



УКРАЇНА

(19) UA (11) 56764 (13) U  
(51) МПК (2011.01)  
A61B 5/04МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІОПИС  
ДО ПАТЕНТУ  
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається під  
відповідальність  
власника  
патенту

## (54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ КОЕФІЦІЄНТА ПОЛЯРИЗАЦІЇ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

1

2

(21) u201008586

(22) 09.07.2010

(24) 25.01.2011

(46) 25.01.2011, Бюл.№ 2, 2011 р.

(72) БОРИСОВ ВІКТОР МИХАЙЛОВИЧ

(73) НАЦІОНАЛЬНИЙ ЛІСОТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ

(57) Спосіб вимірювання коефіцієнта поляризації біологічних тканин, при якому за відношенням величин струмів низької та високої частоти, що проходять через об'єкт дослідження під дією відомих

напруг, визначають коефіцієнт поляризації біологічної тканини, який **відрізняється** тим, що на об'єкт дослідження подають у вигляді суми одночасно напруги і низької, і високої частоти з відомим відношенням амплітуд напруг, величину сумарного сигналу регулюють так, щоб значення низькочастотної складової струму об'єкта дослідження становила наперед задану сталу величину, а коефіцієнт поляризації біологічної тканини знаходять за значенням струму високої частоти.

Корисна модель відноситься до біофізики і може бути використана для дослідження стану біологічних тканин рослинних та тваринних організмів, в експериментальній медицині і в клініці для визначення функціонального стану біологічних тканин і органів людини, зокрема життєздатності. Винахід дозволяє безпосередньо виміряти коефіцієнт поляризації біологічних тканин, тобто відношення низькочастотного і високочастотного імпедансів, і за її величиною судити про функціональний стан тканини або про її життєздатність.

Відомий пристрій для визначення стану біологічних об'єктів "Тонус-2", що дозволяє по черзі вимірювати імпеданс біологічних об'єктів на низьких і високих частотах. Використовуючи результати вимірювання на низьких і високих частотах можна розрахувати коефіцієнт поляризації біологічної тканини, тобто відношення опору, виміряного на низькій частоті до високочастотного опору:

$$K = R_{нч} / R_{вч}, (1)$$

де:  $R_{нч}$ ,  $R_{вч}$  - опори об'єкта на низькій та високій частотах;

За величиною коефіцієнта поляризації біологічної тканини можна судити про фізіологічний стан тканин, зокрема про її життєздатність [1].

Найближчим аналогом до пропонуваного є спосіб [1], за яким на об'єкт дослідження по чергово подають напругу низької та високої частоти з рівними амплітудами, визначають значення струмів на цих частотах, запам'ятовують їх значення та

за допомогою обчислювального приладу розраховують коефіцієнт поляризації біологічної тканини як відношення струмів об'єкта на високій та низькій частотах:

$$U_{вч} = U_{нч} (2)$$

$$K = R_{fx} / R_{Ax} = (U_{fx} / I_{Hx}) / (U_{Ax} / I_{Ax}) = ; (3)$$
$$= (U_{fx} * I_{Hx}) / (U_{Bx} * I_{Hx}) = I_{Ax} / I_{Hx}$$

де:  $U_{вч}$ ,  $U_{нч}$  - діючі напруги низької та високої частоти;

$K$  - коефіцієнт поляризації біологічної тканини;

$R_{нч}$ ,  $R_{вч}$  - опори об'єкта на низькій та високій частотах;

$I_{нч}$ ,  $I_{вч}$  - струми через об'єкт низької та високої частоти.

Недоліком відомого способу є необхідність в операціях запам'ятовування та обчислення. Виконання цих операцій потребує або використання засобів обчислювальної техніки, що робить реалізацію способу більш коштовною, або сповільнює вимірювання і отримання результату, що звуужує сферу застосування способу.

Метою корисної моделі є отримання значення коефіцієнта поляризації біологічної тканини прямим вимірюванням, більш швидким способом, без додаткових обчислень.

Поставлену мету досягають завдяки тому, що на об'єкт дослідження подають у вигляді суми одночасно напруги і низької, і високої частоти з відомим відношенням амплітуд напруг, величину су-

UA (19) 56764 (13) U

марного сигналу регулюють так, щоб значення низькочастотної складової струму об'єкту дослідження становила наперед задану величину, а коефіцієнт поляризації біологічної тканини знаходять за значенням струму високої частоти.

Усі операції запропонованого способу можна автоматизувати та виконати без застосування обчислювальної техніки засобами, що мають не періодичну, а постійну дію:

- генерування коливань різної частоти здійснюється генераторами;
- сумування двох коливань - змішувачем або суматором;
- розділення струмів високої та низької частоти - фільтрами НЧ та ВЧ;
- регулювання рівня амплітуди напруги прикладеної до об'єкта дослідження за критерієм досягнення низькочастотним струмом заданої величини - підсилювачем з автоматичним регулюванням коефіцієнта підсилення (АРП).

Це забезпечує високу швидкість і безперервність вимірювань за малих витрат на реалізацію запропонованого способу. Додатково запропонований спосіб завдяки одночасності випробування об'єкта на низькій та високій частотах дає можливість досліджувати зміну властивостей тканин у динаміці: в процесі дихання, на протязі періоду пульсу або під дією змінних (наприклад вітрових) навантажень і т.і.

Співвідношення амплітуд коливань низької та високої частоти у запропонованому способі може вибиратися довільним, виходячи з міркувань досягнення оптимальних умов для виконання певних операцій, наприклад: максимальної точності вимірювань:

$$U_{НЧ} = U_{ВЧ} = a; \quad (4)$$

де:  $U_{НЧ}$ ;  $U_{ВЧ}$  - напруги низької та високої частоти;

$a$  - сталий коефіцієнт пропорційності.

На Фіг. 1 для прикладу зображено структурну схему реалізації запропонованого способу. Напру-

ги низької та високої частоти  $U_{НЧ}$ ;  $U_{ВЧ}$  з генераторів 1 та 2 подаються на суматор 3. Сумарний сигнал подається на керований підсилювач 4, а з нього - на об'єкт дослідження 5. Струм, що пройшов через об'єкт дослідження 5, розділяється фільтрами 6 та 7 на високочастотну  $I_{ВЧ}$  та низькочастотну  $I_{НЧ}$  складові. Струм  $I_{НЧ}$  з виходу НЧ фільтра 7 використовується в якості сигналу зворотного зв'язку в системі автоматичної стабілізації амплітуди низькочастотної складової струму об'єкту і подається на вхід управління коефіцієнтом передачі керованого підсилювача 4. Таким чином до складу системи АРП входять підсилювач 4, опір об'єкту дослідження 5 на низькій частоті  $R_{НЧ}$  та

НЧ фільтр 7. Високочастотна складова  $I_{ВЧ}$  з виходу ВЧ фільтра 6 подається на вимірювальний прилад 8, покази якого пропорційні коефіцієнту поляризації біологічної тканини об'єкту.

Щоб переконатися у правильності результату вимірювання знайдемо значення струму, що вимі-

рюється приладом 8. Сумарна напруга на об'єкті дослідження 5:

$$U = (U_{НЧ} + U_{ВЧ}) * K_{П} = U_{НЧ} * K_{П} + U_{ВЧ} * K_{П} \quad (5)$$

де:  $U$  - сумарна напруга на об'єкті дослідження 5;

$U_{НЧ}$ ;  $U_{ВЧ}$  - діючі напруги і низької та високої частоти;

$K_{П}$  - коефіцієнт передачі підсилювача 4.

Величина струму через об'єкт дослідження 5 виділена НЧ фільтром 7 за умови коефіцієнта передачі підсилювача рівному одиниці та розірваному колі зворотного зв'язку:

$$I_{НЧ1} = U_{НЧ} / U_{ВЧ} \quad (6)$$

де:  $I_{НЧ1}$  - струм через об'єкт дослідження 5 низької частоти, за умови коефіцієнта передачі підсилювача рівному одиниці та розірваному колі зворотного зв'язку

$U_{НЧ}$  - діюча напруга генератора низької частоти 1;

$R_{НЧ}$  - опір об'єкта на низькій частоті.

Величина струму низької частоти стабілізується системою АРП на рівні  $I_0$ , для цього система АРП встановить коефіцієнт передачі підсилювача 4 рівним:

$$K_{П} = I_0 / I_{НЧ1} \quad (7)$$

де:  $K_{П}$  - коефіцієнт передачі підсилювача;

$I_0$  - рівень стабілізації струму низької частоти системою АРП;

$I_{НЧ1}$  - струм через об'єкт дослідження 5 низької частоти, за умови коефіцієнта передачі підсилювача рівному одиниці та розірваному колі зворотного зв'язку.

Величина струму через об'єкт дослідження 5 виділена ВЧ фільтром 7

$$I_{ВЧ} = U_{ВЧ} * K_{П} / R_{ВЧ} \quad (8)$$

де:  $I_{ВЧ}$  - струм через об'єкт дослідження 5 високої частоти;

$K_{П}$  - коефіцієнт передачі підсилювача 4;

$R_{ВЧ}$  - опір об'єкта на високій частоті;

Використавши вирази (8); (7); (6); (4); (3) величину струму на виході ВЧ фільтра 6, що вимірюється приладом 8 можна записати як

$$\begin{aligned} I_{\hat{A} \times} &= U_{\hat{A} \times} * \hat{E}_I / R_{\hat{A} \times} = \\ &= U_{\hat{A} \times} * I_0 / (I_{H \times 1} * R_{\hat{A} \times}) = \\ &= U_{\hat{A} \times} * I_0 / (U_{H \times} * R_{\hat{A} \times} / R_{H \times}) = \\ &= U_{\hat{A} \times} * I_0 * R_{H \times} / (U_{H \times} * R_{\hat{A} \times}) = \\ &= (U_{\hat{A} \times} / U_{H \times}) I_0 * (R_{H \times} / R_{\hat{A} \times}) = \\ &= (I_0 / a) * (R_{H \times} / R_{\hat{A} \times}) = (I_0 / a) * K \end{aligned} \quad (9)$$

З виразу (9) видно, що струм через вимірювальний прилад 8 пропорційний до коефіцієнта по-

ляризації біологічної тканини  $K$ , коефіцієнт пропорційності є сталим і залежить від вибраних значень констант ( $I_0/a$ ). Можливо узгодити вибором констант межі вимірювання з робочим діапазоном приладу 8 та проградуювати покази приладу 8 в одиницях коефіцієнта поляризації. Процес вимірювання у запропонованому способі дозволяє отримати фізичну величину  $I_{\text{вч}}$ , що підлягає вимірюванню, пропорційну до коефіцієнта поляризації

біологічної тканини, тобто стає прямим, і не потребує запам'ятовування проміжних значень та обчислень.

Джерела інформації:

1. Ибрагимов Р.Р.; Зварич В.М.; Ибрагимов Р.Ш., Патент Российской Федерации № 2083157, Устройство для измерения коэффициента поляризации биологических тканей.

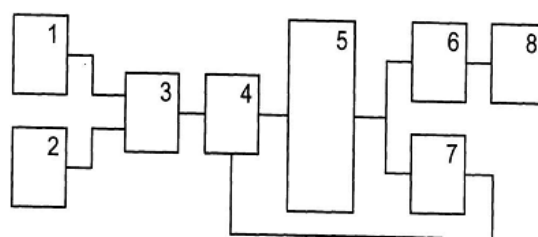


Fig. 1