

А.М. Мандригін, асист.

В.В. Сидоренко, асист.

Житомирський інженерно-технологічний інститут

### ВВЕДЕННЯ ТА ПЕРВИННА ОБРОБКА СИГНАЛУ РЕОГРАФІЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ НА ЕОМ

*Наводяться основні принципи передачі та первинної обробки реографічної інформації на ЕОМ і структурна схема приладу узгодження реографа Р4-02 та ІВМ-сумісної ЕОМ.*

Останнім часом все більша увага приділяється системам штучного інтелекту та комп'ютерній обробці інформації в медичній діагностиці. Створюються нові пристрої для вимірювання та передачі на ЕОМ різних медичних параметрів. Подібним чином справа полягає і в реографії.

Обладнання, яке створюється, є кошовним, в першу чергу із-за застосування кошовних багаторозрядних швидкодіючих АЦП. Однак прослідковується відсутність необхідності у застосуванні цих приладів, оскільки у стандартний комплект поставки сучасного комп'ютера звичайно входить звукова карта, в якій вже є 16-розрядний швидкодіючий АЦП.

Крім того, немає необхідності у повній заміні старого реографічного обладнання, яке часто знаходиться в робочому стані та повністю відповідає необхідним метрологічним характеристикам.

Рішення бачиться у створенні пристрою узгодження сигналів реографа з сигналами, які потрібні для введення на лінійний вхід звукової карти. Звичайно звукові карти здібні сприйняти сигнал у частотному діапазоні 20–20000 Гц, найдешевші з них – 60–10000 Гц, а сигнал реографічної інформації має важливі гармоніки в частотному діапазоні 0–300 Гц, тому необхідний модулюючий пристрій, який підвищить частоту сигналу до 1000–2000 Гц.

Пристрій узгодження був розроблений для реографа Р4-02. Однак, якщо змінити значення коефіцієнта підсилення (ділення) напруги активного *вхідного підсилювача/дільника напруги*, його можна буде підключати до виходів інших типів реографів, а також електроенцефалографів, електрокардіографів, фонокардіографів тощо.

Блок-схема пристрою наведена на рис. 1.

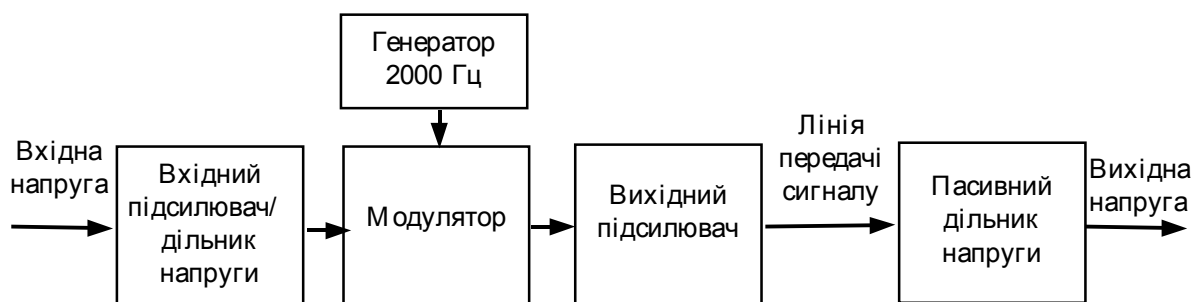


Рис. 1

Напруга, яка поступає з виходу реографа на вхідний підсилювач/дільник напруги зменшується до значення, яке потрібне для модулятора і модулюється. Для зменшення впливу перешкод від мережі та радіостанцій пристрій розташовується в безпосередній близькості від реографа, сигнал з виходу модулятора підсилюється *вихідним підсилювачем*, передається на необхідну відстань по екранованому провіднику та ділиться *пасивним дільником напруги*. Таким чином, якщо підсилити сигнал до 10 В, передати його на необхідну відстань та зменшити його до 1 В (напруга на вході звукової карти не повинна перевищувати 1,5 В), тобто зменшити в 10 разів, то наведена перешкода також зменшиться в 10 разів.

Математичні підрахунки та практичні випробування показали, що сумарна похибка пристрою узгодження та алгоритму первинної обробки та роздрукування вигляду сигналу на принтері не перевищує похибки пристроїв реєстрації типу самописців.

**Первинна обробка**

В результаті проходження через спеціально розроблену плату введення сигнал модулюється за амплітудою (рис. 1).

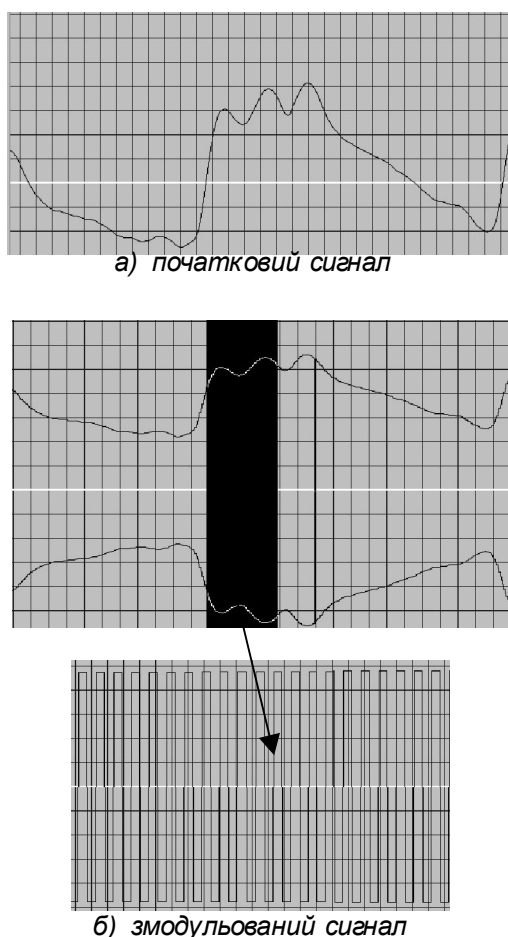


Рис. 2

Для введення використовується звичайна звукова карта, що, як правило, має діапазон частот, які сприймаються, 20–20000 Гц. Реографічні ж сигнали мають спектр ≈0–300 Гц. Тобто реографічний сигнал не можна прямо подавати на вхід звукової карти. Тому було вирішено змістити спектр реографічного сигналу шляхом його амплітудної модуляції. Несучу частоту було вибрано в межах 1–2 кГц, тобто на порядок вищу від верхньої частоти модульованого сигналу.

При введенні сигналу до ПК необхідно вибрати наступні параметри:

- частоту дискретизації;
- розрядність.

Можливі значення для розрядності звукової карти ПК – 8 та 16 біт. Було вибрано 16 біт, оскільки сучасні ПК 16-розрядні числа оброблюють не повільніше, а навіть швидше, ніж 8-розрядні. При збереженні, якщо в цьому виникне потреба, легко можна перейти від 16 до 8-розрядного представлення.

Можливі частоти дискретизації залежать як від конкретної карти, так і від наявних драйверів до неї. Стандартним для всіх є наступний ряд частот: 8000 Гц, 11025 Гц, 22050 Гц, 44100 Гц.

Чим вища частота дискретизації, тим точніше можна відновити початковий сигнал, але тим більше пам'яті для цього потрібно. Було вибрано частоту дискретизації 22050 Гц. Це означає, що на один період несучої частоти припадатиме  $22050/2000 = 11$  відліків. Цього достатньо для точного відновлення сигналу. При наявності значних шумів, близьких за характером до білого шуму, частоту дискретизації можна підняти.

Нехай  $x(t)$  – початковий реографічний сигнал.

В результаті модуляції отримали наступний сигнал:

$$x_M(t) = \text{sigr}(\sin(2\pi f_M t)) \cdot (x(t) + C), \tag{1}$$

де  $f_M$  – несуча частота;

$C$  – постійна, що дозволяє уникнути перемодуляції.

Після дискретизації з частотою  $f_\delta$  отримаємо:

$$x_\delta(t) = x_M(t) \sum_i \delta(t - iT), \tag{2}$$

де  $T = 1/f_\delta$ .

Якщо позначити через  $x_\delta[i]$  відліки введеного сигналу, то можна записати:

$$x_\delta[i] = x_M(i / f_\delta) = \text{sigr}(\sin(2\pi f_M / f_\delta)) \cdot (x(i / f_\delta) + C). \tag{3}$$

Проведемо програмну демодуляцію сигналу. Для цього необхідно:

1. Визначити криву, що огинає модульований сигнал.
2. Зменшити збитковість сигналу шляхом децимації.

Для цього запропоновано виконати наступні дії:

– визначити модуль сигналу:

$$|x_\delta[i]| = |\text{sigr}(\sin(2\pi f_M / f_\delta)) \cdot (x(i / f_\delta) + C)|. \tag{4}$$

Враховавши, що  $x(i / f_\delta) + C \geq 0$ :

$$|x_\delta[i]| = |\text{sigr}(\sin(2\pi f_M / f_\delta))| \cdot (x(i / f_\delta) + C) = x(i / f_\delta) + C; \tag{5}$$

– провести децимацію до частоти дискретизації  $f_N$  із попереднім згладжуванням:

$$\begin{aligned}
 x_{згг} [i] &= \frac{1}{N} \sum_{j=0}^N | \text{sign}(\sin(2\pi(i+j)f_M / f_D)) | \cdot (x((i+j) / f_D) + C) = \\
 &= \frac{1}{N} \sum_{j=0}^N x((i+j) / f_D) + C; \\
 N &= [f_D / f_N]; \\
 x_N [k] &= x_{згг} [iN] = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^N (x((iN+j) / f_D) + C) = \\
 &= \frac{1}{N} \sum_{j=0}^N (x((if_D / f_N + j) / f_D) + C) = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^N \left( x\left(\frac{1}{f_N} \left(i + \frac{j}{N}\right)\right) + C \right) \approx x(i / f_N) + C.
 \end{aligned}$$

(6)

Тобто  $x_N[k]$  є фактично оцінкою сигналу  $x(t) + C$  при дискретизації із частотою  $f_N$ . Тоді усунення постійної складової дає:

$$\bar{x}(i / f_N) = \bar{x}(i / f_N) + C - M(\bar{x}(i / f_N) + C) = \bar{x}(i / f_N) - M(\bar{x}(i / f_N)). \tag{7}$$

Тобто (7) є оцінкою змінної складової вхідного сигналу. Якщо виконується  $M(x(t)) = 0$  (а це саме й має місце для звукової карти), то

$$\bar{x}(i / f_N) = \bar{x}(i / f_N) \approx x(i / f_N). \tag{8}$$

Вираз (8) показує, що вибраний алгоритм дозволяє отримати дискрети реографічного сигналу із необхідною частотою дискретизації. Похибка перетворень відповідає похибці згладжування по  $N$  точках. Чим більше  $N$ , тим менша похибка. Оскільки верхня границя сигналу на кілька порядків менша за частоту дискретизації, то похибка незначна.

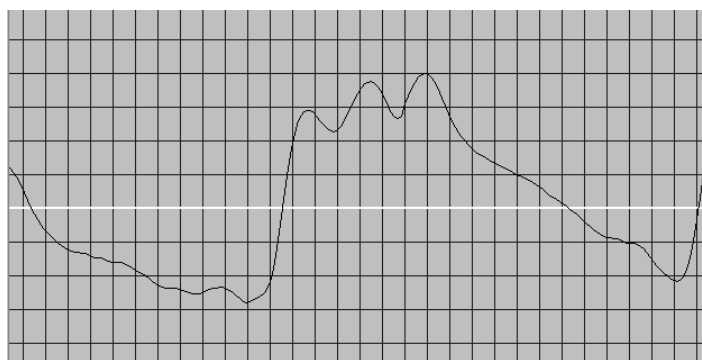


Рис. 3. Відновлений сигнал рис. 2, а

Для реальних звукових карт можлива ситуація, коли сигнал на виході набуває незначної постійної складової  $\square S$ . В такому випадку отримуємо несиметричний модульований сигнал. При найнесприятливіших умовах похибка згладжування становитиме  $\square S/N$ . Проте уникнути цього можна попереднім усуненням постійної складової із сигналу, що отримано безпосередньо із звукової карти.

**ЛІТЕРАТУРА:**

1. Клиническая реография / Под ред. В.Г. Шершнева. – К.: "Здоров'я", 1977.

2. Реография. Импедансная плетизмография / Под ред. Г.И. Сидоренко. – Минск: Беларусь, 1978.
3. *Березовский В.А., Колотилов Н.Н.* Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. – К.: Наукова думка, 1990.
4. *Ярулин Х.Х.* Клиническая реоэнцефалография (новый метод исследования кровообращения мозга). – Л.: Медицина, Ленинградское отделение, 1967.
5. *Поліщук В.И., Теренова Л.Г.* Техника и методика реографии и реоплетизмографии. – М.: Медицина, 1983.
6. *Гуревич М.И., Соловьев А.И., Литовченко Л.П., Доломан Л.Б.* Импедансная реоплетизмография. – К.: Наук. думка, 1982.

МАНДРИГІН Андрій Михайлович – асистент кафедри медичних приладів та систем, здобувач Житомирського інженерно-технологічного інституту.

Наукові інтереси:

- медична техніка;
- обробка сигналів медичної інформації на ЕОМ;
- метрологія та стандартизація в електроніці та медицині.

Адреса електронної пошти [amm@ziet.zhitomir.ua](mailto:amm@ziet.zhitomir.ua)

СИДОРЕНКО Володимир Васильович – асистент кафедри медичних приладів та систем Житомирського інженерно-технологічного інституту.

Наукові інтереси:

- медична техніка;
- обробка сигналів медичної інформації на ЕОМ;
- програмування.

Подано 15.12.1999.