

Винахід відноситься до біології, медицини, сільського і лісового господарства і служить для вимірювання параметрів біотканини, представленою електросхемою заміщення згідно з спрощеною моделлю Паулі - Швана.

Найчастіше діагностують з допомогою діелектричних параметрів функціональний стан вищих рослин. Спершу, як критерій життєвості біооб'єкта, використовували електричний опір на постійному струмі, але через неоднозначність, викликану поляризацією біотканини, відмовились від цього. Пізніше почали вимірювати електроімпеданс, інколи окремо його активну та реактивну складові, переважно на частоті 1кГц синусоїдальної напруги. Рідше здійснюється оцінювання стану рослин з допомогою імпульсного струму [1]. Так, у Канаді застосовують імпульсні вимірювачі опору, названі шигометрами за іменем їх розробника [2]. Це рідше застосовують сигнали інших форм, наприклад пілозубої [3]. Але застосування несинусоїдальних сигналів страждає неточністю вимірювання і до того ж вимагає подачі на біооб'єкт небажаної високорівневої напруги, яка часто перевищує межу електричного стимулу. Тому найчастіше вимірюють модуль електроімпедансу і його ємнісну реактивну, складову, неправильно інтерпретовану деякими експериментаторами як "чиста" ємність на певній частоті, значення якої нерідко не згадується в наукових статтях, чим зменшується цінність поданої інформації через труднощі порівняння результатів різних авторів [4].

Тепер найпоширенішою електричною моделлю біотканини є спрощена модель Паулі - Швана [3, 5] і значно рідше - модель, описана Завадським [6]. Кожна з цих моделей характеризується наявністю двох активних опорів і ємності, відповідно сполучених між собою (фіг.1, 2). Доведено [7], що ці три параметри тісно корелюють з відповідними фізіологічними характеристиками біотканини, а значить, і з життєвим станом біооб'єкта. Тому доцільною є потреба визначити ці три параметри. Такі спроби частково були здійснені. Так в [9] було запропоновано спосіб вимірювання, правда, лише одного з трьох параметрів, а саме: ємності, а в [3] - одного з двох активних опорів і часу релаксації, як добутку ємності на другий опір без їх розчленування. Всі згадані способи забезпечують отримання результатів, по-перше, не в повному обсязі, а по-друге, ці результати представлені у вигляді абсолютних, а не відносних величин. Останні мають перевагу, бо в меншій мірі залежать від по-сторонніх і небажаних факторів, оскільки при цьому тут відбувається певна компенсація похибок вимірювання.

Від цього недоліку частково звільнений запропонований Тарусовим спосіб вимірювання модулів електроімпедансу на двох частотах і визначення через їх відношення так званого коефіцієнта поляризації [5]. Однак цей спосіб не дозволяє однозначно оцінити цей коефіцієнт, бо він є частотнозалежним (див. нижче), а три шукані параметри не визначаються зовсім.

В основу нашого винаходу поставлено задачу підвищити достовірність і точність визначення діелектричних параметрів, які, як доведено [7], є найтіснішими відповідниками фізіологічних показників біооб'єкта, а через них ще і знайти залежність між діелектричними показниками і

"істинним" (частотнонезалежним) коефіцієнтом поляризації.

Поставлена задача розв'язується шляхом почергової подачі на біооб'єкт двох синусоїдальних напруг різних частот, вимірювання модулів і аргументів електроімпедансу на цих частотах і обчислення за знайденими формулами трьох діелектричних параметрів. Запропоновано ще два альтернативні варіанти способу, які заключаються в почерговій подачі на біооб'єкт через операційний підсилювач двох синусоїдальних напруг різних частот, вимірюванні синфазних і квадратурних складових вихідної напруги і обчислення за модифікованими формулами згаданих параметрів. При цьому для одного альтернативного варіанту вихідною напругою є напруга на біооб'єкті, а для другого - на зразковому резисторі. Поставлена задача розв'язана і на апаратному рівні: розроблено пристрій для вимірювання діелектричних параметрів біотканини, оснований на детектуванні синфазної і квадратурної складових з допомогою двох фазодетекторів.

На фіг.1 представлена електрична схема заміщення біотканини за Паулі - Шваном, на фіг.2 - схема, описана Завадським, на фіг.3 - структурна схема пристрою.

Суть запропонованого способу пояснює фіг.1. Електроімпеданс Z_x цього-двополюсника дорівнює геометричній сумі його активної R_x та реактивної X_x складових:

$$Z_x = R_x + jX_x = R \frac{1 + \omega^2 C^2 (R + r) r}{1 + \omega^2 C^2 (R + r)^2} - j \frac{\omega C R^2}{1 + \omega^2 C^2 (R + r)^2} \quad (1)$$

де R - електричний опір міжклітинної рідини в тканині;

r - сума цитоплазматичного і поляризаційного опорів;

C - поляризаційна ємність;

ω - кругова частота електричного струму.

Із (1) видно, що тангенс кута φ фазового зсуву дорівнює:

$$\begin{aligned} \operatorname{tg} \varphi &= \frac{X_x}{R_x} = \frac{Z_x \sin \varphi}{Z_x \cos \varphi} = \\ &= - \frac{\omega C R^2}{1 + \omega^2 C^2 (R + r) r} \end{aligned} \quad (2)$$

Прийmemo для однозначності $\omega_1 < \omega_2$. Позначивши через $R_1, R_2, X_1, X_2, \operatorname{tg} \varphi_1, \operatorname{tg} \varphi_2$ - відповідно активні, реактивні складові і тангенси кутів на частотах ω_1 та ω_2 , отримуємо:

$$K = \frac{\operatorname{tg} \varphi_2}{\operatorname{tg} \varphi_1} = \frac{X_2}{X_1} \cdot \frac{R_1}{R_2} = \Omega \frac{1 + \omega_1^2 \tau^2}{1 + \omega_2^2 \tau^2} \quad (3)$$

де $\Omega = \omega_2 / \omega_1$; $\tau^2 = C^2 (R + r) r$;

$$B = \frac{1 - K / \Omega}{K \Omega - 1} \quad (4)$$

Тоді на основі (3) і (4):

$$\tau^2 = B / \omega_1^2 \quad (5)$$

Із (4) і (5) знаходимо формулу для ємності:

$$C = \frac{1}{\omega_1} \sqrt{\frac{B}{r(R + r)}} \quad (6)$$

Із (1) отримуємо два рівняння для активних складових імпедансу

$$R_1 = R \cdot \frac{1+B}{1+B(R+r)/r}$$

$$R_2 = R \cdot \frac{1+B\Omega^2}{1+B\Omega^2(R+r)/r}$$

і, розв'язуючи їх через виключення R, знаходимо формулу для опору r:

$$r = \frac{B(\Omega^2 - 1)}{g_{21}(B+1)/(B\Omega^2 + 1)} \quad (7)$$

де $g_{21} = 1/R_2 - 1/R_1$ - різниця між активними електропровідностями на частотах ω_2 та ω_1 .

Аналогічно отримуємо формулу для опору R:

$$R = \frac{1}{g_1 - g_{21}(B\Omega^2 + 1)(\Omega^2 - 1)} \quad (8)$$

де $g_1 = 1/R_1$ - електропровідність на частоті ω_1 .

Таким чином, вимірявши модулі Z_{x1} , Z_{x2} і аргументи φ_1 , φ_2 на двох частотах ω_1 та ω_2 , обчислюємо діелектричні параметри біооб'єкта за формулами (6) - (8).

На основі викладеного сформулюємо суть винаходу: 1) подають на біооб'єкт синусоїдальну напругу частоти ω_1 і вимірюють модуль Z_x та аргумент φ електроімпедансу; 2) здійснюють аналогічний прийом на частоті ω_2 і 3) обчислюють параметри R, r, C з допомогою отриманих формул. При цьому модуль і аргумент електроімпедансу визначають за методикою (8).

Для першого з двох альтернативних варіантів, де резистор R_N включають на вході операційного підсилювача, а біооб'єкт - в коло зворотного зв'язку, можна записати (з врахуванням високого вхідного опору підсилювача) таку рівність:

$$U/E = Z_x/R_N = \frac{R_x + jX_x}{R_N} \quad (9)$$

де E, U - вхідна та вихідна напруги підсилювача;

R_N - опір зразкового резистора.

Із (1) та (9) отримуємо:

$$s = \frac{R_x}{R_N} = \frac{R}{R_N} \cdot \frac{1 + \omega^2 C^2 (R+r)r}{1 + \omega^2 C^2 (R+r)^2};$$

$$q = \frac{X_x}{R_N} = \frac{-\omega C R^2}{R_N [1 + \omega^2 C^2 (R+r)^2]} \quad (10-11)$$

де s, q - відповідно відношення синфазної і квадратурної складових вихідної напруги до вхідної.

Ввівши безрозмірні коефіцієнти

$$\Omega = \frac{\omega_2}{\omega_1}; \quad K = \frac{q_2}{q_1}; \quad B = \frac{1 - K/\Omega}{K\Omega - 1};$$

отримуємо тотожні вирази для ємності C (формула 6), опору r (формула 7) і опору R (формула 8).

Для другого альтернативного варіанту, де біооб'єкт включають на вході операційного підсилювача, а зразковий резистор - в коло зворотного зв'язку, можна записати:

$$\frac{U}{E} = \frac{1}{E} (U_s + jU_q) = \frac{R_N}{r} \frac{1 + \omega^2 C^2 (R+r)r}{1 + \omega^2 C^2 r^2} - j \frac{\omega C r}{1 + \omega^2 C^2 r^2} \quad (12)$$

де U_s , U_q - синфазна та квадратурна складові вихідної напруги.

Позначивши

$$\Omega = \frac{\omega_2}{\omega_1}, \quad q = U_q/E, \quad s = U_s/E, \quad T = Cr,$$

отримуємо

Із (12) для двох частот такий вираз:

$$K = q_2/q_1 = \Omega \frac{1 + \omega_1^2 T^2}{1 + \omega_2^2 T^2} \quad (13)$$

Із (13) знаходимо формулу для ємності:

$$C = \frac{1}{\omega_1} \cdot \frac{\sqrt{B}}{r} \quad (14)$$

$$\text{де } B = \frac{1 - K/\Omega}{K\Omega - 1} \quad (15)$$

Із (12) для двох частот отримуємо:

$$s_1 = \frac{R_N}{R} \cdot \frac{1 + B(R+r)/r}{1 + B}$$

$$s_2 = \frac{R_N}{R} \cdot \frac{\Omega^2 + B(R+r)/r}{\Omega^2 + B} \quad (16-17)$$

Виключивши опір r, знаходимо із (16) і (17) опір R:

$$R = R_N \frac{\Omega^2 - 1}{s_2(\Omega^2 + B) - s_1(1 + B)} \quad (18)$$

Підставивши R із (18) в (16), отримуємо формулу для опору r:

$$r = R_N \frac{B}{1 + B} \times$$

$$\times \frac{1}{s_1 - \frac{(\Omega^2 + B)s_2 - (1 + B)s_1}{\Omega^2 - 1}} \quad (19)$$

Враховуючи викладене, пропонуються ще два альтернативні варіанти способу, які охоплюють такі прийоми: 1) подають через операційний підсилювач на біооб'єкт синусоїдальну напругу частоти ω_1 і вимірюють синфазну та квадратурну складові вихідної напруги; 2) повторюють цей же прийом на частоті ω_2 і 3) обчислюють R, r, C параметри з допомогою отриманих формул.

На основі двох альтернативних варіантів способу розроблено пристрій для вимірювання трьох діелектричних параметрів біооб'єкта, прототипом якого є пристрій, описаний в (9), схема якого зображена там же на фіг.1. Пристрій-прототип містить датчик з двома електродами і сполучений з ними екранованими проводами електронний блок, який має вхідні клеми, генератор синусоїдальної напруги інфранизької частоти, операційний підсилювач, магазин резисторів або ємностей, перемикач границь вимірювання, фазоповертач, вимірювач напруги, фазодетектор та індикатор. Перша вихідна клема генератора сполучена з першою вхідною клемою пристрою і з першим електродом. Другий електрод з'єднаний з першою клемою магазину, інвертованим входом операційного підсилювача і входом фазоповертача, вихід якого підключений до входу обмежувача, вихід якого з'єднаний з керуючим входом фазодетектора, до входу якого підключений індикатор. Друга клема магазину сполучена з виходом операційного підсилювача і сигнальним входом фазодетектора. Друга вихідна клема генератора з'єднана з загальною шиною, до якої підключений неінвертований вхід операційного підсилювача.

Недоліком прототипу є неможливість вимірювання всіх трьох діелектричних параметрів біооб'єкта. З його допомогою можна визначити лише ємність. Задача заключається в досягненні наступної мети: визначити всі три параметри

біооб'єкта.

Для розв'язання задачі розроблено пристрій (фіг.3), який включає в себе комутатор 1, датчик 2 з двома електродами і сполучений з ними екранованими проводами електронний блок 3, який має вхідні клеми 4 і 5, генератор 6, магазин 7 зразкових резисторів, операційний підсилювач 8, фазоповертач 9, два обмежувачі 10 і 11, два фазодетектори 12 і 13, два індикатори 14 і 15 та дві вихідні клеми 16 і 17. Генератор 6 являє собою джерело синусоїдальної напруги з перемикачем частот і атенуатором рівня напруги. Комутатор 1 - це двопозиційний двосекційний перемикач. Перемикаючий контакт верхньої секції комутатора 1 сполучений з другою клемою генератора 6, а замкнений контакт верхньої секції з'єднаний з другою клемою магазину 7 і розімкненим контактом нижньої секції. Розімкнений контакт верхньої секції і замкнений контакт нижньої секції комутатора 1 підключені до другої верхньої клеми 5 пристрою. Перемикаючий контакт нижньої секції комутатора 1 підключений до виходу операційного підсилювача 8 і до сигнальних входів фазодетекторів 12 і 13. Перша клема генератора 6 сполучена з неінвертованим входом операційного підсилювача 8, інвертований вхід якого з'єднаний з першою клемою 7, з входом другого обмежувача 11, з входом фазоповертача 9 і з першою вхідною клемою 4. Вихід фазоповертача 9 сполучений з входом першого обмежувача 10, а вихід останнього підключений до керуючого входу фазодетектора 12, вихід якого з'єднаний з входом першого індикатора 14 і з першою вихідною клемою 16 пристрою. Вихід другого обмежувача 14 сполучений з керуючим входом другого фазодетектора 13, вихід якого підключений до входу другого індикатора 15 і до другої вихідної клеми 17 пристрою.

Пристрій працює таким чином. В положенні "1" комутатора 1 через зразковий резистор магазину 7 від генератора 6 подається синусоїдальна напруга певного рівня, усталовленого атенуатором, і певної частоти, вибраної перемикачем частот, на вхід операційного підсилювача 8. На сигнальні входи фазодетекторів 12 і 13 поступає знята з біооб'єкта вихідна напруга операційного підсилювача 8. На керуючий вхід другого фазодетектора 13 через обмежувач 11 подається опорний сигнал, а на керуючий вхід першого фазодетектора 12 через фазоповертач 9 і перший обмежувач 10 подається повернутий на 90° опорний сигнал. На виході першого фазодетектора 12 і на першій вихідній клемі 16 пристрою отримуємо квадратурну складову вихідної напруги, значення якої показує перший індикатор 14. На виході другого фазодетектора 13 і на другій вихідній клемі 17 пристрою появляється синфазна складова вихідної напруги, значення якої показує другий індикатор 15. В положенні "2" комутатора 1 напруга з генератора 6 подається на операційний підсилювач 8 не через магазин 7, а через біооб'єкт. Вихідна напруга на сигнальні входи фазодетекторів 12 і 13 знімається із зразкового резистора магазину 7. Далі до виходу сигнали перетворюються аналогічно як і в положенні "1" комутатора 1. Для обчислення шуканих трьох параметрів слід вимірювання повторити ще раз, але на іншій частоті генератора 6. З вихідних клем 16 і 17 отримана аналогова інформація через два непоказані аналого-цифрові перетворювачі може

зніматись на обчислювальний пристрій. В положенні "1" комутатора 1 здійснюється вимірювання по п.3, а в положенні "2" - по п.4 формули винаходу.

Як видно з фіг.1, при $\omega_1 = 0$ електроімпеданс $Z_0 = R$ в максимальним, а при $\omega_2 = \infty$ він стає теж чисто активним, але є мінімальним і дорівнює $Z_\infty = R \cdot r / (R + r)$. Розділивши перший вираз на другий, отримуємо по аналогії з методикою Тарусова максимальний коефіцієнт поляризації $k_{\max} = Z_0 / Z_\infty = 1 + R/r$. (20) тоді, як за

Тарусовим $k_n = Z(f=10 \text{ кГц}) / Z(f=1 \text{ МГц})$. (21)

Як видно з (21), коефіцієнт k_n (порівняно з k_{\max}) є фізіологічно менш варіабельним для будь-якого об'єкта стосовно до його фізіологічного стану. Отже для точнішого діагностування життєвості біооб'єкта доцільніше користуватись коефіцієнтом k_{\max} , який ще є і частотнонезалежним.

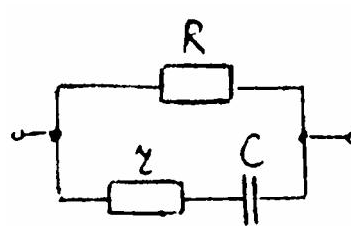
Параметри схеми фіг.2 однозначно зв'язані з параметрами схеми фіг.1 через формули (10):

$$C_1 = C(1+r/R)^2, \quad r_1 = \frac{R}{1+r/R},$$

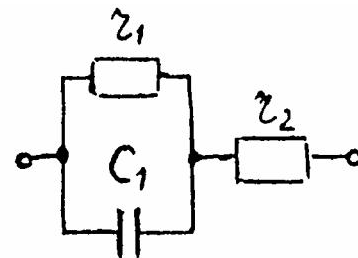
$$r_2 = \frac{Rr}{R+r}. \quad (22-24)$$

Схему заміщення, представлену на фіг.2, має також і напівпровідниковий діод (11). Отже, використовуючи запропонований спосіб визначення R , r , C параметрів, що на фіг.1, можна знайти r_1 , r_2 , C_1 , тобто параметри схеми фіг.2, із застосуванням формул (22) - (24). Таким чином, запропонований винахід можна розповсюдити не тільки для біологічних, але й для деяких технічних об'єктів.

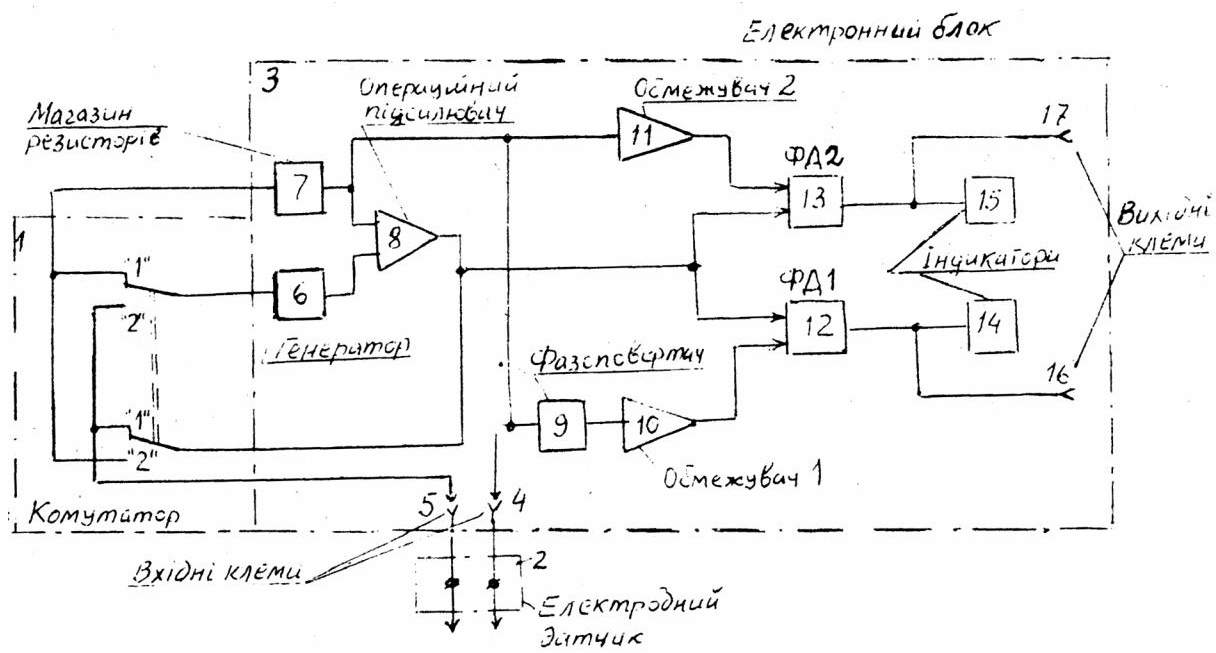
Примітка. На відміну від фіг.2 і 3 а.с. 1456059 (див. [9]) опори R та r на фіг.1 цього винаходу переставлені місцями, бо $R > r$.



Фіг. 1



Фіг. 2



Фіг. 3