

ЦИФРОВА ОБРОБКА БІОСИГНАЛУ НА ПРИКЛАДІ ПУЛЬСОВОЇ ХВИЛІ

В останні роки цифрова обробка сигналу пульсової хвилі знаходить застосування в моніторингу стану організму людини. Відсутність загальнодоступних баз даних з реальними записами біосигналів стали великою проблемою для створення та порівняльного аналізу різних методів автоматизованої обробки сигналу пульсової хвилі. Але є й інші проблеми для зняття пульсової хвилі. Це артефакти, які з'являються із-за того, що людина рухається та дрейф ізолінії.

Ефективна методика вейвлет-фільтрації пульсового сигналу ґрунтується на дискретній розкладанні по ортогональним вейвлетам. Цим ми позбудемося фізіологічних артефактів.

Етапи обробки:

1. Обчислення прямого дискретного вейвлет-перетворення сигналу;
2. Відповідно до параметрами порогової обробки модифікувати коефіцієнти вейвлет-розкладання;
3. Відновлення сигналу на основі вихідних коефіцієнтів апроксимації;
4. Відновлення модифікованих коефіцієнтів за допомогою зворотнього вейвлет-перетворення;

Визначення порогового рівня T для кожного рівня вейвлет-розкладання здійснювалося за формулою:

$$T = \sigma \sqrt{2 \lg M} \quad (1)$$

Застосовувалося математичне моделювання процесів обробки та присутніх спотворень. Спотворена фізичними впливами модель сигнал пульсової хвилі приймалася адитивною. Дрейф ізолінії є низькочастотний сигнал переважно стохастичною природи виникнення. Через його можна описати у вигляді:

$$W(k) = W_{max} \sum_{i=1}^4 \sin 2\pi f_i \frac{k}{f_s} + \psi(k) \quad (2)$$

Використовувалася модель марковського процесу, що описується наступним рекурсивним виразом:

$$z(k) = z_{max}(c + a \cdot z(k-1) + \varepsilon(k)) \quad (3)$$

Спектральна полоса частот артефактів руху, сигнал $z(k)$ був оброблений фільтром нижніх частот с частотою зрізу 5 Гц. Для оцінки ефективності фільтрації сигналу був узятий коефіцієнт спотворення δ біосигнала після проходження етапів обробки:

$$\delta = \frac{\sum_{i=1}^M Y_f(i) - Y(i)^2}{\sum_{i=1}^M Y^2(i)} \cdot 100\% \quad (4)$$

Вибір оптимальних параметрів обробки для мінімізації величини коефіцієнта спотворення сигналу в діапазоні зміни сигнал/шум оцінюється в такий спосіб:

$$K_a = 10 \lg \frac{S_{max}}{X_{max}} \quad (5)$$

Для частотної фільтрації сигналу пульсової хвилі використовувався цифровий фільтр Баттерворта 8-го порядку, смуга пропускання складала діапазон 0,5 - 10 Гц. Також фільтр Баттерворта повторно пропускався через фільтр, але в зворотній послідовності проходження відліків сигналу. Далі до сигналу пульсової хвилі застосовується оператор диференціювання:

$$P(n) = \frac{1}{\Delta_d} \cdot [Ppg(n-1) - Ppg(n)] \quad (6)$$

Похибка вимірювання тривалості міжпульсових інтервалів, або похибка вимірювання амплітуди від істинного значення при ймовірності $P = 0,9$ може бути критерієм оцінки ефективності схеми виявлення опорних точок:

$$\Delta_u = 1,6 \cdot \sigma_u, \quad (7)$$

$$\delta_A = \frac{1,6 \cdot \sigma}{A_m} \cdot 100\% \quad (8)$$

Метод заснований на кратномасштабних вейвлет-перетвореннях і фільтрація дрейфу ізолінії і фізичних артефактів. У порівнянні з існуючими підходами адаптивний детектор систолічних максимумів забезпечує більш високу точність обробки.

Можуть служити надійною основою для розробки високоефективних алгоритмів для зняття стану людського організму і підготовлені, наприклад, для штучного інтелекту.