

# АВТОМАТИКА ТА ІНФОРМАЦІЙНО-ВІМІРЮВАЛЬНА ТЕХНІКА

УДК 615.475(088.8)

О. М. Роїк, д. т. н., проф.;

І. Р. Арсенюк, к. т. н.;

О. М. Ткаченко, к. т. н.

## ВІМІРЮВАННЯ ОПОРУ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ДЛЯ ЗАДАЧ МЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ

Вимірювання опору біологічних тканин (БТ) має місце під час розв'язання різноманітних задач, зокрема, задач медичної діагностики. На сьогоднішній день серед методів діагностування стану здоров'я людини широке розповсюдження отримали методи електропунктурної діагностики (ЕД), що зумовлено порівняною простотою обстеження і відсутністю впливу, що травмує досліджуваний орган або систему [1]. Було виявлено, що існує деяка залежність між електрофізіологічними характеристиками шкіри в точках акупунктури і розвитком захворювань. Це дозволяє прогнозувати розвиток хвороб у часі і підбирати ефективну методику лікування.

Відомо, що значення електрофізіологічних параметрів шкіри насамперед залежать від способу їх вимірювання. Такі вимірювання поділяють на пасивні й активні. Пасивні вимірювання, до яких, зокрема, відносяться вимірювання електричних потенціалів, на практиці малоінформативні внаслідок їх значної залежності від різних властивостей шкіри, прямо не пов'язаних з тими фізіологічними змінами, що відображають стан внутрішніх органів, тканин і функціональних систем організму. Активні вимірювання, при правильному технічному рішенні, характеризуються достатньою стабільністю і незалежністю від вищевказаних причин [1].

Як показала практика, найбільший розвиток одержали методи активних вимірювань опору БТ та шкіри. Такі методи полягають в тому, що через досліджувану ділянку, пропускають визначений стабілізований струм. В результаті його протікання, на тканині відбувається падіння напруги, ін-

формативної вимірюваному параметру, оскільки її значення прямопропорційне опору БТ. При цьому розв'язується також і задача виконання електричної безпеки, оскільки величина струму задається у визначених межах і не залежить від значення опору тканини [2—4].

Оскільки методологічні принципи функціонування пристроїв, що реалізують вимірювання опору біологічного об'єкту, принципово не відрізняються, розглянемо для прикладу схему яка запропонована в [2]

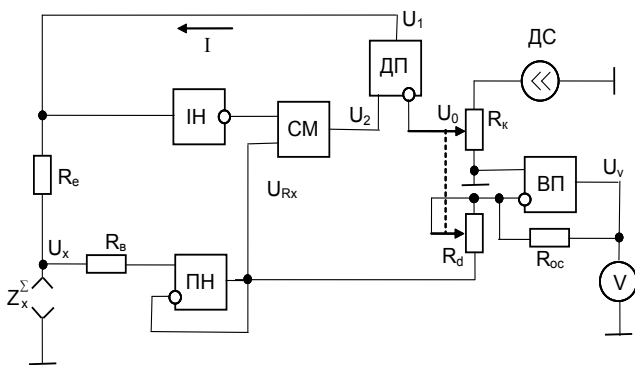


Рис. 1. Функціональна схема пристрою вимірювання опору біологічних тканин: ІН — інвертор, СМ — суматор, ДП — диференційний підсилювач, ДС — джерело струму, ПН — повторювач напруги, ВП — вимірювальний підсилювач,  $R_e$  — зразковий резистор.

ня крізь нього струму  $I$ , пропорційне тільки величині вимірюваного опору  $Z_x^{\Sigma}$

$$U_X = Z_X^\Sigma U_1 / (R_e + Z_X^\Sigma) = Z_X^\Sigma \cdot \text{const} \sim Z_X^\Sigma,$$

де  $Z_X^\Sigma$  – сумарний вимірюваний імпеданс БТ;  $U_1$  – напруга на виході диференційного підсилювача.

Отже, оцінка значення опору досліджуваного об’єкту забезпечується завдяки тому, що вихідна напруга вимірювального пристрою пропорційна  $Z_X^\Sigma$  з будь-яким значенням струму  $I$ .

Вищенаведений пристрій має ряд недоліків, основними з яких є невисока точність вимірювання значення опору, а також взаємний вплив деяких ділянок БТ на результати вимірювань імпедансів інших ділянок об’єкта. Такий вплив може приводити до неправильних висновків щодо норми або патології відповідних компонент досліджуваного об’єкта. Розглянемо одну з найсуттєвіших причин виникнення таких похибок вимірювань.

Відомо, що з електричної точки зору БТ є складною системою взаємозв’язаних компонентів з розподіленими параметрами [1], в якій присутні ділянки з аномальною електропровідністю, що обумовлюються патологією відповідних органів. Крім того, на поверхні тканини можуть бути різноманітні виділення об’єкту, і/або його забруднення. Все це неминуче приводить до шунтування досліджуваної ділянки БТ її сусідніми областями, що межують з тканиною навколо електродів.

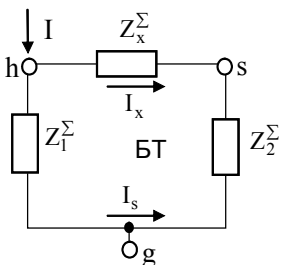


Рис. 2. Спрощена схема заміщення БТ

Таке шунтування і є, як буде показано нижче, основним джерелом втрати точності вимірювання.

Отже, враховуючи вищеописане, досліджуваний біологічний об’єкт можна умовно представити так, як показано на рис. 2, де  $Z_1^\Sigma$ ,  $Z_2^\Sigma$  — сумарні імпеданси ділянок, що шунтують досліджувану тканину, в тому числі імпеданси виділень і/або бруду навколо електродів досліджуваної ділянки об’єкту. Таким чином, струм  $I$ , що протікає через БТ, буде розгалужуватися і в шунтувальні ділянки:  $I = I_x + I_s$  (де  $I_x$ ,  $I_s$  – струми, що протікають по досліджуваній та шунтувальній ділянкам відповідно).

При цьому значення падіння напруги на БТ складе

$$U_x = I \cdot Z_X^\Sigma \parallel (Z_1 + Z_2),$$

і буде інформативним не  $Z_X^\Sigma$ , а  $Z_X^\Sigma \parallel (Z_1 + Z_2)$ . Очевидно, що похибка  $G_x$  в такому випадку буде визначатися відношенням (1), і, в разі виконання нерівності  $Z_X^\Sigma > (Z_1^\Sigma + Z_2^\Sigma)$ , перевищить 50 %.

$$G_x = \frac{Z_X^\Sigma}{Z_X^\Sigma + Z_1^\Sigma + Z_2^\Sigma} \cdot 100\%. \tag{1}$$

Цілком зрозуміло, що з такими значними похибками вимірювання практично неможливо забезпечити належну достовірність діагностування. З метою усунення цього недоліку пропонується здійснювати інваріантне [6] вимірювання опору біологічної тканини  $Z_X^\Sigma$ , тобто таке, яке не залежить від параметрів шунтувальних її ділянок. Для реалізації такого вимірювання необхідно створити режим штучного електричного відокремлення  $Z_X^\Sigma$  від шунтувальних тканин, так як це здійснюється, наприклад, при пофрагментному діагностуванні друкованих вузлів радіоелектронних пристроїв [5, 6]. Реалізація вказаного режиму приведе до протікання струму  $I$  тільки через досліджувану ділянку. Для досягнення цієї мети достатньо «розірвати» шлях протікання тестового струму в точці його розгалуження  $h$ , що може бути реалізовано за рахунок забезпечення рівності потенціалів між полюсами  $h$  і  $g$  БТ (див. рис. 2).

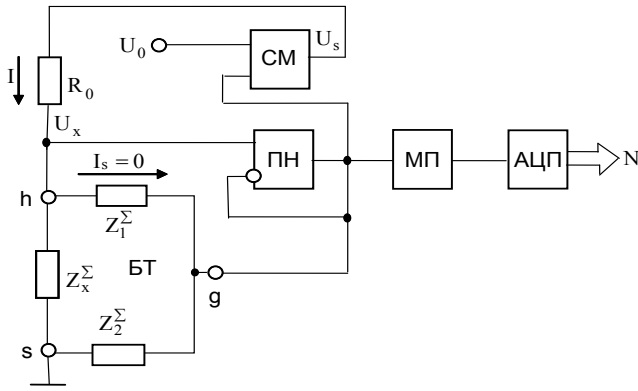


Рис. 3. Схема інваріантного вимірювача опору БТ

$$U_g = U_h; \quad U_h = I Z_x^\Sigma; \quad U_s = U_0 + U_g = U_0 + U_h; \quad I = \frac{U_s - U_h}{R_0} = \frac{U_0}{R_0} = \text{const},$$

де  $U_g, U_h, U_s$  – напруги в точках  $g, h$  та на виході суматора відповідно;  $U_0$  – напруга тестового сигналу.

З виходу ПН напруга  $U_x$  надходить до масштабного підсилювача МП, і за допомогою АЦП перетворюється в цифровий код  $N$ , пропорційний вимірюваному імпедансу  $Z_x^\Sigma$ .

Кожен електрод, який підключається до об'єкту, складається з двох високоелектропровідних частин: зовнішньої та внутрішньої. При цьому внутрішні електроди підключаються до точок  $h$  і  $s$  об'єкту, а зовнішні – до точки  $g$ . Геометричні розміри та характеристики електродів вибираються в залежності від форми, розмірів та особливостей досліджуваного біологічного об'єкту.

Далі розглянемо ще одну особливість, яка має місце під час вимірювання імпедансів об'єкта. Відомо, що в деяких випадках інформативним параметром є не абсолютне значення імпедансу певної ділянки БТ, а відношення імпедансів між визначеними ділянками об'єкта [7]. Якщо таке відношення знаходиться у визначених межах – це означає, що аномалії нема. Якщо ж відношення за межами норми – слід точніше вказати «джерело аномалії» виконавши вимірювання абсолютних значень імпедансів відповідних ділянок БТ.

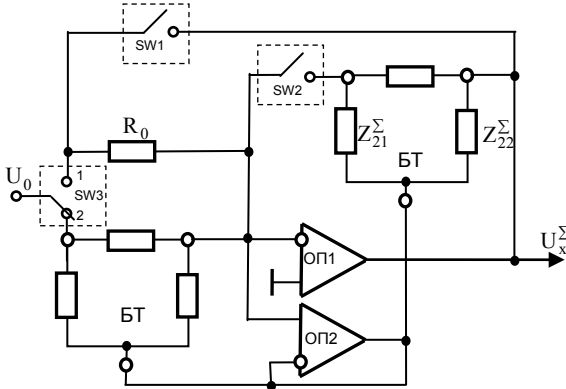


Рис. 4. Схема комбінованого вимірювача імпедансу БТ

Схема пристрою для реалізації такого комбінованого режиму вимірювань показана на рис. 4. Функціонує запропонований пристрій так. Спочатку виконуються вимірювання відношення імпедансів  $Z_{x1}^\Sigma, Z_{x2}^\Sigma$  ділянок БТ. Для забезпечення такого режиму перемикач SW3 встановлюється в положення 2, SW1 — розмикається, а SW2 — замикається. Тоді вихідна напруга  $U_x^\Sigma$  перетворювача дорівнює  $U_x^\Sigma = -U_0 \cdot Z_{x2}^\Sigma / Z_{x1}^\Sigma$ , і для визначення відношення достатньо поділити значення вихідної напруги на  $U_0$

$$Z_{x2}^\Sigma / Z_{x1}^\Sigma = -U_x^\Sigma / U_0.$$

У випадку, коли відношення  $Z_{x2}^\Sigma / Z_{x1}^\Sigma$  знаходиться у заданих межах – переходять до дослідження наступних ділянок. Інакше, з метою локалізації ділянки з аномалією визначають абсолютні значення імпедансів  $Z_{x1}^\Sigma$  (SW3 — в положенні 2, SW1 – замкнений, а SW2 – розімкнений) і  $Z_{x2}^\Sigma$  (SW3 — в положенні 1, SW1 — розімкнений, а SW2 – замкнений), на основі обчислення відношення  $-U_x^\Sigma / U_0$ .

Зазначимо, що операційний підсилювач ОП1 у запропонованому пристрою виконує функцію вимірювального підсилювача, а ОП2 — повторювача напруги, що дозволяє виконати режим електричного відокремлення досліджуваних ділянок БТ  $Z_{x1}^{\Sigma}$ ,  $Z_{x1}^{\Sigma}$  від шунтувальних ділянок  $Z_{11}^{\Sigma}$ ,  $Z_{12}^{\Sigma}$ ,  $Z_{21}^{\Sigma}$ ,  $Z_{22}^{\Sigma}$ . Таким чином, ще однією перевагою запропонованого пристрою є значно менші, ніж у прототипі (див. рівняння 1), похибки вимірювання, детальний аналіз таких похибок виконаний в роботі [10].

Режим електричної безпеки запропонованого пристрою виконується шляхом вибору відповідних значень  $U_0$  та  $R_0$ .

### Висновки

1. В роботі показано, що під час вимірювання імпедансу біологічних тканин можуть виникати значні похибки, обумовлені впливом на результати вимірювань шунтувальних ділянок біологічного об'єкта.

2. Запропоновано структурну схему пристрою, що дозволяє реалізувати інваріантні вимірювання імпедансів біологічних об'єктів шляхом створення на них режиму штучного електричного відокремлення досліджуваної ділянки. Такий режим дозволяє усунути вплив тканин, бруду та власних виділень об'єкту, які шунтують досліджувану ділянку.

3. Запропоновано структурну схему пристрою для вимірювання відношень імпедансів, що дозволяє підвищити достовірність результатів діагностування та швидкодійність вимірювання.

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Портнов Ф. Г. Электропунктурная рефлексотерапия. 3-е изд. перераб. И доп. — Рига. — 1987 г. — 357 с.
2. А. с. № 1454466 СССР, МКИ А61Н39/00, А61В5/05. Устройство для измерения сопротивления биологических тканей / Н. А. Савушкин, В. А. Толышев, В. И. Усик, С. И. Шкуратов. Заявлено 17.09.86. Опубл. 30.01.89. Бюл. № 10
3. А. с. № 1367938 СССР, МКИ А61В5/05. Устройство для измерения электрического сопротивления биологических тканей / Л. М. Гадупяк, Ю. В. Рево, С. Е. Соколов, Н. П. Щибря. Заявлено 29.08.85. Опубл. 6.01.88. Бюл. № 13
4. А. с. № 1545481 СССР, МКИ А61В5/05. Устройство для измерения проводимости кожи / В. Г. Иванов. Заявлено 2.06.84. Опубл. 6.01.87. Бюл. № 39
5. Байда Н. П., Месюра В.И., Роик А. М. Самообучающиеся анализаторы производственных дефектов РЭА. — М.: Радио и связь, 1991. — 256 с.
6. Мартяшин А. И., Орлова А. В., Шляндин В. Н. Преобразователи параметров сложных электрических цепей. - М.: Энергоатомиздат, 1981. — 72 с.
7. Власюк А. И. Система контролю активності акупунктури людини. Дисертація на здобуття ступеня кандидата технічних наук. Вінниця 1999 р. — 195 с.
8. А. с. № 1101230 СССР, МКИ А61В5/05. Способ поиска точек акупунктуры / П. Я. Гапонюк, Б. В. Медведев, М. В. Московский, Ю. Ф. Петров. Заявлено — 10.11.81. Опубл. 20.04.84 г. Бюл. № 30
9. А. с. № 1449126 СССР, МКИ А61Н39/00. Устройство для электроakupунктурной рефлексотерапии / С. А. Дмитриченко. Заявлено 11.03.84. Опубл. 3.01.89. Бюл. № 21
10. Роїк О. М. Інваріантні перетворення параметрів елементів складних об'єктів. Монографія. — Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2001. — 152 с.

Рекомендована кафедрою інтелектуальних систем

Надійшла до редакції 22.01.04  
Рекомендована до опублікування 16.03.04

**Роїк Олександр Митрофанович** — професор; **Арсенюк Ігор Ростиславович** — доцент.  
Кафедра інтелектуальних систем;

**Ткаченко Олександр Миколайович** — доцент кафедри обчислювальної техніки.  
Вінницький національний технічний університет