



УКРАЇНА

(19) UA (11) 36976 (13) U

(51) МПК (2006)

G01N 27/06

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ПАТЕНТУ
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається під
відповідальність
власника
патенту

(54) БЕЗЕЛЕКТРОДНИЙ СПОСІБ АВТОМАТИЗОВАНОГО ВИМІРЮВАННЯ ПИТОМОГО ОПОРУ ЕЛЕКТРОЛІТІВ ТА БІОЛОГІЧНИХ РІДИН

1

2

(21) u200807872

(22) 10.06.2008

(24) 10.11.2008

(46) 10.11.2008, Бюл. № 21, 2008 р.

(72) ШАПЛАВСЬКИЙ МИКОЛА ВОЛОДИМИРОВИЧ, UA, ПІШАК ВАСИЛЬ ПАВЛОВИЧ, UA, КОЛОМОЄЦЬ МИХАЙЛО ЮРІЙОВИЧ, UA, СЛОБОДЯН ОКСАНА ВСЕВОЛОДІВНА, UA, ГРИГОРИШИН ПЕТРО МИХАЙЛОВИЧ, UA

(73) БУКОВИНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ МОЗ УКРАЇНИ, UA

(57) Спосіб безелектродного автоматизованого

вимірювання питомого опору електролітів та біологічних рідин шляхом вимірювання параметрів рідини, що рухається через контур певного об'єму, який **відрізняється** тим, що додатково проводять автоматичну комп'ютерну реєстрацію напруги на виході приладу (вимірювач добротності ВМ-560) та однозначно її переводять у добротність коливального контуру, а вимірювання питомого опору проводять за зміною величини добротності коливального контуру, індуктивно зв'язаного з капілярним соленоїдом, заповненим досліджуваною рідиною.

Корисна модель відноситься до медицини і може бути використана у клінічній лабораторній практиці та наукових дослідженнях для визначення питомого опору біологічних рідин.

Задачі таких досліджень мають фундаментальний і прикладний (діагностичний зміст) [Н.И. Губанов, А.А. Утепбергенов. Медицинская биофизика. - М.: Медицина, 1978. - 336с.].

Аналогом корисної моделі є метод вимірювання питомого опору [А.С. Охотин, А.С. Пушкарский, Р.П. Боровикова, В.А. Симонов. Методы измерения характеристики термoeлектрических материалов и преобразователей. - М.: Наука, 1974. - 168с.]. Суть методу полягає в тому, що якщо матеріал із питомим опором ρ , який має форму циліндра помістити в середину соленоїда, по якому протікає змінний струм частотою f , то в циліндрі виникають вихрові струми. Ефективна дія вихрових струмів, густина яких різна на різній глибині δ , залежить від частоти поля f , питомого опору зразка ρ і магнітної проникливості досліджуваного матеріалу. Якщо ρ вимірюється в одиницях Ом·мм²/мм, то для немагнітних матеріалів глибина проникнення електричного поля в циліндр становить:

$$\delta = 503 \sqrt{\frac{\rho}{f}}, \text{ мм}$$

Струм в циліндрі у свою чергу створює магнітний потік, що взаємодіє з потоком соленоїду. Такий циліндр можна розглядати як пустий з товщиною стінки δ , активним опором R_2 та індуктивним

опором ωL_2 . Досліджуваний зразок і соленоїд утворюють зв'язані контури із загальним опором Z .

Якщо глибина проникнення поля δ набагато менша радіуса циліндра, то індуктивність циліндра мало залежить від величини питомого опору, а активний опір становить:

$$R_1 = \rho \frac{\pi d}{\delta h} = \frac{\pi d \sqrt{\rho f}}{503 h}$$

де d - діаметр циліндра, h - висота циліндра.

Метод потребує попереднього калібрування за зразками з відомим питомим опором.

Недоліком аналогу, що дає змогу вимірювати питомий опір (питому електропровідність) речовин за електромагнітною індукцією, є неможливість вимірювання питомого опору рідин.

Прототипом корисної моделі є спосіб вимірювання питомого опору біологічних рідин шляхом вимірювання параметрів рідини, що рухається через контур певного об'єму (измерительная ячейка проводимости CLS 50. - http://www.kipservis.ru/ehajcls_50.htm). Спосіб-прототип виконується наступним чином: при індуктивному вимірюванні провідності змінний струм соленоїду генерує змінне магнітне поле, індукуючи електричну напругу в рідині, яка створює направлений рух іонів рідини (струм), який зростає із збільшенням концентрації іонів. Струм в рідині генерує змінне магнітне поле у приймальному (другому) соленоїді. Індукований струм у котушці вимірюється і перераховується у величину електропровідності рідини по емпіричній формулі. Не-

(13) U

(11) 36976

(19) UA

доліками прототипу, що ґрунтований на вимірюванні електропровідності є великий об'єм досліджуваної рідини, велика площа механічного контакту вимірювальної частини приладу з досліджуваною рідиною та складністю теоретичного обґрунтування діапазону вимірювань (об'єм рідини, величина максимального та мінімального питомого опору рідини) пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлене завдання удосконалити спосіб безелектродного автоматизованого вимірювання питомого опору електролітів та біологічних рідин безелектродним способом шляхом зміни принципу вимірювання та використання додаткової схеми для вимірювання добротності коливального контуру та обробки результатів за допомогою комп'ютерної програми для забезпечення зниження кількості досліджуваної рідини, підвищення точності та автоматизації вимірювання.

Поставлене завдання вирішується тим, що в способі безелектродного автоматизованого вимірювання питомого опору електролітів та біологічних рідин шляхом вимірювання параметрів рідини, що рухається через контур певного об'єму, згідно до корисної моделі, додатково проводять автоматичну комп'ютерну реєстрацію напруги на виході приладу (вимірювач добротності ВМ-560) та одночасно її переводять у добротність коливального контуру, а вимірювання питомого опору проводять за зміною величини добротності коливального контуру індуктивно зв'язаного з капілярним соленоїдом, заповненим досліджуваною рідиною.

Спільними ознаками прототипу та способу, що заявляється, є те, що вимірюється параметри рідини, що рухається через контур певного об'єму. Корисна модель відрізняється від прототипу тим, що додатково проводять вимірювання добротності, а питомий опір електролітів та біологічних рідин вимірюють автоматизовано. Корисна модель не потребує великої кількості досліджуваної рідини та значної площі її механічного контакту з вимірювальним елементом приладу. Останнє є принципово важливим фактором, оскільки такий контакт приводить до електрохімічних процесів на електродах [Н.И. Губанов, А.А. Утепбергенов. Медицинская биофизика. - М.: Медицина, 1978. - 336с.], здатних до руйнації взаємозв'язків дисипативної структури біологічної рідини.

Теоретичне підґрунтя для застосування способу.

У даній установці капілярна трубка з досліджуваною рідиною індуктивно зв'язана з досліджуваним коливальним контуром. Отже, для розрахунку струмів у зв'язаних контурах, необхідно використати рівняння Кірхгофа для обох контурів у комплексній формі:

$$I_{1m} Z_1 + I_{2m} Z_{3B} = E_m, \quad (1)$$

$$I_{2m} Z_2 + I_{1m} Z_{3B} = 0 \quad (2)$$

де I_{1m} та I_{2m} - комплексні амплітуди струмів I (LC контуру) і II (контура капілярної трубки з рідиною); $Z_1 = r_1 + jx_1$; $Z_2 = r_2 + jx_2$ - опори відповідних

контурів; r_1 і r_2 , x_1 і x_2 - відповідно активні і реактивні опори контурів; $Z_{3B} = j\omega M$ - опір зв'язку; M - коефіцієнт взаємодуції; E_m - амплітуди джерел е.р.с.

Знайшовши I_{2m} із (2):

$$I_{2m} = -I_{1m} \frac{Z_{3B}}{Z_2}, \quad (3)$$

та підставивши (3) в (1) дістанемо:

$$I_{1m} = -\frac{E_m}{Z_1 - Z_{3B}/Z_2}, \quad (4)$$

Із (4) видно, що струм в I контурі визначається не тільки через параметри джерела е.р.с. і параметри самого контуру, а він залежить також від параметрів II контуру (опору рідини в капілярній трубці) та індуктивного зв'язку між обома контурами.

Взаємозв'язок між контурами I і II приводить

до того, що опір I контуру відрізняється від Z_1 . Вводячи повний опір I зв'язаного контура - еквівалентний опір Z_{1e} , який складається із власного Z_1 і вношеного Z_{1BH} опорів одержимо:

$$Z_{1e} = Z_1 + Z_{1BH}, \quad (5)$$

де згідно (4):

$$Z_{1BH} = -\frac{Z_{3B}^2}{Z_2}, \quad (6)$$

Закон Ома для I зв'язаного контура можна записати у вигляді:

$$I_{1m} = \frac{E_m}{Z_{1e}}, \quad (7)$$

Це дає можливість замінити систему двох зв'язаних контурів одним еквівалентним контуром Fig.1.

Із (6), вношений опір Z_{1BH} запишемо у вигляді:

$$Z_{1BH} = r_{1BH} + jx_{1BH}, \quad (8)$$

де активна r_{1BH} і реактивна x_{1BH} складові вношуваних опорів, які дорівнюють:

$$r_{1BH} = \frac{(\omega M)^2}{Z_2^2} r^2, \quad (9)$$

$$x_{1BH} = \frac{(\omega M)^2}{Z_2^2} x^2, \quad (10)$$

Еквівалентний опір Z_{1e} I контура можна розглядати як суму активної і реактивної складових:

$$Z_{1e} = r_{1e} + jx_{1e} \quad (11)$$

де

$$r_{1e} = r_1 + r_{1BH} \quad (12)$$

$$x_{1e} = x_1 + x_{1BH}. \quad (13)$$

Як видно з (10) і (13) вплив II контура приводить до зміни реактивної складової опору I контуру. Водночас реактивна складова вношеного

опору (10) може бути як позитивною, так і негативною, при цьому її знак протилежний знаку реактивної складової II контуру.

Із виразів (9) і (11) видно, що реакція II контуру на I контур привела до ефективного зростання активного опору I контура, тобто до зменшення його добротності. Це означає, що частина енергії джерела "передається" II контуру.

Добротність Q і хвильовий опір ρ є найважливіші параметри коливального контуру:

$$Q = \frac{\omega_0 L}{r} = \frac{1}{\omega_0 C_r} = \frac{\rho}{r}, \quad (14)$$

$$\rho = \omega_0 L = \frac{1}{\omega_0 C} = \sqrt{\frac{L}{C}}, \quad (15)$$

За резонансу напруги на ємності та індуктивності однакові за величиною і протилежні за знаком, внаслідок чого вони взаємно компенсуються і напруга на активному опорі дорівнює е.р.с. джерела:

$$U_{Lom} = U_{com} = QE_m, \quad U_{rom} = E_m, \quad (16)$$

Водночас напруги на ємності та індуктивності за резонансу перевищують величину е.р.с. джерела в Q раз.

Спосіб здійснюється таким чином. Перед дослідженням рідини з капілярному соленоїді вимірюють добротність пристрою за відсутності рідини в капілярі. Згідно (12-13):

$$Q_1 = \frac{x_1}{r_1}, \quad (17)$$

а також хвильовий опір:

$$\rho_1 = x_1 = \omega_0 L_1 = \frac{1}{\omega_0 C_1} = \sqrt{\frac{L_1}{C_1}}, \quad (18)$$

настроївши вимірювач добротності BM-560 на

резонансну частоту $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$. Оптимальну резонанс-

ну частоту обирають шляхом зміни ємності C_1 коливального контура.

При заповненні капілярного соленоїда рідиною з питомим опором ρ_x спостерігається зменшення добротності еквівалентного коливального контуру Q_2 :

$$Q_2 = \frac{x_1 + x_{1BH}}{r_1 + r_{1BH}} \quad (19)$$

та зміна його хвильового опору ρ_2 :

$$\rho_2 = x_1 + x_{1BH} = \frac{1}{\omega_0 C_2} \quad (20)$$

які можна виміряти експериментально (Фіг.2).

На Фіг.2 представлено дослідження рідин у капілярному соленоїді за різних концентрацій іонів. В цих умовах спостерігається зміна питомого опору рідин. Перший максимум (1) спостерігається у порожньому соленоїді; другий максимум (2) спостерігається при заповненні капілярного соленоїда дистильованою водою; третій максимум (3) - при заповненні водопровідною водою; четвертий максимум (4) - при заповненні капілярного плазмою крові людини (I група); п'ятий максимум (5) - при заповненні 0,9% водним розчином NaCl.

Таким чином, дослідження на різних рідинах показало, що даним способом можна досліджувати їх питомий опір ρ .

Для визначення питомого опору рідин безелектродним методом проводили попереднє калібрування добротності коливального контуру Q від напруги U_q на виході приладу (вимірювач добротності BM-560). Графічні залежності $Q(U_q)$ для трьох діапазонів представлено на Фіг.3. Результати вимірювання наведені в таблиці 1.

Таблиця 1

Q	U_{q3}, B	U_{q2}, B	U_{q1}, B
244	1,884		
185	1,317	-	-
175	1,277		
150	1,024	-	-
125	0,823	-	-
100	0,620	2,187	-
70	0,402	1,515	-
55	0,35	1,168	
50	0,250	1,015	-
30	0,115	0,541	2,230
20	0,060	0,319	1,433
10	0,0176	0,116	0,620
5	0,00504	0,0371	0,253

З таблиці 1 та Фіг.3 видно, що вимірювання добротності коливального контуру Q в кожному із трьох діапазонів можна проводити від 0,3 до 2В, оскільки в цьому інтервалі залежність між Q та напругою на виході приладу U_q строго лінійна (вимірювач добротності BM-560). За допомогою комп'ютерної програми значення напруги U_{qi} переводиться у величину добротності Q . Питомий опір рідини вираховується за допомогою комп'ютерної

програми, яка складена на основі формул (19-20). Результати вимірювання питомого опору та питомої електропровідності висвітлюються на цифровому екрані вимірювальної установки.

Перепишемо (19) у зворотному вигляді:

$$\frac{1}{Q_2} = \frac{r_1 + r_{1BH}}{x_1 + x_{1BH}}$$

в даному випадку $x_{1BH} \ll x_1$ тому:

$$\frac{1}{Q_2} = \frac{r_1}{x_1} + \frac{r_{1вн}}{x_1} = \frac{1}{Q_1} + \frac{r_{1вн}}{x_1}, (21)$$

Перетворимо вираз (9) врахувавши, що тут $z_2^2 \approx r_2^2$:

$$r_{1вн} = \frac{(\omega M)^2 r_2^2}{z_2^2} = \frac{(\omega M)^2}{r_2}, (22)$$

Підставивши $r_{1вн}$ із (22) в (21) одержимо:

$$\frac{1}{Q_2} - \frac{1}{Q_1} = \frac{(\omega M)^2}{x_1} \frac{1}{r_2}, (23)$$

Коли капілярний соленоїд заповнений повітрям, то $\frac{1}{r_2} = 0$, звідси $\frac{1}{Q_2} = \frac{1}{Q_1}$.

Оскільки $U_q = BQ$, де B - тангенс кута нахилу прямолінійної ділянки каліброваної функції $U_q = f(Q)$, то вираз (23) можна переписати у вигляді:

$$\frac{1}{U_q} - \frac{1}{U_{q0}} = \frac{(\omega M)^2}{B x_1} \frac{1}{r_2}, (24)$$

де U_q і U_{q0} - напруги на виході приладу вимірювача добротності ВМ-560 за резонансу коливального контуру і заповненні капілярного соленоїду відповідно еталонною рідиною і повітрям. На основі рівняння (24) побудуємо графічну залежність оберненого опору рідин $1/R$ від оберненої напруги на виході приладу вимірювача добротності ВМ-560 $1/U_q$ (пряма на Фіг.4). Точками показано експериментальні значення для різних рідин, для яких питомий опір був попередньо виміряний стандартними загальноприйнятими електродними методами. Спостерігається узгодження теоретичних результатів з експериментальними.

Приклади практичного застосування способу. Дослідження проводились при $t=20^\circ\text{C}$. Спочатку спостерігали зміну добротності коливального кон-

туру, індуктивно зв'язаного з капілярним соленоїдом від частоти за відсутності рідини. На графіку (Фіг.2) можна спостерігати максимум 1, що відповідає значенню напруги $U_q=2\text{В}$. Далі заповнювали капілярний соленоїд такими рідинами: дистильована вода (отримана на установці ДЭ-4-2М (ТУ 64-1-721-91)) значення напруги $U_q=1.6\text{В}$ (максимум 2); водопровідна вода значення напруги $U_q=0.95\text{В}$ (максимум 3); плазма крові людини (І групи) значення напруги $U_q=0.24\text{В}$ (максимум 4); 0,9% водний розчин NaCl значення напруги $U_q=0.2\text{В}$ (максимум 5). У процесі дослідження програма розраховувала для них наступні значення добротності та питомого опору (згідно Фіг.3 та Фіг.5): 1 - за відсутності рідини $Q=244$; 2 - при заповненні капілярного соленоїду дистильованою водою $Q=200$; $R=151,14\text{МОм}$; 3 - при заповненні капілярного соленоїду водопровідною водою $Q=175$; $R=22,14\text{МОм}$; 4 - при заповненні капілярного соленоїду плазмою крові людини (І групи) $Q=55$; $R=1,393\text{МОм}$; 5 - при заповненні капілярного соленоїду 0,9% водний розчин NaCl $Q=42,5$; $R=0,994\text{МОм}$.

Питомий опір досліджуваних рідин розраховувався програмою після попередньої інсталяції значень довжини капіляру ($l=760\text{мм}$) та площі його перерізу ($S=1\text{мм}^2$) у відповідності з формулою:

$$\rho = \frac{RS}{l}. (25)$$

Отже питомий опір досліджуваних рідин становить: для дистильованої води $\rho=19,89\text{КОм}\cdot\text{см}$; для водопровідної води $\rho=2,914\text{КОм}\cdot\text{см}$; для плазми крові людини (І група) $\rho=0,183\text{КОм}\cdot\text{см}$; для 0,9% водного розчину NaCl $\rho=0,131\text{КОм}\cdot\text{см}$.

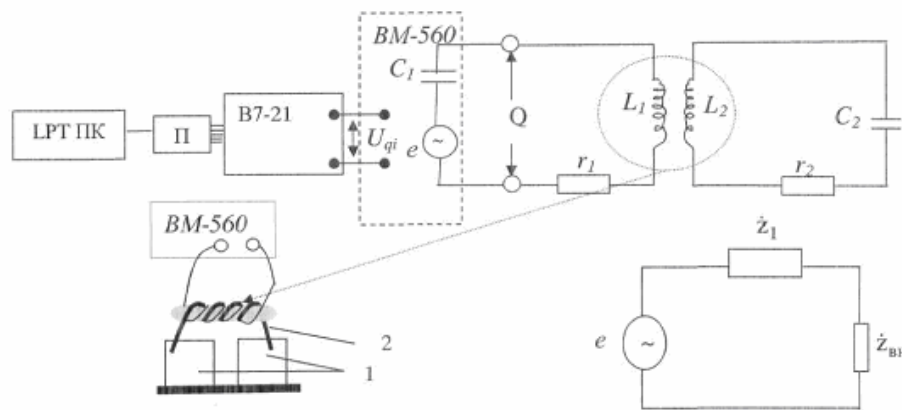
Порівняння способу, що заявляється, та способу-прототипу, подано у таблиці 2.

Таблиця 2

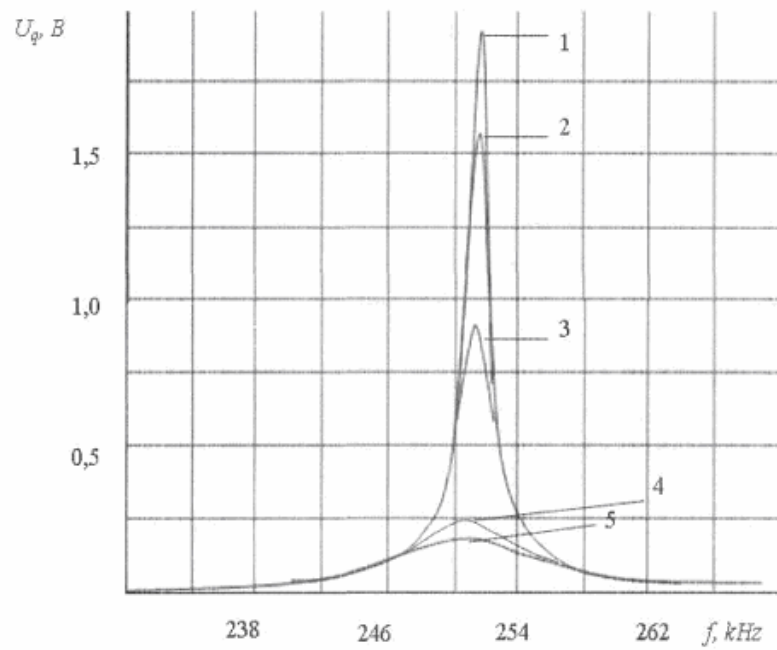
Ознака	Спосіб визначення електропровідності (концентрації електроліту) (прототип)	Безелектродний спосіб визначення питомого опору електролітів та біологічних рідин (спосіб, що заявляється)
Вимірювання питомої електропровідності рідин	так	так
Невеликий об'єм досліджуваної рідини (1мл)	ні	так
Невелика площа механічного контакту з рідиною	ні	так

Технічний результат: запропонований спосіб визначення питомого опору електролітів та біологічних рідини дозволяє в автоматичному режимі

визначати значення питомого опору без суттєвої руйнації іонних асоціацій.



Фиг. 1



Фиг. 2

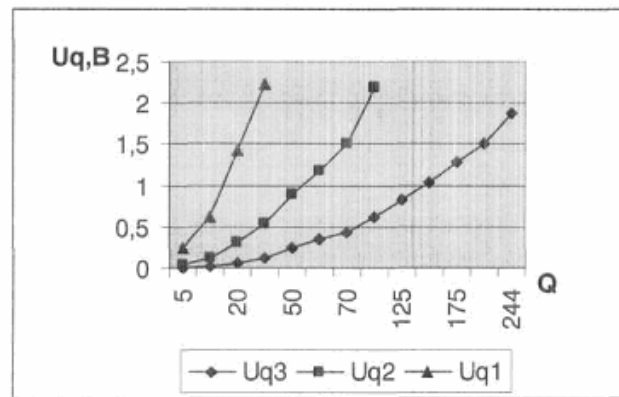


Fig. 3

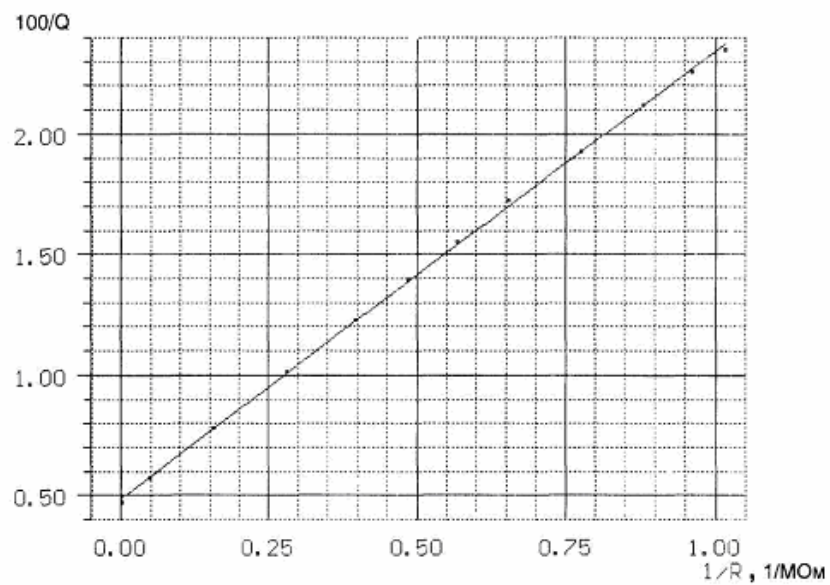


Fig. 4