

## ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 620.17:687.17

## ОЦІНКА СТАНУ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ ЗА РІВНЕМ КЛІТИННИХ ШУМІВ

Шевченко К. Л., Яненко О. П.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

E-mail: [op291@meta.ua](mailto:op291@meta.ua)

В статті розглянута можливість оцінки стану організму людини за впливу зовнішніх факторів. Проведено аналіз методів оцінки стану організму людини за рівнем клітинних шумів. Показано, що основним недоліком подібної діагностики є необхідність травмуючого зняття вимірювальної інформації шляхом вживлення електродів в м'які тканини пацієнта. Авторами проведено теоретичне дослідження та моделювання процесу виникнення іонних струмів, показано що іонний струм можна виділити на фоні теплового струму. Обґрунтовано можливість зняття вимірювальної діагностичної інформації без травмування шкіри пацієнта. Запропоновано метод експериментальної кількісної оцінки стану організму на основі використання кореляційної функції (статистичного зв'язку) шумових високочастотних сигналів між двома біологічно активними точками людини шляхом зняття сигналів з електродів, що контактують з поверхнею шкіри пацієнта.

**Ключові слова:** іонний струм, біологічно активна точка, шумовий сигнал, кореляційний метод.

**Вступ. Аналіз стану проблеми**

В процесі життєдіяльності живих організмів, в тому числі і людини, підтримується електричний потенціал мембран клітин організму, завдяки чому відбуваються процеси ділення та розвитку клітин. Вплив на людину зовнішніх факторів, включаючи реакцію його організму на зміну температури, тиску, вірусні інфекції та ін., проявляється у зміні інтенсивності мікрострумів на клітинному рівні. Ці струми є наслідком переносу електричних зарядів іонами розчинних речовин (кальцію, калію та ін.) через мембрани клітин, що забезпечує підтримку електричного потенціалу мембран у процесі метаболізму клітин організму. Негативні впливи на людину проявляються на значеннях цих струмів, зниженні потенціалу мембран клітин і порушенні біоенергетичного балансу організму, що погіршує самопочуття людини [1]. За наявності інформації про зміну клітинних струмів можна об'єктивно оцінювати стан організму людини, прогнозувати його зміну та завчасно запобігати шкідливим впливам або застосовувати способи їх мінімізації.

Існуючими сьогодні методами оцінювати стан організму і його реакцію на зовнішні фактори за рівнем клітинних струмів практично неможливо без вживлення електродів у шкіру або м'які тканини людини, що є суттєвим недоліком подібних технологій, оскільки порушується цілісність шкіри, виникає можливість інфікування пацієнта тощо. Окрім того при такому способі зняття інформації вносяться спотворення в параметри інфор-

маційних сигналів, що зменшує точність діагностичної процедури.

В той же час відомо, що електричний рельєф шкіри людини (як і будь-якої живої істоти) нерівномірний і у ряді біологічно активних точок (БАТ) проявляються аномальні відносно навколишніх ділянок шкіряного покриву електрофізичні параметри. Це насамперед відноситься до електрошкірного опору (ЕШО), значення якого в БАТ (30...250 кОм) значно менше опору інших ділянок шкіри (одиниці і десятки МОм). Також БАТ властива значна електрична ємність (0,1...1 мкФ), відносно високий електричний потенціал (до 350...400 мВ), електричні шуми теплового і біологічного характеру (1...5мкВ) [2]. В діапазоні високих, надвисоких та надзвичайно високих частот (0,3...100 ГГц) проявляється також власне шумове електромагнітне випромінювання. За даними [3] зареєстрований на частоті 60 ГГц його рівень знаходиться в межах  $1 \cdot 10^{-21}$  –  $1 \cdot 10^{-22}$  Вт/Гц.

**Постановка задачі**

Таким чином, основним недоліком методу оцінювання стану організму людини за рівнем клітинних шумів є використання інвазивного зняття інформації з організму пацієнта, яке має ряд вад та протипоказань як медичного, так і технічного характеру.

В той же час, з урахуванням цих особливостей та з огляду на те, що іонний струм має дискретну структуру, а число іонів, що проходять в одиницю часу через мембрани клітин, флюктує, мо-

жливе і дистанційне (індукційне) зняття інформації про значення клітинних струмів. Для цього вимірювальні електроди доцільно розташовувати на поверхні шкіри в біологічно активних точках з мінімальним значенням електрошкіряного опору.

Задачею даного дослідження є встановлення можливості зняття інформації за рівнем клітинних шумів та забезпечення неінвазивної діагностики стану організму.

### Теоретична частина досліджень

Структури біологічних тканин, у тому числі і БАТ, у своєму складі мають різні компоненти з різним ступенем провідності (провідники, електроліти, діелектрики і напівпровідники). Тому електричний опір, зокрема ЕШО, має комплексний характер з перевагою ємнісної складової і залежить від інтенсивності протікання метаболічних процесів в організмі. Наявність у біологічних тканинах вільних і зв'язаних (на діелектричних структурах) носіїв електричного заряду обумовлює наявність електричних шумів.

Зокрема, шуми теплового характеру виникають через хаотичний (броунівський) рух носіїв електричного заряду (електронів, іонів і дірок), які перебувають у тепловій рівновазі з молекулами речовини. Середній квадрат напруги (дисперсія) теплового шуму визначається формулою Найквіста [4]:

$$\bar{U}^2 = 4kTR\Delta f, \quad (1)$$

а рівень теплового радіовипромінювання на частоті  $f$  рівнянням Релея-Джинса

$$U_f = \beta \frac{8\pi f^2}{c^2} kT, \quad (2)$$

де  $k$  - постійна Больцмана ( $1,37 \cdot 10^{-23}$  Дж/град.);  $T$  - термодинамічна температура речовини;  $R$  - електричний опір;  $\Delta f$  - смуга частот аналізу;  $c$  - швидкість світла;  $\beta$  - коефіцієнт випромінювальної здатності (сірості) речовини.

Крім хаотичного руху носіїв заряду в біологічних структурах має місце і упорядкований рух позитивно і негативно заряджених іонів через мембрани клітин. Саме цим і обумовлена наявність клітинних струмів [4]. При цьому розкид миттєвих значень (флуктуацій) струму  $i$ , як показали дослідження, відповідає закону розподілу Гауса

$$W(t) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(i-\bar{I}_0)^2}{2\sigma^2}\right), \quad (3)$$

де  $\bar{I}_0$  - середнє значення флуктуючого клітинного струму; знак « $\bar{\quad}$ » - означає усереднення в часі;  $\sigma^2$  - дисперсія флуктуацій струму.

Розподіл (3) властивий шумам дробового характеру. Енергетичний спектр  $S(\omega)$  дробового шуму електронного походження, як відомо, визначається формулою Шоттки:

$$S(\omega) = 2e\bar{I}_0\Gamma^2, \quad (4)$$

де  $e$  - заряд електрона ( $1,6 \cdot 10^{-19}$  Кл);  $\Gamma^2$  - коефіцієнт депресії, який характеризує вплив просторового іонного заряду, що оточує електрично заряджену мембрану клітини.

На частотах, коли період релаксації іонів стає порівняним з часом проходження іонами внутрішньоклітинного простору, вираз (2) повинен бути доповнений коефіцієнтом частотної депресії  $M^2(\omega\tau_0)$ :

$$S(\omega) = 2e\bar{I}_0\Gamma^2 M^2(\omega\tau_0). \quad (5)$$

де  $\tau_0$  - час життя зарядженого іона,  $\omega$  - кругова частота.

Час життя зарядженого іона  $\tau_0$  залежно від рухливості та маси має порядок  $10^{-1} \dots 10^{-3}$  с [5]. Через це спектр флуктуацій іонного струму (5) на відміну від флуктуацій електронного струму, залежить від частоти. Внаслідок цього іонний шум, на відміну від теплового „білого” шуму є „кольоровим” і може бути розрізненим на фоні апаратурних шумів з безперервним спектром.

Вираз (5) і значення  $\tau_0$  свідчать, що спектр іонного шуму нерівномірний вже в області звукових частот, його максимум має місце на частотах релаксації іонів, коли виконується умова

$$\omega\tau_0 = 1. \quad (6)$$

Середній квадрат шумового струму ( $\Delta\bar{I}^2$ ) або його дисперсія ( $\sigma^2$ ) визначається енергетичним спектром (5) у смузі частот  $\Delta\omega$ , у якій проявляється дробовий шум:

$$\Delta\bar{I}^2 = \sigma^2 = 2e\bar{I}_0\Gamma^2 M^2(\omega\tau_0)\Delta\omega. \quad (7)$$

Таким чином, за дисперсією дробового шуму (7) можна оцінити середнє значення клітинного струму  $\bar{I}_0$  без безпосереднього контакту із клітинним середовищем, тобто неінвазивним методом.

Виділення дробового шуму на тлі теплових шумів, які мають суцільний спектр, доцільно проводити за допомогою резонансного ланцюга, налагодженого на максимум частоти релаксації іонів, що створюють клітинні струми.

Відомо, що в основі життєдіяльності людини, як і інших живих об'єктів, є біоритми, синхронізація яких забезпечується центральною і вегетативною нервовими системами. Порушення ритмів і режиму синхронізації фізіологічних процесів є основним показником відхилення від норми і широко використовується для оцінки психоемоційного стану людини. Тому ступінь синхронізації процесів на клітинному рівні, зокрема, синхронізація процесів відкриття і закриття воріт іонних каналів, заряду і розряду клітинних мембран, зміни потенціалів нервових волокон та інші процеси, що проходять в живому біологічному об'єкті, є достовірною інформацією, яка відображає стан організму людини.

За ступенем кореляції шумових струмів двох БАТ, розташованих на одному або сусідніх енергетичних меридіанах людини [6], можна оцінювати синхронізацію фізіологічних процесів органів і систем і здійснювати неінвазивну діагностику патологій або шкідливих впливів.

Для кількісної оцінки статистичного взаємозв'язку шумів двох БАТ, що характеризує ступінь синхронізації фізіологічних процесів, представимо, що вони зв'язані гіпотетичним каналом синхронізації з деяким коефіцієнтом передачі, якому властиві певні електричні характеристики. Теоретично обґрунтувати ці характеристики можна на основі моделювання реакцій в одній БАТ ( $BAT_2$ ) від електричного впливу на іншу БАТ ( $BAT_1$ ). При цьому варто враховувати, що спектр шумового сигналу ( $S$ ), що виділяється резонансною системою, стає вузькосмуговим із середньою частотою  $\omega_0$ , що збігається з резонансною частотою цієї системи. Відповідно до цього шумові сигнали, виділені з  $BAT_1$  і  $BAT_2$ , можна представити у вигляді квазігармонійних сигналів:

$$S_1(t) = A_1(t) \cos[\omega_0 t - \psi_1(t)], \quad (8)$$

$$S_2(t) = A_2(t) \cos[\omega_0 t - \psi_2(t)], \quad (9)$$

де  $A_1(t)$ ,  $A_2(t)$  і  $\psi_1(t)$ ,  $\psi_2(t)$  - амплітуди і фази квазігармонійних сигналів, що повільно змінюються.

Коефіцієнт передачі каналу синхронізації між точками  $BAT_1$  і  $BAT_2$  можна розглядати як комплексний, модуль і аргумент якого

$$K(\omega) = \frac{\dot{S}_2(\omega)}{\dot{S}_1(\omega)}, \quad (10)$$

$$\Delta\psi(\omega) = \arg \dot{S}_2(\omega) - \arg \dot{S}_1(\omega), \quad (11)$$

де  $\dot{S}_1(\omega)$ ,  $\dot{S}_2(\omega)$  і  $\arg \dot{S}_1(\omega)$ ,  $\arg \dot{S}_2(\omega)$  - модулі і аргументи комплексних спектральних функцій шумових вузькосмугових сигналів  $S_1(t)$  і  $S_2(t)$ .

Модуль  $K(\omega)$  визначає амплітудно-частотну характеристику (АЧХ) каналу, а аргумент  $\Delta\psi(\omega)$  - його фазочастотну характеристику (ФЧХ). При протяжному каналі ФЧХ  $\Delta\psi(\omega)$  варто розглядати як суму лінійної  $\tau\omega$ , нелінійної  $\psi_H(\omega)$  і постійної  $\varphi_0 + 2\pi n$  складових:

$$\psi(\omega) = \tau\omega + \psi_H(\omega) + (2\pi n + \varphi_0), \quad (12)$$

де  $\varphi_0 < 2\pi$ ;  $n$  - ціле число.

Параметр  $\tau$  характеризує нахил лінійної складової ФЧХ і характеризує часову затримку сигналу  $S_2(t)$  відносно  $S_1(t)$ . З урахуванням (12) сигнал у точці  $BAT_2$  має вигляд:

$$S_2(t) = \frac{1}{\pi} \int_{\omega_0 - \Delta\omega/2}^{\omega_0 + \Delta\omega/2} S_1(\omega) K(\omega) \times \cos[(\omega - \omega_0)t + \psi_1(\omega) + \tau\omega + \psi_H(\omega) + \Theta_0 + 2\pi n] d\omega, \quad (13)$$

де  $\Delta\omega$  - смуга частот, що пропускає резонансний ланцюг вимірювального пристрою;  $S_1(\omega)$  і  $\psi_1(\omega)$  - частотні залежності модуля і аргументу спектральної функції сигналу  $BAT_1$ ;  $(\Theta_0 + 2\pi n)$  - постійна складова фазового спектра з урахуванням постійних складових фазового спектра сигналу  $S_1(t)$  і ФЧХ каналу зв'язку.

Вираз (13) відображає часовий зсув просторово розділених сигналів  $S_2(t)$  відносно  $S_1(t)$ . Проте на дійсний час розповсюдження сигналу синхронізації по каналу зв'язку впливає не тільки часовий параметр каналу  $\tau$ , а і спектри порівнюваних сигналів. Тому визначимо дійсне значення часу  $T$  поширення сигналу в каналі синхронізації, що відповідає максимальній кореляції між сигналами в  $BAT_1$  і  $BAT_2$ :

$$\int_0^{\infty} S_2(t) S_1(t-T) dt = \max(T). \quad (14)$$

З огляду на теорему Релея представимо критерій (14) у вигляді

$$\frac{1}{\pi} \int_{\omega_0 - \Delta\omega/2}^{\omega_0 + \Delta\omega/2} S_1^2(\omega) K(\omega) \cos[\psi(\omega) - T\omega] d\omega = \max(T, \varphi_0, n). \quad (15)$$

Критерію (15) відповідає час розподілу сигналу по каналу синхронізації, що визначається формулою

$$T = \delta\psi / \delta\omega, \quad (16)$$

де  $\delta\psi$  - приріст лінійної складової ФЧХ у межах приросту частоти  $\delta\omega$ .

Таким чином, при визначенні ступеня статистичного зв'язку шумових сигналів у точках  $BAT_1$  і  $BAT_2$  необхідно враховувати часовий зсув порівнюваних сигналів, який впливає на нормовану взаємну кореляційну функцію цих сигналів:

$$b(T) = \frac{\text{cov}[S_1(t), S_2(t)]}{\sigma_1 \cdot \sigma_2} = \frac{\int_{t_1}^{t_2} S_1(t) \cdot S_2(t-T) dt}{\sqrt{\int_{t_1}^{t_2} S_1^2(t) dt \cdot \int_{t_1}^{t_2} S_2^2(t-T) dt}}, \quad (17)$$

де  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$  - середньоквадратичні значення напруг шумових сигналів;  $t_1$ ,  $t_2$  - часовий інтервал інтегрування (усереднення).

Точність визначення коефіцієнта кореляції  $b(T)$  значною мірою залежить як від можливості урахування і компенсації часу поширення  $T$ , так і від неідентичності і нестабільності параметрів перетворювальних ланок у двохелектродній і двока-

нальній вимірювальній схемі до корелятора (схеми множення) і зсуву нуля самого корелятора. Тому для підвищення вірогідності кореляційної оцінки стану організму доцільно використати двохелектродні вхідні перетворювачі, але одноканальну схему перетворення інформаційних сигналів та виміру амплітудних і фазових співвідношень із періодичним комутаційно-модуляційним перетворенням порівнюваних сигналів [7]. Завдяки по черговому і періодичному перетворенню двох сигналів однаковими ланками одноканальної вимірювальної схеми виключаються похибки від неідентичності і нестабільності цих ланок, а також зсув нуля схеми множення. Можливими джерелами похибок можуть бути відмінності вхідних електродів (перетворювачів), які можна звести до мінімуму, наприклад, друкованою технологією їх виготовлення.

#### Експериментальні дослідження

Попередні експериментальні дослідження показали, що при знаходженні людини за комфортних умов навколишнього середовища (температура 20...22°C, вологість 45...55%) коефіцієнт кореляції знаходиться в межах  $b = 0,7...0,8$ . Збільшення температури до 28...30°C та вологості до 70...80% приводить до його зменшення ( $b = 0,6...0,7$ ). Таким чином проведена оцінка впливу одного із зовнішніх факторів (температури).

#### Висновки

1. За ступенем кореляції шумових струмів двох БАТ, розташованих на одному або сусідніх енергетичних меридіанах людини можна визначати не тільки вплив зовнішніх факторів, а і оцінювати синхронізацію фізіологічних процесів органів та систем, і таким чином здійснювати неінвазивну діагностику патологій або шкідливих впливів.

2. Слід відзначити, що перспективним для оцінки впливу зовнішніх факторів на організм людини є використання поряд з коефіцієнтом кореляції  $b(T)$  також самого часу розповсюдження  $T$  по каналах синхронізації, яке відображає швидкість передачі інформаційних впливів в живому організмі.

3. Кореляційна оцінка статистичного зв'язку шумових сигналів БАТ перспективна і при порівнянні електромагнітних випромінювань від різних БАТ у діапазоні високих і надвисоких частот. Слід зазначити, що при кореляційних вимірюваннях виключається вплив теплових шумів на кореляційну функцію, тому що теплові шуми від просто-ррово розділених ділянок шкіри є ортогональними, тобто некорельованими.

#### Література

1. Скрипник Ю. О. Електрофізіологічні методи оцінки комфортності одягу. Повідомлення 1 / Ю. О. Скрипник, Н. П. Супрун, В. М. Холоденко // Вісник КНУТД. – 2005. – №1. – С. 110 – 116.
2. Мохаммед Авад Али Абдо. Мобильная много-агентная система анализа вольтамперных характеристик биологически активных точек для диагностики пиелонефрита / Автореферат дис. на соиск. уч. ст. к.т.н. – Курск, 2014.
3. Скрипник Ю. А., Яненко А. Ф., Манойлов В. Ф. и др. / Под общ. ред. Ю.А. Скрипника. Микро-волновая радиометрия физических и биологических объектов. – Житомир: изд-во «Волянь», 2003. – 408 с.
4. Скрипник Ю. А. Електрофізіологічні методи оцінки комфортності одягу. Повідомлення 2 / Ю. О. Скрипник, Н. П. Супрун, В. М. Холоденко // Вісник КНУТД. – 2005. – №5. – С. 35 – 39.
5. А.С. Морковник, О.Ю. Охлобыстин / Неорганические ион-радикалы и их органические реакции // Успехи химии. – 1979. – Т. 48, № 11. – С. 1968 –2006.
6. Ситько С. П. Аппаратурное обеспечение современных технологий квантовой медицины / С. П. Ситько, Ю. А. Скрипник, А. Ф. Яненко. – К.: ФАДА ЛТД, 1999. – 199 с.
7. Головка Д. Б. Частотно-дисперсійні аналізатори складу і властивостей матеріалів і речовин / Д. Б. Головка, Ю. О. Скрипник, К. Л. Шевченко. – К.: «МП Леся», 2002. – 179 с.

УДК 620.17:687.17

**К. Л. Шевченко, А. Ф. Яненко**

*Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», г. Киев, Украина*

#### ОЦЕНКА СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА ПО УРОВНЮ КЛЕТОЧНЫХ ШУМОВ

В статье рассмотрена возможность оценки состояния организма человека при воздействии внешних факторов. Проведен анализ методов оценки состояния организма человека по уровню клеточных шумов. Показано, что основным недостатком подобной диагностики есть необходимость травмирующего снятия измерительной информации путем вживления электродов в мягкие ткани пациента. Авторами проведено теоретическое исследование и моделирование процесса возникновения ионных токов. Показано, что ионный ток можно выделить на фоне теплового тока. Обоснована возможность снятия измерительной диагностической информации без травмирования кожи пациента. Предложен метод экспериментальной количественной

оценки состояния организма на основе использования корреляционной функции (статистической связи) шумовых высокочастотных сигналов между двумя биологически активными точками человека путем снятия сигналов с электродов, контактирующих с поверхностью кожи пациента.

**Ключевые слова:** ионный ток, биологически активная точка, шумовой сигнал, корреляционный метод.

**К. Л. Shevchenko, O. P. Yanenko**

*National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine*

#### EVALUATION OF THE HUMAN BODY CELL NOISE LEVEL

The article considers the possibility of estimating state of the human body under the influence of external factors. The analysis of methods for assessing state of the human body at the cellular level of noise is offered. It is shown that the main disadvantage of this diagnosis there is a need traumatic removal of the measurement information by implanting electrodes in the soft tissue of the patient. The authors conducted a theoretical study and simulation of the occurrence of ionic currents. It is shown that ion current can be separated from the background thermal current. The possibility of removing the measuring diagnostic information without injury to the patient's skin is substantiated. A method for quantifying the body experimental condition based on the use of the correlation function (statistical link) noise of high frequency signals between two points of biologically active human by removing the signals from the electrodes in contact with the patient's skin surface.

**Keywords:** ionic current, the biologically active point, the noise signal, correlation method.

*Надійшла до редакції  
20 жовтня 2016 року*

*Рецензовано  
03 жовтня 2016 року*

© Шевченко К. Л., Яненко О. П., 2016

УДК 536.3:617-7

### ОРИГІНАЛЬНА МЕТОДИКА БІПОЛЯРНОЇ ТРАНСКАТЕТЕРНОЇ РАДІОЧАСТОТНОЇ АБЛЯЦІЇ АРИТМОГЕННИХ ДІЛЯНОК СЕРЦЯ

<sup>1,2)</sup>Сичик М. М., <sup>3)</sup>Романенко Р. В., <sup>2)</sup>Кравчук Б. Б., <sup>3)</sup>Карпенко Ю. І., <sup>1,2)</sup>Максименко В. Б.

<sup>1)</sup> Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна; <sup>2)</sup> Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М. М. Амосова НАМН України», м. Київ, Україна; <sup>3)</sup> Комунальна установа «Одеська обласна клінічна лікарня», м. Одеса, Україна

*Робота присвячена дослідженню оригінальної методики біполярної транскатетерної радіочастотної абляції (РЧА) джерел патологічного збудження, локалізованих у товщині м'язових масивів серця 15-20 мм, коли необхідна глибина деструкції не може бути досягнута за допомогою монополярного способу РЧА. Розроблено спеціальну «розпайку» пасивного роз'єму РЧ генератора для застосування двох катетерів і активних електродів, розміщених один навпроти одного в серці, для деструкції тканини міокарда між ними. Визначено, що біполярна методика дозволяє збільшити вдвічі глибину деструкції товстої стінки міокарда при незмінній потужності струму, безпечних значеннях температурного впливу і меншій тривалості експозиції, порівняно з монополярним способом. Підтверджена клінічна ефективність впровадженої методики при деструкції додаткового шляху проведення імпульсу в пірамідальному просторі міжпередсердної перетинки, ендо-епікардіальній абляції субстрату шлуночкової тахікардії з вільної стінки лівого шлуночка та для редукції міжшлуночкової перетинки у 26 пацієнтів з 27 (96 %).*

**Ключові слова:** біполярна радіочастотна абляція, потужність, тривалість впливу, температура тканини міокарда.