урахуванням того, що відносна діелектрична проникність пов'язана з ємністю (рис. 7), яка в свою чергу при умові  $T/4 < \tau$  повністю задається мікроструктурною і іонною поляризаціями, використання методу амперметр-вольтметра, оптимізованого даним способом, значно розширює його можливості для діагностики і є перспективним для вимірів міжелектродного опору біооб'єктів. Адаптація такого підходу була з успіхом використана нами для дослідження міжелектродного опору передпліччя [Ковальчук з співавт., 2002]. На рис. 7 наведений графічний вигляд амплітудно-частотної характеристики (АЧХ) опору передпліччя, побудованої за даними таблиці 1 для груп пацієнтів.

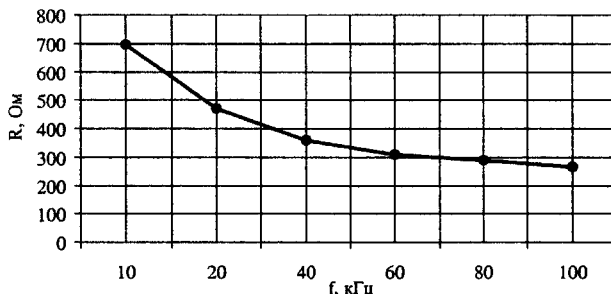


Рис. 7. Амплітудно-частотна характеристика опору передпліччя.

Таблиця 1. Амплітудно-частотна характеристика опору передпліччя.

f, кГц	10	20	40	60	80	100
R, Ом	695	469	360	310	289,6	266

В наведеній діаграмі (рис. 7) в діапазоні 10?100 кГц величина опору з ростом частоти значно зменшується. Подібним чином виглядає амплітудно-частотна характеристика RC-фільтру нижніх частот.

### Висновки та перспективи подальших розробок

1. Постійне джерело напруги не викликає в біооб'єкті явища дисперсії ( $w=0$ ) і тому вимірювання міжелектродного опору органів і тканин фактично відбувається без реєстрації внеску в процес мікроструктурної та іонної поляризації.

2. Застосування постійного джерела напруги завжди супроводжується сильним впливом на процес вимірювання поверхневої та електролітичної поляризації електродів, які не є стабільними в часі і домінують над іншими типами.

3. На відміну від постійних джерел, застосування

джерел змінної напруги дозволяє вже на частотах більше 1 кГц значно зменшити вплив шкіри на процес вимірювання опору тканин. Тому можливо використувати напруги, які за величиною є електротонічними.

4. Якщо частота сигналів зовнішнього генератора напруги буде відповідати критерію  $T/4 < \tau$  (де  $T$  - період коливання генератора), то біооб'єкт можливо розглядати, як об'ємний провідник, в якому превалює мікроструктурна та іонна поляризація.

5. З посиланням на вирази (8) та (9), в яких на основі виразу (7) вираховується вплив поляризації через ємність  $C$ , підтверджується можливість визначення структурних зміни в біологічних об'єктах шляхом вимірю його загального опору - імпедансу.

6. Проведене біофізичне моделювання гетерогенної структури м'язова тканина - кісткова тканина в ділянці передпліччя через RC-ланцюг також з високим ступенем наближення підтверджує правомірність використання даного методу дослідження міжелектродного опору м'язових тканин верхніх і нижніх кінцівок людини.

В перспективі подальших розробок викладеної теми буде здійснено визначення міжелектродного опору м'яких тканин верхніх та нижніх кінцівок здорових дітей віком від 5 до 10 років та дітей з гострим гематогенним остеомієлітом з метою верифікації запального вогнища кісткової тканини та визначення його розповсюдженості.

### Література

- Антонов В.Ф. Биофизика: учебник для вузов / Под ред. Антонова В.Л. - М.: Владос, 2000. - 288с.
- Белоцерковский Г.Б. Основы радиотехники. - М.: Сов. Радио, 1979. - 432 с.
- Березовский В.А., Колотилова Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека. - К.: Наукова думка, 1990. - 196 с.
- Биофизика / Костюк П.Г., Гродзинский Д.М. Под ред. Костюка П.Г. - К.: Вища школа, 1988. - 504 с.
- Винокуров В.И., Каплан С.И., Петелин И.Г. Электрорадио-измерения. - М.: Высшая школа, 1986. - 346 с.
- Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней. - М.: Медицина, 1982. - 432 с.
- Ковальчук Б.М., Солейко Д.С., Коноплицкий В.С. Біофізичне моделювання гетерогенної структури м'язова тканина - кісткова тканина RC-ланцюгом // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. - 2002. - №1. - С. 114-122.
- Кукуш В.Д. Электрорадио-измерения. - М.: Радио и связь, 1985. - 364 с.
- Медицинская и биологическая физика / Корнеев Ю.А. - М.: Медицинская книга. Издат. НГМА, 2001. - 248 с.
- Науменко А.И., Скотников В.В. Основы электроплетизмографии. - Л.: Медицина, 1975. - 214 с.
- Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. - М.: Высшая школа, 1987. - 638 с.
- Самойлов В.А. Медицинская биофизика. - Л.: ВМА, 1986. - 221 с.
- Семёнов Н.В. Биохимические компоненты и константы жидких сред и тканей человека. - М.: Медицина, 1971. - 252 с.

УДК: 611.13+611.83]:611.819.5

## ЗАКОНОМІРНОСТІ ФОРМУВАННЯ СУДИННО-НЕРВОВИХ КОМПЛЕКСІВ В ТВЕРДІЙ ОБОЛОНІ ЛЮДИНИ В ДІЛЯНЦІ ПЕРЕДНЬОЇ ЧЕРЕПНОЇ ЯМКИ

*І.М.Ковальова*

Луганський державний медичний університет (вул. 50-річчя Оборони Луганська, 1, м. Луганськ, Україна, 91045)

**Резюме.** На тотальних препаратах твердої оболони передньої черепної ямки від 46 трупів людей, виготовлених за методикою Шубіча М.Г. й Ходоса І.Б., досліджені варіанти формування і топографії оболонних судин та нервів. Викладене практичне значення отриманих даних для нейрохірургії.

**Ключові слова:** тверда оболонка головного мозку людини, передня черепна ямка, мікрохірургія.

**Summary.** Variations in origin and topography of meningeal vessels and nerves in the human dura mater of the anterior cranial fossa were investigated on 46 adult cadavers using Shubich M.G. and Hodos I.B. method. Neurosurgical implications of this study are presented.

**Key words:** human dura mater of brain, anterior cranial fossa, microsurgery.

### Вступ

Значною подією в розвитку малоінвазивних технологій в нейрохірургії, зокрема при судинній патології головного і спинного мозку, стала розробка ендovasкулярних технологій [Зозуля, 1998]. Нові можливості цього напрямку пов'язані з удосконаленням селективної і суперселективної ангіографії, ангіографії, поєднаної з транскраніальною доплерографією, тривимірної і віртуальної ангіографії, дуплексної і інтраопераційної ангіографії. Поряд з цим суттєву роль в розвитку внут-

рішньосудинної інтервенційної радіохірургії відіграють розробки нових конструкцій багатоканальних судинних катетерів зі звичайними балонами і з балонами, що відокремлюються, створення внутрішньосудинних розширювачів - "стентів", оклюзуючих мікроспіралей для виключення аневризм - "коїлсів", виготовлених з металів, з властивістю пам'яті, судинних емболізуючих композицій, нових рентгеноконтрастних і магнітопосилуючих речовин [Зозуля, 1998].

CONTENT

ORIGINAL ARTICLES

**М.О.Дмитрієв, І.В.Гунас, М.М.Якубовський, Л.М.Голуб** Кореляції мезіодистальних та вестибулооральних розмірів зубів із кефалометричними параметрами міських підлітків Подільського регіону України з ортогнатичним прикусом ..... 1

**С.П.Московко, І.В.Гунас** Дослідження вірогідності існування окремих клінічних форм хвороби Паркінсона (математичне моделювання і клінічний аналіз) ..... 4

**М.В.Макаренко, В.С.Лизогуб, Т.І.Борейко, В.О.Пустовалов, Ю.О.Петренко, О.Е.Меньших** Зв'язок функціональної рухливості нервових процесів з фізичним розвитком хлопців середнього шкільного віку ..... 11

**І.В.Гунас, Г.Й.Блажівська, С.В.Прокопенко, Л.А.Сарафинюк, К.Ф.Якубовська, Н.А.Камінська, Г.В.Даценко, В.В.Ясько, Е.В.Беляєв, Д.Б.Зорич, О.П.Арашина, Е.В.Рубан, О.М.Бельдй** Кореляції основних показників дерматогліфіки із охватними розмірами тіла у практично здорових міських юнаків і дівчат мешканців подільського регіону України ..... 14

**Д.С.Солейко, В.С.Коноплицький, Б.М.Ковальчук** Особливості вимірювань провідності біологічних тканин в умовах поляризації на електродах ..... 17

**І.М.Ковальова** Закономірності формування судинно-нервових комплексів в твердій оболоні людини в ділянці передньої черепної ямки ..... 23

**М.В.Власенко, С.В.Прокопенко** Кореляційні зв'язки ультразвукових параметрів щитовидної залози з антропометричними та соматотипологічними характеристиками підлітків ..... 27

**В.В.Біктіміров, П.А.Рауцкіс** Морфофункціональні маркери вікової інволюції глоткового мигдалика ..... 31

**Є.В.Максименко** Особливості кількісних та якісних дерматогліфічних показників у дітей з патологією гідатиди Морганьї ..... 34

**Н.В.Белік, І.М.Кириченко, І.В.Пролигіна, О.І.Башиńska, М.П.Костенко** Віково-статеві та соматотипологічні особливості розмірів і форми жовчного міхура у здорових міських підлітків Поділля ..... 39

**Л.К.Сорокоумова** Вплив складу допоміжних речовин на антибактеріальну активність антисептичних крапель ..... 43

CLINICAL ARTICLES

**М.І.Лутай, О.М.Ломаковський, Т.І.Гавриленко, С.І.Деяк** Особливості імунного запалення при хронічних формах ішемічної хвороби серця ..... 46

**С.И.Жук, М.Н.Драчевская** Современные аспекты диагностики внематочной беременности ..... 48

**І.О.Козак** Медикаментозна профілактика післяопераційних ускладнень при лікуванні пошкоджень великого дуоденального сосочка під час операцій з приводу виразкової хвороби ..... 51

**В.В.Погорелый** Результаты лечения варикоцеле у детей в зависимости от способов оперативных вмешательств ..... 53

**О.А.Вільцанюк, М.М.Рубан** Результаты хірургічного лікування післяін'єкційних гнійно-запальних ускладнень опійної наркоманії ..... 57

METHODICAL ARTICLES

**О.О.Бекас, Г.В.Даценко, О.М.Шаповал, С.В.Прокопенко** Можливості впровадження кредитно-модульної системи організації навчання у вищих навчальних закладах України ..... 60

**В.В.Петрушенко** Гігієна голосу як необхідна складова становлення професійного вокаліста ..... 63

**В.З.Свиридюк** Використання сучасних комп'ютерних технологій, антропометрії та органометрії у практиці сімейного лікаря для діагностики хронічного панкреатиту ..... 65

**В.Т.Воронов, В.І.Сизова, Л.В.Гунас, Г.О.Легін, О.В.Лук'янович, О.В.Шевчук** Методика вилучення речових доказів та судово-цитологічні методи їх дослідження ..... 68

**В.Г.Каюк** Вдосконалення методик кульдопластики під час трансабдомінальної гістеректомії при міомах матки ..... 71



# BIOMEDICAL and BIOSOCIAL ANTHROPOLOGY



**Official Journal of the International Academy  
of Integrative Anthropology**

**Founded by the International Academy of Integrative Anthropology  
and Vinnytsya National Pyrogov Memorial Medical University in 2003**