

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ ВЫСОКОГО РАЗРЕШЕНИЯ: НОВЫЙ ПОДХОД К ОБРАБОТКЕ СИГНАЛА

Жаринов О.О., Жаринов И.О.

1. Введение

Перспективное направление развития метода электрокардиографической диагностики связано с разработкой инструментальных средств измерения низкоамплитудных составляющих электрокардиосигнала (ЭКС) — т. н. микропотенциалов (МП). Результаты экспериментальных исследований физиологии сердца, проведенных с использованием инвазивных средств, доказывают, что часто патологические изменения функционального состояния миокарда отражаются в тонкой структуре информационного процесса даже до проявления соответствующих клинических симптомов заболевания. Имеются данные [2] о причинно-следственной связи микропотенциалов некоторых видов с развитием опасных для жизни нарушений ритма сердца. Появление надежного инструмента анализа низкоамплитудных компонентов ЭКС позволит продвинуться в решении ряда актуальных задач клинической кардиологии, включающих

- диагностику заболеваний сердца на ранних стадиях развития;
- оперативный контроль эффективности терапевтических процедур;
- прогнозирование динамики развития заболеваний.

Повышенный уровень стохастических помех в стандартной электрокардиограмме (ЭКГ) затрудняет проведение непосредственных измерений микропотенциалов при любом масштабе ее отображения, в том числе на экране компьютера. Поэтому решение задач обнаружения и оценивания параметров низкоамплитудных структурных элементов ЭКС на фоне помех связано с анализом случайных отображений и предполагает использование методологии теории статистической обработки сигналов.

Существующие проблемно-ориентированные методы [2] обработки и анализа электрокардиографической информации, несмотря на исключительное разнообразие используемых рабочих гипотез, методологических установок, критериев качества и т. п., не обеспечивают удовлетворительного решения задачи; более того, результаты, полученные различными методами, зачастую противоречат друг другу. По-видимому, эта проблема обусловлена отсутствием единого подхода к формальному описанию феномена под названием «микропотенциалы» в частности, и недостаточным развитием математических моделей информационных процессов для данной предметной области в целом.

Предлагаемый подход к решению задачи обнаружения и оценивания микропотенциалов ЭКС основан на концепции операционального подхода, предполагающего построение математической модели регистрируемого процесса, структура и параметры которой позволяют задавать широкий класс сигналов, аппроксимирующих наблюдаемые реализации процессов, и одновременно определяют набор необходимых измерительных операций, обеспечивающих получение конечного результата.

2. Математическая модель регистрируемого процесса

Рассмотрение физиологических механизмов формирования ЭКС позволяет выделить микропотенциалы разных видов: специализированной проводниковой системы, предсердий, желудочков сердца и диастолы. Потенциалы каждого вида *обычно*

возникают в «своих» фазах сигнала. В соответствии с этим различаются «ранние» и «поздние» микропотенциалы предсердий и желудочков. Но в принципе, МП могут возникать в любой фазе ЭКГ (по типу «волн f»). Феноменологически микропотенциалы предсердий и желудочков определяются как небольшие «зазубрины» ЭКС. Интервалы наиболее вероятного появления микропотенциалов каждого вида указаны на рис. 1, а типичный характер их проявления иллюстрируется там же фрагментами сигнала с увеличенным масштабом отображения.

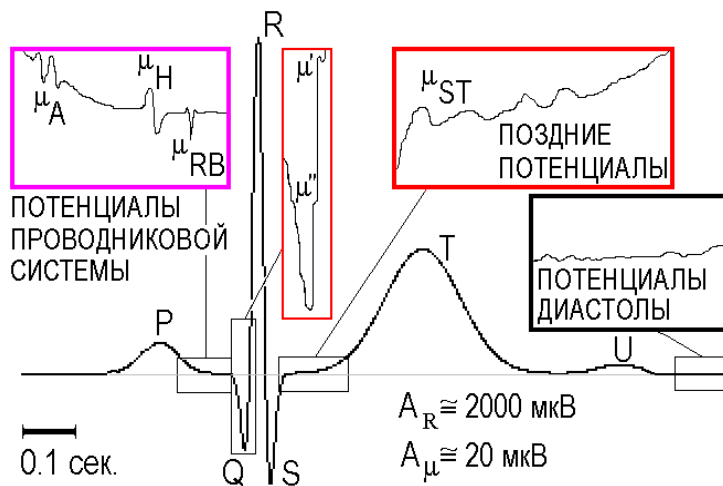


Рис. 1.

Интервалы наиболее вероятного появления микропотенциалов в ЭКГ:

1 – потенциалы проводниковой системы сердца: А – атриовентрикулярного узла; Н – пучка Гиса; RB – правой ножки пучка Гиса; 2 – ранние потенциалы желудочков: μ' – «зазубрина», μ'' – «ступенька»; 3 – поздние потенциалы желудочков (также различают μ' и μ''); 4 – следовые потенциалы диастолы.

Потенциалы проводниковой системы сердца (окно 1 на рис. 1) отражают последовательность и время прохождения импульса возбуждения по ее отделам. Для диагностики патологий информативны временные параметры — длительности осцилляций А, Н, RB и интервалов P–А, А–Н, Н–Q, RB–Q.

Потенциалы предсердий и желудочков. Наиболее актуальные вопросы анализа микропотенциалов ЭКС связаны с изучением т.н. *поздних потенциалов желудочков* (ППЖ) сердца, которые проявляются как низкоамплитудные высокочастотные колебания, возникающие непосредственно после окончания QRS-комплекса: на протяжении сегмента S–Т и в начале зубца Т (окно 3 на рис. 1). Их наличие считается маркером повышенной вероятности развития опасных для жизни осложнений перенесенного инфаркта миокарда.

Следовые потенциалы диастолы изредка обнаруживаются за волной U на протяжении изоэлектрического интервала ЭКГ. Иногда МП этого вида проявляются как медленное возрастание потенциала к очередному зубцу P, а чаще — как высокочастотные колебания (окно 4 на рис. 1).

В общем случае только микропотенциалы проводниковой системы сердца обладают постоянной структурой, а зачастую сигнал микропотенциалов представляется как траектория случайного процесса. Соответственно, при построении математических моделей следует различать:

- **регулярные МП**: повторяются по форме во всех без исключения кардиоциклах и возникают с одним и тем же смещением по времени относительно опорной точки кардиоцикла (например, вершины R-зубца);

- **нерегулярные МП**: компоненты ЭКС, какой-либо параметр которых меняется при переходе от одного кардиоцикла к другому.

В частном случае нерегулярности форма сигнала постоянна, но изменяется момент его возникновения в кардиоцикле (часто наблюдается нарастающая задержка возникновения в последовательных кардиоциклах, т. н. феномен Венкебаха). Подобные МП можно назвать **асинхронными**.

Микропотенциалы, стабильные по всем параметрам, но возникающие не во всех, а только в некоторых кардиоциклах, также относят к нерегулярным.

Для регистрации ортогональных проекций вектора сердца используется система отведений по Франку. Обобщенная модель информационной составляющей реализации ЭКГ, включающей L кардиоциклов, представляется в виде

$$\mathbf{s}_\Sigma(t) = \sum_{\ell=1}^L \mathbf{s}_\ell \left(t - \sum_{i=1}^{\ell} \tau_{RR_i} \right), \quad (1)$$

где τ_{RR_i} — временной интервал между i -ым и $(i-1)$ -ым кардиоциклами; индекс ℓ отражает возможные отличия параметров различных кардиоциклов.

Каждый кардиоцикл представляется суммой

$$\mathbf{s}_\ell(t) = \underline{\mathbf{s}}(t) + \underline{\mathbf{s}}_\mu(t) + \mathbf{s}_{\mu_\ell}(t), \quad \ell = \overline{1, L} \quad (2)$$

высокоамплитудной регулярной (фоновой) активности $\underline{\mathbf{s}}(t)$ и *возможных* микропотенциалов, включающих регулярные $\underline{\mathbf{s}}_\mu(t)$ и нерегулярные $\mathbf{s}_{\mu_\ell}(t)$ составляющие. Для асинхронных микропотенциалов модель примет вид:

$$\mathbf{s}_\ell(t) = \underline{\mathbf{s}}(t) + \underline{\mathbf{s}}_\mu(t) + \mathbf{s}_{\mu_\ell}(t - \tau_{\{\mu\}_\ell}), \quad (3)$$

где $\tau_{\{\mu\}_\ell}$ — случайная задержка сигнала относительно начала ℓ -го кардиоцикла.

Помехи, сопровождающие съем ЭКС, представлены мультипликативными и аддитивными компонентами. Первые обусловлены воздействием дыхательной активности обследуемого, в результате которой изменяется направление вектора сердца относительно системы координат отведений. Математически преобразование проекций ЭКС на оси системы отведений записывается так:

$$\tilde{\mathbf{s}}_\ell(t) = \mathfrak{R}_\ell(t) \mathbf{s}_\ell(t), \quad (4)$$

где $\mathfrak{R}_\ell(t)$ — матрица преобразования координат.

Собственно преобразование координат источника сигналов сводится к поворотам вектора $\mathbf{s}_\ell(t)$ вокруг осей системы отведений на углы $\boldsymbol{\varphi}_\ell(t) \equiv \{\varphi_{x_\ell}(t), \varphi_{y_\ell}(t), \varphi_{z_\ell}(t)\}$ и описывается матрицей вращения $\mathfrak{R}_\ell(t) \equiv \mathfrak{R}(\boldsymbol{\varphi}_\ell(t))$.

Аддитивные помехи обусловлены воздействиями многих факторов и включают процессы с различными спектральными свойствами:

$$\mathbf{n}(t) = \mathbf{n}_{\equiv}(t) + \mathbf{n}_{\approx}(t) + \mathbf{n}_{\sim}(t) + \mathbf{n}_{\approx}(t), \quad (5)$$

где составляющие помехи: $\mathbf{n}_{\equiv}(t)$ — инфранизкочастотная, $\mathbf{n}_{\approx}(t)$ — широкополосная, $\mathbf{n}_{\sim}(t)$ — квазигармоническая, $\mathbf{n}_{\approx}(t)$ — тепловой белый шум.

В конечном итоге, обобщенная математическая модель первичного регистрируемого процесса может быть представлена в следующей форме $\boldsymbol{\eta}(t) = \mathfrak{X}(\boldsymbol{\varphi}(t))\mathbf{s}(t) + \mathbf{n}(t)$.

3. Анализ проблематики

Методологический аспект. Уровень среднеквадратического значения аддитивной помехи в полосе частот микропотенциалов составляет примерно 20 мкВ (в основном это компоненты $\mathbf{n}_{\equiv}(t)$ и $\mathbf{n}_{\approx}(t)$), а по различным экспертным оценкам амплитуда микропотенциалов может колебаться от 5 до 20 мкВ; — это значит, что при простом визуальном анализе обычной ЭКГ, даже «растянутой» на экране монитора, выделить микропотенциалы нереально. Поэтому уже в течение нескольких десятилетий предпринимаются попытки приложения методов статистической обработки сигналов к рассматриваемой области электрокардиографии. К настоящему времени разработан целый ряд методик, однако, при тщательном изучении любой из них становится очевидным тот факт, что вместо задачи выявления собственно микропотенциалов решается задача диагностики патологий сердца, *предположительно* связанных с их наличием. Распознать такую подмену довольно несложно, — это когда в анализ вовлекаются такие параметры ЭКГ, которые с микропотенциалами абсолютно не связаны. В результате микропотенциалы если и выступают как информативные для диагностики параметры, то лишь как некий сопутствующий признак. Между тем, вопрос о том, в чем же именно заключается причина выявленной патологии — в микропотенциалах или нет, — так и остается невыясненным; это при том, что от ответа на него принципиально зависит как прогноз развития заболевания, так и необходимые терапевтические мероприятия.

Таким образом, прежде чем заняться построением диагностических правил, необходимо разработать инструментарий для обнаружения и измерения параметров именно низкоамплитудных составляющих ЭКГ, и при этом по возможности исключить из рассмотрения все остальные признаки электрокардиограммы, не относящиеся к решаемой задаче.

Если за исходный пункт принять предложенную математическую модель, то с формальной точки зрения после обработки ЭКГ требуется выработать решение о наличии или отсутствии микропотенциалов (по терминологии теории обнаружения сигналов это означает принять гипотезу H_0 или альтернативу H_1), а при обнаружении (при принятии решения \hat{H}_1) требуется получить из $\{\boldsymbol{\eta}_{\mu}[k]\}$ функцию $\{\hat{\mathbf{s}}_{\mu}[k]\}$, близкую по какому-либо критерию к априори неизвестному $\{\mathbf{s}_{\mu}[k]\}$, либо, если это невозможно (скажем, для нерегулярных микропотенциалов с формой, меняющейся от кардиоцикла к кардиоциклу), то получить оценки их спектральных характеристик по ансамблю реализаций. Хотя при анализе нерегулярных микропотенциалов не исключается обработка каждого отдельного кардиоцикла, в результате чего получится L решений $\{\hat{H}_{i_{\ell}}\}_{\ell=1}^L$ и L соответствующих оценок форм траекторий микропотенциалов.

Обзор существующих методов анализа микропотенциалов позволил выявить набор основных методологических приемов, применяемых при анализе микропотенциалов ЭКГ. Любая методика обработки представляется как обобщенный алгоритм, состоящий из последовательности типовых этапов:

- первичная фильтрация внеполосных помех (наводок, дрейфа изолинии, и т.п.) и фиксация кардиоциклов;
- процедура усреднения L кардиоциклов записанной ЭКГ

$$\bar{\eta}(t) = \frac{1}{L} \cdot \sum_{\ell=1}^L \eta_{\Sigma} \left(t + \sum_{i=1}^{\ell} \hat{\tau}_{RR_i} \right), t \in \left[-\frac{1}{3} \cdot \min_{\ell=1, L} (\tau_{RR_{\ell}}), \frac{2}{3} \cdot \min_{\ell=1, L} (\tau_{RR_{\ell}}) \right], \quad (6)$$

позволяющая увеличить отношение сигнал-шум для повторяющихся (регулярных) компонентов электрокардосигнала в \sqrt{L} раз;

- обработка процесса: частотная фильтрация, вычисление спектра и т. п.;
- анализ процесса: измерение амплитудно-временных и иных параметров;
- применение логических решающих правил.

Например, в методике Симсона, которая была предложена в 1981 г. для исследований поздних потенциалов желудочков и де-факто стала стандартной, обработка сводится к частотной фильтрации усредненного кардиоцикла в каждом из ортогональных отведений по отдельности с последующим вычислением функции изменения модуля вектора во времени $\|\tilde{\eta}[k]\| = \sqrt{\tilde{\eta}_{kx}^2[k] + \tilde{\eta}_{ky}^2[k] + \tilde{\eta}_{kz}^2[k]}$ (это т. н. «векторная амплитуда»). Дальнейший анализ предполагает измерение 3-х параметров сигнала $\|\tilde{\eta}[k]\|$ (см. рис. 2):

- 1) общая длительность (традиционно обозначается как fQRS);
- 2) среднеквадратическое значение напряжения конечной («терминальной») части процесса в интервале длительностью 40 мс (RMS40);
- 3) длительность той части конечного интервала процесса, в котором ее максимальное значение нигде не превышает 40 мкВ (LAS40).

Решение о наличии микропотенциалов (решение \hat{H}_1 : принимается гипотеза H_1) в конечной части QRS-комплекса принимается при выполнении *любых* двух из трех следующих условий: fQRS > 120 мс; RMS40 < 25 мкВ; LAS40 > 38 мс для диапазона фильтрации 25 – 250 Гц. Для других диапазонов и при некоторых заболеваниях, когда существенно изменены параметры высокоамплитудных элементов кардиоцикла, приняты иные критерии. Конечная же часть процесса $\left\{ \|\tilde{\eta}[k]\| \right\}_0^{N-1}$ при \hat{H}_1 считается ни чем иным, как оценкой формы микропотенциалов, что не может считаться удовлетворительным решением задачи.

В общем, для специалистов в области статистической обработки сигналов и метод обработки, и решающее правило может показаться довольно странным. Безусловно, есть какое-то логическое основание и для частотной фильтрации (микропотенциалы по данным инвазивных исследований являются более высокочастотными, чем QRS-комплекс кардиоцикла) и для вычисления векторной амплитуды. Однако измеряемые параметры имеют весьма отдаленное отношение к феномену наличия высокочастотных компонентов в ЭКГ, особенно fQRS; и уж совершенно непонятно, откуда взялось решающее правило

«два из трех».

И в других известных авторах методов обработки ЭКГ на предмет анализа микропотенциалов в решающее правило явно и неявно включаются параметры высокоамплитудных элементов кардиоцикла; между тем, — и это является ключом к правильной постановке задачи, — *в контексте задачи анализа микропотенциалов* высокоамплитудные зубцы кардиоциклов (т.е. элементы QRS-комплекса) нужно рассматривать только как помеху, как бы парадоксально это ни выглядело.

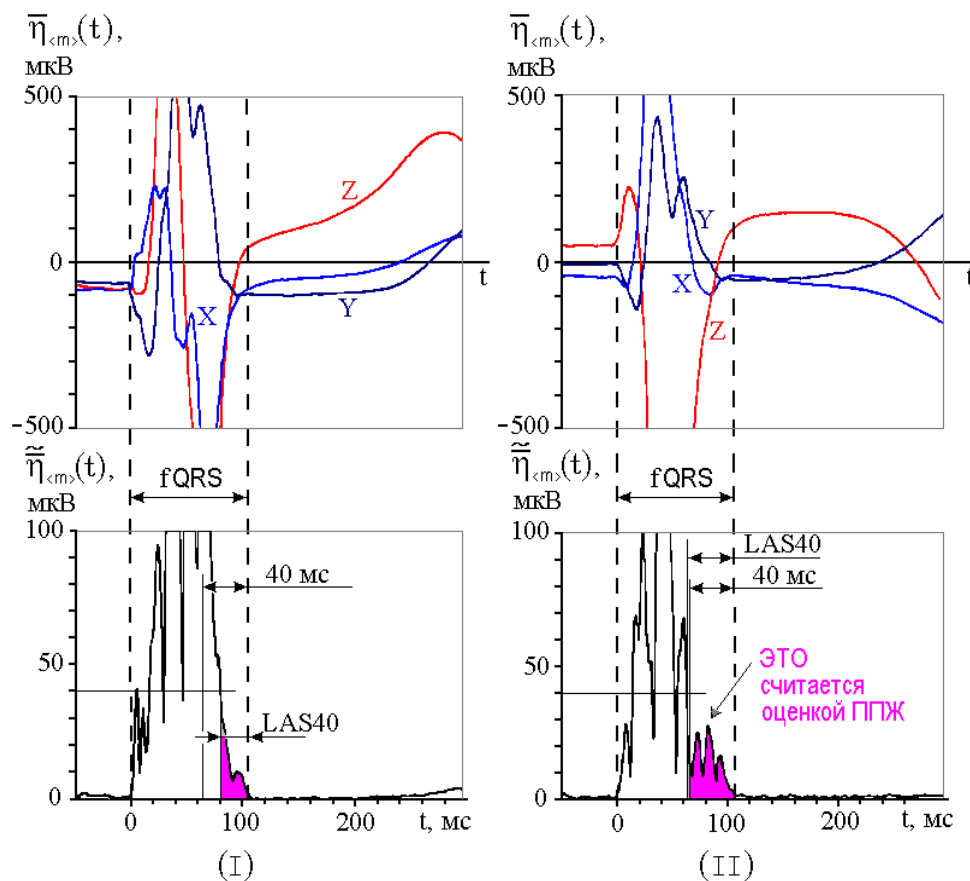


Рис. 2. Метод Симсона [2]:

Сверху — усредненные сигналы в ортогональных отведениях (срезаны по амплитуде по уровням ± 500 мкВ), снизу — функция «векторной амплитуды» (ее вершина срезана на уровне 100 мкВ): (I) — ЭКГ пациента без аритмических эпизодов (ни один из трех параметров не превысил пороговый уровень, соответствующий патологии, здесь: $fQRS=106$ мс < 110 мс; $RMS40=73$ мкВ > 25 мкВ; $LAS40=25$ мс < 38 мс); (II) — ЭКГ пациента после перенесенного инфаркта миокарда с приступами устойчивой желудочковой тахикардии (здесь «сработали» два параметра из трех, а именно: $fQRS=106$ мс < 110 мс; $RMS40=17$ мкВ < 25 мкВ; $LAS40=41$ мс > 38 мс). Решение о наличии ППЖ в первом случае отрицательное (\hat{H}_0), во втором — положительное (\hat{H}_1).

4. Предлагаемый метод анализа микропотенциалов ЭКГ

Системный анализ объекта сложной структуры, каким представляется зарегистрированная реализация ЭКГ $\{\eta[k]\}$, предполагает его разделение на составные части.

Свойства же этих частей определяются как свойствами самого объекта, так и особенностями примененных измерительных операций, на этой основе определяются и сами решающие правила.

Ключевой элемент [3] предлагаемого алгоритма обработки исходного процесса $\{\eta[k]\}$ состоит в том, чтобы привести задачу анализа микропотенциалов к условиям задачи анализа сигнала на фоне помехи с нулевым средним, методы решения которой хорошо разработаны. Для этого предлагается следующая последовательность операционных этапов; ожидаемые результаты преобразований процесса в одном из отведений на качественном уровне иллюстрирует рис. 3.

1. Предварительная обработка предполагает выполнение набора стандартных преобразований исходной ЭКГ, включающих:

- фильтрацию внеполосных аддитивных помех,
- исключение артефактных выбросов,
- обнаружение кардиоциклов с фиксацией опорных точек, соответствующих интервалам между кардиоциклами $\{\tau_{RR_\ell}\}_1^L$,
- фиксацию узловых точек между кардиоциклами $\{t_{=\ell}\}$,
- коррекцию дрейфа изолинии путем построения функции $\{\hat{n}_=[k]\}$ по набору узловых точек $\{t_{=\ell}\}$.

Здесь используются стандартные методы, хорошо зарекомендовавшие себя в электрокардиографии.

2. Компенсация дыхательных искажений. Важность данного этапа обработки обусловлена тем, что любые паразитные флуктуации элементов кардиоцикла при переходе от одного кардиоцикла к другому никак не отличить от составляющих нерегулярных микропотенциалов. Поэтому повороты вектора сердца вследствие дыхания должны быть компенсированы путем приведения векторов сердца всех кардиоциклов к единой системе координат. Для этого требуется оценивать параметры матрицы поворота $\{\mathfrak{R}(\varphi_\ell)\}_{\ell=1}^L$ на протяжении каждого кардиоцикла относительно некоторой опорной системы координат, после чего процедура коррекции сводится к матричному умножению [3].

3. Усреднение кардиоциклов с использованием опорных точек $\{\tau_{RR_\ell}\}_1^L$ позволяет получить реализацию, содержащую только компоненты регулярной структуры кардиоцикла.

4. Компенсация высокоамплитудных составляющих усредненного кардиоцикла. Анализ регулярных микропотенциалов, наблюдаемых как «присадки» μ' и μ'' на высокоамплитудных зубцах кардиоцикла (см. рис. 1), требует устранения последних из обрабатываемой выборки процесса, т. к. в контексте задачи они задают не что иное, как *мешающий тренд*.

Учитывая многовариантность форм ЭКС (наличие дву- и многомодальных зубцов, их инверсий, и т. п.), очевидно, что подобная постановка задачи довольно неопределенна; отсюда и множество подходов к ее решению. Причем и в методе Симсона, и в

большинстве других случаев составляющие микропотенциалов пытаются выделять посредством линейной частотной фильтрации сигнала. Однако, даже сами исследователи отмечают принципиальные трудности на этом пути, обусловленные существенным влиянием крутых склонов высокоамплитудных зубцов QRS-комплекса на получаемые результаты.

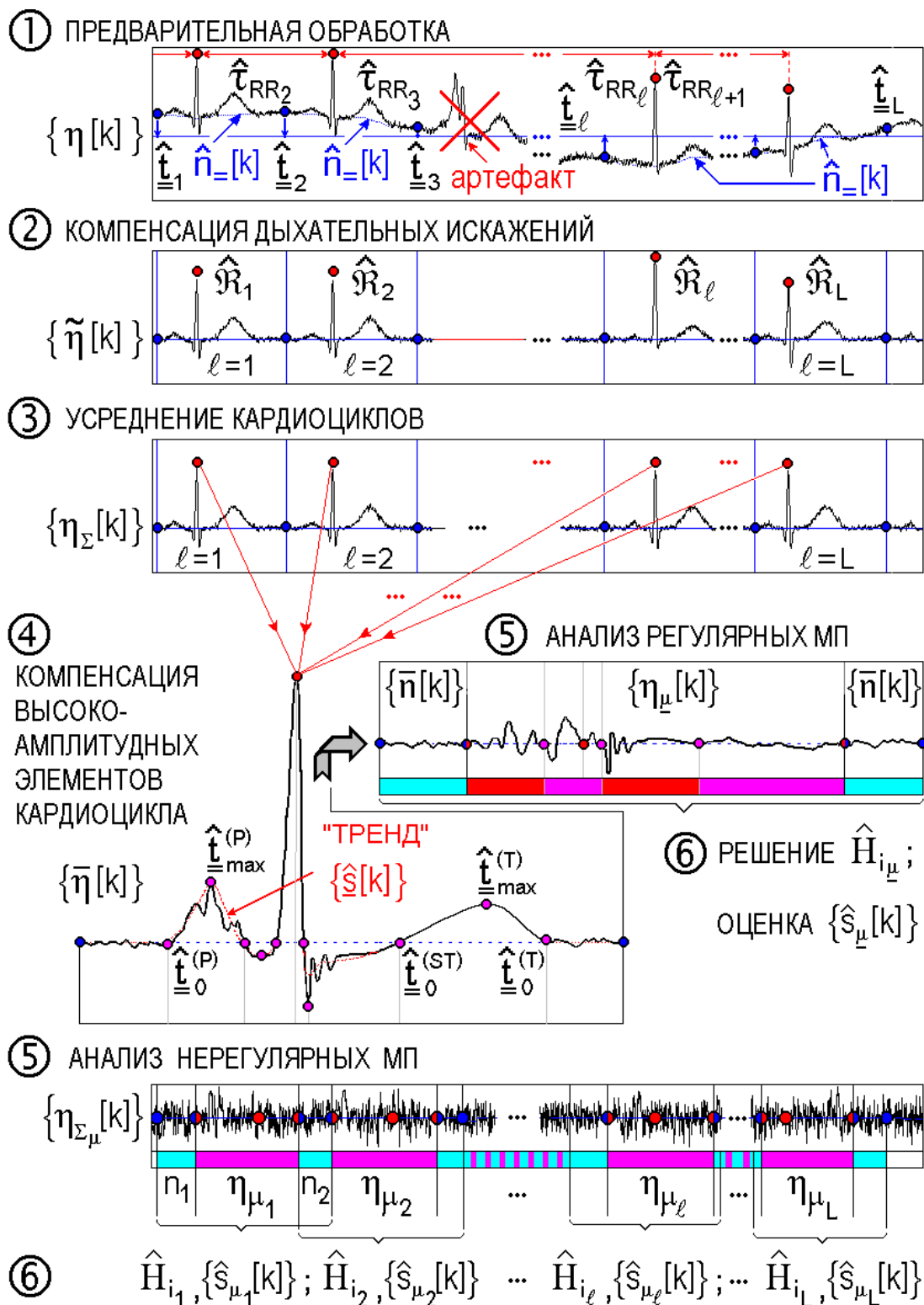


Рис. 3. Последовательность этапов предлагаемого алгоритма обработки ЭКГ.

Предлагаемый в рамках данной статьи подход на основе адаптивной аппроксимации путем разложения по базису детерминированных функций представляется более эффективным инструментом обработки усредненной ЭКГ, — поскольку при этом

имеется возможность осуществлять компенсацию высокоамплитудных компонентов, гибко варьируя величину ошибки аппроксимации. Заданная «ошибка» по амплитуде определяет требуемую степень детализации тонкой структуры процесса, и, — что принципиально важно — это производится адаптивно, без формальных ограничений частотного диапазона обрабатываемого сигнала. Здесь тоже имеются некоторые тонкости, в первую очередь в силу того, что аппроксимация всего комплекса P-QRS-T целиком требует большого количества базисных функций и остается неудовлетворительной в точках экстремумов. Поэтому предварительно осуществляется сегментация кардиоцикла на отдельные структурные элементы, отражающие его характерные фазы (границами служат экстремумы зубцов $\{t_{\text{max}}\}$, моменты пересечения нулевого уровня $\{t_{=0}\}$ и т. д.); после чего строится кусочно-непрерывная функция $\{\hat{s}[k]\}$ и выполняется собственно компенсация

$$\eta_{\mu}[k] = \bar{\eta}[k] - \hat{s}[k], k = \overline{0, N-1}. \quad (7)$$

Структура полученной таким образом выборки

$$\eta_{\mu}[k] = \underline{s}_{\mu}[k] + \bar{n}[k], k = \overline{0, N-1} \quad (8)$$

соответствует условиям задачи анализа сигнала на фоне помехи с нулевым средним.

5. Компенсация регулярных компонентов кардиосигнала. Анализ нерегулярных микропотенциалов по усредненной ЭКГ практически невозможен — они не повторяются и в итоге «не накапливаются». Однако, если осуществить вычитание усредненного ЭКС из участков ЭКГ, соответствующих местоположениям каждого отдельного кардиоцикла, вот так:

$$\eta_{\Sigma_{\mu}}(t) = \eta_{\Sigma} \left(t + \sum_{i=1}^{\ell} \hat{\tau}_{RR_i} \right) - \bar{\eta}(t); \ell = \overline{1, L}; t \in \left[-\frac{1}{3} \cdot \min_{\ell=1, L} (\tau_{RR_{\ell}}), \frac{2}{3} \cdot \min_{\ell=1, L} (\tau_{RR_{\ell}}) \right], \quad (9)$$

то образуется процесс $\eta_{\Sigma_{\mu}}(t)$ с последовательно сменяющимися друг друга сегментами: 1-я выборка помехи $\{n_1[k]\}$, 1-я сигнальная (контрольная) выборка $\{\eta_{\mu_1}[k]\}$, 2-я выборка помехи $\{n_2[k]\}$, 2-я сигнальная выборка $\{\eta_{\mu_2}[k]\}$, ..., (L-1)-я сигнальная выборка, (L-1)-я сигнальная выборка, L-я выборка помехи, L-я сигнальная выборка. При этом происходит практически полное удаление всех регулярных составляющих, и в каждой сигнальной выборке остается смесь «остатка» в виде нерегулярных микропотенциалов и флуктуационного шума, т.е. структура каждой из L сигнальных выборок имеет вид

$$\eta_{\mu_{\ell}}[k] = \underline{s}_{\mu_{\ell}}[k] + \underline{n}_{\ell}[k], \ell = \overline{1, L}; k = \overline{0, N-1}, \quad (10)$$

где помеха $\{\underline{n}_{\ell}[k]\}$ уже имеет нулевое среднее.

6. Обнаружение и оценивание микропотенциалов на фоне широкополосной помехи. Очевидно, постановка задача обработки на последнем этапе соответствует случаю, когда форма сигнала в сигнальной (контрольной) выборке неизвестна (пределы индивидуальной вариабельности для данных составляющих ЭКГ очень широки), но зато,

как следует из структуры ЭКС и примененного алгоритма, имеется классифицированная обучающая выборка помехи. Решение задачи обнаружения организуется как проверка гипотезы о том, что статистические свойства пары обучающей и контрольной выборки одинаковы, против альтернативы, что они различны. Для этого пригоден широкий ряд методов — непараметрические критерии согласия; метод максимального правдоподобия с обучением; параметрические и непараметрические критерии, основанные на различии спектральных характеристик процессов, и т.д.

Нельзя забывать и об асинхронных составляющих микропотенциалов. Инвариантность к сдвигу некоторых статистик, в частности, функции спектральной плотности мощности, позволяет осуществить накопление информации о свойствах имеющейся совокупности из L пар обучающей и контрольной выборок, даже если в пределах каждой из них в отдельности обнаружить сигнал не удастся. Спектральные статистики применимы для обнаружения не только детерминированного сигнала со случайным временным сдвигом, но и случайного сигнала (в предположении стационарности всех составляющих обрабатываемого процесса). А использование спектральных статистик высших порядков позволяет не только решать задачу обнаружения, но и по накопленной статистике оценивать форму асинхронных микропотенциалов.

Вообще, каждый операционный этап иерархической последовательности обработки ЭКГ требует решения частных задач, *типовых* в теории сигналов и математической статистике: линейная и нелинейная фильтрация (этапы ①, ④, ⑤); обнаружение сигналов (этапы ①, ⑤); оценивание параметров (этапы ①, ②, ④, ⑤); цифровой спектральный анализ (этап ⑤); интерполяция и аппроксимация (этапы ① и ④). Вся проблема заключается в формулировке задач для каждого из этих методов, с учетом особенностей их применения в рассматриваемой предметной области, и грамотном оперировании входными и выходными данными применяемых вычислительных процедур.

5. Некоторые практические результаты

Практическая апробация представляется надежным средством проверки теоретических положений, положенных в основу синтеза алгоритмов и процедур, и работоспособности последних. Единственным ограничением при практической оценке показателей качества обработки оказывается неопределенность фактического наличия микропотенциалов в реальном сигнале. Но в любом случае должен быть выдержан уровень ложной тревоги при обработке ЭКГ здоровых обследуемых (на тех интервалах ЭКГ, где микропотенциалы обнаруживаться *не должны*). А что касается оценки вероятности правильного обнаружения в реальных условиях помеховой обстановки, то целесообразно использовать метод полунатурного моделирования: в исходный зарегистрированный процесс искусственно добавляется произвольный аддитивный компонент «микропотенциалов»

$$\{s_{\mu}[k]\}_0^{N-1}.$$

Конкретный пример практического применения разработанной методики иллюстрируют реализации, приведенные на рис. 4 – рис. 9. Исходная ЭКГ записана с разрешением аналого-цифрового преобразователя в 16 бит с частотой дискретизации 4 кГц. Обработка производилась на IBM-совместимом компьютере при помощи специализированного авторского программного обеспечения.

Анализ регулярных микропотенциалов. На рис. 4 в увеличенном масштабе отображения приведены усредненные сигналы в трех ортогональных отведениях по Франку.

На рисунке видны детали тонкой структуры сигнала, особенно заметные на протяжении зубца Р и в конечной части QRS-комплекса. Очевидна корреляция формы и моментов их возникновения со схемой на рис. 1. Изрезанность зубца Р особенно контрастирует с гладкостью восходящей части зубца Т, так что наблюдаемые компоненты не являются артефактами. В рамках концепции, развиваемой в работе, эти компоненты считаются регулярными микропотенциалами $\{s_{\mu}[k]\}$. Соответственно, здесь наблюдаются потенциалы проводниковой системы сердца, а также, весьма вероятно, поздние потенциалы желудочков. Несмотря на очень хорошие условия даже для визуального анализа, синтез алгоритма оценивания этих компонентов сопряжен с принципиальными трудностями. Проблема носит фундаментальный характер: какие же именно «зубчики» усредненного кардиоцикла суть микропотенциалы? Ведь существует множество альтернативных способов решения задачи аппроксимации, и каждому будет соответствовать какой-либо остаточный сигнал. В принципе, частотную фильтрацию по Симсону тоже можно рассматривать в контексте аппроксимации: формально соответствующая аппроксимирующая функция $\{\hat{s}[k]\}$ получится, если из исходного сигнала вычесть результат фильтрации.

Строгие математические доказательства оптимальности какого-либо подхода справедливы только для определенного класса сигналов, принадлежность к которому конкретной реализации ЭКГ заранее гарантировать нельзя. Даже стандартные критерии оптимальности аппроксимации оказываются под сомнением: слишком хорошее приближение может сгладить и сами составляющие микропотенциалов. Здесь еще понадобятся долгие практические изыскания. С целью определения конструктивного направления поиска оптимальных решений авторами проведен сравнительный анализ трех способов аппроксимации высокоамплитудных низкочастотных элементов усредненной ЭКГ:

1) на основе частотной фильтрации по Симсону с набором параметров, рекомендуемых как близкие к оптимальным (полосовой фильтр Баттерворта 4-го порядка, диапазон частот 40 – 250 Гц);

2) аппроксимация полиномами Чебышева 1-го рода, которая обеспечивает т. н. «равномерное» приближение;

3) приближение гармоническим рядом.

Отдельные результаты построения аппроксимирующих функций для реальной усредненной ЭКГ, представленной на рис. 4, приведены на рис. 5 и рис. 6. Видно, что результат частотной фильтрации ведет себя «неестественно»: нарушает структуру «присадок» микропотенциалов и образует колебания, которых нет в исходном сигнале. Из двух оставшихся способов аппроксимации нельзя однозначно указать наилучший; но, как представляется, это и не обязательно: лучше по результатам обработки конкретного сигнала выбрать тот базис, для которого заданная точность аппроксимации достигается при меньшем количестве используемых функций (поскольку в этом случае *при прочих равных условиях* меньше искажаются высокочастотные компоненты сигнала).

В этой связи интересно отметить, что рассматриваемые подходы зачастую обнаруживают как раз противоположные тенденции: один из рядов сходится значительно быстрее другого. Детальное изучение особенностей рассмотренных и многих других возможных методов построения функций, аппроксимирующих элементы усредненной ЭКГ, является направлением дальнейших исследований.

Анализ нерегулярных микропотенциалов. Наглядное представление об эффективности компенсации регулярных составляющих на протяжении произвольно выбранного кардиоцикла дает рис. 7. В результате вычитания усредненного сигнала (эпюра №2)

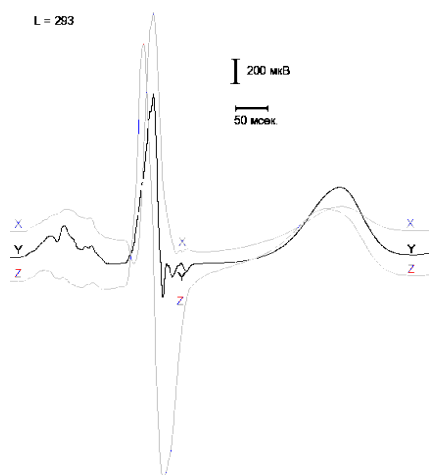


Рис. 4. Усредненные сигналы ортогональных отведений ЭКГ по Франку.

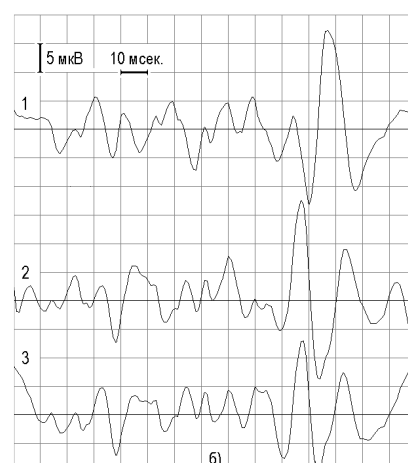
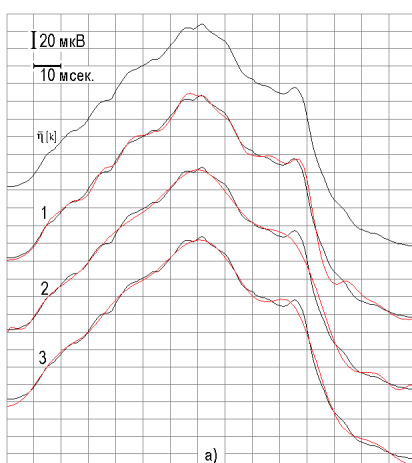


Рис. 5. Анализ регулярных микропотенциалов ЭКС на протяжении зубца Р в ортогональном отведении X: а) результаты аппроксимации высокоамплитудных компонентов: 1 — посредством частотной фильтрации; 2 — полиномами Чебышева; 3 — гармоническим рядом Фурье; б) результаты анализа регулярных МП для трех примененных методов аппроксимации.

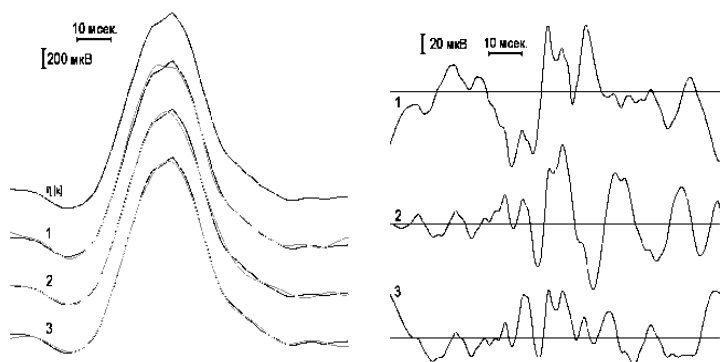


Рис. 6. Анализ регулярных микропотенциалов ЭКС на протяжении QRS-комплекса в ортогональном отведении X: а) результаты аппроксимации высокоамплитудных компонентов: 1 — посредством частотной фильтрации; 2 — полиномами Чебышева; 3 — гармоническим рядом Фурье; б) результаты анализа регулярных МП для трех примененных методов аппроксимации.

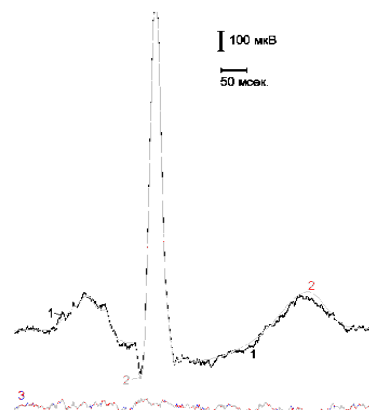


Рис. 7. К анализу нерегулярных МП: компенсация регулярных составляющих ЭКГ в отведении X: 1) реализация одного из кардиоциклов (всего $L=293$); 2) усредненный кардиоцикл $\{\bar{\eta}_{<x>}[k]\}$ (см. рис. 4), наложенный на исходную реализацию с необходимым смещением по времени; 3) результат — контрольная выборка, в которой могут содержаться только нерегулярные микропотенциалы: $\eta_{\mu_\ell}[k] = s_{\mu_\ell}[k] + n_\ell[k]$.

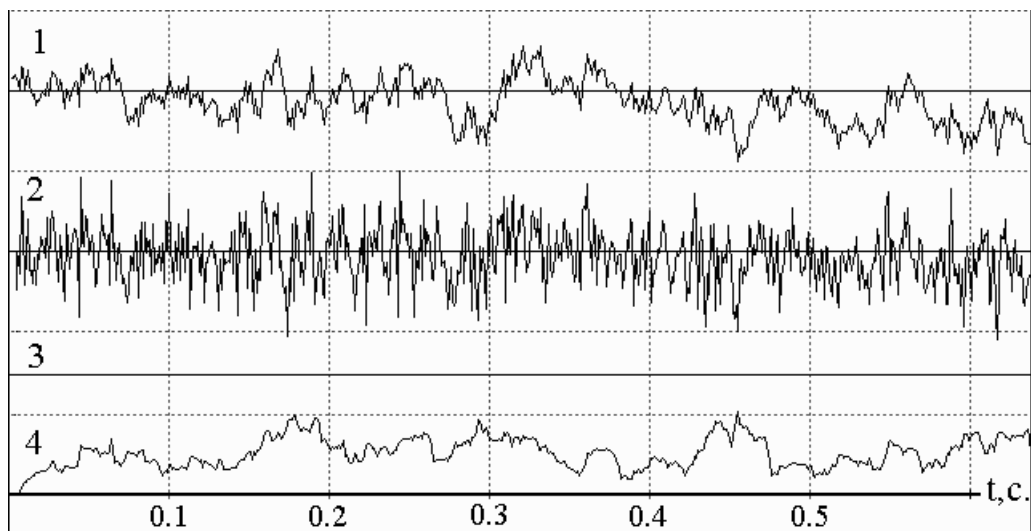


Рис. 8. Обработка контрольной выборки процесса в отведении X, представленного на рис. 7: 1) исходная контрольная выборка; 2) выходной процесс выбеливающего фильтра $\{\eta_{\mu \approx [k]}\}$; 3) пороговый уровень C для $P_F=0.01$; 4) решающая статистика, вычисляемая на скользящем окне длительностью $N=50$ отсчетов.

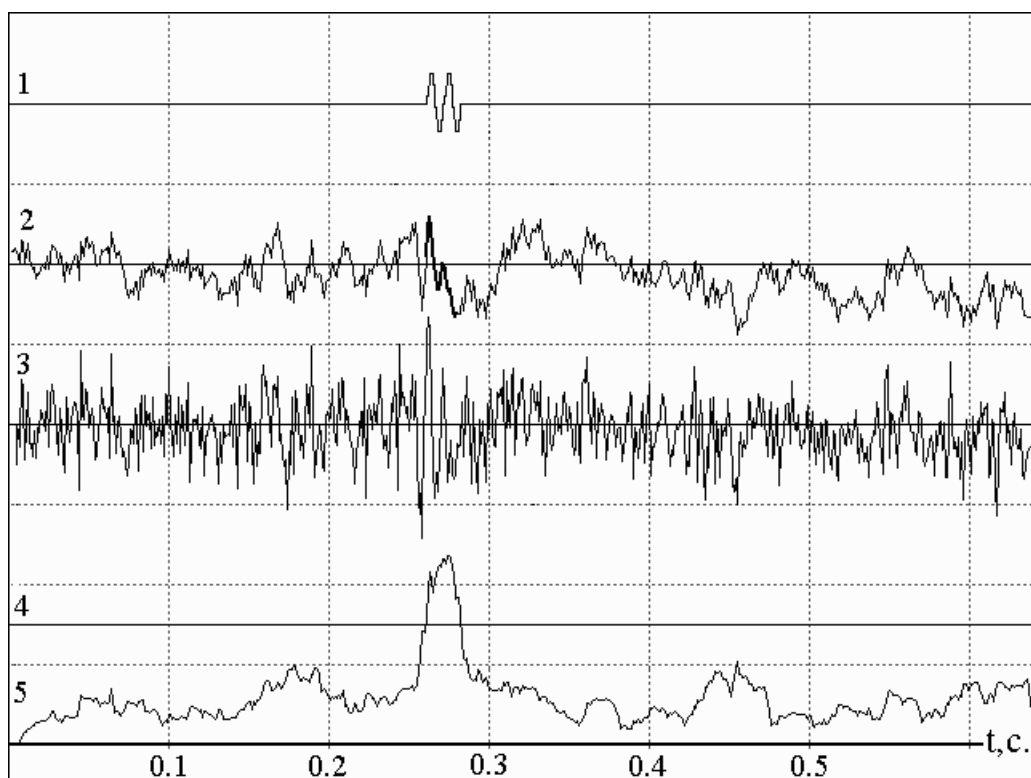


Рис. 9. Полунатурное моделирование алгоритмов: в контрольную выборку процесса в отведении X, представленного на рис. 7 и рис. 8 введен искусственный аддитивный сигнал: два периода синусоиды частотой 100 Гц. Отношение сигнал-шум $q=1$. 1) сигнал 2) контрольная выборка; 3) выходной процесс выбеливающего фильтра $\{\eta_{\mu \approx [k]}\}$; 4) пороговый уровень C для $P_F=0.01$; 5) решающая статистика, вычисляемая на скользящем окне длительностью $N=50$ отсчетов.

из исходной зашумленной реализации (эпюра №1) образуется контрольная выборка $\{\eta_{\mu}[k]\}$ (процесс №3), в которой могут присутствовать только нерегулярные микропотенциалы $\{s_{\mu\epsilon}[k]\}$.

Рис. 8 иллюстрирует этапы вычисления решающей статистики максимального правдоподобия для полученной контрольной выборки. Процесс на выходе выбеливающего фильтра представлен сигналом №2. Вычисление решающей статистики на скользящем окне длительностью $N=50$ отсчетов соответствует процессу №4. Превышение порогового уровня, установленного исходя из $P_F = 10^{-2}$, не наблюдается ни в одной точке. Таким образом, составляющие нерегулярных микропотенциалов не обнаружены. Здесь и отрицательный результат косвенно подтверждает работоспособность предложенного метода обработки: нет составляющих, которые могли бы возникнуть как побочные продукты предыдущих этапов преобразований реализации ЭКГ, и вызвать ложное срабатывание алгоритма.

Проверку способности алгоритма к обнаружению сигнала иллюстрируют эпюры на рис. 9. В произвольное место исходного реального процесса искусственно вводится аддитивный «полезный» сигнал $\{s_{\mu}(t)\}_{t=0}^T$, в данном случае представляющий собой два периода синусоидального сигнала частотой 100 Гц. Исходные данные выбраны, исходя из наихудших условий: длительность сигнала примерно равна периоду корреляции помехи, т. е. его временная структура мало отличается от одиночных выбросов шума. Отношение сигнал-шум во входной смеси составляет 1.

Визуальный анализ контрольной выборки, соответствующей процессу №2, не позволяет принять решение о наличии какого-либо информационного сигнала (интервал наличия сигнала специально выделен). Дисперсия процесса на выходе выбеливающего фильтра на интервале наличия сигнала возрастает, — вот это уже заметно (эпюра №3), — и в этом же месте регистрируется устойчивое превышение решающей статистикой порогового уровня: введенный в выборку сигнал обнаружен.

Детальный теоретический анализ [1] показателей качества предложенного метода обработки сигнала показывает, что приемлемая вероятность правильного обнаружения для широкого класса моделей сигналов достигается при отношении сигнал-шум от 0.3 до 1, т. е. возможен анализ составляющих ЭКГ амплитудой от 7 до 20 мкВ.

Направления внедрения метода в клиническую практику. В настоящее время авторами совместно с сотрудниками Санкт-Петербургского НИИ Кардиологии проводятся экспериментальные исследования по набору статистики применения разработанного метода в клинической практике. Для этого, как это обычно делается, подбираются классифицированные по заболеваниям группы пациентов, как обычно. Например, при исследованиях поздних потенциалов желудочков подбираются три группы: 1) контрольная группа здоровых обследуемых, 2) группа пациентов с перенесенным инфарктом миокарда но без приступов устойчивой желудочковой тахикардии, 3) группа пациентов с перенесенным инфарктом миокарда, но с приступами устойчивой желудочковой тахикардии.

В конечном итоге предполагается собрать обобщенные данные для формирования нового атласа электрокардиографических признаков, в котором будут представлены формы, а также амплитудно-временные параметры микропотенциалов, присущих каждому из заболеваний.

Очевидно, что в предложенном методе обработки заложена определенная степень свободы — в алгоритме обработки усредненного сигнала можно, во-первых, варьировать величину ошибки аппроксимации, а во-вторых, использовать для аппроксимации различные базисы функций. Поэтому в этой части метода потребуется дополнительная настройка. Однако, при оптимизации не следует использовать критерий максимальной чувствительности метода к какому-нибудь уже диагностированному заболеванию (как это принято, — считается, что у пациентов с диагностированными приступами устойчивой желудочковой тахикардии обязательно должны присутствовать поздние потенциалы желудочков, — но тогда непонятно, зачем проводить дополнительное исследование). Вместо этого лучше опираться на действительно достоверные данные о плохом прогнозе развития основного заболевания сердца при наличии некоторых видов микропотенциалов: необходимо после получения результата обработки осуществлять наблюдение за развитием заболевания каждого пациента, с тем, чтобы оценить *прогностическую* ценность метода.

Важно подчеркнуть, что если прогностическая ценность метода будет достоверно подтверждена, то в руках практикующих врачей появится один из диагностических инструментов медицины будущего — как одно из средств доклинической диагностики заболеваний сердца.

6. Заключение

Комплекс задач по обработке электрокардиограммы затрагивает многие разделы математической статистики и теории сигналов. Компромисс между математической строгостью решения поставленных задач с одной стороны, и адекватностью моделей и применяемых методов обработки реальной ситуации с другой определяется набором априорных сведений о сигнале и помехах, которые допускаются и принимаются исследователем. Таким образом, в рамках предложенной концепции обработки ЭКГ можно проводить эксперименты, апробируя и отработывая различные варианты конкретной реализации алгоритмов обработки на каждом этапе.

Принципиальное отличие предложенного нового подхода к обработке ЭКГ от известных разработок аналогичного назначения состоит в использовании математических моделей, позволяющих выделять отдельные составляющие зарегистрированного процесса только в соответствии с их феноменологическими свойствами, а не по эвристически подбираемым критериям диагностики патологий. Вопросы, связанные с оптимизацией предложенной методики, анализом ее эффективности и показателей качества (в том числе и диагностической ценности, как конечной цели любых работ в данной области) требуют теоретических и экспериментальных исследований, включая методы математического и полунатурного моделирования.

Литература

1. Жаринов О.О. К вопросу о разрешающей способности метода электрокардиографии высокого разрешения // Вестник молодых ученых. 2003. №6. С. 33 – 38.
2. Легконогов А.В. Результаты и перспективы изучения поздних потенциалов желудочков. // Кардиология. 1997. №10. С. 57 – 65.
3. Шепета А.П., Жаринов О.О. Методика обнаружения микропотенциалов ЭКГ. // Информационно-управляющие системы. 2002. Вып.1. С. 48 – 51.