

УДК 621.317

В.П. Манойлов, д.т.н., проф.*Житомирський інженерно-технологічний інститут***Ю.О. Скрипник, д.т.н., проф.***Київський національний університет технологій та дизайну***О.П. Яненко, к.т.н., доц.***Науково-дослідний центр квантової медицини "Відгук"*

ШЛЯХИ ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ТА БЕЗПЕКИ АКУПУНКТУРНОЇ ДІАГНОСТИКИ

Розглянуті основні методи акупунктурної діагностики та їх недоліки. Запропоновано спосіб діагностики за допомогою термоелектричного сенсора, що забезпечує підвищену чутливість, точність вимірювання та безпечність взаємодії з акупунктурною точкою за рахунок виключення безпосереднього впливу постійного струму на шкіру контрольованої точки.

Біологічно активні точки (БАТ) мають аномальні фізичні властивості порівняно з іншими ділянками тіла людини та тварин, завдяки чому їх можна використовувати для оцінки стану організму. На відмінностях електричного опору БАТ шкіри ґрунтується діагностика за методами Накатані, Фоля, Нечункіна тощо. Вимірювання електричного опору шкіряного покриву здійснюється апаратами з напругою зондування, що становить одиниці вольт (для методики Фоля – 1,2–2 В, Накатані – 12 В) при струмах в одиниці – десятки мікроампер. Однак проведені дослідження [1] показали, що тестовий сигнал при електропунктурних впливах негативно відбивається на БАТ, відповідних їм тканинах, внутрішніх органах, а також організмі в цілому.

Найдеструктивніші реакції відбуваються у внутрішніх органах, що пов'язані з БАТ, які тестуються. Електрохімічне враження спричиняє у БАТ відчутні морфологічні зміни, що відчуваються протягом 1,5–2 місяців та негативно впливає на організм в цілому.

Відомо, що існує тісний зв'язок між електричним опором (електропровідністю) речовин та матеріалів з їх тепловим опором (теплопровідністю) [2]. Відповідно до закону Відемана-Франца теплопровідність λ твердих речовин становить:

$$\lambda = \alpha_0 \sigma T, \quad (1)$$

де α_0 – число Лоренца; σ – електропровідність; T – температура за шкалою Кельвіна.

Для біологічних тканин значення λ , встановлене за цим законом, дещо занижене або завищене, залежно від вмісту води та провідних домішок, що змінюють співвідношення між електронною та фотонною теплопровідностями. Незважаючи на це результативна теплопровідність БАТ дає таку ж повну інформацію про стан організму, як і анізотропія БАТ за електропровідністю, на основі якої встановлюють параметри відхилення стану організму при різних захворюваннях [3].

Відомі декілька способів діагностики за фізичними параметрами біологічно активних точок, один з яких [4] полягає в тому, що нагрівання термоелектричного сенсора, виконаного у вигляді зонда, здійснюють постійною електричною потужністю, вимірюють зміну температури сенсора T за час t_1 і t_2 , а теплопровідність λ матеріалу, що зондується, визначають зі співвідношення:

$$\lambda = A \frac{\ln\left(\frac{t_2}{t_1}\right)}{\Delta T}, \quad (2)$$

де A – параметр, залежний від щільності теплового потоку та теплової інерційності сенсора.

Нелінійність та нестабільність параметрів термоелектричного сенсора не дозволяють з високою точністю виміряти зміни його температури за короткий проміжок часу, що знижує швидкість визначення теплопровідності зондованого матеріалу. Крім того, неминуча мінливість електричної потужності також спричиняє додаткові похибки.

Спосіб діагностики за фізичними параметрами біологічно активних точок [5] полягає в тому, що робочим кінцем термоелектричного сенсора доторкуються до точки, яка

досліджується, вимірюють термоЕРС на вільних кінцях додаткового чи нагрітого або охолодженого робочого кінця сенсора і визначають теплопровідність точки за формулою з урахуванням вимірних термоЕРС.

Цей спосіб також включає операцію переривання струму нагрівання робочого кінця сенсора, відновлення початкової температури робочого кінця та вимірювання термоЕРС на вільних кінцях сенсора. З урахуванням вимірних термоЕРС теплопровідність λ визначають за формулою:

$$\lambda = \frac{2pE_1\delta}{F(T_1 - T_0)(E_2 - E_3)}, \quad (3)$$

де p – коефіцієнт Пельтьє матеріалів термоелектродів, що утворюють робочий кінець сенсора; E_1 , E_2 і E_3 – термоЕРС на вільних кінцях до нагрівання, після нього та після охолодження робочого кінця; T_1 і T_0 – температура робочого і вільного кінців сенсора; δ – глибина проникнення теплового потоку; F – площа поверхні теплообміну робочого кінця.

З формули випливає, що шукана теплопровідність λ залежить від значення коефіцієнта Пельтьє, а температура T_1 , встановлювана за термоЕРС E_1 , залежить від коефіцієнта термоЕРС (коефіцієнта Зеебека). Оскільки обидва термоелектричних коефіцієнти (Зеебека і Пельтьє) залежать від температури і нестабільні за часом, то визначене за цією формулою буде зниженим. Тому виявити невеликі зміни теплопровідності БАТ відомим способом важко.

Авторами [6] запропонований спосіб акупунктурної діагностики, який не має розглянутих недоліків, забезпечує більшу точність і чутливість вимірювання та безпеку пацієнтів за його використання.

На рисунку представлена схема реалізації способу діагностики з термоелектричним сенсором для визначення і реєстрації змін теплопровідності біологічно активних точок на тілі людини або тварини.

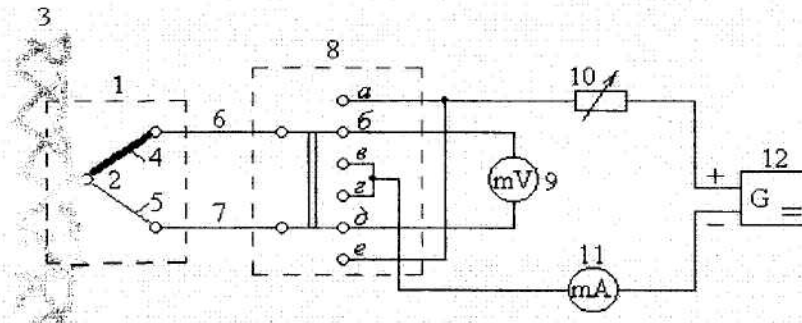


Рис. 1. Структурна схема методу акупунктурної діагностики за теплопровідністю БАТ

Сутність способу діагностики за фізичними параметрами БАТ полягає у такому.

Робочий кінець 2 термоелектричного сенсора 1 приводять у тепловий контакт з БАТ 3 людини або тварини, що діагностується. За базову БАТ обирають найхарактернішу точку на тілі, що функціонально пов'язана з найважливішими органами. Термоелектрорушійна сила (термоЕРС) у першій (базовій) точці E_{11} на вільних кінцях термоелектричного сенсора визначається з виразу:

$$E_{11} = \alpha_1 T_1 - \alpha_0 T_0, \quad (4)$$

де α_1 – коефіцієнт термоЕРС (коефіцієнт Зеебека) робочого кінця сенсора при температурі T_1 БАТ, з якою контактує сенсор; α_0 – коефіцієнт термоЕРС вільних кінців сенсора при температурі навколишнього середовища T_0 .

Через залежність коефіцієнта α_1 від температури T_1 номінальна статична характеристика (НСХ) сенсора, що описується виразом (4), особливо з напівпровідникових термоелектродів, нелінійна. Стабільність коефіцієнтів Зеебека α_0 за часом обумовлює і нестабільність НСХ.

Нелінійність і нестабільність НСХ термоелектричних сенсорів не забезпечує високої точності вимірювань температури деяких БАТ, а при нагріві сенсора – оцінки їх теплопровідності.

Для вилучення впливу нелінійності та нестабільності НСХ сенсора на результати вимірювань спочатку вимірюють стале значення термоЕРС E_{11} , що відповідає температурі T_1 базової БАТ (перемикач 8 встановлюють в середнє положення – контакти $b-d$). За допомогою мілівольтметра 9 реєструють значення термоЕРС E_{11} . Потім від джерела 12 пропускають через робочий кінець 2 та термоелектроди 4 і 5 постійний струм (перемикач 8 у верхньому положенні – контакти $a-z$) у напрямку, в якому на робочому кінці сенсора 1 відбувається поглинання теплоти Q_1 Пельтьє.

$$Q_1 = p_1 I t, \tag{5}$$

де p_1 – коефіцієнт Пельтьє матеріалів термоелектродів 4 і 5 при температурі T_1 робочого кінця; I – сила струму термоелектродів в робочому кінці; t – час протікання струму.

Одночасно з поглинанням теплоти Пельтьє виділяється теплота Джоуля Q_2 на довжині термоелектродів 4 і 5, яка частково надходить на робочий кінець 2:

$$Q_2 = k I^2 R t, \tag{6}$$

де R – сумарний електричний опір термоелектричного сенсора; k – коефіцієнт, що враховує частку тепла, яке надходить на робочий спай від термоелектродів.

При малих струмах у термоелектричному сенсорі переважає ефект Пельтьє і температура робочого кінця знижується. Тому термоЕРС E_{21} робочого кінця зменшується порівняно з початковим її значенням ($E_{21} < E_{11}$).

Час t протікання струму обирають набагато більший, ніж теплове значення сталої часу τ сенсора ($t > 3 - 4\tau$). У цьому випадку процес охолодження робочого кінця сенсора визначається еквівалентною теплопровідністю БАТ, а значення термоЕРС охолодженого кінця t :

$$E_{21} = \alpha_1 \left(T_1 - \frac{p_1 I - k I^2 R}{\lambda F} \delta \right) - \alpha_o T_o, \tag{7}$$

де λ – теплопровідність БАТ; F – площа поверхні теплообміну робочого кінця сенсора; δ – глибина проникнення тепла (холоду) у БАТ.

Силу струму I постійно підвищують реостатом 10 до отримання максимального охолодження робочого кінця сенсора за мінімальним значенням термоЕРС E_{20} . Мінімум E_{20} визначають періодичним переключенням перемикача 8 у середнє положення з фіксацією термоЕРС за мілівольтметром. Досягнутий мінімум виражається співвідношенням:

$$\frac{dE_{21}}{dI} = \alpha_1 (p_1 - 2k I_o R) \delta / \lambda F = 0, \tag{8}$$

де I_o – оптимальне охолодження значення струму.

З рівняння (8) оптимальний струм дорівнює:

$$I_o = \frac{p_1}{2kR}. \tag{9}$$

Коефіцієнт Пельтьє пов'язаний з коефіцієнтом Зеєбека співвідношенням Томсона:

$$p_1 = \alpha_1 T_1. \tag{10}$$

З урахуванням (10) термоЕРС (7) при оптимальному струмі набуває вигляду:

$$E_{21} = \alpha_1 \left(T_1 - \frac{\alpha_1 T_1 I_o - k I_o^2 R}{\lambda F} \delta \right) - \alpha_o T_o. \tag{11}$$

Реєструють значення термоЕРС E_{21} мілівольтметром 9, а оптимальний струм I_o – мілівольтметром 11.

Змінюють напрям проходження оптимального струму через робочий кінець сенсора на протилежний встановленням перемикача 8 у нижнє положення (контакти $e-e$). При необхідності значення струму підстроюється реостатом 10 до оптимальної величини I_o .

Внаслідок реверсивності ефекту Пельтьє відбувається виділення теплоти Пельтьє і підсумування її з теплотою Джоуля. В результаті відбувається нагрівання, а далі – перегрівання робочого кінця сенсора відносно температури T_1 . При цьому термоЕРС збільшується і набуває сталого значення за часу $t > 3 - 4\tau$:

$$E_{31} = \alpha_1 \left(T_1 + \frac{\alpha_1 T_1 I_0 + k I_0^2 R}{\lambda F} \delta \right) - \alpha_0 T_0. \quad (12)$$

Реєструють мілівольтметром 9 значення термоЕРС E_{31} , встановлюючи перемикач 8 у середнє положення. За зареєстрованими значеннями термоЕРС E_{11} , E_{21} і E_{31} визначають різницю термоЕРС:

$$E_{31} - E_{21} = \frac{2\alpha_1^2 T_1 I_0}{\lambda F} \delta \quad (13)$$

і суму термоЕРС:

$$E_{31} + E_{21} - 2E_{11} = \frac{2\alpha_1 I_0^2 R}{\lambda F} \delta. \quad (14)$$

Поділивши різницю термоЕРС (13) на квадрат їхньої суми, отримують співвідношення:

$$\frac{E_{31} - E_{21}}{(E_{31} + E_{21} - 2E_{11})^2} = \frac{2T_1 F}{I_0^3 R^2 \delta} \lambda. \quad (15)$$

З рівності (15) визначають теплопровідність базової БАТ:

$$\lambda_1 = \frac{E_{31} - E_{21}}{(E_{31} + E_{21} - 2E_{11})^2} \frac{I_0^3 R^2 \delta}{2T_1 F}. \quad (16)$$

Переміщують робочий кінець сенсора в іншу (середню) БАТ і визначають її теплопровідність при тому ж оптимальному струмі I_0 :

$$\lambda_2 = \frac{E_{32} - E_{22}}{(E_{32} + E_{22} - 2E_{12})^2} \frac{I_0^3 R^2 \delta}{2T_2 F}, \quad (17)$$

де E_{12} , E_{21} і E_{32} – зареєстровані термоЕРС у іншій БАТ; T_2 – температура іншої БАТ.

Розходження температури у сусідніх БАТ на тілі людини невеликі (не перевищують $\pm 0,5 - 1$ К). Тому можна вважати, що термодинамічні температури (за шкалою Кельвіна) БАТ приблизно рівні ($T_1 \approx T_2$). Отже, відношення теплопровідностей двох БАТ:

$$\frac{\lambda_2}{\lambda_1} = \frac{(E_{32} - E_{22})(E_{31} + E_{21} - 2E_{11})^2}{(E_{31} - E_{21})(E_{32} + E_{22} - 2E_{12})^2}. \quad (18)$$

Зміну теплопровідності двох БАТ можна представити у вигляді відносної різниці:

$$\gamma_2 = \frac{\Delta\lambda}{\lambda_1} = \frac{\lambda_2 - \lambda_1}{\lambda_1} = \frac{(E_{32} - E_{22})(E_{31} + E_{21} - 2E_{11})^2}{(E_{31} - E_{21})(E_{32} + E_{22} - 2E_{12})^2} - 1. \quad (19)$$

При діагностиці стану організму в цілому необхідно зареєструвати відносну зміну теплопровідності i -ої БАТ відносно базисної у процентах:

$$\gamma_i = \frac{\Delta\lambda_i}{\lambda_1} 100 = \left[\frac{(E_{3i} - E_{2i})(E_{31} + E_{21} - 2E_{11})^2}{(E_{31} - E_{21})(E_{3i} + E_{2i} - 2E_{1i})^2} - 1 \right] 100\% \quad (20)$$

За результатами вимірювання термоЕРС сенсора у кількох БАТ, (від 1 до i -ої точки) і значенням термоЕРС у базисній точці (E_{11} , E_{21} і E_{31}) можна визначити нерівномірність значень теплопровідності контрольованих БАТ, відносно вибраної базисної БАТ. При цьому на результат контролю, як видно з виразу (20), не впливає непостійність термоелектричних коефіцієнтів (α – Зеебека, p – Пельтьє) та їх залежність від температури тіла і часу експлуатації, а відповідно нелінійність і нестабільність НСХ термоелектричного сенсора виконаного з двох високочутливих, але нестабільних термоелектродів. Не справляє впливу

також непостійність електричної розсіюваної потужності на охолодження і нагрів сенсора, та також температури T_0 вільних кінців сенсора.

Електротеплова дія на біологічно активні точки не супроводжується безпосередньо дією електромагнітної напруги на ці точки. Відсутність протікання постійного струму в організмі через зондовані БАТ виключає поляризаційні процеси у міжклітинній речовині, а також електромагнітні пошкодження товстих (тучних) та інших клітин. При цьому організм зовсім не пошкоджується електричним струмом і у випадках можливих пошкоджень у системі обмеження струму, що проходить в сенсор. Тому запропонований спосіб діагностики за теплофізичною дією можна віднести до електробезпечних.

Діагностику за теплофізичними параметрами проводять у такій послідовності.

Робочим кінцем термоелектричного сенсора доторкаються до поверхні базисної БАТ. Реєструють термоЕРС E_{11} знеструмленого сенсора. Далі пропускають початковий постійний струм I крізь термоелектроди сенсора у напрямку, в якому термоЕРС E_{11} зменшується. Збільшують силу струму до оптимального значення I_0 , при якому термоЕРС E_{21} набуває мінімального значення. Реєструють значення термоЕРС $E_{11\min}$ при вимкненому струмі, а також фіксують силу оптимального струму I_0 .

Змінюють напрямок протікання струму I_0 на протилежний і реєструють стає значення збільшеної термоЕРС E_{31} при вимкненому струмі I_0 . Обчислюють різницю і квадрат суми зареєстрованих термоЕРС за формулами (13) і (14).

Далі робочий кінець сенсора переміщують у наступному БАТ і в такій же послідовності реєструють термоЕРС E_{12} , E_{22} і E_{32} при тому ж значенні оптимального струму I_0 . Відносну зміну теплопровідності БАТ визначають за формулою (20). Переміщуючи робочий кінець сенсора до чергових БАТ, визначають відносну зміну їх теплопровідності і визначають нерівномірність поля теплопровідності тіла, на підставі чого оцінюють стан організму людини або тварини.

Експериментально досліджували нерівномірність поля теплопровідності людини за допомогою термоелектричного сенсора, термоелектроди якого виготовлені з напівпровідникових сплавів $SbZn$ і $SbCd$ з електронною та дірчатою провідністю. Чутливість сенсора до температури становила 500–600 мкВ/К, що у 10–20 разів перевищує чутливість термоелектричних сенсорів з металевими електродами. Оптимальний струм для температури 35–37 °С був у межах 150–200 мА, а тепла стала часу не перевищувала 3–5 с. ТермоЕРС зонду вимірювалась цифровим вольтметром постійного струму типу В2–36, а оптимальний струм контролювався міліамперметром М124. Відносна похибка визначення змін теплопровідності не перевищувала 1,5–2 %.

Обстеження здорових людей не виявило нерівномірності теплопровідності БАТ вищої, ніж 5–8 %, тоді як у хворих, наприклад на хронічний бронхіт, нерівномірність досягала 30–50 %, а при тяжких захворюваннях – 70–80 %.

Охолодження робочого кінця сенсора при вказаних значеннях оптимального струму мало межі 1,5–2 К. Обстежені пацієнти майже не відчували теплової дії на акупунктурні точки. Тому теплофізичну дію при електротепловій діагностиці можна вважати безпечною. Дослідження проводилися у науково-дослідному Центрі квантової медицини "ВІДГУК" Міністерства охорони здоров'я України (м. Київ).

ЛІТЕРАТУРА:

1. Загрядский В.А., Злоказов В.П. Метрология и электробезопасность при акупунктурной электродиагностике // Известия Таганрогского радиотехнического университета. – Таганрог: Изд-во ТРТУ. – 1998. – С. 68–71.
2. Физические величины: Справочник / Под ред. И.С. Григорьева, Е.З. Мейлихова. – М.: Энергоатомиздат. – 1991. – С. 337–339.
3. Самосюк И.З., Лысенюк В.П., Лиманский Ю.И. и др. Нетрадиционные методы диагностики и терапии. – К.: Здоровье. – 1994. – С. 176–180.

4. *Тугова Э.Г., Новиченок Л.Н., Кононенко В.В.* Применение метода зонда к исследованию теплофизических свойств биологических масс. – ИФЖ. – 1971. – Т. XX. – № 3. – С. 505–509.
5. *Головка Д.Б., Дубровний В.О., Скрипник Ю.О., Хімичева Г.І.* Високоточні вимірювання багатофункціональними сенсорами. – К.: Либідь, 2000. – С. 222–223.
6. *Скрипник Ю.О., Яненко О.П.* Спосіб діагностики за фізичними параметрами біологічно активних точок. Заявка на винахід № 2001107217 від 23.10.2001р.

МАНОЙЛОВ В'ячеслав Пилипович – доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри біомедичних приладів та систем Житомирського інженерно-технологічного інституту.

Наукові інтереси:

- електродинаміка;
- радіофізика;
- НВЧ;
- біофізика;
- біомедичні прилади та системи.

Тел.: (0412) 24-31-30.

СКРИПНИК Юрій Олексійович – доктор технічних наук, професор кафедри автоматизації та комп'ютерних систем процесів Київського національного університету технологій та дизайну, заслужений діяч науки і техніки України.

Наукові інтереси:

- автоматичні системи та засоби вимірювання;
- комутаційно-модуляційні вимірювання параметрів ланцюгів та сигналів.

Тел.: (044) 256-21-30.

ЯНЕНКО Олексій Пилипович – кандидат технічних наук, доцент, заступник директора з наукової роботи Науково-дослідного центру квантової медицини “Відгук” МОЗ України.

Наукові інтереси:

- вимірювання слабких сигналів НВЧ-діапазону;
- комутаційно-модуляційні перетворювачі;
- радіометрія;
- метрологія та метрологічне забезпечення вимірювання слабких сигналів.

Тел.: (044) 220-87-81.

Подано 10.06.2002