

Биомедицинские приборы и системы

УДК 616.12-073.97-71

Багаторівневий вейвлет аналіз в задачі сегментації електрокардіограм

В.П.Корнєв, канд.техн.наук, В.О. Таценко

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
вул. Політехнічна 16, корпус 12, м. Київ, 03056, Україна.

Пропонується алгоритм сегментації електрокардіограм (ЕКГ) з використанням багаторівневого вейвлет аналізу сигналів. Алгоритм був протестований, на прикладах кардіограм, що були взяті з міжнародної бази даних електрокардіограм MIT-BIH Arrhythmia Database. Тестовий матеріал має широкий набір форм: нормальні та патологічні сигнали, сигнали, ускладнені шумами різних частот та потужностей. Точність локалізації QRS комплексу ЕКГ складає 98%, точки J – 95%, Т зубця – 86%, Р зубця – 80%. Бібл. 6, рис. 5, табл. 1.

Ключові слова: ЕКГ, вейвлет перетворення, фільтрація, багаторівневий аналіз.

Вступ

ЕКГ в нормі являє собою регулярний ритм з легко впізнаваними формами хвиль в кожному періоді. Тим не менше, динамічна природа біологічних систем призводить до того, що більшість біологічних сигналів являються за своїм характером випадковими та нестационарними. З цієї причини сигнали динамічних систем слід аналізувати протягом тривалих періодів часу, включаючи різні можливі стани системи. З практичної точки зору це означає, що для ефективної діагностики, вивчення параметрів ЕКГ повинно проводитися протягом декількох годин. Це призводить до значних обсягів інформації, що аналізується, тому вивчення сигналів виснажливе і затратне по часу, а ймовірність пропустити важливу інформацію висока. До того ж, аналіз, що виконується людиною, зазвичай буває суб'єктивним і носить якісний характер. [1]

Описані вище фактори зумовлюють неабияку актуальність автоматизованого комп'ютерного аналізу сигналів ЕКГ. Вирішальним етапом такого аналізу являється процес сегментації сигналу, основною метою якого є локалізація хвиль ЕКГ (QRS-комплексу,

Р та Т зубців) – рис.1. Велика кількість робіт присвячена вирішенню цієї проблеми. Описуючи найбільш значущі з них, необхідно відмітити методи смугової фільтрації [2] та кореляційні алгоритми [1].

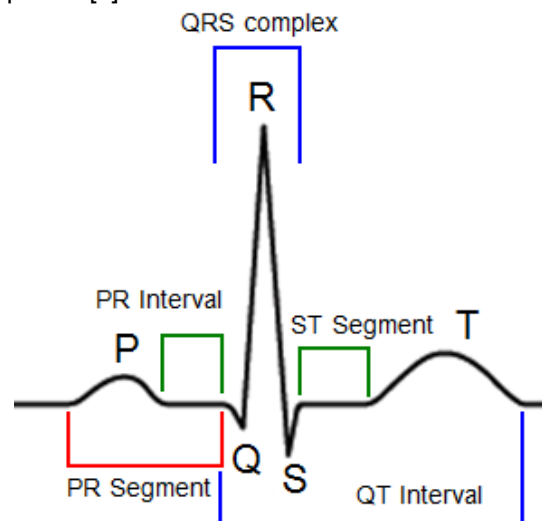


Рис. 1. Період сигналу ЕКГ

Основний недолік цих методів заключається в тому, що смуга частот, в якій знаходиться QRS-комплекс, може відрізнитися не тільки у різних пацієнтів, а й у різних періодах сигналу одного і того ж пацієнта. Невизначеність форми, в цьому випадку, призводить до неточності алгоритму. Більш стабільними до відхилення форм сигналів є техніки з використанням диференційного числення [3] та нейронні мережі [4], проте вони мають значно більшу обчислювальну складність.

Загальним недоліком для всіх зазначених методів є мала точність локалізації низькочастотних сегментів сигналу, таких як Р та Т зубці, а також точки J. Перспективним в цьому випадку є використання багаторівневого аналізу сигналів [6]. Мета статті – описати прецизійний алгоритм пошуку основних сегментів та зубців сигналу ЕКГ, використовуючи техніку багаторівневого аналізу

сигналів на базі дискретного вейвлет перетворення.

Багаторівневий аналіз сигналів

Вейвлет перетворення – багаторівневий аналіз, ефективний при дослідженні сигналів, що містять високочастотні компоненти короткої тривалості наряду з протяжними низькочастотними компонентами. Його використовують в тих випадках, коли результат аналізу сигналу повинен містити не тільки просте перерахування частот (масштабів), але і відомості про певні локальні координати, на яких ці частоти проявляють себе. Таким чином, аналіз і обробка квазіперіодичних та неоднорідних (у просторі) сигналів, яким, доречі, являється і сигнал ЕКГ, входить у область використання вейвлет-аналізу.

Загальний принцип побудови базису вейвлет перетворення полягає у використанні масштабного перетворення і зміщень. Саме за рахунок зміни масштабів вейвлети здатні виявляти відмінності в характеристиках сигналу на різних шкалах, а завдяки зсуву, аналізувати його властивості у різних точках на всьому інтервалі, що вивчається. Таким чином, будь-який базис вейвлет перетворення можна описати двома функціями: масштабуючою (скейлинг) функцією, та базисним (материнським) вейвлетом. У загальному випадку, скейлинг функція описується рівнянням [6]:

$$\varphi(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2M-1} h_k \varphi(2t - k) \quad (1)$$

Ціле число M визначає число коефіцієнтів h_k і величину області визначення вейвлету. Коефіцієнти h_k визначаються з рівняння:

$$h_k = \sqrt{2} \int \varphi(t) \overline{\varphi(2t - k)} dt \quad (2)$$

де риска вгорі позначає комплексно спряжене.

Якщо функція $\varphi(t)$ уже відома, то можна побудувати материнський вейвлет за формулою [6]:

$$\psi(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2M-1} g_k \varphi(2t - k) \quad (3)$$

Коефіцієнти g_k у цьому рівнянні визначаються з формули:

$$g_k = (-1)^k h_{2M-k-1} \quad (4)$$

Тоді будь-яку функцію f із $L^2(R)$ можна роз-

класти на деякому заданому рівні j_n в ряд виду:

$$f = \sum_k A_{j_n, k} \varphi_{j_n, k} + \sum_{j \geq j_n, k} D_{j, k} \psi_{j, k} \quad (5)$$

Коефіцієнти A_k та D_k можна визначити, скориставшись формулами для вейлет-функції $\varphi(t)$ та її фільтру $\{h_n\}_{n \in \mathbb{Z}}$, що описуються рівняннями (1) та (2) відповідно, та вейлет-функції $\psi(t)$ та її фільтру $\{g_n\}_{n \in \mathbb{Z}}$ – описуються рівняння (3) та (4). Тоді можна отримати:

$$A_{j-1, k} = (f, \varphi_{j-1, k}) = (f, \sum_n h_n \varphi_{j, n+2k}) = \sum_n \overline{h_n} A_{j, n+2k} \quad (6)$$

$$D_{j-1, k} = (f, \psi_{j-1, k}) = (f, \sum_n g_n \varphi_{j, n+2k}) = \sum_n \overline{g_n} A_{j, n+2k} \quad (7)$$

Отримані результати, описані рівняннями (6) та (7), можна трактувати як згортку коефіцієнтів $A_{j, k}$ з деякими фільтрами. Це дає змогу перейти до спрощеної моделі вейвлет перетворення, прийнявши, що кожному ортогональному вейвлету відповідають 4 фільтри:

$\{h_n\}$ – низькочастотний фільтр розкладу;

$\{g_n\}$ – високочастотний фільтр розкладу;

$\{\tilde{h}_n\}$ – низькочастотний фільтр відновлення;

$\{\tilde{g}_n\}$ – високочастотний фільтр відновлення;

Тоді послідовність вейвлет аналізу виглядає так: до сигналу $x = x\{n\}$ застосовується низькочастотний фільтр розкладу $\{h_n\}$ з децимацією для отримання згладженої складової $A = \{A_k\}$, після чого застосовують високочастотний фільтр розкладу $\{g_n\}$ з децимацією для отримання деталей $D = \{D_k\}$, які були втрачені при згладжуванні. Коефіцієнти $A = \{A_k\}$ називають коефіцієнтами апроксимації першого рівня розкладу і позначають $A_1 = \{A_{1, k}\}$. Масив $D = \{D_k\}$ називають деталізуючими коефіцієнтами першого рівня розкладу і позначають $D_1 = \{D_{1, k}\}$. Повторюючи процедуру розкладу необхідну кількість раз J , замість сигналу $x = x\{n\}$ отримують серію коефіцієнтів $\{D_{j, k}\}$, $k=1, K; j=1, J$. [6]. Структурно, процес багаторівневого аналізу можна представити схемою, представленою на рис.2.

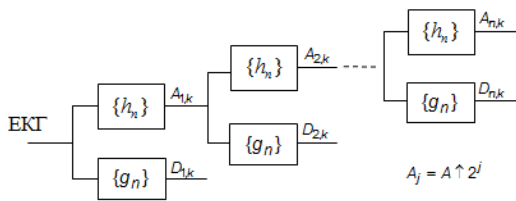


Рис. 2. Схема вейвлет аналізу ($A \uparrow 2^j$ означає, що після кожного етапу необхідно провести децимацію)

Вейвлет аналіз сигналу заключається у вивченні і обробці отриманих коефіцієнтів різних рівнів. Після обробки коефіцієнтів розкладу, сигнал відновлюється в зворотному порядку шляхом використання фільтрів відновлення $\{\tilde{h}_n\}$ та $\{\tilde{g}_n\}$.

Алгоритм

При розробці алгоритму, в якості базисної функції розкладу використаний ортонормальний вейвлет Добеши "db4" – рис. 3 (вигляд вейвлета).

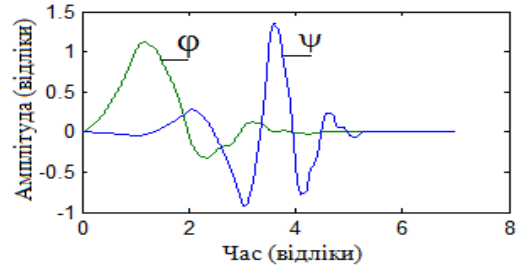


Рис.3. Вейвлет Добеши четвертого порядку (ψ – материнська функція, φ – масштабуюча функція)

Використання саме цього вейвлета зумовлено тим, що його форма подібна до форми QRS-комплексу, а енергетичний спектр "db4" зосереджений навколо низьких частот. Коефієнти відповідних фільтрів розкладу та відновлення вейвлета зведені до табл. 1.

В результаті послідовного виконання процедури розкладу $j=6$ разів, отримується масив апроксимуючих $\{a_6\}$ та деталізуючих $\{d_1, d_2, \dots, d_6\}$ коефіцієнтів. Типовий результат такого розкладу представлений на рис. 4.

Таблиця 1. Коефіцієнти фільтрів розкладу та відновлення вейвлета 'db4'

$\{h_n\}$	-0,01	0,0329	0,0308	-0,187	-0,028	0,6309	0,7148	-0,230
$\{g_n\}$	-0,23	0,7148	-0,631	-0,028	0,187	0,0308	-0,033	-0,011
$\{\tilde{h}_n\}$	0,23	0,715	0,631	-0,028	-0,187	0,0308	0,033	-0,011
$\{\tilde{g}_n\}$	-0,01	-0,033	0,031	0,187	-0,028	-0,0631	0,715	-0,230

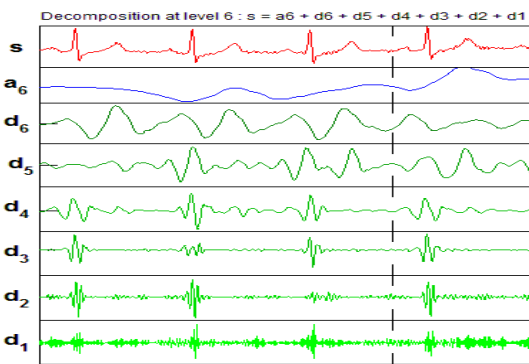


Рис. 4. Вейвлет розклад ЕКГ на 6 рівнів

З рис. 4 помітно, що високочастотні шуми сигналу ЕКГ репрезентуються коефіцієнтами $\{d_1\}$, дрейф ізоляції – коефіцієнтами $\{a_6\}$, місцезнаходження та параметри QRS-комплексу – $\{d_2, d_3\}$,

місцезнаходження та параметри Р та Т зубців – $\{d_5, d_6\}$. Тому, для визначення положення QRS-комплексу, необхідно всі коефіцієнти, окрім $\{d_2, d_3\}$ прийняти рівними нулю, після чого відновити сигнал, послідовно застосувавши відновлюючі фільтри $\{\tilde{h}_n\}$ та $\{\tilde{g}_n\}$. Отриманий результат \tilde{Y}_{d_2, d_3} , піднести до квадрату та пропустити через інтегруючий фільтр типу ковзаючого вікна, що задається таким рівнянням:

$$y(n) = \frac{1}{N} [x(n - (N - 1)) + x(n - (n - 2)) + \dots + x(n)] \quad (8)$$

Для частоти дискретизації $f_s = 200$ Гц ширина вікна N вибирається рівною 30.

Вихідний сигнал, отриманий в результаті попередніх операцій (рис. 5.), розділяється на відрізки, на яких значення сигналу перевищує деякий адаптивний поріг. Положення максимуму

сигналу на кожному з відрізків відповідає положенню R зубця (R_{loc}) QRS-комплексу на ЕКГ. Величина адаптивного порогу обчислюється пороговою процедурою (thresholding) алгоритма Пана-Томпкінса [1].

Положення максимуму сигналу \tilde{Y}_{d_2, d_3} на проміжку $R_{loc} < t < R_{loc} + 0,15$ відповідає положенню точки J на ЕКГ.

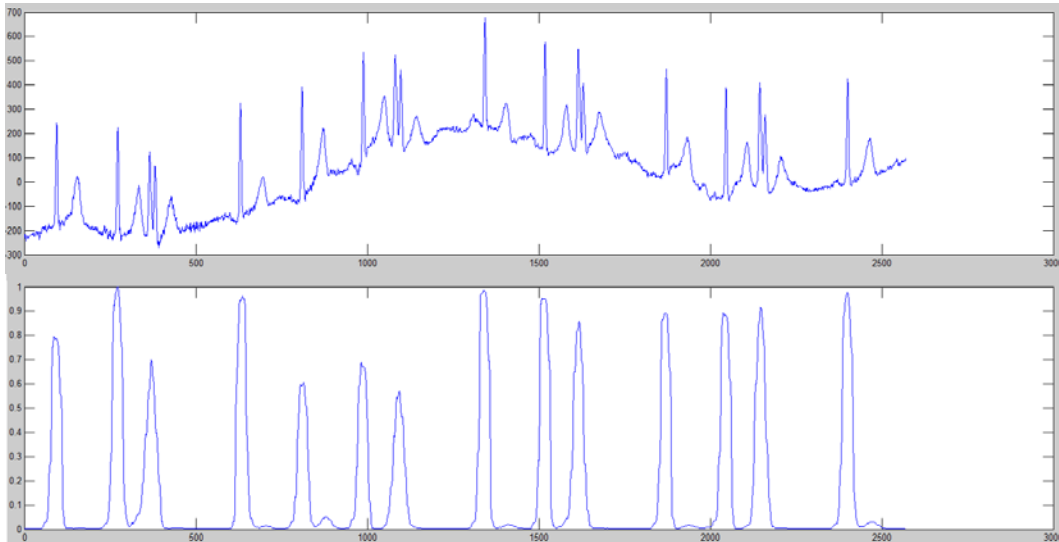


Рис. 5. Результати пошуку QRS-комплексу (зверху – сигнал ЕКГ, знизу – оброблений сигнал після інтегруючого фільтру)

Для визначення низькочастотних Р та Т зубців ЕКГ, необхідно всі коефіцієнти, окрім $\{d_5, d_6\}$ прийняти рівними нулю, після чого відновити сигнал, послідовно застосувавши операції відновлення з відновлюючими фільтрами $\{\tilde{h}_n\}$ та $\{\tilde{g}_n\}$. В цьому разі положення першого екстремуму результуючого сигналу \tilde{Y}_{d_5, d_6} справа і зліва від зубця R відповідає положенням зубців Т та Р відповідно.

Висновки

Розроблений алгоритм був протестований, використовуючи кардіограми, взяті з міжнародної бази даних електрокардіограм MIT-BIH Arrhythmia Database. Отримана точність знаходження QRS-комплексу складає 98%, точки J – 95%, Т зубця – 86%, Р зубця – 80%.

Порівняно невисока точність виявлення низькочастотного та низькоамплітудного Р зубця пов'язана з наявністю QRS-комплексу, що має значно більшу амплітуду. Описаний алгоритм може бути покращений, шляхом ліквідації домінуючого впливу QRS-комплесу. Для цього виявлений QRS-комплекс пропонується замінити базовою лінією. Базова лінія визначається шляхом аналізу декількох відліків, що передують QRS-комплексу.

Література

1. *Abboud S.*, The use of cross-correlation function for the alignment of ECG waveforms and rejection of extrasystoles / *Abboud S., Sadeh D.* // *Computers and Biomedical Research*, 1984. – P. 258-266.
2. *Chen H.C.*, A moving average based filtering system with its application to real-time QRS detection / *Chen, H.C., Chen, S.W.* // *Computers in Cardiology*, 2003. – P. 21-28
3. *Pan J.*, A real-time QRS detection algorithm. / *Pan J, Tompkins WJ* // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1985. – P. 230-236.
4. *Qiuzhen X.*, Neural-Network-Based Adaptive Matched Filtering for QRS Detection / *Qiuzhen X., Yu Hen Hu, Tompkins W.J.* // *IEEE Transactions on biomedical Engineering*, 1992. – P. 317-329.
5. *Рангайян Р.М.*, Аналіз біомедичних сигналів. Практичний підхід. – Москва.: Фізмаліт, 2007. – 440 с.
6. *Смоленцев Н.К.*, Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB. – Москва.: ДМК Пресс, 2005. – 304с., ил.

УДК 616.12-073.97-71

Многоуровневый вейвлет анализ в задаче сегментации электрокардиограмм

В.П.Корнев, канд.техн.наук, **В.А. Таценко**

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»,
ул. Политехническая 16, корпус 12, г. Киев, 03056, Украина.

Предлагается алгоритм сегментации электрокардиограмм (ЭКГ) с использованием многоуровневого вейвлет анализа сигналов. Алгоритм был протестирован на примерах кардиограмм, которые были взяты из международной базы данных электрокардиограмм MIT-BIH Arrhythmia Database. Тестовый материал имеет широкий набор форм: нормальные и патологические сигналы, сигналы, осложненные шумами различных частот и мощностей. Точность локализации QRS комплекса ЭКГ составляет 98%, точки J - 95%, T зубца - 86%, P зубца - 80%. Библ. 6, рис. 5, табл. 1.

Ключевые слова: ЭКГ, вейвлет преобразование, фильтрация, многоуровневый анализ.

UDC 616.12-073.97-71

Multiscale wavelet analysis in ECG segmentation problem

V.P. Kornev, Ph.D., **V.A. Tatsenko**

National Technical University of Ukraine «Kyiv Politechnical Institute»,
st. Polytechnique, 16, Kyiv, 03056, Ukraine.

This article proposes an electrocardiogram (ECG) segmentation algorithm, using multi-resolution wavelet analysis of signals. The algorithm was tested using ECG taken from international electrocardiogram databases: MIT-BIH Arrhythmia Database. Test material has a wide range: normal and pathological signals, signals, complicated by noise of different frequencies and capacities. Accuracy of ECG QRS complex localization is 98%, the point J - 95%, T wave - 86%, P wave - 80%. References 6, figures 5, tabl. 1.

Key words: ECG, wavelet transform, filtering, multiscale analysis.

References

1. *Abboud S., Sadeh D.* (2003), "The use of cross-correlation function for the alignment of ECG waveforms and rejection of extrasystoles". Computers and Biomedical Research, Pp. 258-266.
2. *Chen H.C., Chen, S.W.* (2003), "A moving average based filtering system with its application to real-time QRS detection". Computers in Cardiology, Pp. 21-28
3. *Pan J., Tompkins W.J.* (1985), "A real-time QRS detection algorithm". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Pp. 230-236.
4. *Qiuzhen X., Yu Hen Hu, Tompkins W.J.* (1992), "Neural-Network-Based Adaptive Matched Filtering for QRS Detection". IEEE Transactions on biomedical Engineering, Pp. 317-329.
5. *Rangayian R.M.* (2007), "Biomedical signal analysis. A case-study approach". Moskva.: Fizmalit, P. 440. (Ukr)
6. *Smolencev N.K.* (2005), "Wavelet theory basic. Introduction to MATLAB". Moskva.: DMK Press. P. 304. (Rus)

Поступила в редакцию 25 мая 2013 г.