

Compression Using Truncated Singular Value Decomposition // IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 5, no. 4, December 2001. – P. 290–299. 9. Hilton M. L. Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms // IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 44, no. 5, May 1997. – P. 394–402. 10. Zigel Y., Cohen A., Katz A. ECG Signal Compression Using Analysis by Synthesis Coding // IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 47, no. 10, October 2000. – P. 1308–1316. 11. Nave G., Cohen A. ECG Compression Using Long-Term Prediction // IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 40, no. 9, September 1993, pp. 877–885. 12. Чернега В. С. Сжатие информации в компьютерных сетях. Севастополь, 1997. 13. Большаков А.А., Каримов Р. Н. Методы сжатия информации. – Саратов, 1991. 14. Дьяконов В., Абраменкова И. MATLAB. Обработка сигналов и изображений. Специальный справочник. СПб., 2002. 15. Смоленцев Н. К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB. – М., 2005.

УДК 621.317.73+612.014.422

М.О. Гаврилюк, В.В. Хома, Я.Р. Совин
Національний університет “Львівська політехніка”,
кафедра автоматики і телемеханіки

ІМІТАТОРИ БІОІМПЕДАНСУ ДЛЯ ПОТРЕБ РЕОГРАФІЇ

© Гаврилюк М.О., Хома В.В., Совин Я.Р., 2005

Розглядають проблеми створення імітаторів біоімпедансу для виконання метрологічної верифікації програмно-апаратних засобів реографії. Описано два варіанти побудови імітаторів біоімпедансу – на основі кодокерованих активних імітаторів опору та цифрових потенціометрів. Досліджено основні властивості кожного із зазначених пристроїв та показано перспективи подальшого їх вдосконалення і використання.

The problems of creation of bio-impedance imitator for metrology verification of the rheograph hardware and software are considered. Two means of design of the bio-impedance imitators – on the basis of code-controlled active resistance imitator and digital potentiometers are described. The primary characteristics each of mentioned devices are analyzed and prospects of subsequent its improvement and use are shown.

1. Аналіз останніх досліджень і постановка проблеми

Суть методу реографії (інша назва – імпедансна плетизмографія) полягає у реєстрації та обробленні пульсових коливань кровонаповнення досліджуваного органу за допомогою вимірювання девіації електричного імпедансу цього органу. Отже, фізичним носієм корисної біомедичної інформації є характер зміни опору (форма реограми).

На доволі високому рівні узагальнення в структурах відомих засобів імпедансної плетизмографії можна виділити генератор тестового гармонічного сигналу, вимірювальну схему, що разом із контрольованим імпедансом біооб'єкта виконує роль амплітудного модулятора, пристроїв оброблення для виділення реосигналу, першої його похідної та визначення на основі опрацювання перебігу реограм біомедичних показників, таких, як ударний об'єм крові, загальний периферійний опір, швидкість руху крові та інших. У сучасних цифрових реографах значна частина функцій із оброблення сигналів виконується у програмному вигляді, а апаратна частина максимально спрощена [1, 2].

Достовірність результатів біомедичних досліджень значною мірою залежить від метрологічного контролю діагностичної апаратури, що передбачає використання відповідних імітаторів тестових і випробувальних сигналів. Такий підхід вже віддавна застосовується для перевірки основних характеристик електрокардіографів, причому розроблені як міжнародні [3], так і національні [4] стандарти, які регламентують параметри сигналів, зокрема їх форму, амплітудні, часочастотні показники, а також методику випробувань. Низкою зарубіжних фірм випускаються

як окремі пристрої стаціонарні і портативні (із автономним живленням) імітатори електрокардіосигналів [5].

Істотною відмінністю реографічних сигналів є їх пасивна природа (імпеданс, а не електричні потенціали). Ця обставина, а також багатоелементна схема заміщення імпедансу біооб'єкта із вираженими дисперсійними властивостями окремих її компонентів ускладнюють завдання створення імітатора реосигналів. Тому у наявних реографах для підвищення достовірності реєстрації реографічних кривих переважно обмежувалися калібруванням базового опору R , зміни опору ΔR , а в деяких випадках і першої похідної зміни опору $d(\Delta R)/dt$ [6]. Але цілком очевидно, що калібрування за зазначеними величинами залишає відкритими питання оцінки динамічних спотворень сигналів у каналах реографа, лінійності його функції перетворення, стійкості щодо впливу різних дестабілізуювальних чинників, зіставлення результатів тестування різних пристроїв.

Питання створення і дослідження імітаторів реосигналів стосується робота [7], де описано спосіб генерування грудних реограм на основі симуляції роботи шлуночка і клапанів лівої півсфери міокарда, а також системи кровообігу великим колом. Крім електричної схеми імітатора, побудованої на змінних резисторах, конденсаторах і діодах, у статті описано відповідну математичну модель та результати моделювання пристрою. Незважаючи на новаторський підхід, запропонований спосіб залишає нерозв'язаними задачі оцінки характеру і ступеня впливу елементів імітатора на окремі параметри генерованих реографічних кривих, що важливо для керованості і контрольованості діагностування реографічних каналів.

На нашу думку, універсальнішим підходом до побудови імітатора реосигналів є безпосереднє відтворення імпедансу біооб'єкта на основі кодокерованих активних імітаторів опору чи цифрових потенціометрів. Це дає змогу гнучко задавати параметри як тестових, так і випробувальних сигналів для контролю не лише апаратної, але і програмної частини сучасних цифрових засобів імпедансної плетизмографії.

2. Електрична модель біооб'єкта в імпедансній плетизмографії

Характерною особливістю живої тканини є різко виражена неоднорідність її внутрішньої структури, що проявляється у складності описання електричних властивостей біооб'єкта при дослідженні методом імпедансної плетизмографії. Ряд дослідників [6] вважають достатнім виділяти три істотно різні за електричними властивостями компоненти:

- м'язова і кісткова тканина із певними значеннями питомого опору ρ_T та діелектричної проникності ε_T ;
- кров переважно із іонними провідними властивостями, для якої значення питомого опору ρ_K в кільканадцять разів менше ніж відповідний показник нерідких тканин ρ_T , а також деяким значенням діелектричної проникності ε_K ;
- шкіра майже виключно із діелектричними властивостями ($\varepsilon_{III} \neq 0$, $\rho_K \approx 0$).

У зв'язку із зазначеним електрична схема заміщення біооб'єкта може бути подана зосередженими елементами у вигляді відповідних опорів і ємностей (рис. 1, а). C_{III} відповідає ємнісному характеру опору шкіри (включно із ємністю поляризації, що проявляється поблизу електродів), C_T – реактивній провідності клітинних мембран, R_T – активному опору тканин м'язів і кісток. Активна та ємнісна складові опору рідкого середовища живої тканини (крові та позаклітинної рідини) представлені паралельним з'єднанням $R_K(t)$ і C_K , причому $R_K(t)$ частково змінюється в часі внаслідок пульсових коливань об'єму крові досліджуваного органа.

Імпеданс живої тканини залежить від частоти зондувального струму, причому ця залежність зумовлена не лише складністю її схеми заміщення, але і явищем дисперсії, тобто частотної залежності питомого опору $\rho_T(\omega)$ і $\varepsilon_T(\omega)$. Однак дослідження показують, що для реографії найприйнятнішим є діапазон частот від 30 кГц до 120 кГц, для якого в імпедансі різних ділянок тіла домінує активна складова. Використання гармонічного струму із цього діапазону спрощує

виділення із комплексного електричного опору змінної активної складової, яка безпосередньо пов'язана із пульсовими коливаннями кровонаповнення досліджуваного органу і є джерелом одержання корисного реосигналу. Крім того, на фіксованій частоті для гармонічного зондувального струму дисперсійні коливання $C_T(\omega)$ і $R_T(\omega)$ будуть незначними.

Для побудови імітатора біоімпедансу за основу доцільно взяти схему, подану на рис. 1, б, яка є спрощеним варіантом схеми 1, а. Ємність C та опір R відображають незмінні в часі еквівалентні ємнісну та активну складові біологічного об'єкта, а $\Delta R(t)$ – є змінною в часі компонентою, що відображає пульсові коливання кровонаповнення – інформативний параметр реографії. Як показали дослідження [6], залежно від способу накладення електродів базовий опір R може набирати значення із діапазону 20 – 100 Ом, а максимальне відхилення змінної компоненти $\Delta R(t)$ становить всього 0,01 – 0,5 % від R .

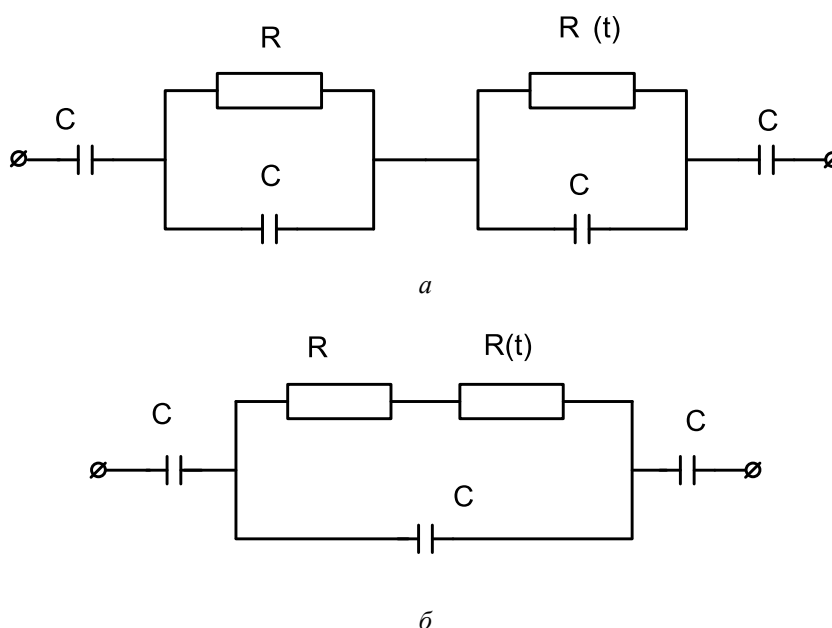


Рис. 1. Електричні схеми заміщення живої тканини

3. Використання імітаторів біоімпедансу для метрологічної верифікації реоканалів

Завдяки низці переваг для побудови реографів все частіше застосовують так звані тетраполярні потенціометричні вимірювальні схеми [6]. На рис. 2 наведено схему, яка ілюструє варіант використання імітатора біоімпедансу для калібрування і тестування реографічного каналу. До складу тетраполярної вимірювальної схеми входять генератор гармонічної напруги ГСН, два струмозадавальні резистори r , два струмові I' , I'' та два потенціальні U' , U'' електроди із відповідними проводами для підключення біологічного об'єкта БО (досліджуваної ділянки тіла пацієнта). Вихід вимірювальної схеми підключений до інструментального різницевого підсилювача, що виконує роль вхідного каскаду блока оброблення сигналів і формування реограми.

Важливо зазначити, що при реографічних дослідженнях використовують струми низької густини (не більше ніж 1 мА на 1 см² площі електрода). Це обмежує згори рівень зондувального струму, а відтак загострює проблеми чутливості та завадостійкості вимірювального каналу.

Для калібрування реографа передбачається використання імітатора біоімпедансу ІБІ, що містить кодокерований імітатор активного опору КІАО, імпедансів Z_1 і Z_2 , які інтерпретують кісткову і м'язову тканини та шкіру, а також імпеданси Z_3 , котрі є електричним еквівалентом під'єднувальних проводів. Для альтернативних увімкнень до вимірювальної схеми реографа біологічного об'єкта або імітатора біоімпедансу служить подвійний перемикач П.

Імітатор біоімпедансу може використовуватися для формування тестових і так званих випробувальних сигналів. Тестові сигнали покликані дослідити метрологічні характеристики реографічного каналу, зокрема лінійність його амплітудно-частотної характеристики та динамічні спотворення. Для цього доцільно формувати гармонічні сигнали та сигнали прямокутної форми у частотному діапазоні від 0,5 до 500 Гц із точністю $\pm 1\%$ із розмахом від 0,01 до 1 Ом із точністю $\pm 2\%$.

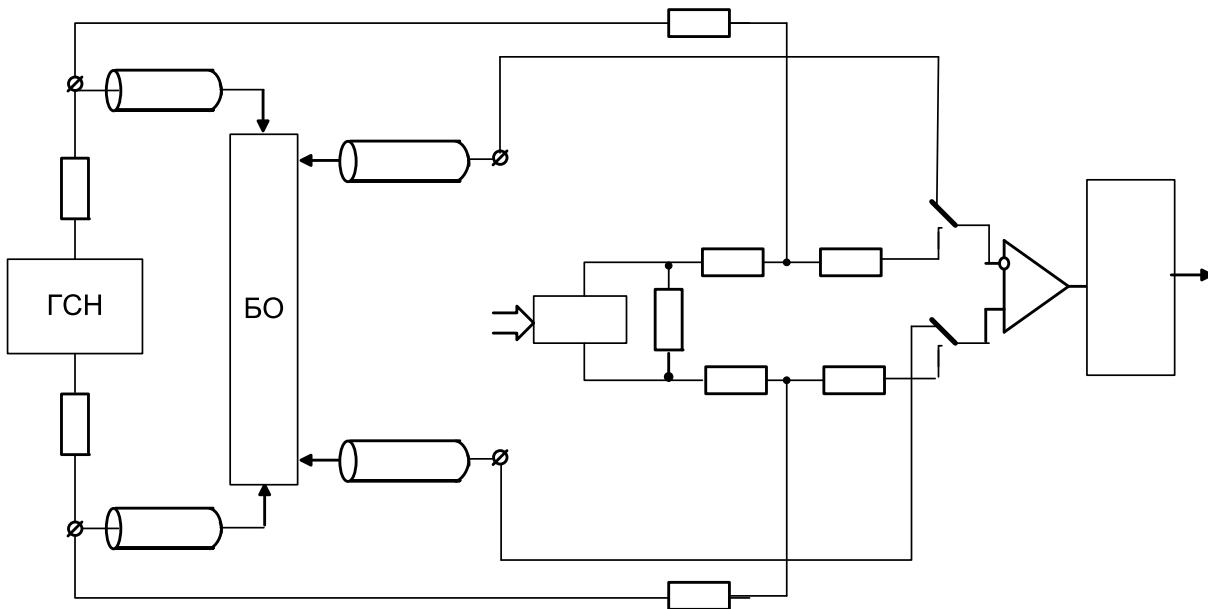


Рис. 2. Підключення імітатора біоімпедансу в тетраполярній вимірювальній схемі

Випробувальні сигнали, на відміну від тестових, являють собою:

- набори взірцевих реограм;
- набори реограм із дихальною завадою і шумовими артефактами;
- набори реограм для перевірки коректності і адекватності роботи програмного забезпечення реографічних систем.

4. Розроблення схеми активного імітатора та її дослідження

Малі значення змінної складової імітатора біоімпедансу (частки Ом) ускладнюють їх практичну реалізацію за традиційними схемами. Принцип дії імітаторів опору полягає у відтворенні закону Ома для ділянки кола залежно від значення коду керування, проте на відміну від кодкерованих магазинів, операція квантування опору замінена операцією квантування напруги [8]. Відомі схеми активних імітаторів опору [9] містять перетворювач на операційному підсилювачі (ОП) вхідної величини (струму чи напруги) у напругу, яка перемножується в кодкерованому подільнику напруги на заданий коефіцієнт. Вихідний перетворювач відтворює значення вихідної величини (напруги чи струму) пропорційно до зовнішнього коду.

На рис. 3 наведено варіант побудови імітатора біоімпедансу на основі активного імітатора опору. Відтворення змінної складової біоімпедансу здійснюється кодом керування μ цифроаналогового перетворювача, що у поєднанні із ОП₂ утворюють кодкерований подільник напруги. Опорною напругою зазначеного ЦАП є вихідна напруга повторювача напруги на ОП₁, що пропорційна до спаду напруги на взірцевому резисторі R_N . Інвертувальний підсилювач на ОП₃ повинен забезпечити відповідне масштабування відтворюваного опору та компенсувати інверсію напруги у подільнику на ОП₂.

Для дослідження метрологічних характеристик активного імітатора опору визначимо його передатну функцію, що враховує зниження коефіцієнта підсилення операційних підсилювачів із

зростанням частоти. Для так званих скорегованих ОП коефіцієнт підсилення без зворотного зв'язку описується рівнянням

$$A = \frac{A_0}{1 + j \cdot A_0 f / f_T}, \quad (1)$$

де A_0 і f_T – відповідно коефіцієнт підсилення на постійному струмі та частота одиничного підсилення ОП.

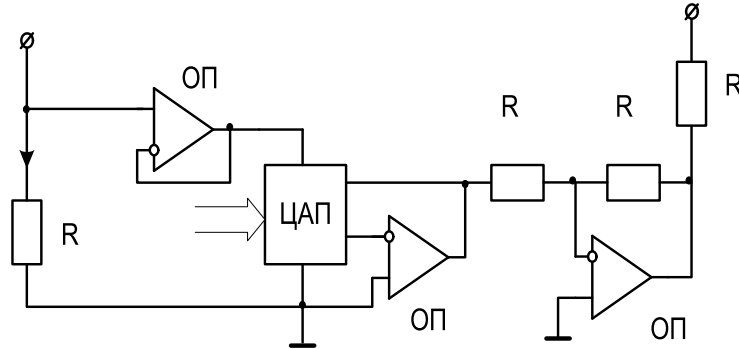


Рис. 3. Схема імітатора біоімпедансу на основі активного імітатора опору

У загальному вигляді передатну функцію пристрою на основі операційного підсилювача можна подати у вигляді [10]

$$\dot{H} = \dot{H}_0 \frac{\dot{A}\dot{\beta}}{1 + \dot{A}\dot{\beta}} = \dot{H}_0 \frac{1}{1 + 1/\dot{A}\dot{\beta}},$$

де \dot{H}_0 – передатна функція пристрою, реалізованого на операційному підсилювачі з ідеальними параметрами; \dot{A} – коефіцієнт підсилення ОП без зворотного зв'язку; $\dot{\beta}$ – коефіцієнт зворотного зв'язку операційної схеми пристрою.

Передатна функція повторювача напруги \dot{H}_1 , кодокерованого подільника напруги \dot{H}_2 , інвертувального підсилювача \dot{H}_3 описуються такими виразами

$$\dot{H}_1 = \frac{1}{1 + 1/\dot{A}}, \quad (2)$$

$$\dot{H}_2 = -\frac{\mu}{1 + (1 + \mu)/\dot{A}}, \quad (3)$$

$$\dot{H}_3 = -\frac{R_2/R_1}{1 + (1 + R_2/R_1)/\dot{A}}, \quad (4)$$

де μ – код керування цифроаналогового перемножувача; R_1 і R_2 – опір резисторів інвертувального підсилювача.

Отже, передатну функцію активного імітатора опору на основі рівнянь (1)-(4) можна подати у вигляді

$$\dot{H} = \dot{H}_1 \dot{H}_2 \dot{H}_3 = \mu \frac{R_2}{R_1} \frac{1}{\left[1 + \left(\frac{1}{A_0} + j \frac{f}{f_T}\right)\right] \cdot \left[1 + \left(\frac{1}{A_0} + j \frac{f}{f_T}\right)(1 + \mu)\right] \cdot \left[1 + \left(\frac{1}{A_0} + j \frac{f}{f_T}\right)\left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)\right]}.$$

Інерційність операційних підсилювачів, що входять до складу активного імітатора опору, проявляється у відтворенні із деякою похибкою активного опору $R_i = \mu R_N \frac{R_2}{R_1}$, причому відносне значення цієї похибки можна обчислити за виразом

$$\delta R_i = (R_N \cdot \text{Re} \{ \dot{H} \} / R_i - 1) \cdot 100\% ,$$

та наявністю реактивної паразитної складової із зведеним значенням

$$\delta R_C = (R_N \text{Im} \{ \dot{H} \} / R_i) \cdot 100\% .$$

У табл. 1 наведено залежність величин δR_i та δR_C від частоти тестового сигналу, за таких параметрів активного імітатора опору: $A_0=20000$; $f_T=10$ МГц; $R_N=100$ Ом; $R_1=100$ кОм; $R_2=1$ кОм; $\mu=1$.

Таблиця 1

Залежність відносної похибки відтворення активного опору та абсолютного значення паразитної реактивної складової від частоти

f, кГц	5	10	20	50	100	200
$\delta R_i, \%$	-0,02	-0,02	-0,025	-0,05	-0,13	-0,5
$\delta R_C, \%$	-0,2	-0,4	-0,8	-2,0	-4,0	-8,0

У табл. 2 наведено графік відносної похибки відтворення активного опору залежно від коду керування імітатора для частоти тестового сигналу $f=100$ кГц.

Таблиця 2

Залежність відносної похибки відтворення активного опору від коду керування

μ	0,001	0,002	0,005	0,01	0,02	0,05	0,1	0,2	0,5	1,0
$\delta R_i, \%$	-0,08	-0,08	-0,08	-0,08	-0,08	-0,08	-0,08	-0,08	-0,1	-0,13
$\delta R_C, \%$	-3,0	-3,0	-3,0	-3,0	-3,0	-3,1	-3,1	-3,2	-3,5	-4,0

Вплив паразитної реактивної складової можна подати у вигляді послідовної ємності C_s , значення якої обчислюється із виразу

$$C_s = -\frac{1}{2\pi f R_N \text{Im} \{ \dot{H} \}} ,$$

тоді еквівалентну схему активного імітатора опору можна подати у вигляді, зображеному на рис. 4.

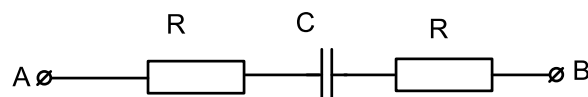


Рис. 4. Еквівалентна схема активного імітатора опору

Отже, активний імітатор опору можна використовувати для побудови імітатора біоімпедансу. Зміною відношення резисторів R_2/R_1 у колі зворотного зв'язку інвертора та взірцевого опору R_T можна безпосередньо задавати діапазон відтворюваних опорів. Проте інерційність операційних

підсилювачів може створювати загрозу стійкості вимірювальних схем та потребувати синхронного детектування для зниження впливу паразитної реактивної складової відтвореного опору при формуванні сигналу реограми.

5. Розрахунок імітатора біоімпедансу на основі цифрових тримерів

Цифрові тримери (потенціометри), які у широкому асортименті випускає фірма Analog Devices, являють собою програмно-керовані одно- чи двоканальні резистори у реостатній (із двома виводами) або потенціометричній (на три виводи) конфігураціях [11]. Кількість відтворюваних значень залежно від типу коливається від 64 до 1024, діапазон номінальних значень – від 1 до 100 кОм. Цифрові потенціометри мають енергонезалежну пам'ять, споживають струм не більше ніж 1 мкА і вимагають живлення в діапазоні від 2,7 В до 5,5 В.

Щоб використати цифрові тримери для побудови імітаторів біоімпедансу, необхідно вирішити дві проблеми:

- як мінімум на три порядки вищі від потрібних номінальні значення відтворюваних опорів (1 кОм і більше замість потрібних 0,1 Ом чи 1,0 Ом);
- наявність залишкового опору близько 100 Ом у середньому відводі тримера.

На рис. 5 наведено варіант схеми увімкнення цифрового потенціометра, яка дає змогу узгодити діапазон відтворюваних опорів та врахувати вплив залишкового опору r повзунка. Залежність значення відтворюваного опору від поточного коду μ тримера для схеми (рис.5, б) описується рівнянням

$$R_{AB}(\mu) = \frac{R \cdot [(R_2 + r)/R + \mu(1 - \mu)]}{(1 - \mu) + (R_2 + r)/R + [(R_2 + r)/R + \mu(1 - \mu)] \cdot R/R_1} \quad (5)$$

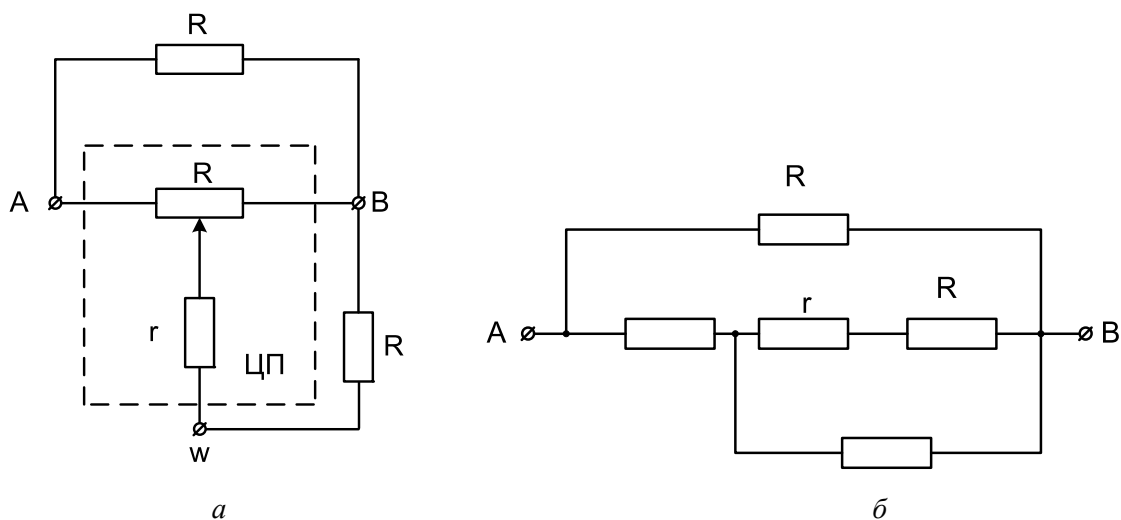


Рис. 5. Імітатор активного опору на основі цифрового тримера (а) і його еквівалентна електрична схема (б)

Виконаємо розрахунок параметрів імітатора (рис. 5, а) при відтворенні опорів у діапазоні від $R_{II}=100$ Ом до $R_K=101$ Ом за умови використання тримера типу AD5252, що має такі основні параметри:

- повний опір тримера R (між відводами А і В) – 1 кОм;
- розділова здатність – 256;
- інтегральна нелінійність – не більше ніж $\pm 1/2$ о.м.р.;
- диференціальна нелінійність – не більше за $\pm 1/4$ о.м.р.;
- похибка в кінці діапазону – типово – 1 о.м.р.;
- похибка на початку діапазону – типово +1 о.м.р.;
- паразитні ємності щодо потенціалу землі відводів А і В – 45 пФ, відводу W – 60 пФ;
- опір середнього відводу (повзунка) залежно від напруги живлення – 70 – 200 Ом.

Із виразу (5) складемо систему двох рівнянь, прийнявши, що при $\mu=0$ відтворюваний опір повинен мати значення $R_{AB}(0) = R_{II}$, а при $\mu=1$ – значення $R_{AB}(1) = R_K$:

$$\begin{cases} \frac{R_2 + r}{1 + (R_2 + r)/R + (R_2 + r)/R_1} = R_{II} \\ \frac{R \cdot R_1}{R + R_1} = R_K \end{cases} \quad (6)$$

Прийнявши у системі (6) $R_{II}=100$ Ом, $R_K=101$ Ом, $R=1000$ Ом, $r=100$ Ом, знаходимо значення опорів резисторів $R_1=112,34$ Ом і $R_2=10$ кОм.

На рис. 6 наведено залежність значення відтворюваного імітатором опору від коду керування. Як видно ця залежність має яскраво виражений нелінійний характер, особливо при значеннях коду $\mu > 0,5$. Уникнути похибок від нелінійності можна, вносячи відповідні поправки до поточних значень коду керування.

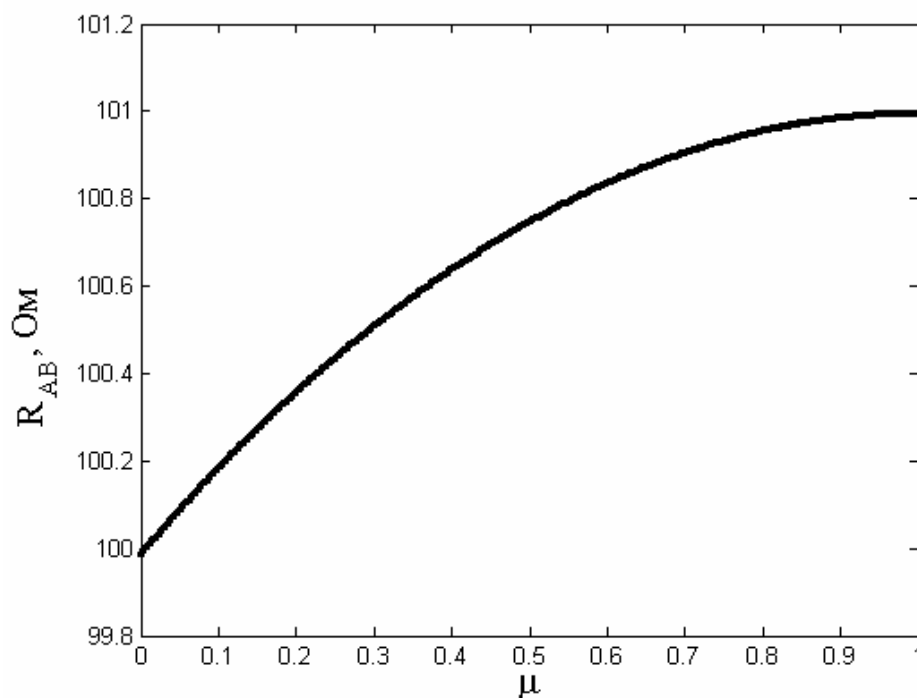


Рис. 6. Залежність значення відтворюваного опору від коду керування

6. Висновки і перспективи подальших досліджень

Результати досліджень показали можливість побудови імітаторів біоімпедансу для метрологічної верифікації засобів реографії на основі активних імітаторів опору та цифрових тримерів. Варіант на основі активних імітаторів опору забезпечує більшу гнучкість у виборі діапазону відтворюваних опорів, однак через наявність паразитної реактивної складової вимагає синхронного детектування для виділення сигналу реограми. В імітаторах на основі цифрових потенціометрів необхідно вносити додаткові поправки у коди керування для усунення похибок не лінійності, а також складніше реалізувати вибір та перемикання піддіапазонів.

Подальші дослідження доцільно спрямувати на побудову імітаторів для метрологічної верифікації багатоканальних засобів імпедансної плетизмографії. Крім того, імітатори біоімпедансу можуть бути використані для покращання метрологічних властивостей реографів використання ітеративного методу корекції похибок, що, однак, вимагає додаткових досліджень.

1. Ронкин М.А., Шалыгин В.С., Пироженко А.В. и др. Компьютерная реография // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2002. – №8. – С.17–28. 2. Гаврилюк М.О., Хома В.В.

Багатоканальна комп'ютерна система імпедансної плетизмографії // Вісник НУ "Львівська політехніка". – 2002. – №463. – С.28–32. 3. *Medical electrical equipment. Part 3: Particular requirements for the performance of signal and multichannel electrocardiographs. IEC 60601-3-. Ed.1.* 4. ГОСТ 19687-89. Приборы для измерения биоэлектрических потенциалов сердца. Общие технические требования и методы испытаний. 5. Вайсман М.В., Прилуцкий Д.А., Селищев С.В. Программируемый имитатор электрокардиосигналов // Мед. техника. – 2000. – №2. – С.34–37. 6. Импедансная реоплетизмография / М.И. Гуревич, А.И. Соловьев, Л.П. Литовченко, Л.Б. Долман. – К, 1982. 7. Осадчий Е.П., Иосифов В.П., Алексеев К.А. Моделирование реографических кривых для стендовой аппаратуры // Мед. техника. – 1997. – №2. – С.28–30. 8. Яцук В.О. Принципи побудови кодированих мір опору // Вимірювальна техніка та метрологія. – 1999. – №55. – С.35–43. 9. Яцук В.О. Імітатори активного опору // Вісник ДУ "Львівська політехніка". – 1999. – № 356. – С.83–88. 10. Достал И. Операционные усилители. – М., 1982. 11. Прецизионные преобразователи // Электронные компоненты и системы. – 2003. – №11. – С.23–25.

УДК 539.1.07

В.Б. Дудикевич¹, В.М. Максимович¹, Р.Т. Смур²

¹Національний університет "Львівська політехніка",
кафедра автоматики і телемеханіки,

²НВП "Спаринг-Віст Центр"

ІМІТАЦІЙНІ МОДЕЛІ ДОЗИМЕТРИЧНОГО ДЕТЕКТОРА З МЕРТВИМ ЧАСОМ НЕПРОДОВЖУЮЧОГО ТИПУ

© Дудикевич В.Б., Максимович В.М., Смур Р.Т., 2005

Розглянуто дві імітаційні моделі відтворення вихідного сигналу дозиметричного детектора, одна з яких орієнтована на програмну, а друга на апаратну реалізацію. Досліджено їх статистичні характеристики.

Two simulation models of dosimeter detector output signal recreation are considered, first of which is oriented on software and second on hardware realization. Their statistic characteristics are investigated.

1. Постановка проблеми

Імітаційні моделі дозиметричних пристроїв загалом і дозиметричних детекторів зокрема можуть використовуватись на етапах їх проектування, пришвидшуючи вибір оптимальних структур приладів і алгоритмів обробки дозиметричної інформації для отримання заданих метрологічних характеристик. У статті розглядаються моделі детекторів з мертвим часом неперодовжуючого типу, до яких, зокрема, належать найпоширеніші тип дозиметричних детекторів – лічильники Гейгера.

Модель детектора доцільно розглядати разом з моделлю джерела іонізаційного випромінювання, повністю імітуючи вихідний сигнал детектора. Своєю чергою, джерело іонізаційного випромінювання може бути відтворене (змодельоване) за допомогою генератора пуассонівської імпульсної послідовності (ГПП), тобто генератора випадкової чи псевдовипадкової імпульсної послідовності з пуассонівським законом розподілу.

Моделі можуть створюватись як програмними, так і апаратними засобами; перші орієнтовані на використання при автоматизованому проектуванні дозиметрів, а другі можуть бути основою для створення спеціалізованих стендів для налагодження і дослідження цифрової частини приладів.

2. Аналіз відомих досліджень

Сьогодні існує достатньо велика кількість наукових праць, у яких розглянуто побудову генераторів випадкових і псевдовипадкових чисел, що є основою ГПП, серед яких необхідно