

Винахід відноситься до медичної техніки і може бути використаний для діагностики стану організму за фізичними параметрами біологічно активних точок (теплопровідності точок акупунктури), а також пошуку цих точок на тілі людини або тварини.

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, Нечушкіна та ін. Вимірювання електричного опору шкіряного покриву здійснюється апаратами з напругою зондування, що становить одиниці вольт (для методики Фоля - 1,2-2В, Накатані - 12В) при струмах в одиниці - десятки мікроампер. Однак проведені дослідження (див. Загрядский В.А, Злоказов В.П. Метрология и электробезопасность при пунктурной электродиагностике // Известия Таганрогского радиотехнического университета. - Таганрог: Изд-во ТРТУ. - 1998. - С.68-71) 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 відчуються протягом 1,5-2 місяців.

Відомо, що існує тісний зв'язок між електричним опором (електропровідністю) речовин та матеріалів з їх тепловим опором (теплопровідністю) (див. Физические величины: Справочник А.П. Равичев, Н.А. Бабушкина, А.М. Братковский и др. / Под ред. И.С. Григорьева, Е.З. Мейлихова. - М.: Энергоатомиздат. - 1991. - С.337-339). Відповідно до закону Відемана-Франца теплопровідність λ твердих речовин

$$\lambda = \alpha_0 \sigma T,$$

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 теплопровідністю. Незважаючи на це, результативна теплопровідність БАТ дає таку саму повну інформацію про стан організму, як і анізотропія БАТ за електропровідністю, на Фенові якої встановлюють параметри відхилення стану організму при різних захворюваннях (див. Самосюк И.З., Лысенюк В.П., Лиманский Ю.И. и др. Нетрадиционные методы диагностики и терапии. - К.: Здоровье. - 1994. - С.176-180).

Відомий спосіб діагностики за фізичними параметрами біологічно активних точок (див. Тутова 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) полягає в тому, що нагрівання термоелектричного сенсора, виконаного у вигляді зонду, здійснюють постійною електричною потужністю, вимірюють зміну температури сенсора ΔT за час t_1 і t_2 , а теплопровідність λ матеріалу, що зондується, визначають із співвідношення.

$$\lambda = A \frac{\ln(t_2 / t_1)}{\Delta T},$$

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, неминуха мінливість електричної потужності також спричиняє додаткові похибки.

Відомий також спосіб діагностики за фізичними параметрами біологічно активних точок (див. Головкин Д.Б., Дубровний В.О., Скрипник Ю.О., Хімічева Г.І. Високоточні вимірювання багатофункціональними сенсорами. - К.: "Либідь". - 2000. - С.222-223). Він 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 виміряних термоЕРС.

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

$$\lambda = \frac{2\rho E_1 \delta}{F(T_1 - T_0)(E_2 - E_3)},$$

де ρ - коефіцієнт Пельтьє матеріалів термоелектродів, що утворюють робочий кінець сенсора;

E_1 і 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 теплопровідність шуканої λ залежить від значення коефіцієнта Пельтьє, а температура T_1 встановлює на 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 λ за цією формулою буде заниженим. Тому виявити невеликі зміни теплопровідності БАТ відомим способом важко.

Завданням винаходу є створення такого способу діагностики за фізичними параметрами біологічно активних точок, у якому введення нових операцій і визначення змін теплопровідності за новою розрахунковою формулою підвищувало б точність вимірювань теплопровідності біологічно активних точок, а отже, і достовірність діагностики стану організму людини чи тварини.

Поставлене завдання вирішується таким чином: у спосіб діагностики за фізичними параметрами біологічно активних точок, який полягає у тому, що робочим кінцем термоелектричного сенсора доторкуються до досліджуваної точки, вимірюють термоЕРС на вільних кінцях термоелектричного сенсора, пропускають постійний струм через робочий кінець сенсора, вимірюють ТермоЕРС на вільних кінцях додатково нагрітого або охолодженого робочого кінця сенсора і визначають теплопровідність точки за формулою з урахуванням виміряних термоЕРС, згідно з винаходом, після реєстрації термоЕРС E_{11} базисної точки знеструмленням сенсором, пропускають постійний струм через його робочий кінець у напрямку охолодження робочого кінця, охолоджують сенсор, збільшують силу струму до отримання мінімального значення термоЕРС на вільних кінцях при вимкненому струмі, реєструють мінімальне значення термоЕРС E_{21} і вимірюють силу оптимального струму охолодження, змінюють напрям протікання оптимального струму на протилежний і нагрівають робочий кінець сенсора, реєструють значення збільшеної термоЕРС E_{31} , що встановилася при вимкненому струмі, потім переміщують робочий кінець сенсора до однієї з i -их точок тіла і реєструють значення термоЕРС E_{1i} , E_{2i} , E_{3i} у тій самій послідовності при незмінному значенні оптимального струму охолодження, а відносна зміна теплопровідності γ_i в i -ій точці відносно базисної точки визначається за формулою:

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

Пропускання постійного струму через робочий кінець сенсора, що торкається базисної точки тіла, у напрямку охолодження його робочого кінця і збільшення сили струму до отримання мінімального значення термоЕРС, зміна оптимального струму охолодження, зміна напрямку протікання оптимального струму на протилежний, зміна термоЕРС нагрітого сенсора при увімкненому струмі, повторення цих операцій у наступних точках тіла при тому самому значенні сили струму, визначення змін теплопровідності точок за запропонованою формулою на основі результатів змін термоЕРС, дає можливість визначати відносну нерівномірність значень теплопровідності контрольованих точок, незалежно від нестабільності термоелектричних коефіцієнтів сенсора та потужності що витрачається на охолодження і нагрів робочого кінця сенсора, відтак підвищується достовірність діагностики стану організму людини чи тварини.

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

Схема містить термоелектричний сенсор 1, робочий кінець 2 якого контактує з біологічно активною точкою об'єкта (тіла) 3. Термоелектроди 4 і 5 сенсора за допомогою подовжувальних проводів 6 і 7 з'єднані з вхідними клемми двополюсного трипозиційного перемикача 8. Середні вихідні клеми перемикача з'єднані з мілівольтметром 9, а крайні вихідні клеми сполучені між собою зустрічно і через регульований резистор 10 (реостат) та мілівольтметр 11 відімкнені до джерела постійної напруги 12.

Термоелектричний сенсор 1 виконаний у вигляді зонду, що вільно переміщується по поверхні тіла людини або тварини. Зонд з'єднаний з іншою частиною схеми за допомогою гнучких подовжувальних проводів.

Сутність способу діагностики за фізичними параметрами біологічно активних точок полягає у такому.

Робочий кінець 2 термоелектричного сенсора 1 приводять у тепловий контакт з біологічно активною точкою (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:

$$E_{11} = \alpha_1 T_1 - \alpha_0 T_0, \quad (1)$$

де α_1 - коефіцієнт термоЕРС (коефіцієнт Зеєбека) 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 (1), особливо з напівпровідникових термоелектродів, нелінійна. Стабільність коефіцієнтів Зеєбека α_i і 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 оцінювати їх теплопровідність.

Для вилучення впливу нелінійності і 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 б - в). 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 а - г) у напрямку, в якому на робочому кінці сенсора 1 відбувається поглинання теплоти Q_1 Пельтьє.

$$Q_1 = p_1 I t, \quad (2)$$

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, яке частково надходить на робочий кінець 2:

$$Q_2 = k I^2 R t, \quad (3)$$

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 більшим, ніж теплове значення постійної часу τ сенсора ($t > 3-4\tau$). У цьому випадку процес охолодження робочого кінця сенсора визначається еквівалентною теплопровідністю БАТ, а значення термоЕРС охолодженого кінця

$$E_{21} = \alpha_1 \left(T_1 - \frac{\rho_1 l - k l^2 R}{\lambda F} \delta \right) - \alpha_0 T_0, \quad (4)$$

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

$$\frac{dE_{21}}{dI} = \alpha_1 (\rho_1 - 2k l_0 R) \delta / \lambda F = 0, \quad (5)$$

де l_0 - оптимальне за охолодженням значення струму.

З рівняння (5) оптимальний струм дорівнює:

$$l_0 = \frac{\rho_1}{2kR}. \quad (6)$$

Коефіцієнт Пельтьє пов'язаний з коефіцієнтом Зеєбека співвідношенням Томсона:

$$\rho_1 = \alpha_1 T_1. \quad (7)$$

З урахуванням (7) термоЕРС (4) при оптимальному струмі набуває вигляду:

$$E_{21} = \alpha_1 \left(T_1 - \frac{\alpha_1 T_1 l_0 - k l_0^2}{\lambda F} \delta \right) - \alpha_0 T_0. \quad (8)$$

Реєструють значення термоЕРС E_{21} мілівольтметром 9, а оптимальний струм l_0 - мілівольтметром 11.

Змінюють напрямок проходження, оптимального струму через робочий кінець сенсора на протилежний встановленням перемикача 8 у нижнє положення (контакта в - е). При необхідності значення струму підстроюється реостатом 10 до оптимальної величини l_0 .

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

$$E_{31} = \alpha_1 \left(T_1 + \frac{\alpha_1 T_1 l_0 + k l_0^2}{\lambda F} \delta \right) - \alpha_0 T_0. \quad (9)$$

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

$$E_{31} - E_{21} = \frac{2\alpha_1^2 T_1 l_0}{\lambda F} \delta \quad (10)$$

і суму термоЕРС

$$E_{31} + E_{21} - 2E_{11} = \frac{2\alpha_1^2 l_0^2 R}{\lambda F} \delta \quad (11)$$

Поділивши різницю термоЕРС (10) на квадрат їхньої суми, отримують співвідношення:

$$\frac{E_{31} - E_{21}}{(E_{31} + E_{21} - 2E_{11})^2} = \frac{2T_1 F}{l_0^3 R^2 \delta} \quad (12)$$

З рівності (12) визначають теплопровідність базової БАТ:

$$\lambda_1 = \frac{E_{31} - E_{21}}{(E_{31} + E_{21} - 2E_{11})^2} \frac{l_0^3 R^2 \delta}{2T_1 F} \quad (13)$$

Переміщують робочий кінець сенсора в іншу (середню) БАТ і визначають її теплопровідність при тому самому оптимальному струмі l_0 :

$$\lambda_2 = \frac{E_{32} - E_{22}}{(E_{32} + E_{22} - 2E_{12})^2} \frac{l_0^3 R^2 \delta}{2T_2 F}, \quad (14)$$

де E_{12} , E_{22} і E_{32} - зареєстровані термоЕРС у іншій БАТ;

T_2 - температура іншої БАТ.

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

$$\frac{\lambda_2}{\lambda_1} = \frac{(E_{32} - E_{22})(E_{31} + E_{21} - 2E_{11})^2}{(E_{31} - E_{21})(E_{32} + E_{22} - 2E_{12})^2} \quad (15)$$

Зміну теплопровідності двох БАТ можна представити у вигляді відносної різниці

$$\gamma_2 = \frac{\Delta \lambda}{\lambda_1} = \frac{\lambda_2 - \lambda_1}{\lambda_1} = \frac{(E_{32} - E_{22})(E_{31} + E_{21} - 2E_{11})^2}{(E_{31} - E_{21})(E_{32} + E_{22} - 2E_{12})^2} - 1 \quad (16)$$

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

$$\gamma_i = \frac{\Delta\lambda_i}{\lambda_1} 100 = \left[\frac{(E_{3i} - E_{2i})(E_{31} + E_{21} - 2E_{11})^2}{(E_{31} - E_{21})(E_{3i} + E_{2i} - 2E_{1i})^2} - 1 \right] 100\%. \quad (17)$$

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 (17), не впливає непостійність термоелектричних коефіцієнтів (α - Зеєбека, ρ - Пельтьє) та їхня 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, а також температури T_0 вільних кінців сенсора.

Електротеплова дія на біологічно активні точки не супроводжується безпосередньою 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_{11min} при вимкненому струмі, а також фіксують силу оптимального струму I_0 .

Змінюють напрямок протікання струму I_0 на протилежний і реєструють стале значення збільшеної термоЕРС E_{31} при вимкненому струмі I_0 . Обчислюють різницю і квадрат суми зареєстрованих термоЕРС за формулами (10) і (11).

Далі робочий кінець сенсора переміщують у наступному БАТ і в такій самій послідовності реєструють термоЕРС E_{11} , E_{22} і E_{32} при тому самому значенні оптимального струму I_0 . Відносну зміну теплопровідності БАТ визначають за формулою (17). 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.

Приклад. Дослідити нерівномірність поля теплопровідності людини термоелектричним сенсором, термоелектроди якого виготовлені з напівпровідникових сплавів $SbZn$ і $SbCd$ з електронною та дірочною провідністю. Чутливість сенсора до температури становила 500-600мкВ/К, що у 10-20 разів перевищує чутливість термоелектричних сенсорів з металевими електродами. Оптимальний струм для температури 35-37°C був у межах 150-200мА, а тепла постійна часу не перевищувала 3-5с. 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 1,5-2К. Обстежені пацієнти практично 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).