

УДК 615.471:617.7

АВТОМАТИЧЕСКОЕ ВЫДЕЛЕНИЕ УЧАСТКОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА С НОРМАЛЬНЫМ СИНУСОВЫМ РИТМОМ

В. М. Бахилин¹,

научный сотрудник

Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт уха, горла, носа и речи

Предложен самоадаптирующийся алгоритм выделения фрагментов с нормальным синусовым ритмом в длинных записях ЭКГ, численные параметры которого рассчитаны по результатам анализа записей Физиобанка (PhysioBank).

Ключевые слова — автоматический анализ ЭКГ, вариабельность сердечного ритма, вариабельность RT , TP -, PR - и PT -интервалов.

Введение

Массовое обследование населения холтеровским мониторингом, нацеленное на выявление ранних стадий кардиологических заболеваний с бессимптомным течением, является одной из важнейших задач современной медицины. Очевидно, что поточная обработка 24-часовых записей электрокардиосигналов невозможна без средств автоматизации. Ясно также, что полная автоматизация диагностики ритма сердца нереальна, поскольку нечеткие медицинские знания не поддаются необходимой формализации. Известно [1], что профессиональная деятельность специалиста всегда опережает возможности автоматических систем. Поэтому перспективным решением задачи медицинской диагностики по длинным записям ЭКГ является создание интерактивных систем, предполагающих участие врача в принятии решения. При построении интерактивной системы представляется целесообразным выделение участков записей с повторяющимися с заданной точностью фрагментами сердечного цикла (например, $PQRST$ -комплексами в норме или $QRST$ -комплексами в пароксизмах мерцательной аритмии). В результате автоматической обработки выделенных участков вра-

чу должны предъявляться графическая информация (в виде усредненного повторяющегося фрагмента, ритмограммы и т. п.) и численные оценки разброса параметров повторяющихся фрагментов.

Одной из важнейших задач интерактивной системы обработки ЭКГ, не имеющей до настоящего времени окончательного решения, является надежное выделение участков с нормальным синусовым ритмом. Актуальность этой задачи обусловлена тем, что для большинства обследуемых (в том числе страдающих различными видами аритмий) участки с нормальным синусовым ритмом составляют основную часть записи ЭКГ. Так, более 99 % записи 105 MIT-BIH Arrhythmia Database имеет нормальный синусовый ритм, прерываемый эктопическими вентрикулярными ударами, средняя длительность участка с нормальным синусовым ритмом составляет около 6 мин. Можно ожидать, что при поточном обследовании в основном здорового населения участки с нормальным синусовым ритмом будут более продолжительными. Выделение участков с нормальным синусовым ритмом позволит, во-первых, локализовать аномальные фрагменты и, во-вторых, провести анализ и выявление патологий при сохранении синусового ритма (к которым относятся, например, синусовые брадикардия и тахикардия, ишемия и т. п.).

Основная сложность задачи автоматического выделения участков с нормальным синусовым ритмом в записях амбулаторных суточных ЭКГ

¹ Научный руководитель — доктор технических наук, заслуженный деятель науки РФ, профессор кафедры биомедицинской электроники и охраны среды Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» *Е. П. Попечителев*.

заклучается в большом разбросе параметров (длительностей PR-, RR- и RT-интервалов) по множеству записей ЭКГ и нестационарности обрабатываемых процессов в рамках каждой записи. Для обработки таких записей необходимы самонастраивающиеся алгоритмы. Основой выбора параметров самонастройки, таких как длительность адаптации, ширина зон поиска и т. п., являются априорные знания. Другая сложность рассматриваемой задачи состоит в обеспечении надежного обнаружения QRS-комплексов и P- и T-волн в зашумленных записях амбулаторных суточных ЭКГ с низкой частотой дискретизации (ЧД). Многочисленные известные методы и алгоритмы обнаружения QRS-комплексов непрерывно пополняются новыми [3]. Известны различные методы автоматического обнаружения характерных точек P- и T-волн и выделения интервалов, характеризующих длительности предсердных и желудочковых систол. Большинство методов основано на предварительном выделении зон поиска относительно опорных точек — вершин R-волн (см., например, [4] и ссылки в ней).

Целью настоящей работы является разработка самонастраивающегося алгоритма выделения участков с нормальным синусовым ритмом в длинных записях ЭКГ. Первым этапом разработки является анализ записей PhysioBank [2] для извлечения априорной информации, необходимой при проектировании самонастраивающегося алгоритма. Для расчета численных параметров алгоритма анализируются записи банков Fantasia и MIT-BIH Normal Sinus Rhythm, исследуются статистические характеристики длительностей PR-, RR- и RT-интервалов по множеству записей, а также в рамках отдельных записей — временные свойства последовательностей измерений PR- и RT-интервалов как случайных рядов.

На следующем этапе разработки предлагают: 1) новый простой эвристический алгоритм распознавания QRS-комплексов, обладающий высокой эффективностью, и 2) самонастраивающийся алгоритм автоматического обнаружения максимальных точек P- и T-волн на длительных интервалах времени, основанный на непрерывно уточняющемся вычислении зоны поиска вершин этих волн и использующий результаты первого этапа разработки.

Исходные данные и методы обработки

В качестве экспериментальных данных были использованы 50 записей ЭКГ из банков Fantasia Database (FD) и MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database (MB NSRD) PhysioBank [2]. Рассчитывались средние значения и среднеквадратические отклонения (СКО) интервалов RR , RT_{\max} , T_{\max}^P

и $P_{\max}R_{\max}$ на одноминутных фрагментах записей в различное время суток (всюду далее в обозначениях интервалов индексы \max опускаются: например, запись RT означает интервал между вершинами R- и T-волн). Рассчитывались также коэффициенты корреляции между изменениями во времени RR-интервалов и изменениями всех остальных перечисленных выше интервалов на HF-, LF-, VLF- и ULF-частотах. Для расчетов этих коэффициентов на VLF-частотах использовались одночасовые фрагменты записей, на ULF-частоте — полные записи. СКО и коэффициенты корреляции $\rho(x, y)$ вычислялись по формулам:

$$\text{СКО} = \sqrt{D_x - \tau^2 / 6};$$

$$\rho(x, y) = \frac{\text{cov}(x, y)}{\sqrt{D_x D_y}}, \quad (*)$$

где $D_x = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - x_m)^2$ — дисперсия по-

следовательности интервалов x_i , $i = 1, 2, \dots, N$, N — число циклов работы сердца на обрабатываемом фрагменте записи электрокардиосигнала; $\tau^2/6$ — суммарная дисперсия ошибки дискретизации на двух концах интервала [5]; τ — период дискретизации (при частоте дискретизации ЧД = 128 Гц $\tau^2/6 \cong 10,2 \text{ мс}^2$, при ЧД = 250 Гц $\tau^2/6 \cong$

$\cong 2,7 \text{ мс}^2$); $\text{cov}(x, y) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - x_m)(y_i - y_m)$ —

ковариация последовательностей x_i и y_i ; здесь x_i , y_i — i -е значения длительности интервалов RR, RT и т. д., мс; x_m , y_m — средние значения длительности, мс.

Анализ одноминутных записей нормальных ЭКГ Физиобанка осуществлялся с помощью интерактивного алгоритма, включающего распознавание QRS-комплексов методом, предложенным в работе [5], определение координат вершин P- и T-волн в заданной окрестности вершины R QRS-комплекса и статистический анализ массивов RR-, TP-, RT- и PR-интервалов. Для обработки выбирались фрагменты записей, на которых выделение вершин QRS-, P- и T-волн осуществлялось без ошибок. Настройка программы по уровню QRS и параметрам зоны поиска P- и T-волн проводилась вручную отдельно для каждой записи. Для обработки часовых фрагментов и суточных записей использовалась программа, составленная по приведенному ниже алгоритму.

Признаками нормальной кардиограммы является наличие P- и T-волн с интервалами P_{end}^Q и QT_{end} , лежащими в пределах 120–200 и 350–420 мс соответственно [6]. В настоящей работе принято, что P (T)-волна обнаружена, если разность между потенциалом в момент P_{\max} (T_{\max})

и средним значением потенциала в окрестностях этого момента $\pm[60 \text{ мс}, 100 \text{ мс}]$ ($\pm[150 \text{ мс}, 400 \text{ мс}]$) превышает разность между потенциалом в момент P_{\max} (T_{\max}) и средним значением потенциала в $\pm[0, 60 \text{ мс}]$ ($\pm[0, 150 \text{ мс}]$)-окрестности этого момента не менее чем в 1,5 раза.

Результаты анализа записей Физиобанка

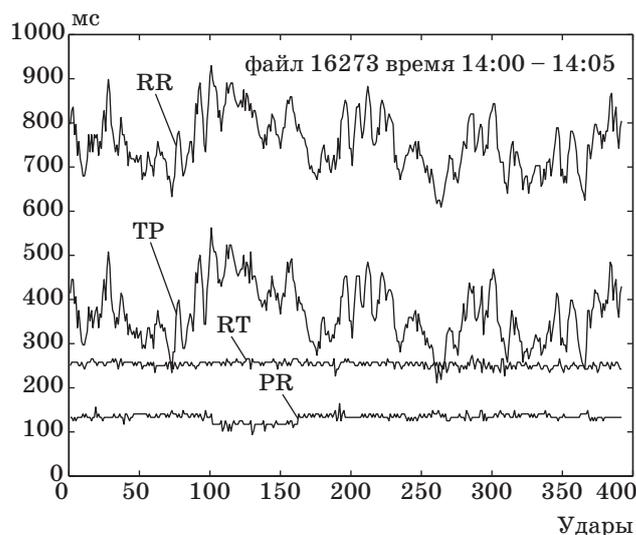
Для анализа статистических и динамических свойств TP-, PR- и RT-интервалов на HF- и LF-частотах обрабатывались одноминутные фрагменты записей в различное время суток. Обследуемые были ранжированы по частоте сердечных сокращений (ЧСС), и в табл. 1–3 приведены результаты расчетов для среднего и двух крайних исследуемых.

■ Таблица 1

База данных, имя файла и частота опроса датчиков	ЧСС	Коэффициент корреляции		
		RR-TP	RR-RT	RR-PR
FD, F1y04, 250 Гц	47	1,0	0,15	0,13
MB NSRD, 16273, 128 Гц	65	0,99	0,13	0,11
FD, F2y05, 250 Гц	80	0,98	0,25	0,08
Разброс значений по выборке	47 ÷ 80	0,96 ÷ 1,0	-0,11 ÷ 0,53	-0,5 ÷ 0,4
Средние значения и СКО по выборке	-	0,98 ± 0,02	0,12 ± 0,18	-0,11 ± 0,23

В нижних графах таблиц приведены пределы изменения, средние значения и СКО рассчитанных по формулам (*) параметров по выборке 50 записей. На рис. 1 представлены ритмограмма и интервалограммы одной из записей. Видно, что:

1) кривая изменения TP-интервала практически повторяет RR-ритмограмму, тогда как PR- и RT-интервалы изменяются мало и связь этих изменений с изменениями RR не заметна;



■ Рис. 1. RR-ритмограмма и TP-, PR- и RT-интервалограммы (запись 16273 банка MB NSRD с 14:00 по 14:05)

■ Таблица 2

База данных и имя файла	ЧСС	Средние значения и СКО, мс				RT/RR	PR/RR	
		RR	TP	RT	PR			
FD, F1y04	47	1271 ± 123	816 ± 123	310 ± 4,8	145 ± 2,4	0,24 ± 0,02	0,11 ± 0,01	
MB NSRD, 16273	65	928 ± 67	490 ± 66	286 ± 6,0	137 ± 5,4	0,31 ± 0,03	0,15 ± 0,02	
FD, F2y05	80	750 ± 23	342 ± 21,6	248 ± 2,7	161 ± 3,4	0,33 ± 0,03	0,21 ± 0,02	
Пределы средних значений по выборке	47 ÷ 80	750 ÷ 1271	309 ÷ 816	233 ÷ 310	122 ÷ 203	0,30 ± 0,03	0,16 ± 0,025	
Пределы СКО	σ_{\min}	-	22,1	21,9	2,3	2,2	0,02	0,01
	σ_{\max}	-	123,4	122,6	14,6	10,9	0,04	0,03

■ Таблица 3

База данных и имя файла	ЧСС	Коэффициент корреляции			СКО, мс		
		dRR-dTP	dRR-dRT	dRR-dPR	dRR	dRT	dPR
FD, F1y04	47	1,0	0,17	0,2	± 165	± 5,4	± 6,2
MB NSRD, 16273	65	1,0	-0,02	0,18	± 160	± 5,7	± 6,4
FD, F2y05	80	0,91	0,18	-0,16	± 18,1	± 4,3	± 5,2
Пределы изменения коэффициента корреляции и СКО	-	0,7 ÷ 1,0	-0,23 ÷ 0,29	-0,25 ÷ 0,23	8,9 ÷ 165,0	3,0 ÷ 27,0	2,4 ÷ 21,8
Средние значения и СКО коэффициента корреляции по выборке	-	0,89 ± 0,10	0,036 ± 0,111	-0,024 ± 0,017			

2) изменение знака отклонения RR от среднего значения происходит на LF-частоте, и, следовательно, коэффициенты корреляции, рассчитанные по формуле (*), характеризуют взаимосвязи интервалов на частоте LF.

В табл. 1 и 2 приведены 3 примера расчетов коэффициентов корреляции, средних значений, СКО и отношений RT/RR и PR/RR для записей, имеющих минимальное, среднее и максимальное значение ЧСС по обрабатываемой выборке. Такие расчеты были проведены для каждой записи выборки, содержащей более 50 записей банков FD и MB NSRD PhysioBank.

Согласно результатам расчетов, приведенным в табл. 1:

1) коэффициенты корреляции между RR и TP близки к единице, откуда следует, что вариабельность сердечного ритма в диапазоне LF-частот осуществляется в основном за счет изменения длительности сердечной диастолы (TP-интервала);

2) коэффициенты корреляции между RR и PR, а также между RR и RT близки к нулю, и, следовательно, последовательности PR- и RT-интервалов практически не содержат LF-частот, связанных с сердечным ритмом. Многие исследователи отмечают наличие в спектральных плотностях RT-интервалограмм пиков на LF-частоте, мощность которых соответствует колебаниям со среднеквадратическими значениями, приблизительно равными 0,6 мс ([4] и ссылки в ней). Однако столь малые колебания можно обнаружить только в записях ЭКГ с ЧД, превышающей 600 Гц (напомним, что СКО дискретизации при ЧД = 128 Гц равна $\tau/\sqrt{6} \cong 3,2$ мс и при ЧД = 250 Гц $\cong 1,6$ мс). Авторы [4] обрабатывали электрокардиосигналы, записанные с ЧД = 1000 Гц.

По результатам расчетов, приведенным в табл. 2, могут быть сделаны следующие выводы:

1) средние по выборке обследуемых СКО RT- и PR-интервалов приблизительно на порядок меньше СКО RR- и TP-интервалов;

2) максимальные по выборке записей СКО RT-интервала составляют 14,6 мс, PR-интервала — 10,9 мс.

Хорошо известна формула Базетта, связывающая средние значения RR- и QT_{end} -интервалов: $QT_{end} \cong 0,4 \cdot RR_{cp}$. Так как в алгоритме обнаружения P- и T-волн предполагается находить вершины этих волн, были рассчитаны и сведены в таблицу значения отношений RT_{max}/RR и $P_{max}R/RR$ (обозначенные в таблице как RT/RR и PR/RR соответственно) и оценены средние значения этих отношений. Полученные значения: $RT/RR = 0,30 \pm 0,03$, $PR/RR = 0,16 \pm 0,025$.

Вычислить коэффициенты корреляции на частоте HF можно различными способами, напри-

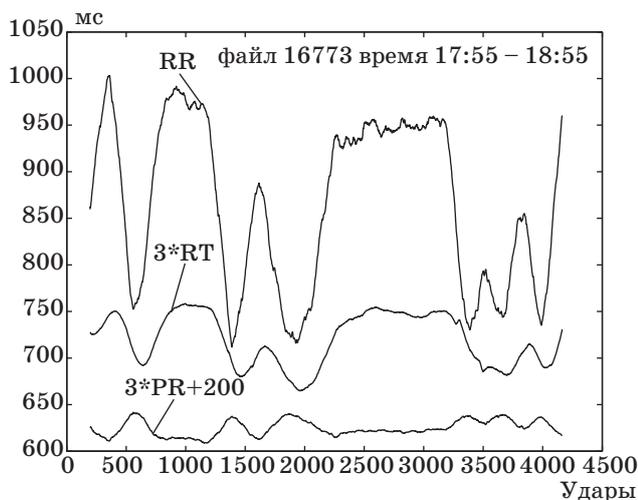
мер, выбирая небольшие участки записи в окрестностях экстремумов LF-колебаний, содержащие достаточное количество HF-колебаний, или отфильтровав LF-колебания низкочастотным фильтром. В настоящей работе для анализа связей между интервалами RR, TP, RT и PR на HF-частотах использовались разности между значениями этих интервалов в очередном i -м сердечном цикле и их значениями в предыдущем $(i - 1)$ -м цикле, обозначенные ниже как dRR, dRT и dPR. Исследование таких разностей рекомендовано в работе [7]. Результаты расчетов коэффициентов корреляций и СКО последовательностей dRR, dRT и dPR интервалов сведены в табл. 3. Расчеты называются:

1) коэффициенты корреляции между RR и TP на HF-частотах так же, как на LF-частотах, близки к единице, откуда следует, что вариабельность сердечного ритма в диапазонах высоких (HF) частот осуществляется в основном за счет изменения длительности сердечной диастолы (TP-интервала);

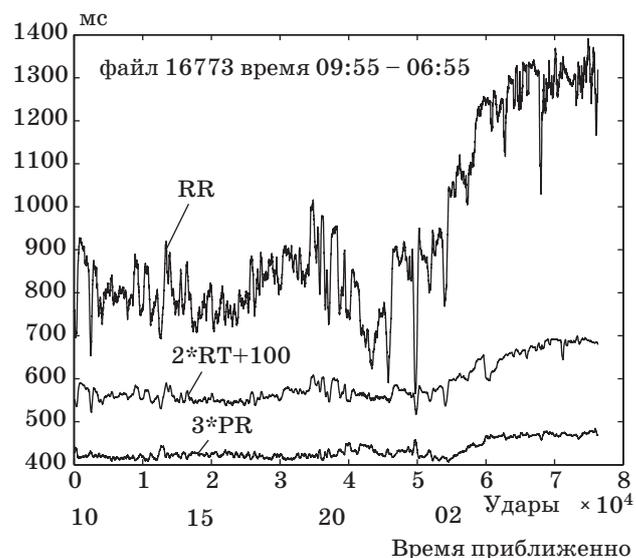
2) коэффициенты корреляции между RR и PR, а также между RR и RT близки к нулю. Согласно многим исследованиям спектральные плотности последовательностей PR- и RT-интервалов содержат пики в области HF-частот, превышающие по амплитуде пики на LF-частотах. Однако существует мнение [4], что колебания PR- и RT-интервалов на частоте дыхания являются артефактами, вызванными изменениями формы грудной клетки и входного сопротивления измерительной аппаратуры при дыхании обследуемого. Наши результаты подтверждают такое предположение;

3) СКО первых разностей RT- и PR-интервалов в 6–7 раз меньше СКО первых разностей RR-интервалов, что говорит о незначительном присутствии колебаний HF-диапазона в последовательностях RT- и PR-интервалов.

Ритмо- и интервалограммы на VLF- и ULF-частотах исследовались с помощью программы, реализующей приведенный ниже алгоритм. Для анализа связей ритмо- и интервалограмм на VLF-частотах использовались одночасовые фрагменты записей, не содержащие заметных суточных дрейфов. Из последовательностей RR-, RT- и PR-интервалов удалялись HF- и LF-частоты путем осреднения на текущем окне длиной 25 мс (один период граничной гармоник между VLF- и LF-частотами 0,04 Гц [7]). Рассчитанные осредненные по множеству записей коэффициенты корреляции составляют $\rho(RR, RT) = 0,78 \pm 0,12$ и $\rho(RR, PR) = -0,75 \pm 0,07$. На рис. 2 представлены графики зависимостей средних значений интервалов от времени для записи банка MB NSRD. Для лучшего восприятия связей между кривыми интервалограмма RT изображена в масштабе 3:1, интер-



■ **Рис. 2.** Графики зависимостей усредненных в текущем окне длительностью 25 с значений интервалов от времени для записи 16773 MB NSRD с 17:55 по 18:55



■ **Рис. 3.** Графики зависимостей усредненных в текущем окне длительностью 333 с значений интервалов от времени для записи 16773 банка MB NSRD с 09:55 по 06:55

валограмма PR — в масштабе 3:1 и смещена вверх на 200 мс.

Высокие значения коэффициентов корреляции $\rho(RR, RT)$ и $\rho(RR, PR)$ показывают, что одновременные изменения RR-, RT- и PR-интервалов вызваны одной причиной, связанной с работой сердца. Следует отметить различные знаки корреляций $\rho(RR, RT)$ и $\rho(RR, PR)$: при возрастании ЧСС (уменьшении RR-интервала) время поляризации и реполяризации желудочков сокращается, тогда как скорость проведения возбуждения через AV-узел увеличивается.

Исследования характера ритмо- и интервалограмм на ULF-частотах проводились с использованием только банка данных MB NSRD. Значения RR-, PR- и RT-интервалов усреднялись текущим окном длительностью 333 с, равной периоду граничной частоты между VLF- и ULF-диапазонами. На рис. 3 изображены ритмо- и интервалограммы для записи 16773 указанного банка (интервалограмма RT изображена в масштабе 2:1 и смещена вверх на 100 мс, интервалограмма PR — в масштабе 3:1). Рассчитаны коэффициенты корреляции: $\rho(RR, RT) = 0,96$, $\rho(RR, PR) = 0,79$. На рисунке видно, что все три интервала (RR, RT и PR) одновременно возрастают в ночное время.

Проведенный анализ приводит к следующим утверждениям, принятым за основу при построении алгоритма выделения вершин P- и T-волн — наиболее сложной части общего алгоритма выделения участков с нормальным синусовым ритмом.

1. При построении алгоритмов автоматического поиска вершин P- и T-волн последовательности измерений PR- и RT-интервалов могут рассматриваться как случайные временные ряды, содержащие:

- а) высокочастотные составляющие (HF- и LF- частоты), которые могут быть отнесены к внешним помехам (без существенного ущерба истине);
- б) низкочастотные составляющие (VLF- и ULF- частоты), коррелированные с медленными изменениями RR-интервала и отражающие работу сердца.

2. Граничным значением между высокочастотными и низкочастотными составляющими колебаний PR- и RT-интервалов можно считать граничную частоту между LF- и VLF-диапазонами, равную 0,04 Гц [7].

3. Среднеквадратические отклонения RT- и PR-интервалов на одноминутных записях приблизительно на порядок меньше СКО RR-интервала, а средние (за 1 мин) значения RT- и PR-интервалов изменяются в 6–8 раз медленнее соответствующих средних значений RR-интервала.

4. Максимальные значения СКО по множеству одноминутных записей составляют: $\sigma_{\max RR} \cong \cong 125$ мс, $\sigma_{\max PR} \cong 11$ мс, $\sigma_{\max RT} \cong 15$ мс.

5. Средние по выборке записей отношения длин интервалов RT и PR к среднему за 25 с значению длины интервала RR составляют: $RT/RR_{\text{mid}} = 0,30 \pm 0,03$, $PR/RR_{\text{mid}} = 0,16 \pm 0,025$.

Самонастраивающийся алгоритм выделения фрагментов с нормальным синусовым ритмом

Такой алгоритм включает алгоритм распознавания QRS-комплексов и алгоритм идентификации координат вершин P- и T-волн. Оба алгоритма

работают в едином цикле по времени, и временная координата вершины R каждого QRS-комплекса является опорной точкой обнаружения P- и T-волн.

Самонастройка алгоритма распознавания QRS-комплексов осуществляется на первых 25 с записи, на которых определяется максимальное по абсолютной величине значение первой разности сигнала — dR_{\max} — и приближенно оценивается среднее значение RR-интервала — $RR_{\text{mid}25}$ (мс). Подавляющее большинство QRS-комплексов обнаруживается простейшим методом — по превышению абсолютного значения первой разности сигнала величины $0,6 \cdot dR_{\max}$. Если QRS-комплекс не обнаружен на временном интервале, превышающем $RR_{\text{mid}25}$ (мс), производится углубленный поиск низкоамплитудного QRS-комплекса путем снижения порога по первой разности в 1,6 раза и введения дополнительных ограничений на ширину комплекса и временные интервалы между соседними комплексами. Оценка эффективности алгоритма проведена на произвольно выбранных фрагментах записей базы данных MB NSRD PhysioBank, содержащих в общей сложности более $2 \cdot 10^5$ QRS-комплексов. Чувствительность алгоритма составляет 99,8 %, избирательность — 99,7 %. Такая высокая эффективность алгоритма может быть объяснена, на наш взгляд, малой вероятностью появления низкоамплитудных QRS-комплексов в условиях повышенной мышечной активности обследуемого.

Представление последовательности PR- и RT-интервалов в виде низкочастотных временных рядов, зашумленных высокочастотными помехами (см. выше п. 1 результатов анализа записей PhysioBank), делает целесообразным построение алгоритма поиска вершин P (T)-волн, основанного на прогнозе центра зоны поиска очередной вершины по низкочастотной составляющей последовательности PR (RT)-интервалов и вычислении ширины зоны поиска по оценкам СКО этих интервалов. Итеративное вычисление низкочастотной составляющей PR (RT)-последовательности может быть осуществлено с помощью какого-либо дискретного низкочастотного фильтра (например, фильтра Баттерворта) или осреднением в текущем окне. Согласно п. 2 представленного выше анализа, граничной частотой между высокочастотными и низкочастотными составляющими колебаний PR- и RT-интервалов можно считать граничную частоту между LF- и VLF-диапазонами, равную, согласно [7], 0,04 Гц. Поэтому при расчете низкочастотного фильтра частота среза f_c выбрана равной 0,04 Гц. Частота дискретизации f_s PR- и RT-последовательностей приближенно равна средней ЧСС здорового человека, равной 68 уд/мин $\cong 1,14$ Гц [6]. При фильтрации PR- и RT-последовательностей методом

текущего окна длина окна L_c выбирается равной периоду частоты среза: $L_c = 1/f_c = 25$ с, что приближенно соответствует длительности 28 QRS-комплексов здорового человека.

Самонастраивающийся алгоритм выделения фрагментов с нормальным синусовым ритмом включает следующие шаги.

1. Предварительная грубая обработка первых 25 с файла данных. Работает только алгоритм поиска QRS-комплексов, вычисляются dR_{\max} и $RR_{\text{mid}25}$.

2. Определение начальных значений:

— порога поиска QRS-комплексов по первой разности — $0,6 \cdot dR_{\max}$;

— центров зон поиска вершин P- и T-волн в отсчете от опорных точек R: $PR_c = 0,16 \cdot RR_{\text{mid}25}$ (мс) и $RT_c = 0,3 \cdot RR_{\text{mid}25}$ (мс) согласно п. 5 результатов анализа записей PhysioBank;

— ширины зоны поиска вершин P- и T-волн: $\pm 3\sigma_{\text{maxPR}}$ для P- и $\pm 3\sigma_{\text{maxRT}}$ для T-волны, где $\sigma_{\text{maxPR}} = 11$ мс и $\sigma_{\text{maxRT}} = 15$ мс согласно п. 4 результатов анализа записей PhysioBank.

3. Далее по шагам $i = 1, 2, \dots$:

— идентификация временной координаты вершины R i -го QRS-комплекса;

— идентификация временных координат вершин i -х P- и T-волн;

— обновление средних значений и СКО RR-, PR- и RT-интервалов с учетом найденных i -х значений этих интервалов;

— прогноз $(i + 1)$ -х центров зон поиска P- и T-волн;

— уточнение ширины $(i + 1)$ -х зон поиска P- и T-волн по обновленным СКО PR- и RT-интервалов;

— контроль длины RR-интервала и наличия P(i)- и T(i)-волн по признаку выпуклости окрестностей найденных вершин P_{\max} и T_{\max} ;

— переход к следующему шагу п. 3: $i = i + 1$.

Признаком конца фрагмента с нормальным синусовым ритмом и условием обнаружения аномального удара являются: 1) отклонение длительности RR-интервала от текущего среднего $\sigma_{RR}(i)$ более чем на три σ_{maxRR} ; 2) отсутствие локального максимума на интервалах поиска вершин P- или T-волн или 3) отсутствие выпуклой волны в окрестности P_{\max} или T_{\max} .

Заключение

В работе предложен самонастраивающийся алгоритм выделения фрагментов с нормальным синусовым ритмом в длинных записях ЭКГ. Алгоритм включает поиск опорных точек — вершин R QRS-комплексов и последующий поиск вершин P- и T-волн, основанный на обновлении зон поиска на каждом шаге.

Для автоматического обнаружения вершин QRS-комплексов предложен эвристический алгоритм, показавший при испытаниях на базе данных MB NSRD PhysioBank высокую эффективность: чувствительность алгоритма превышает 99,8 %, избирательность – 99,7 %.

Для проектирования самонастраивающегося алгоритма поиска вершин P- и T-волн проведен анализ более 50 записей Физиобанка с нормальным синусовым ритмом. Проведенный анализ показал, что последовательности измерений PR- и RT-интервалов могут рассматриваться как случайные временные ряды, содержащие: а) низкочастотные составляющие ($< 0,04$ Гц), коррелированные с медленными изменениями RR-интервала, и б) высокочастотные помехи с частотой, превышающей 0,04 Гц. Такое рассмотрение ста-

ло основой построения самонастраивающегося алгоритма, а численные результаты анализа позволили рассчитать параметры самонастройки алгоритма. Программа, реализующая предложенный алгоритм, надежно обрабатывает 24-часовые записи ЭКГ.

В заключение отметим также интересный результат, полученный в процессе анализа записей Физиобанка и не известный автору из литературных источников: значительные по абсолютной величине коэффициенты корреляции между RR- и PR-интервалами ($\sim 0,8$) имеют различные знаки на VLF- и ULF-частотах. Этот результат может говорить о различных физиологических механизмах регулирования проводимости AV-узла при суточных колебаниях и колебаниях на VLF-частоте.

Литература

1. Ракчеева Т. А. Образный анализ ЭКГ // Медицинская техника. 1995. № 2. С. 9–16.
2. PhysioBank. <http://physionet.org/physiobank> (дата обращения: 01.11.2009).
3. Köhler B. U., Henning C., Orglmeister R. The Principles of software QRS detection, Reviewing and comparing algorithms for detecting this important ECG waveform // IEEE Eng. Med. Biol. 2002. Jan. — Feb. P. 42–57.
4. Porta A. et al. Performance assessment of standard algorithms for dynamic R-T interval measurement: comparison between R-Tapex and R-Tend approach // Med. Biol. Eng. Comput. 1998. N 36. P. 35–42.
5. Бахилин В. М. Помехоустойчивые алгоритмы обнаружения характерных точек электрокардиосигналов // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2008. № 5. С. 56–60.
6. Норма в медицинской практике: справ. пособие / Редактор-составитель А. В. Литвинов. — М.: МЕДпресс, 2000. — 144 с.
7. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // European Heart Journal / Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. 1996. N 17. P. 354–381.