

# Метод визначення положення R-зубців електрокардіосигналу

Харченко В. В., Дубровін В. І.

Запорізький національний технічний університет, kharchenkoviktoria@yandex.ua

*The given work is devoted to the method of the detection of R-peaks in an electrocardiogram signal based on the use of Discrete Wavelet Transformation. The effectiveness of the proposed algorithm is tested by using recordings obtained from the MIT-BIH arrhythmia database.*

## ВСТУП

Електрокардіограма (ЕКГ) – це графічне представлення різниці потенціалів, що виникає під час роботи серця на поверхні тіла і реєструється електрокардіографом. На даний момент ЕКГ є найпоширенішим методом діагностики роботи серцево-судинної системи людини. Аналіз електрокардіосигналу (ЕКС) представляє собою досить складну теоретичну проблему. Це в першу чергу пов'язано з фізіологічним походженням сигналу, яке обумовлює його недетермінованість, різноманітність, мінливість, непередбачуваність, нестаціонарність і схильність к численним видам перешкод. В сучасній математиці розроблено ряд методів аналізу нестаціонарних сигналів. Найбільшої популярності набуло вейвлет-перетворення. На відміну від перетворення Фур'є, вейвлет-перетворення дозволяє представляти нестаціонарні сигнали, легко виявляти їхні локальні особливості, а також безпосередньо визначати часову локалізацію частотних складових сигналу. Воно являє собою розкладання сигналу за набором базисних функцій, що визначені на інтервалі, коротшому за тривалість кардіосигналу. При цьому всі функції набору породжуються за допомогою двопараметричного перетворення (зсуву по осі часу та зміни масштабу) однієї вихідної функції (материнського вейвлета).

У типовому кардіоциклі виділяють декілька елементів: Р-хвиля, QRS-комплекс і Т-хвиля. Відправною точкою ряду сучасних методик комп'ютерної електрокардіографії є виділення положення QRS-комплексу, яке визначається позицією свого максимуму – R-зубця.

На даний момент існує чимала кількість методів визначення часового розташування R-зубців. Вони базуються на знаходженні першої та другої похідної, оцінці амплітуди тощо. Існуючі методи не задовольняють вимогам досліджень, оскільки часто дають недостатню кількість вірних детектувань R-зубців.

У даній роботі пропонується метод визначення положення R-зубців ЕКГ, що базується на дискретному вейвлет-перетворенні.

## ОСОБЛИВОСТІ СИГНАЛУ ЕКГ

Характерною особливістю сигналу ЕКГ є те, що крім запису електричної активності серця сигнал містить шумову складову, яка включає в себе наведення напруги промислової частоти, коливання, викликані м'язовими скороченнями, артефакти зміщення електродів.

Співвідношення частотних властивостей корисного сигналу і перешкод представлені на рис. 1 у вигляді графіків спектральної щільності різних складових [1].

Основна потужність QRS-комплексу зосереджена в області частот 2-20 Гц з наявністю максимуму на частоті близько 15 Гц. Спектр ЕКГ-сигналу може змінюватися в залежності від морфології сигналу. Спектр шумів від м'язів є неоднорідно розподіленим і характеризується значною варіабельністю.

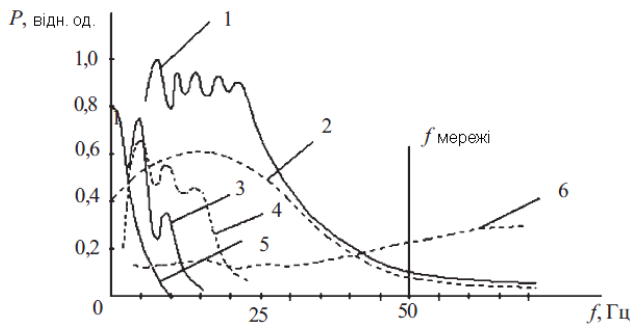


Рисунок 1 – Характеристики відносної спектральної щільності потужності ЕКГ-сигналу і перешкод: 1 – ЕКГ-сигнал; 2 – QRS-комплекс; 3 – артефакти руху; 4 – P-, T-зубці; 5 – напруга поляризації; 6 – м'язові шуми

Аналіз відповідних залежностей показує, що при сприятливих умовах зняття сигналу компенсація перешкод поляризації і наведення не представляє особливих складностей, і в основному перешкода представлена у вигляді випадкового процесу електроміографії (ЕМГ), спектр якої має значне перекриття зі спектром ЕКГ.

Знаючи в якому діапазоні лежить основна потужність корисного сигналу, можна знайти характерний масштаб вейвлет-розкладання, на якому корисний сигнал буде домінувати над шумами.

#### ДИСКРЕТНЕ ВЕЙВЛЕТ-ПЕРЕТВОРЕННЯ СИГНАЛУ ЕКГ

При багаторівневому дискретному вейвлет-перетворенні для аналізу кардіосигналу на різних масштабах використовується деревоподібне з'єднання фільтрів нижніх і верхніх частот з різними частотами зрізу. Визначаються коефіцієнти апроксимації  $cA_n$ , які представляють згладжений сигнал, і коефіцієнти деталізації  $cD_n$ , які описують високочастотні флуктуації сигналу. Коефіцієнти апроксимації отримуються за допомогою математичної операції згортки досліджуваного сигналу  $s$  з передаточною функцією фільтра нижніх частот за формулою 1:

$$cA_n = \sum_{k \in Z} h_k s_{2n-k}, \quad (1)$$

де  $h_k$  – коефіцієнти низькочастотного фільтра. Коефіцієнти деталізації отримуються за допомогою згортки сигналу  $s$  з передаточною функцією фільтра високих частот за формулою 2:

$$cD_n = \sum_{k \in Z} g_k s_{2n-k}, \quad (2)$$

де  $g_k$  – коефіцієнти високочастотного фільтра.

#### ПРОЦЕДУРА ВИЗНАЧЕННЯ ПОЛОЖЕННЯ R-ЗУБЦІВ ЕКГ

Вихідний сигнал ЕКГ розкладається до восьмого рівня з використанням вейвлету db6. Вибір вейвлету db6 у якості базисного обумовлений тим, що вейвлети родини Добеші схожі за формою з QRS-комплексом ЕКГ і їхній енергетичний спектр зосереджений навколо низьких частот.

Деталізуючі коефіцієнти 3-го, 4-го і 5-го рівнів розкладання зберігаються, а всі інші коефіцієнти видаляються.

Сигнал відновлюється за допомогою зворотного вейвлет-перетворення.

Помилково знайдені R-піки виключаються з урахуванням тривалості QRS-комплексу в нормі і тривалості рефрактерного періоду.

#### ВИСНОВКИ

У роботі запропоновано метод визначення положення R-зубців ЕКГ, що базується на дискретному вейвлет-перетворенні.

Було проведено тестування алгоритму з використанням база даних аритмій Массачусетського технологічного інституту спільно з Бостонським госпіталем МІТ/ВІН [2].

#### ЛІТЕРАТУРА

- [1] Зайченко К. В. Съём и обработка биоэлектрических сигналов / К. В. Зайченко, О. О. Жаринов, А. Н. Кулин. – СПб.: РИО ГУАП, 2001. – 140 с.  
MIT-BIH Arrhythmia Database, available online on <http://www.physionet.org/physiobank/database/mitd/>