

Биомедицинские приборы и системы

УДК 519.6

О.С. Кіркач, А.О. Попов, канд. техн. наук, Т.Р. Монтрін

Застосування вейвлет-аналізу при детектуванні R-зубців електрокардіограми для оцінки варіабельності серцевого ритму

В работе рассмотрены вопросы предварительной обработки сигнала электрокардиограммы для оценки вариабельности сердечного ритма. Основное внимание уделено методам временной локализации R-зубцов на электрокардиограмме. Предложен метод поиска R-зубцов на основе вейвлет-преобразования электрокардиограммы. В результате применения данного метода к обработке реальных электрокардиограмм было верно найдено 98 % R-зубцов.

This work considers preliminary processing of electrocardiography signals for heart rate variability analysis. The main attention is paid to the methods of R-peaks' time-localization in electrocardiogram. The method of R-peaks' search based on wavelet transform of the electrocardiogram is proposed. As a result of using this method 98% of R-peaks in the real electrocardiograms were detected correctly.

Вступ

Феномен варіабельності серцевого ритму вперше був відмічений в 1965 році, коли звернули увагу на те, що дистресу плоду передувала зміна інтервалів між серцевими скороченнями ще до того, як відбулись якісь помітні зміни в самому серцевому ритмі. Двадцять років потому вчені звернули увагу на присутність фізіологічних ритмів в сигналі серцебиття. Протягом 1970-х років було запропоновано кілька простих тестів, що могли бути проведені біля ліжка хворого, за допомогою яких по короткочасним змінам RR-інтервалів електрокардіограми (ЕКГ) вдавалося виявити вегетативну нейропатію у хворих цукровим діабетом. В 1977 році вдалося знайти взаємозв'язок між зниженою варіабельністю серцевого ритму та великим ризиком смертності у хворих, що перенесли інфаркт міокарду.

Термін "варіабельність серцевого ритму" (BCP) описує зміни часового інтервалу між послідовними скороченнями серцевих м'язів. Цей термін став загальноприйнятим при описі змін як частоти серцебиття, так і RR-інтервалів. Візуально ці інтервали можна спостерігати або на екрані електрокардіографа, або на роздрукованій ЕКГ

(рис.1). По величині цих інтервалів або різниць тривалості між наступним та попереднім інтервалом лікарі можуть поставити діагноз щодо стану серцево-судинної системи [1].

Зазвичай оцінка BCP проводиться або по короткочасним, десятихвилинним інтервалам, або по довготривалим, двадцятичотирьохгодинним інтервалам. В середньостатистичної людини тривалість одного PQRSTU-комплексу становить близько однієї секунди, відповідно навіть на десятихвилинному відрізку ЕКГ знаходиться біля 600 R-зубців. Отже, чисельне визначення варіабельності серцевого ритму без застосування машинних засобів обліку справа не легка, оскільки точна візуальна оцінка тривалості RR-інтервалів, а також різниці часу між послідовними RR-інтервалами, або зміни відстані між R-зубцями на ЕКГ є практично неможливою. Це пов'язано з тим, що ці зміни можуть бути незначними та непомітними на записі електрокардіограми, а також відбуватися неперіодично в різні моменти часу. Через це виникає задача автоматизації оцінки BCP з залученням цифрових записів ЕКГ, які на даний момент можливо отримати за допомогою будь-якого сучасного електрокардіографа.

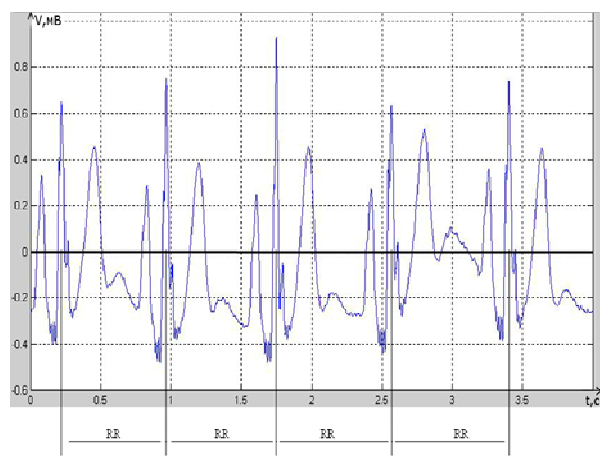


Рис. 1. RR-інтервали на ЕКГ

Першим і найважливішим етапом, що передує безпосередньому обчисленню різних параметрів BCP, є процедура знаходження точного часового розташування R-зубців ЕКГ, які є основними зубцями шлуночкового комплексу та від-

повідать збудженню вершини серця. Отже, однією з основних задач автоматизації оцінки ВСР є пошук R-зубців на електрокардіограмі. Це необхідно для визначення точних часових інтервалів, по яким і проводиться оцінка варіабельності. Дана робота присвячена огляду та порівнянню методів аналізу сигналу ЕКГ для часової локалізації R-зубців ЕКГ та дослідженню застосовності вейвлет-аналізу ЕКГ для вирішення цієї задачі.

1. Методи знаходження R-зубців

На даний момент існує чимала кількість методів пошуку, за допомогою яких намагаються виконати задачу визначення часового розташування R-зубців. Вони базуються на знаходженні першої та другої похідної, оцінці амплітуди, цифрових фільтрах та ін. [1-3].

Метод пошуку, оснований на амплітуді та першій похідній

Для реалізації даного методу ЕКГ сигнал має бути представлено у вигляді одновимірної масиви даних: $X(n) = X(0), X(1), \dots, X(N)$. Задається амплітудний поріг:

$$AT = 0,3 \max[X(n)], 0 < n < N$$

Для всіх значень масиву розраховується перша похідна за формулою:

$$Y(n) = X(n+1) - X(n-1), 1 < n < N-1$$

QRS комплекс вважається знайденим, якщо в масиві перших похідних три послідовні точки, значення яких перевищують 0.5 та протягом наступних 100 мс знаходиться ще дві послідовні точки, але вже значення яких менші за -0.3. Всі значення точок сигналу ЕКГ, що знаходяться між початком зростаючої кривої та кінцем спадаючої, мають бути не менші, ніж амплітудний поріг.

$$Y(i), Y(i+1), Y(i+2) > 0,5$$

$$Y(j), Y(j+1) < -0,3$$

де $(i+2) < j < (i+25)$

$$X(i), X(i+1), \dots, X(j+1) \geq AT$$

Метод пошуку, оснований лише на першій похідній

Цей метод пошуку є модифікацією попереднього методу пошуку. В своєму початковому варіанті даний метод давав дуже великий відсоток невірних позитивних детектувань зубців (зубці, що не існують на сигналі, але були "знайдені"). В модифікованому методі, як видно з назви, для визначення місцеположення QRS комплексу вираховують першу похідну:

$$Y(n) = X(n+1) - X(n-1), 1 < n < N-1$$

В отриманому масиві даних відбирають елементи, що задовольняють умові:

$$Y(i) > 0.45$$

QRS комплекс вважається знайденим, якщо одна з наступних трьох точок теж перевищує даний поріг:

$$Y(i+1) > 0.45 \text{ або } Y(i+2) > 0.45$$

$$\text{або } Y(i+3) > 0.45$$

Існуючі методи не задовольняють вимогам досліджень, оскільки часто дають недостатню кількість вірних детектувань R-зубців, що показано в третьому розділі цієї роботи.

2. Метод знаходження R-зубців на основі вейвлет-перетворення ЕКГ

В роботі пропонується використати метод пошуку визначення часового розташування R-зубців, що базується на вейвлет-перетворенні ЕКГ-сигналу [4-5]. За своєю суттю під час вейвлет-перетворення інтервал, що містить певний невеликий відрізок сигналу, що аналізується, порівнюється з обраною заздалегідь функцією, яку називають материнською. Після порівняння шляхом розрахунку інтеграла від добутку вейвлет-функції та сигналу інтервал зсувається, змінюючи відрізок сигналу, що потрапив в інтервал, а отриманий коефіцієнт "схожості" заноситься в таблицю і знову проводиться розрахунок коефіцієнта вейвлет-перетворення. Після того, як досягається кінець проміжку існування сигналу, материнська функція масштабується на певний, заданий раніше, коефіцієнт і процес порівняння починається з початку.

В результаті вейвлет-перетворення отримаємо набір коефіцієнтів вейвлет-розкладу сигналу, які можна представити у вигляді таблиці чисел. Кожний рядок біде відповідати одному з масштабних коефіцієнтів стиснення або розтягу материнського вейвлету. Кожний стовпець відповідатиме часовому зміщенню материнського вейвлету відносно початку координат.

$$CWT_f(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{a,b}(t) dt \quad (1)$$

де $f(t)$ - ЕКГ сигнал;

a – масштабний коефіцієнт;

$\psi_{a,b}$ – масштабована материнська функція.

В якості материнської функції на данному етапі було використано одну з стандартних материнських вейвлет функцій - функцію Морле (рис. 2)

$$\psi(t) = e^{-\frac{t^2}{2}} \cos(5t).$$

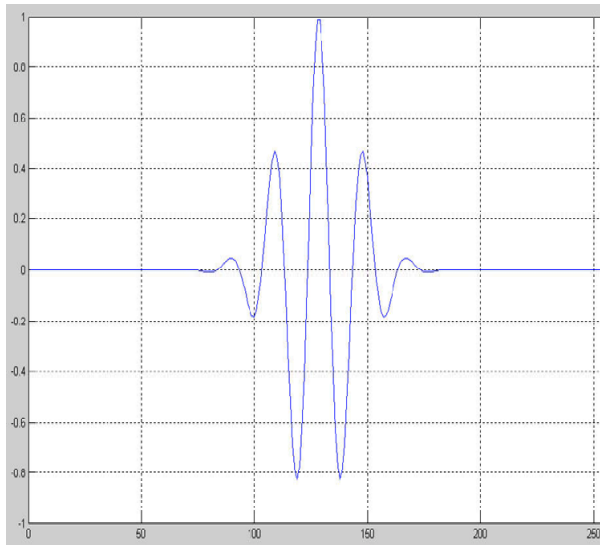


Рис. 2. Материнська вейвлет - функція Морле

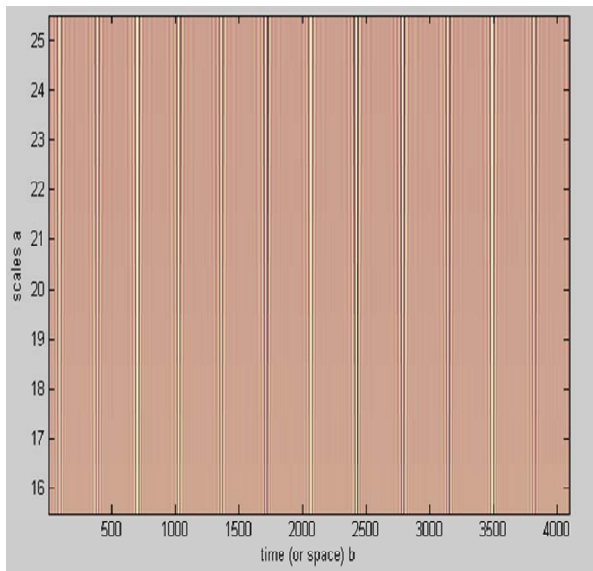


Рис. 3. Графік типової скейлограми для ЕКГ сигналу

Графік типової скейлограми ЕКГ, отриманої за (1), наведено на рис. 3. Видно, що на скейлограмі явно можна спостерігати світлі смуги, які відповідають часовому розташуванню R-зубців на ЕКГ.

В розробленому методі пошуку кількість масштабних коефіцієнтів було обмежено десятима в межах від 15 до 25. Як показала практика, саме така кількість коефіцієнтів є мінімально достатньою для отримання достовірних результатів. Більша кількість коефіцієнтів не дає підвищення кількості вірних детектувань. Це дозволяє зменшити обчислювальне навантаження на систему обробки сигналів.

Як було сказано вище, після вейвлет-перетворення сигналу ми отримуємо таблицю, що містить коефіцієнти "схожості". Емпіричним

шляхом було з'ясовано, що всі отримані значення коефіцієнтів, які задовольняють умові:

$$a(i, j) < 0.8 \times \max \max(a(i, j))$$

де i – номер рядка,

j – номер стовпчика,

не несуть корисної інформації, тому можуть бути вилучені з подальшого аналізу та прирівняні до нуля. Для підвищення рівня вірного визначення місцезнаходжень QRS комплексів всі значення коефіцієнтів вейвлет-перетворень сумуються для кожного зміщення, і вже по отриманому масиву даних визначається положення R-зубця.

3. Експериментальні результати

В ході експериментів було проведено дві серії дослідів. В першій – було згенеровано штучний сигнал ЕКГ з 1000 QRS-комплексами тривалості 1000 сек. (рис. 4). В другій серії експериментів біло проаналізовано реальні сигнали ЕКГ, зареєстровані сучасним електрокардіографом ЮКАРД-200 [6] з частотою дискретизації 400 Гц.

Також, для порівняння, були реалізовані методи, що для пошуку R-зубця використовують першу похідну, амплітуду сигналу та першу похідну, а також першу та другу похідну [3]. Результати отримані при порівнянні цих методів пошуку наведені нижче.

На рис 5 зображені результати методів пошуку, що використовують:

a – амплітуду сигналу та першу похідну,

b - першу та другу похідну;

c – першу похідну,

d - вейвлет-перетворення сигналу.

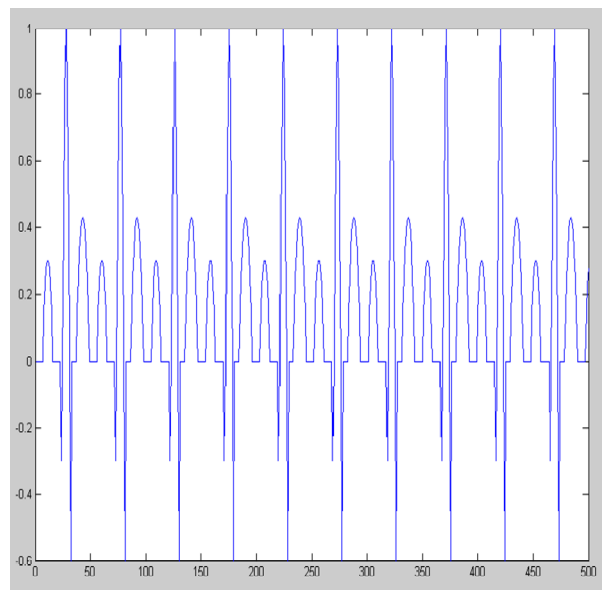


Рис. 4. Ідеальний сигнал ЕКГ

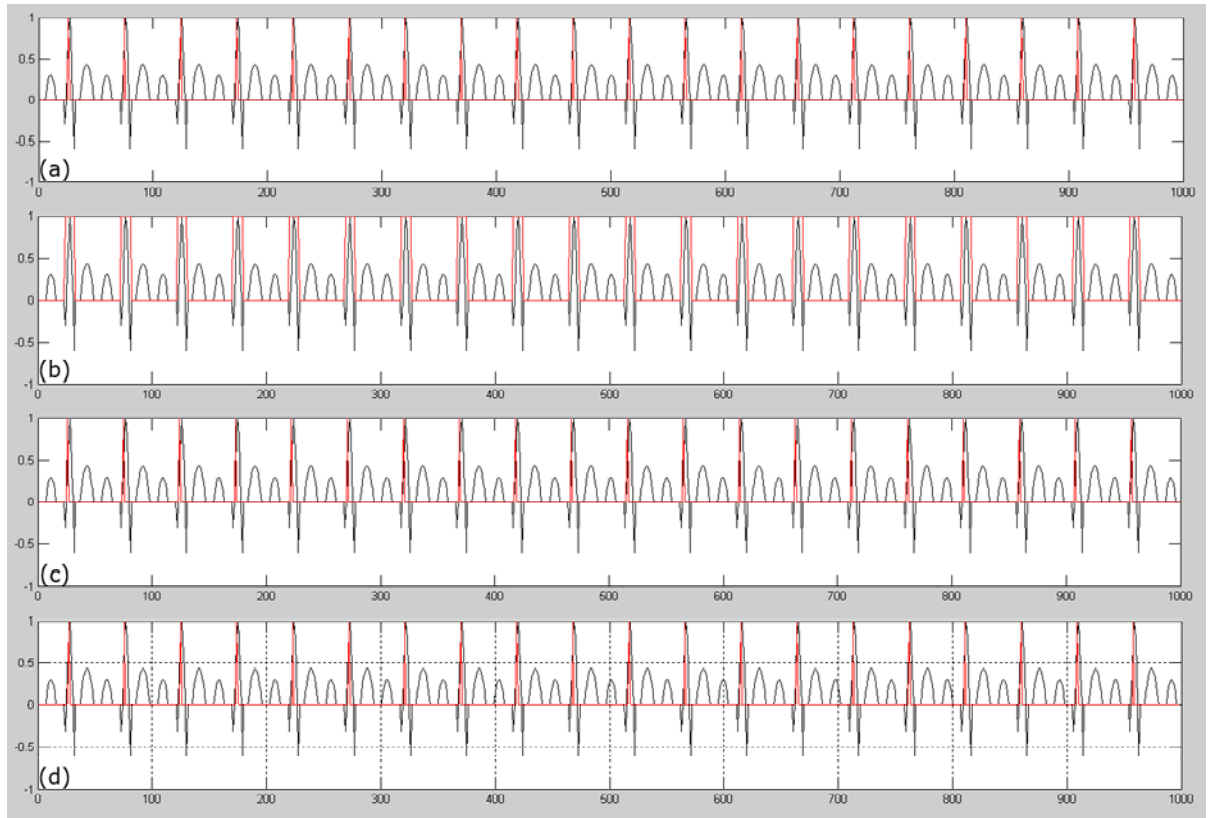


Рис. 5. Результатів пошуку R-зубців на зразку ідеального сигналу

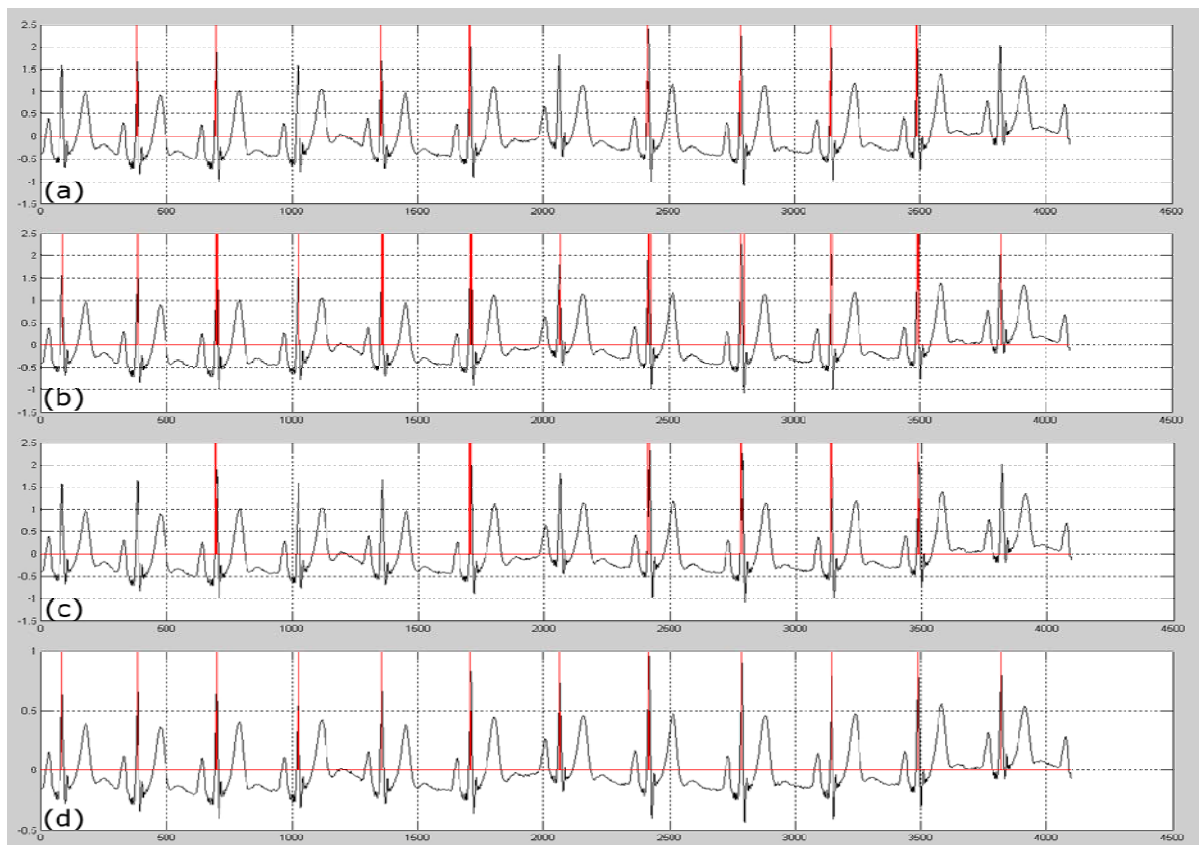


Рис. 6. Результати пошуку R-зубців на зразку реального сигналу

Можна спостерігати, що всі чотири методи успішно виконують задачу пошуку R зубців на ідеальному сигналі. Лише при використанні методу пошуку, оснований на першій та другій похідній, отримано не одну точку на ідеальному сигналі, а цілий діапазон значень, що окреслюють R-зубець. Це може створити певні незручності для подальшого аналізу сигналу.

Відсоток вірно знайдених зубців у всіх випадках був рівним 100 %.

На рис. 6 зображені результати пошуку R-зубців для тих самих методів, що на рис. 5, але для реального сигналу ЕКГ. Як видно з вищенаведених ілюстрацій, що під час детектування R-зубців на реальному сигналі, лише останній метод дає гарний результат. При використанні інших методів з'являються пропущені низькоамплітудні зубці (рис. 6, а, с), а також замість детектування одної точки на часовій вісі визначено проміжок (рис. 6, б). Ці недоліки роблять неможливим автоматичний аналіз варіабельності серцевого ритму за результатами таких вимірювань.

Як ми можемо бачити на рис. 6, а, с, знайдено не всі зубці, а 66 % і 50 % відповідно. На рис. 6, б ситуація діаметрально протилежна, знайдено зайві зубці поруч з вірними. Лише для останнього випадку, коли використовується вейвлет-перетворення сигналу ЕКГ за запропонованим в даній роботі алгоритмом, всі зубці знайдено вірно. Отже лише метод, оснований на вейвлет-перетворенні, дає прийнятні результати. Перспективним для подальших досліджень є більш докладне вивчення валідності даного методу пошуку R-зубців для реальних сигналів різних параметрів, в тому числі за присутності шумів.

Подяка

Автори висловлюють вдячність компанії «ЮТАС» [6] за надання для проведення вимірювання електрокардіограм сучасного 6-ти каналного електрокардіографа ЮКАРД-200.

Висновки

В роботі запропоновано метод вейвлет-аналізу ЕКГ для пошуку розташування R-зубців у ЕКГ на основі вейвлет-перетворення, який відрізняється тим, що розрахунки вейвлет-коефіцієнтів проводяться для скороченого набору масштабів. Створений метод пошуку R-зубців справляється з даною задачею, в 98% випадків вірно визначаючи місцеположення зубця. Також даний метод дозволяє економити машинний ресурс за рахунок скорочення кількості масштабних коефіцієнтів, що можна вважати додатковою перевагою для випадку обробки великої кількості довготривалих сигналів.

Література

1. *Heart Rate Variability. Standards of measurements, physiological interpretation and clinical use* // *European Heart Journal*. – 1996. – vol. 17, no. 3. – P. 354 – 381.
2. <http://hrv.ru/>
3. *Gary M. Friesen, Thomas C. Jannet. A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms* // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 1990. – vol. 37., no. 1. – P 85-99.
4. *Добеші И. Десять лекцій по вейвлетам / И. Добеші. – Ижевск : НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2001. – 464 с. – ISBN 5-93972-044-7.*
5. *Малла С. Вейвлеты в обработке сигналов / С. Малла. – М. : Мир, 2005. – 671 с. – ISBN 5-03-003691-1.*
6. *Компания «ЮТАС» – новые технологии в медицинском приборостроении. – utasco.com*