

СТАШУК В. Д., ТАРАПУН В. А.

## ГЕНЕРАТОР ДЛЯ ЧОТИРЬОХЕЛЕКТРОДНОЇ СХЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ЕЛЕКТРОІМПЕДАНСНИХ ПАРАМЕТРІВ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

Описано генератор для електроімпедансних вимірювань біологічних об'єктів, що дозволяє окремо вимірювати опір шкіри і підшкірних біотканин. Наведено результати його випробувань.

Електроімпедансні вимірювання біологічних об'єктів виконуються з метою діагностики, наприклад, в електроімпедансній томографії і термографії. Електроди, до яких підключаються генератори, розташовуються на поверхні біооб'єкта. Виміряні величини струмів і напруг використовують для реконструкції розподілу провідностей всередині біооб'єкта, що дозволяє робити висновки про анатомічну будову та про наявність тих чи інших патологій.

Вимірювання електроімпедансних характеристик внутрішніх біологічних тканин ускладнює те, що опір шкіри значно перевищує опір підшкірних тканин. Звичайно цю проблему вирішують, застосовуючи складені електроди, що складаються з зовнішнього електрода у вигляді кільця і внутрішнього електрода [1]. Щоб задати певну величину струму, що пропускають через підшкірну біотканину, до активного електрода підключають генератор струму, вихідний опір якого має бути значно більшим за опір шкіри. Якщо при цьому до вимірювального електрода ввімкнути вольтметр з вхідним опором, що значно перевищує опір шкіри, він буде вимірювати напругу на підшкірній біотканині. Такий підхід до розв'язання проблеми вимірювання електроімпедансних характеристик має значні технічні труднощі, пов'язані з необхідністю застосування прецизійних генераторів струму з великим вихідним опором. Оскільки вихідний опір генератора містить ємність кабелю, що з'єднує генератор з електродом, а вимірювання виконують на частотах у десятки кілогерців, що обумовлено особливостями протікання струму в біотканинах [2], досягти високого вихідного опору дуже важко. В [3] запропоновано схему генератора, що дозволяє задавати напругу на активному електроді і вимірювати його струм. Це усуває необхідність застосування прецизійних генераторів струму, а також вплив ємності кабелю, оскільки генератор має малий вихідний опір. Цей генератор задає напругу на активному електроді, тобто на поверхні шкіри, тоді бажано мати можливість задавати вимірювальну напругу безпосередньо на досліджуваній біотканині. З цією метою нами було розроблено і випробувано генератор [4], що дозволяє

задавати напругу безпосередньо на підшкірній біотканині, вимірювати цю напругу, а також напругу і струм активного електрода, що дає змогу роздільно визначати як імпеданс біотканини, так і імпеданс шкіри.

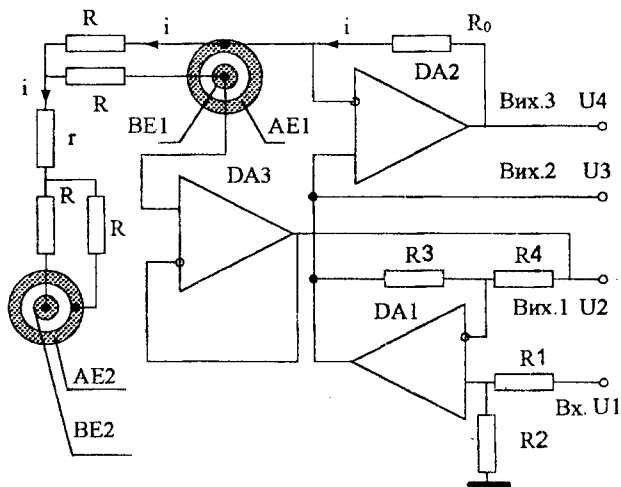


Рис. 1

Схему генератора зображено на рис. 1. Вона складається з вхідного підсилювача DA1, підсилювача активного електрода – вимірювача струму електрода DA2, підсилювача зворотного зв'язку DA3, активного електрода AE1 і вимірювального електрода BE1. Опір  $R$  моделює опір шкіри, а  $r$  – опір підшкірної біотканини. Керуюча напруга  $U_1$  подається на вхід генератора і надходить до неінвертуючого входу операційного підсилювача (ОП) DA1, а на його інвертуючий вхід подається напруга  $U_2$  з виходу підсилювача зворотного зв'язку. За умовою  $R_4 = R_1$  і  $R_3 = R_2$  напруга на виході підсилювача DA1

$$U_3 = \frac{R_2}{R_1}(U_1 - U_2). \quad (1)$$

Ця напруга подається на неінвертуючий вхід ОП2. Оскільки інвертуючий вхід цього підсилювача ввімкнено до активного електрода, на ньому встановлюється також напруга  $U_3$ . Ця напруга ділиться між опором шкіри  $R$  і опором біотканини  $r$ . Підсилювач DA3, на якому зібрано повторювач напруги, має великий вхідний опір, тому напруга  $U_2$  практично дорівнює напрузі на біотканині, а саме:

$$U_2 = \frac{r}{R+r} U_3. \quad (2)$$

З (1) і (2) знаходимо

$$U_2 = \frac{R_2}{\left(\frac{R}{r} + 1\right)R_1 + R_2} U_1. \quad (3)$$

Якщо  $R_2 \gg R_1$ , маємо  $U_2 \cong U_1$ . Таким чином, напруга на біотканині мало відрізняється від напруги, що подається на вхід генератора. Це дає змогу задавати напругу на досліджуваній біотканині. Аналогічно можна встановити напругу  $U_2'$  на протилежному кінці ділянки біотканини за допомогою електродів AE2 і BE2.

Струм в біотканині протікає через активний електрод AE1 і далі через еталонний резистор  $R_0$  вимірювача струму електрода DA2. Тому цей струм знаходимо як  $i = (U_4 - U_3)/R_0$ . Тоді можна розрахувати опір біотканини

$$r = \frac{U_2 - U_2'}{i} = R_0 \frac{U_2 - U_2'}{U_4 - U_3}, \quad (4)$$

і опір шкіри

$$R = \frac{U_3 - U_2}{i} = R_0 \frac{U_3 - U_2}{U_4 - U_3}. \quad (5)$$

Всі напруги, що входять до формул (4) і (5), зручні для вимірювання на низькоомних виходах генератора.

Таблиця 1

$f$ , кГц	$U_2$ , мВ	$U_3$ , мВ	$U_4$ , мВ	$R$ , кОм	$R_p$ , кОм	$R_p/R$ %	$r$ кОм	$R_p$ , кОм	$r_p/r$ %
0,2	33,5	6568	6940	99,0	97,7	-1,3	517,5	500,7	-3,2
2,0	48,5	5117	7922	10,1	10,0	-1,0	97,5	96,1	-1,4
2,0	50,0	4936	5206	100,0	100,6	0,6	1008	1030	2,2
2,0	34,0	6930	7125	199,1	196,6	-1,3	1008	969	-3,9
20	90,0	1010	6197	0,99	0,98	1,0	97,5	96,5	-1,0
20	61,0	3490	5390	9,94	10,03	0,9	191,5	184	-3,9
20	44,0	4878	5403	50,8	51,2	0,8	509,3	486	-4,8
20	46,0	4625	4881	100,0	99,5	-0,5	1008	999	-0,9
20	27,0	6082	6245	199,1	206,5	3,7	1008	961	-4,7
50	91,4	1036	6345	0,994	0,991	-0,3	97,5	95,9	-1,6
100	92,8	1085	6529	0,994	1,013	1,9	97,5	94,8	-2,8
200	47,6	640	3560	0,994	1,043	4,9	97,5	92,6	-5,0

Випробування генератора проводились з метою визначення можливостей для застосування для електроімпедансних вимірювань. Для цього опори  $R$  і  $r$ , що імітують опори шкіри і біотканини відповідно, вибирались у широких межах величин. Крім цього, робочі частоти також вибирались у широких межах. Проводились вимірювання напруг  $U_2$ ,  $U_3$ ,  $U_4$  і за формулами (4) і (5) розраховувались опори  $R$  і  $r$ . Ці ж опори вимірювались цифровим омметром з похибкою не гірше 0,5%. Результати вимірювань і розрахунків зведено у табл. 1, в якій наведено робочу частоту  $f$ , вимірні напруги  $U_2$ ,  $U_3$ ,  $U_4$ , вимірні омметром величини опорів  $R$  і  $r$ , розраховані за результатами вимірювань напруг величини цих опорів  $R_p$  і  $r_p$ , а також подані у відсотках похибки цих опорів відносно вимірних омметром величин опорів.

Одержані експериментальні дані дозволяють зробити висновок, що описаний генератор може забезпечити роздільне вимірювання опорів шкіри і підшкірної біотканини до 200 кОм з похибкою не гірше 5% у діапазоні частот від 200 Гц до 200 кГц.

#### БІБЛІОГРАФІЧНИЙ СПИСОК

1. *Rosell, Colominus J., Riu P., Pallas-Areny R., Webster J. G.* Skin impedance from 1 Hz to 1 MHz // IEEE Trans. Biomed. Eng.– 1988.– Vol. BME-35.– P. 649–651.
2. Биологические характеристики тканей человека. Справочник / Березовский В. А. и др.– Киев : Наук. думка.– 1990.– 224 с.
3. *Zhu O., Lionheart W. R. B., Lidgley F. J., McLeod C. N., Paulson K. S., Pidcock M. K.* An adaptive current tomograf using voltage sources // IEEE Trans. Biomed. Eng.– 1993.– Vol. BME-40.– P. 163–168.
4. *Сташук В. Д., Таратун В. А.* Генератор для электроимпедансных измерений биологических объектов // Заявка на патент Украины № 98020632 от 5.02.98.

Надійшла до редколегії 5.03.98.

УДК 621.372.852

РЕПА Ф. М.

### МАЛОГАБАРИТНИЙ ФІЛЬТР З ПЕРЕСТРОЙКОЮ НВЧ НА ПІДВИЩЕНИЙ РІВЕНЬ ПОТУЖНОСТІ

Наведено результати досліджень дворезонаторного з магнітною перестройкою НВЧ фільтра на підвищений рівень потужності. Система охолодження феритової пластини, яка використовується, дозволяє розширити можливості структури без значного погіршення її електродинамічних характеристик.