## Описание алгоритмов.

Анализ научной литературы, выполненный в рамках первого этапа проекта, показал, что наиболее распространенным подходом в сегментации сигнала ЭКГ является анализ вейвлет-образа сигнала [1 – 4]. В литературе рассматривается достаточно узкий спектр сегментируемых морфологий сигнала ЭКГ, поэтому следует считать, что проблема не является полностью решенной: форма сигнала (и его вейвлет-образы) могут варьироваться в очень широких пределах.

Общая теория вейвлет-преобразования детально описана в [5, 6], применение в сегментации сигнала ЭКГ – в [1, 7], наиболее полный обзор представлен в [8].

Вейвлет-преобразование представляет собой декомпозицию исходного сигнала в комбинацию наборов базисных функций, полученных с помощью расширения и сдвига базисного (материанского) вейвлета . Таким образом, непрерывное вейвлет-преобразование сигнала определяется как:

|  |  |
| --- | --- |
|  | (1) |

Чем больше коэффициент масштабирования , тем шире базисная функция и, следовательно, соответствующий коэффициент дает информацию о более низких частотных составляющих сигнала, и наоборот. Таким образом, временное разрешение выше при высоких частотах, чем при низких, что достигается за счет того, что окно анализа содержит одно и то же число периодов для любой центральной частоты.

Если материнский вейвлет является производной некоторой сглаживающей функции , то, как показано в [6, 9], вейвлет-преобразование можно записать в следующем виде:

|  |  |
| --- | --- |
|  | (2) |

где – шкалированная запись сглаживающей функции. Вейвлет-образ на шкале пропорционален производной от фильтрованного сигнала со сглаживающим откликом на шкале . Таким образом, пересечения нуля вейвлет-образом соответствуют локальным максимумам или минимумам сглаженного исходного сигнала на разных шкалах, а абсолютные максимумы вейвлет-образов соответствуют максимальным по модулю значениям производных исходного сигнала.

Применительно к сегментации сигнала: вейвлет образы различных комплексов представляют собой некоторые комбинации пересечений нуля, абсолютных максимумов, минимумов. На основе анализа взаимного расположения этих элементов на разных шкалах вейвлет-образов строятся алгоритмы сегментации.

Спектры значений параметров шкалирования и сдвига могут быть дискретизованы. Обычно выбирается двоичная сетка на частотно-временной плоскости: и . Соответственно, вейвлет-преобразование будет являться дискретным с базисной функцией вида:

|  |  |
| --- | --- |
|  | (3) |

Для дискретизованных сигналов, дискретное вейвлет-преобразование, согласно алгоритму Малла, сводится к построению банка фильтров высоких и низких частот [10]. После применения высокочастотного фильтра () получаются так называемые детализирующие коэффициенты. После низкочастотного фильтра – аппроксимирующие коэффициенты. Стандартный алгоритм предполагает прореживание коэффициентов, так как это показано на рисунке (Рисунок 1).

|  |
| --- |
|  |
|  |

Рисунок 1 - Банк фильтров для стандартного алгоритма Малла. Символ ↓2 означает прореживание сигнала в 2 раза (согласно теореме Котельникова, отсчеты сигналов можно проредить в 2 раза, так как половина частотного диапазона отфильтрована).

В задаче сегментации сигнала, которая сводится к анализу детализирующих коэффициентов различных шкал, в прореживании нет необходимости. Из-за прореживания уменьшается временное разрешение вейвлет-коэффициентов больших шкал . Поэтому используется алгоритм «a trous» [11], в котором одинаковая частота дискретизации на всех масштабах и отсутствует прореживание (Рисунок 2).

|  |
| --- |
|  |
|  |

Рисунок 2 - Банк фильтров для алгоритма «a trous».

Использование алгоритма «a trous» эквивалентно частотному отклику для -й шкалы:

|  |  |
| --- | --- |
|  | (4) |

На рисунке (Рисунок 3) изображены примеры детализирующих коэффициентов различных шкал для разных элементов сигнала, полученных алгоритмом «a trous».

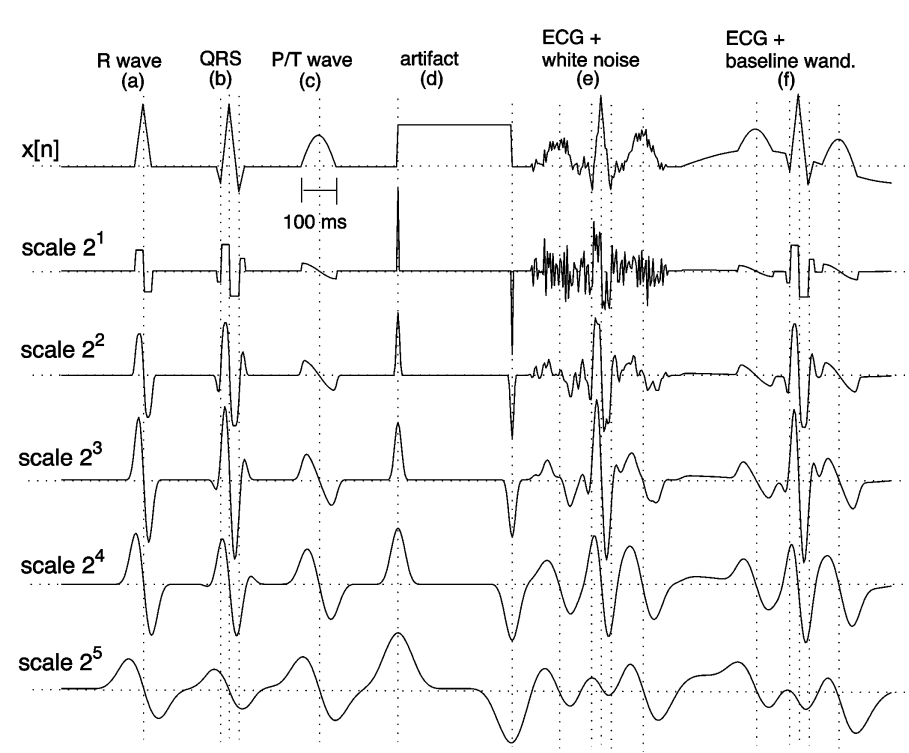


Рисунок 3 - Примеры детализирующих коэффициентов для разных шкал.

В подсистеме «Сегментация сигнала ЭКГ» за основу был взят алгоритм анализа детализирующих коэффициентов из работы [2] и значительным образом модифицирован в целях расширения класса распознаваемых морфологий QRS, P и T комплексов.

В качестве примеров сигналов ЭКГ, на которых иллюстируется работа алгоритма, используются данные, находящейся в открытом доступе базы сигналов ЭКГ – «ptbdb» [12 – 14].

Каждое отведение сигнала ЭКГ сегментируется независимо от остальных. К исходному сигналу ЭКГ сначала применяется фильтр, основанный на непрерывном вейвлет-преобразовании с использованием второй производной функции Гаусса в качестве ядра [15]. В вейвлет-образе полагались равными нулю коэффициенты, частоты которых соответствуют спектру неинформативных частот сигнала ЭКГ: низко- и высокочастотные составляющие, вызванные многими факторами (дыхание, мышечная активность, наводки от электроприборов). Далее выполнялось обратное вейвлет-преобразование, и в итоге получался отфильтрованный сигнал, который являлся входом для остальных компонентов алгоритма (Рисунок 4).

|  |
| --- |
|  |
| Рисунок 4 – Пример фильтрации сигнала ЭКГ (отведение I первой записи базы «ptbdb») в алгоритме сегментации. |

К фильтрованному сигналу ЭКГ применялось дискретное вейвлет-преобразование «a trous» [11] (Рисунок 2), на выходе которого получаются наборы детализирующих и аппроксимирующих коэффициентов для различных шкал. Основным предметом рассмотрения алгоритма сегментации являются только детализирующие коэффициенты, обозначаемые как , где – индекс шкалы, а берется из множества номеров измерений сигнала (далее – индекс сигнала). Для основных частот дискретизации сигнала (500 Гц, 1000 Гц) для выделения комплексов QRS используются шкалы и , для волн P и Т – шкалы (Рисунок 5).

|  |
| --- |
|  |
| Рисунок 5 – Пример детализирующих коэффицентов разных шкал для сигнала ЭКГ (отведение I первой записи базы «ptbdb»). |

В ходе работы алгоритма сначала сегментируются QRS комплексы, затем – P волны и в последнюю очередь T волны.

Одними из важнейших элементов алгоритма являются индексы пересечений нуля детализирующими коэффициентами , которые обозначаются как («zero-crossing»), где – тот же индекс шкалы.

На всех шкалах пересечения нуля совпадают, с учетом соответствующего сдвига для каждой шкалы [2].

Здесь и далее по алгоритму рассматриваются следующие характеристики пересечений нуля:

* (modulus maxima left global index) – индекс, который соответствует глобальному экстремуму, расположенному слева от индекса (левая граница поиска экстремума ограничивается либо предыдущим пересечением нуля, либо началом сигнала);
* (modulus maxima left global value) – значение детализирующего коэффициента, соответствующее ;
* (modulus maxima right global index) – индекс, который соответствует глобальному экстремуму, расположенному справа от индекса (правая граница поиска экстремума ограничивается либо следующим пересечением нуля, либо концом сигнала);
* (modulus maxima right global value) – значение детализирующего коэффициента, соответствующее ;
* (modulus maxima left local index) – индекс, который соответствует первому найденному (ближайшему к ) локальному экстремуму, расположенному слева от индекса (левая граница поиска экстремума ограничивается либо предыдущим пересечением нуля, либо началом сигнала). В случае, если есть только глобальный экстремум и нет локальных, либо первый найденный экстремум окажется глобальным, тогда ;
* (modulus maxima left local value) – значение детализирующего коэффициента, соответствующее ;
* (modulus maxima right local index) – индекс, который соответствует первому найденному (ближайшему к ) локальному экстремуму, расположенному справа от индекса (правая граница поиска экстремума ограничивается либо следующим пересечением нуля, либо концом сигнала). В случае, если есть только глобальный экстремум и нет локальных, либо первый найденный экстремум окажется глобальным, тогда ;
* (modulus maxima right local value) – значение детализирующего коэффициента, соответствующее ;
* (modulus maxima global amplitude) – «амплитуда» пересечения нуля, которая определяется значениями глобальных экстремумов, находящихся по обе стороны пересечения нуля, следующим образом:

;

* (modulus maxima local amplitude) – «амплитуда» пересечения нуля, которая определяется значениями локальных экстремумов, находящихся по обе стороны пересечения нуля, следующим образом:

;

На Рисунке 6 наглядно изображены некоторые характеристики пересечений нуля детализирующими коэффициентами.

|  |
| --- |
|  |
| Рисунок 6 – Некоторые характеристики пересечений нуля детализирующими коэффициентами (отведение I первой записи базы «ptbdb»). Частота дискретизации сигнала – 1000. |

При выделении QRS комплексов сначала анализируются детализирующие коэффициенты : находятся все пересечения нуля . Если было найдено пересечение нуля (), тогда оно запоминается и начинается поиск следующего пересечения нуля в окне длиной 270 мс. Если в данном окне найдено другое пересечение нуля (), тогда проверяется условие:

.

В случае выполнения данного условия пересечение нуля замещает запомненное ранее пересечение и для нового запускается аналогичный поиск следующего пересечения. Процесс останавливается, если в окне поиска не нашлось новых подходящих кандидатов.

Далее последнее сохраненное пересечение нуля рассматривается в качестве кандидата на роль пика обнаруженного QRS комплекса. Для принятия решения используется следующая величина:

* (modulus maxima difference in window) – разность между максимальным и минимальным значениями детализирующих коэффициентов в окне : .

Рассматривается некоторая часть сигнала (training QRS window), гарантированно содержащая QRS комплексы (например, если сигнал достаточно длинный, берется 8 секунд, в которых гарантированно есть 4 QRS комплекса, что соответствует 30 уд/мин). Формируется величина:

где (training QRS threshold) – некоторое пороговое значение (зависящее от многих факторов – частоты дискретизации сигнала, параметров фильтрации и пр.), – число гарантированно обнаруженных пиков QRS комплексов на данном временном интервале , а сумма берется по наибольшим значениям, найденным в данном интервале.

Для следующего пересечения нуля , которое находится за пределами обучающего окна и является кандидатом на роль пика R комплекса QRS, проверяется условие:

где полагается равным 100 мс. Если условие выполняется, то данное пересечение нуля запоминается, и пересчитывается величина : в число гарантированно обнаруженных пиков QRS комплексов включается данное пересечение нуля, и его значение учитывается в сумме в правой части выражения для , при этом из рассмотрения исключается самый первый элемент этой суммы ( остается неизменным).

Далее для всех сохраненных пересечений нуля проводятся аналогичные действия с детализирующими коэффициентами шкалы : определяется и проверяется условие:

Если условие выполняется, то пересечение нуля окончательно помечается как пик R комплекса QRS (обозначается как ), и обновляется также, как и для шкалы .

В алгоритме предусмотрена возможность аналогичного детектирования пика R для обучающего участка . Для этого выбираются подтвержденных в качестве пиков R пересечений нуля , следующих за окном , по которым вычисляются для и анализируются пересечения нуля в окне по порядку справа-налево.

Алгоритм поиска пика R комплекса QRS изображён на Рисунке 7.

|  |
| --- |
| C:\Users\AaronBlare\Desktop\qrs_peak_diag.png |
| Рисунок 7 - Алгоритм поиска индекса пика R комплекса QRS. |

Начало комплекса QRS ищется слева от индекса некоторого локального экстремума, в качестве которого изначально рассматривается ). Далее ведется поиск локальных экстремумов, расположенных слева от ) в некотором окне , равном 0.1 мс. Вводятся обозначения:

* (modulus maxima index) – индекс локального экстремума (не связанного с пересечением нуля) детализирующих коэффициентов шкалы ;
* (modulus maxima value) – значение детализирующих коэффициентов по индексу .
* (modulus maxima type) – специфическая характеристика локальных экстремумов – их тип. К первому типу относятся положительные максимумы и отрицательные минимумы, ко второму типу относятся положительные минимумы и отрицательные максимумы.

Если обнаруживается локальный экстремум второго типа, то поиск прекращается, и в качестве подходящего локального экстремума рассматривается последний сохранённый. Также поиск прекращается при выходе за пределы окна . Если обнаруживается экстремум первого типа, то проверяется следующее условие:

где – значение вновь обнаруженного локального экстремума первого типа, (threshold QRS onset) – некоторое пороговое значение, которое зависит от частоты сигнала. В случае выполнения данного условия индекс подходящего локального экстремума запоминается. Итоговый индекс подходящего локального экстремума обозначается как (left).

Далее осуществляется проверка на М-образность комплекса QRS. В том же самом окне рассматриваются поочередно оставшиеся локальные экстремумы. Для каждого из них () проверяется условие:

где – некоторое пороговое значение, учитывающее форму детализирующих коэффициентов в случае М-образной морфологии QRS-комплекса. Если условие выполняется, то проверяется следующее условие для всех локальных экстремумов между и текущим рассматриваемым :

Если все условия выполнены, то морфология комплекса QRS помечается как М-образная. Заново запускается окно поиска от и используется тот же алгоритм нахождения .

После этого непосредственно ищется индекс начала комплекса QRS. Для этого сначала анализируется первый слева от локальный экстремум. Если он имеет второй тип, тогда индекс данного экстремума рассматривается как первый кандидат индекса начала QRS. Вторым кандидатом является индекс пересечения по модулю некоторого порогового значения (threshold QRS left). Из двух кандидатов выбирается тот, что расположен ближе к . Если следующего за локального экстремума нет или он первого типа, тогда в качестве начала пика QRS выбирается индекс пересечения порога детализирующими коэффициентами слева от .

Алгоритм поиска начала комплекса QRS представлен на Рисунке 8.

|  |
| --- |
| C:\Users\AaronBlare\Desktop\qrs_onset_diag.png |
| Рисунок 8 - Алгоритм поиска индекса начала комплекса QRS. |

Аналогичным образом определяется индекс конца комплекса QRS, за исключением того, что все соответствующие параметры имеют иные значения.

На Рисунке 9 представлен результат сегментации комплекса QRS.

|  |
| --- |
|  |
| Рисунок 9 – Сегментация комплекса QRS. |

На Рисунке 10 представлен общий вид алгоритма сегментации QRS комплекса.

Сегментация волны P происходит после сегментации комплекса QRS. Для этого используется шкала детализирующих коэффициентов . Далее анализируется текущий RR интервал: если отклонение его длины от среднего значения RR интервала меньше некоторого порогового значения, тогда в данном RR интервале инициируется поиск волны P. Формируется массив пересечений нуля, найденных в окне , где – индекс начала -того комплекса QRS, (searching P window) – временное окно, в котором ведется поиск P волны.

|  |  |
| --- | --- |
|  |  |
| Рисунок 10 – Алгоритм сегментации комплекса QRS | Рисунок 11 – Алгоритм сегментации волны P |

Каждый элемент массива пересечений нуля подвергается следующей проверке:

где (threshold P existing) – некоторое пороговое значение, указывающее на минимальную амплитуду пересечения нуля, при которой можно детектировать P волну. Если данное условие выполняется хотя бы для одного пересечения нуля, то переходим к следующему этапу алгоритма сегментации. В противном случае результатом является отсутствие волны P.

Далее ведется поиск пересечения нуля () с максимальной взвешенной амплитудой, индекс которого будет соответствовать пику P волны. После этого выполняется проверка на наличие изгиба пика волны P. Для этого рассматриваются все возможные последовательные тройки пересечений нуля (, , ), если они также находились в поисковом окне , и проверяется несколько условий:

где (flexure P window) – некоторое малое временное окно, а , (flexure P threshold) – параметры, позволяющие корректно оценить амплитуду пересечений нуля, которые соответствуют комплексу P c изгибом. Если условия выполняются, то начало и конец волны P будут искаться соответственно слева от и справа от .

Затем производится проверка на бифазность волны P также, как это сделано в работе [diag\_2]. После всех проверок корректируются стартовые индексы для поиска начала и конца волны P и ищутся индексы пересечения по абсолютному значению некоторых соответствующих порогов и . На Рисунке 11 показан общий вид алгоритма сегментации волны P.

На Рисунке 12 показан результат сегментации волны P.

|  |
| --- |
|  |
| Рисунок 12 – Сегментация волны P. |

Сегментация T волны происходит аналогичным образом с другими значениями параметров (Рисунок 13, 14).

|  |
| --- |
|  |
| Рисунок 13 – Сегментация волны T. |

Таким образом, общая схема алгоритма сегментации сигнала ЭКГ представлена на Рисунке 15.

На Рисунке 16 продемонстрирован полный цикл работы подсистемы сегментации сигнала.

|  |  |
| --- | --- |
|  |  |
| Рисунок 14 – Алгоритм сегментации волны T. | Рисунок 15 – Общая схема алгоритма сегментации. |

|  |
| --- |
|  |
| Рисунок 16 – Иллюстрация работы алгоритма сегментации сигнала ЭКГ. |

## Список литературы:

1. Martínez JP, Almeida R, Olmos S, Rocha AP, Laguna P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases // IEEE Trans Biomed Eng 2004, 51(4):570-81.
2. Di Marco LY, Chiari L. A wavelet-based ECG delineation algorithm for 32-bit integer online processing. // Biomed Eng Online 2011, 10:23.
3. S. Banerjee , R. Gupta , M. Mitra. Delineation of ECG characteristic features using multiresolution wavelet analysis method. // Measurement 2012, 45(3):474-487.
4. Wissam Jenkal, Rachid Latif, Ahmed Toumanari, Azzedine Dliou, Oussama El B’charri, Fadel M.R. Maoulainine. An efficient algorithm of ECG signal denoising using the adaptive dual threshold filter and the discrete wavelet transform. // Biocybernetics and Biomedical Engineering 2016, 36(3):499–508.
5. Mallat SG. A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. // IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell 1989, 11:674-693.
6. Mallat SG, Zhong S. Characterization of signals from multiscale edges. // IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell 1992, 14:710-732.
7. Li C, Zheng C, Tai C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. // IEEE Trans Biomed Eng 1995, 42:21-28.
8. Addison P. Wavelet transforms and the ECG: a review. // Physiol Meas 2005, 26:155-199.
9. J. S. Sahambi, S. Tandon, and R. K. P. Bhatt. Wavelet based ST-segment analysis. // Med. Biol. Eng. Comput.1998, 36(9):568–572.
10. S. Mallat. Multifrequency channel decompositions of images and wavelet models. // IEEE Trans. Acoust. Signal Processing 1989, 37:2091–2110.
11. A. Cohen and J. Kovaˇcevic´. Wavelets: The mathematical background. // Proc. IEEE 1996, 84:514–522.
12. Bousseljot R, Kreiseler D, Schnabel, A. Nutzung der EKG-Signaldatenbank CARDIODAT der PTB über das Internet. Biomedizinische Technik, Band 40, Ergänzungsband 1 (1995) S 317.
13. Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. Circulation 101(23):e215-e220; 2000 (June 13).
14. http://physionet.org/physiobank/database/ptbdb/
15. Torrence, C. and Compo, G. P. (1998). A Practical Guide to Wavelet Analysis. Bulletin of the American Meteorological Society, American Meteorological Society, 1998, 79, 61-78.