

УДК 621.317.73

М.О. Гаврилюк, В.В. Хома

Національний університет “Львівська політехніка”,
кафедра “Автоматика і телемеханіка”

БАГАТОКАНАЛЬНА КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА ІМПЕДАНСНОЇ ПЛЕТИЗМОГРАФІЇ

© Гаврилюк М.О., Хома В.В., 2002

Описано трирівневу структуру та принцип дії багатоканальної комп'ютерної реографічної системи. Для підвищення завадостійкості застосовано відповідні алгоритми цифрового оброблення вимірювальних сигналів. Ідентифікацію та оброблення реограм запропоновано здійснювати в частотній, а не у часовій області.

The three-level structure and principle of operation of the multi-channel computer rheograph system are described. For increase of noise stability the corresponding algorithms of digital measuring signal processing are applied. The rheograms identification and processing are offered to realize in frequency domain, and not as usually in time field.

Імпедансна плетизмографія (реографія) є одним із перспективних методів дослідження центральної і регіонарної гемодинаміки. Визначення таких фізіологічних характеристик людини як ударний об'єм серця при кожному його скороченні і загальний периферійний опір відбувається шляхом вимірювання девіації електричного імпедансу, зумовленої пульсовими коливаннями кровонаповнення досліджуваного органу. Корисна інформація міститься у характері зміни імпедансу (формі реограми), тому крім реєстрації реограм передбачається їх опрацювання за відомими методиками [1].

Як свідчить практика, реєстрація реограм супроводжується дією численних перешкод як внутрішнього походження, залежного від стану пацієнта, так і зовнішніми завадами. В таких умовах, врахуючи ще низькі рівні вимірювальних сигналів, результати дослідження істотно спотворюються. Для підвищення достовірності на сучасному етапі розвитку вимірювальної техніки стало можливим та рентабельним застосувати цифрові методи для оброблення та ідентифікації сигналів у реальному часі, підвищити інформативність, автоматизувати процедуру встановлення діагнозу. Структура багатоканальної комп'ютерної реографічної системи, що реалізує зазначені функції, наведена на рис.1.

Нижній рівень структурної організації такої системи утворений із чотирьох ідентичних вимірювальних схем, які забезпечують попарне підключення струмових і потенціальних електродів по периметру досліджуваної ділянки тіла пацієнта. Синтезована цифровим способом за участю формувача цифрових квадратурних сигналів ФЦКС і цифро-аналогового перетворювача ЦАП тестова напруга \dot{U}_T частотою $f_0 = 100$ кГц одночасно подається на всі ВС. Щоб підвищити чутливість вимірювального каналу при обробленні сигналів реограми, використано компенсацію номінального (фонового) значення домінуючої на частоті 100 кГц резистивної складової G_X імітансу пацієнта і додаткове підсилення вихідного сигналу ВС на змінному струмі відповідними пристроями ПЗС. Напруга компенсації \dot{U}_K формується цифро-аналоговим перетворювачем у перемножуючому режимі ПЦАП на основі коду N_K , записаного у регістр пам'яті РП.

ω_0 – відповідно комплексна напруга і кругова частота тестового сигналу; $\Delta G_X(t)$ – пульсації провідності досліджуваної ділянки тіла пацієнта; t – час спостереження на обмеженому проміжку $\{t_0, t_1\}$.

Для виділення інформативних параметрів із суміші сигналу і перешкод у комп'ютерній вимірвальній системі передбачено:

- використання цифрового оброблення сигналів за завадостійким кореляційним алгоритмом;
- усереднення результатів на L періодах T_0 тестового сигналу при формуванні кожної вибірки реограми окремої реалізації;
- вибір S коректних реалізацій процесу $\text{Re}\{\dot{U}_X(t)\}$ із всього ансамблю та їх усереднення шляхом накопичення масиву вибірок у пам'яті.

Використання кореляційного алгоритму забезпечує фазоквадратурне виділення резистивної чи ємнісної складової впродовж одного періоду і стійкість до впливу вищих гармонічних завад і “білого шуму” [2,3]. Внаслідок усереднення результатів вимірювання при формуванні окремих вибірок співвідношення сигнал/завада зростає відповідно в \sqrt{L} разів. Вибір та усереднення коректних реалізацій покликані зменшити вплив “дихальних перешкод”, завад, що виникають через механічні зміщення електродів у процесі мускульної активності, а також похибки, зумовлені низькочастотними завадами, а також дифузністю об'єкта вимірювання, тобто невідтворюваністю явища від реалізації до реалізації [1,4].

В роботі комп'ютерної реокардіографічної системи можна виділити три етапи: компенсація номінального опору пацієнта, формування і реєстрація реограм, пошук ідентифікаційних точок і оброблення реограм. На першому етапі за відсутності підсилення з боку ПЗС вимірюється синфазна з U_T складова вихідної напруги ВС. Навіть за обмеженої розрядності АЦП (8-10 розрядів), пульсації провідності ΔG_X від кровонаповнення досліджуваного органу пацієнта не будуть відчутними у відліках $M_X(i)$ та відповідно у сформованих результатах ЦОС

$$N_K(n) = \frac{2^{p-1}}{p} \sum_{i=0}^{p-1} M_K(i) \cdot \left\langle \cos \left(2\pi \frac{i}{p} \right) \right\rangle,$$

де i – номер відліку $i \in [1..p]$. Швидкодія елементів блоку ЦОС дозволяє обробляти $p=128$ відліків на період тестового сигналу.

Після усереднення результатів впродовж одного періоду реограми T_{pT}

$$\bar{N}_K = \sum_{n=0}^{N-1} N_K(n) \cong G_X$$

одержаний код надходить у ПЕОМ, а також фіксується у регістрі пам'яті РП. Далі ЦАП2 у перемножуючому режимі на основі \bar{N}_K формує напругу компенсації \dot{U}_K . Аналогічно проводиться компенсація у решті трьох ВС.

На другому етапі внаслідок компенсації номінального опору пацієнта у вихідній напрузі вимірвальної схеми вже переважає пульсуюча складова провідності, тому внаслідок ЦОС одержують [2]

$$N_X(n) = \frac{2^{p-1}}{p} \sum_{i=0}^{p-1} M_X(i) \cdot \left\langle \cos \left(2\pi \frac{i}{p} \right) \right\rangle \approx \Delta G_X.$$

Згідно з проведеними дослідженнями с.к.з. складових похибок ЦОС на частоті 100 кГц при обробленні 128 точок на період становить

- від квантування – 0,43 о.м.р.;
- від дії вищих гармонік – 0,4 о.м.р.;
- від інструментальної похибки ЦАП – 0,2 о.м.р.;
- від інструментальної похибки АЦП – 0,1 о.м.р.;
- від впливу шумів – 0,25 о.м.р.;
- від динамічних похибок – 0,18 о.м.р.

Оскільки енергетичний спектр реограми як процесу не виходить за межі 0...100 Гц, на основі теореми відліків прийнято інтервал дискретизації $\Delta t = 5$ мс. Як показано в [2], результат ЦОС, що відповідає певній складовій імітансу, формується впродовж одного періоду тестового сигналу, тобто за 10 мкс. Тому є достатній резерв часу для проведення усереднення при формуванні кожної окремої вибірки

$$\bar{N}_X(n) = \sum_{l=0}^{L-1} N_X(l) \cong \Delta G_X.$$

Для зручності формування усередненого відліку число точок L усереднення вибирають із ряду 32; 64; 128. Отже, випадкові складові похибок, насамперед від впливу шумів та апертурного тремтіння АЦП додатково зменшуються приблизно у 5; 8; 11 разів.

Для усереднення по реалізаціям насамперед необхідно визначити їх тривалість. За тривалість окремої реалізації (циклу) зручно прийняти період реограми $T_{p\Gamma}$. Процедура розпізнавання циклу здійснюється шляхом аналізу різницевих рівнянь кількох порядків, що утворюються із поточних результатів ЦОС:

$$\bar{N}^{v+1}(n) = \left[\bar{N}^v(n) - \bar{N}^v(n-1) \right],$$

де $v \in [0...4]$ – порядок різницевого рівняння.

Різницеві рівняння використовуються для створення так званих ідентифікаційних точок, на основі яких здійснюється відбір коректних реалізацій.

Усереднення по S коректним реалізаціям, тривалість яких збігається із періодом реограм, забезпечує стійкіше встановлення діагностичних ознак за рахунок зменшення впливу різних випадкових факторів. Отже, результатом вимірювання, що надходить на комп'ютер, є масив

$$\bar{N}_X(n) = \sum_{s=0}^{S-1} \bar{N}_X(n,s) \cong \Delta G_X(n).$$

Для оброблення реограм використовуються алгоритми, що відповідають розробленим у медичній практиці методикам. Ідентифікація реограм та їх зіставлення із даними умовної норми викликає труднощі при опрацюванні у часовій області, що зумовлено різною тривалістю реограм. Тому пропонується здійснювати подібний аналіз у частотній області на основі аналізу частотного спектру реограм. Це потребує встановлення зв'язку між рівнем гармонічних складових реограми як процесу і фізіологічними параметрами пацієнта.

Коливний періодичний характер сигналу реограми дає можливість зобразити його у вигляді полігармонічного ряду з обмеженим числом гармонік в обмеженій смузі частот

$$\bar{N}_X(n\Delta t) = \sum_{k=1}^K A_k \cdot \cos\left(k \frac{2\pi}{T_{p\Gamma}} n\Delta t - \phi_k\right),$$

де $n \in [1, N]$ – номер відліку, що подає сигнал реограми на інтервалі спостереження; Δt – інтервал дискретизації; $N = T_{p\Gamma} / \Delta t$ – число відліків (максимальне значення 256);

$A_k, k \in [1, K]$ – амплітудно-частотна характеристика сигналу реограми; k – номер гармоніки $K < N$ – кількість гармонік; φ_k – фаза k -ої гармоніки.

Результати попередніх досліджень показали, що для ідентифікації інформативних параметрів сигналу реограми, а також для виділення діагностичних ознак при аналізі захворювань достатньо використовувати перші десять гармонік.

Визначити коефіцієнти Фур'є сигналу, наведеного відліками у 10-розрядному форматі, можна на основі відомого алгоритму [4,5]:

$$A_k = \sum_{n=0}^{N-1} K_{BK} \left(\sum_{r=0}^{R-1} a_r 2^r \right) \cdot e^{-j \frac{2\pi kn}{N}} = \sum_{n=0}^{N-1} \left(a_{R-1} 2^{R-1} K_{BK} \cdot e^{-j \frac{2\pi kn}{N}} + \dots + a_0 2^0 K_{BK} \cdot e^{-j \frac{2\pi kn}{N}} \right),$$

де $r \in [1, R]$ – поточний розряд АЦП; K_{BK} – коефіцієнт перетворення вимірювального каналу.

Обчислені заздалегідь значення $K_{BK} 2^r \cdot e^{-j \frac{2\pi kn}{N}}$ зберігаються в масиві пам'яті ПЕОМ.

Як випливає із наведеного алгоритму, прикладна програма спектрального аналізу не передбачає операцій множення, а лише виконує логічний аналіз кожного біту поточного відліку і додавання табульованих значень з попереднім результатом для кожної гармоніки. Це дозволяє заощадити тривалість обчислення, що виконується ПЕОМ.

Наявність у системі елементів формування сигналу компенсації номінального значення опору пацієнта дає змогу проводити метрологічну самодіагностику вимірювального каналу шляхом записування у регістр пам'яті поточних значень умовно нормального сигналу із пам'яті ПЕОМ і подальшого опрацювання за описаним алгоритмом вихідного сигналу ВС.

Основні технічні характеристики комп'ютерної реографічної системи:

1. Число каналів вимірювання – 4.
2. Діапазон вимірювання номінального опору – 100-1000 Ом.
3. Число двійкових розрядів для подання сигналу вимірювальної інформації – 10.
4. Основна зведена похибка вимірювання – не більше 1%.
5. Відношення сигнал/завада – 100 дБ.
6. Частота тестового сигналу у всіх каналах – 100 кГц.
7. Частота дискретизації – 200 Гц.
8. Середня тривалість реєстрації окремої реалізації – 1 с.
9. Час оброблення реограми і видачі діагностичного рішення – 10 с.

Порівняно із аналогами система забезпечує спрощення процедури реєстрації реограм, повну автоматизацію оброблення інформативних параметрів із збереженням результатів у базі даних пацієнтів, підвищує достовірність прийняття діагностичних рішень.

1. *Реография (Импедансная плетизмография) / Под ред. Г.И. Сидоренко. – Минск, 1978. – 159 с.* 2. *Хома В.В. Анализ похибок цифрового оброблення сигналів у засобах вимірювання імітансу // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 1999. – №4. – С.87-91.* 3. *Хома В.В. Оцінка чутливості цифрового алгоритму фазоквадратурного розділення до впливу гармонік // Вісник ДУ “Львівська політехніка”. – 1999. – №396. – С.150-158.* 4. *Паламар М.І. Комп'ютерні вимірювальні системи для дослідження потенціалів зорового аналізатора: Автореф. дис...канд. техн. наук: 05.11.05 / Держ. ун-т “Львівська політехніка”. – Львів, 1998. – 17 с.* 5. *Цифровые анализаторы спектра / В.Н. Плотников, А.В. Белинский, В.А. Суханов, Ю.Н. Жигулевцев. – М., 1990. – 184 с.*