

УДК 621.317.08; 681.2.001.5; 615.47

## МЕТОДИКА ОБНАРУЖЕНИЯ МИКРОПОТЕНЦИАЛОВ ЭКГ

**О. О. Жаринов,**

ассистент

**А. П. Шелета,**

д-р техн. наук, профессор

Санкт-Петербургский государственный университет  
аэрокосмического приборостроения (СПбГУАП)

*Исследование тонкой структуры ЭКГ считается перспективным направлением повышения диагностических возможностей электрокардиографии. Экспериментально доказано [1], что ряд электрофизиологических нарушений в миокарде сопровождается появлением низкоамплитудных «зубцов», часто недетерминированной структуры и нестабильными во времени характеристиками. Возможности регистрации микропотенциалов на обычной ЭКГ принципиально ограничены наличием множества помех, что предопределяет использование методов статистической теории обработки сигналов.*

**Постановка задачи.** Использование системы из 3 ортогональных отведений позволяет рассматривать регистрируемый процесс как векторный  $\vec{\eta}[k] = \{\eta_{<x>}[k] \ \eta_{<y>}[k] \ \eta_{<z>}[k]\}$ . Как известно, ЭКГ является квазипериодическим сигналом, состоящим из отдельных повторяющихся кардиоциклов. Обобщенная математическая модель процесса, регистрируемого на протяжении некоторого  $\ell$ -го кардиоцикла, может быть представлена в виде

$$\vec{\eta}_\ell[k] = \mathfrak{R}_\ell \times (\vec{s}[k] + \vec{s}_{\mu_\ell}[k]) + \vec{n}_\ell[k], \quad \ell = \overline{1, L}; \quad k = \overline{1, N}, \quad (1)$$

где информационным сигналом является низкоамплитудный компонент  $\vec{s}_{\mu_\ell}[k]$ , по-разному (нерегулярно) проявляющийся в  $L$  кардиоциклах записи ЭКГ; все остальные составляющие:  $\vec{s}[k]$  — высокоамплитудный, повторяющийся, сигнал «обычной» ЭКГ (комплекс P-QRS-T, регулярная активность);  $\mathfrak{R}_\ell$  — матрица преобразования координат размера  $3 \times 3$ , описывающая механические перемещения источника сигналов; многокомпонентный случайный процесс  $\vec{n}_\ell[k]$ , в контексте решаемой задачи рассматриваются как помехи.

Выделение составляющих МП из смеси (1) с учетом высокой степени априорной неопределенности, широкого динамического диапазона, сложной структуры помехи и ее нестационарного характера и представляет собой сложнейшую задачу, решение которой требует многоэтапной обработки сигнала. Для приведения задачи анализа информационного сигнала к обычному виду смеси типа

$$\vec{\eta}_{\mu_\ell}[k] \cong \vec{s}_{\mu_\ell}[k] + \vec{n}_\ell[k], \quad \ell = \overline{1, L}, \quad (2)$$

необходимо последовательно решать задачи исключения внеполосных составляющих помехи, об-

наружения кардиоциклов, оценивания параметров матрицы  $\mathfrak{R}_\ell$ , оценивания сигнала регулярной активности (посредством усреднения  $L$  сигналов) и его компенсации.

Некоторые из перечисленных задач являются традиционными для автоматического анализа ЭКГ; другие, в частности необходимость оценивания матрицы  $\mathfrak{R}_\ell$  [2], и собственно задача анализа выборки (2), ставятся редко, а известные методы их решения развиты недостаточно. Здесь приводится краткое описание предлагаемых подходов к реализации процедур обработки ЭКГ, имеющих ключевое значение.

**Компенсация мультипликативных помех.** Процессы механического перемещения источника сигналов преимущественно обусловлены дыхательной активностью, в результате чего сердце осуществляет повороты на углы вокруг ортогональных осей  $\{\varphi_x, \varphi_y, \varphi_z\}$ . Оценить параметры матрицы преобразования (вращения координат), связанные нелинейной зависимостью и изменяющиеся во времени, довольно сложно. Некоторого упрощения удастся достичь в случае спокойного неглубокого дыхания, когда на протяжении каждого кардиоцикла параметры можно считать постоянными и углы поворота малы, так что для любого из них  $\sin(\varphi) \approx \varphi$ ,  $\varphi^2 \approx 0$ ,  $\cos(\varphi) \approx 1$ . В таком приближении матрица вращения представляется следующим образом:

$$\mathfrak{R} \cong \begin{pmatrix} 1 & -\varphi_z & \varphi_y \\ \varphi_z & 1 & -\varphi_x \\ -\varphi_y & \varphi_x & 1 \end{pmatrix}. \quad (3)$$

Таким образом, необходимо оценивать три параметра для каждой пары  $\{\ell_1, \ell_2\}$  выборок, соответствующих различным кардиоциклам  $\{\vec{\eta}_{\ell_1}[k]\}_{k=1}^N$  и  $\{\vec{\eta}_{\ell_2}[k]\}_{k=1}^N$ . Поскольку информативны не абсо-

лутные значения углов, а относительные, то сигнал одной из выборок, например,  $\ell_1$ -ой, принимается за начало отсчета, т. е.  $\mathfrak{R}_{\ell_1} = \mathbf{I}$ . Важно отметить, что умножение на матрицу (3) увеличивает евклидову норму вектора,  $\|\mathfrak{R} \times \mathfrak{s}[k]\| \geq \|\mathfrak{s}[k]\|$ . Это обстоятельство является, в общем, побочным эффектом приближения, но может оказаться полезным, поскольку открывает возможность «автоматического» учета изменения амплитуды сигнала вследствие изменения проводимости тканей при дыхании.

Оценки параметров матрицы по методу максимального правдоподобия [3] для случая широкополосного шума получаются в результате минимизации функционала:

$$\hat{\mathfrak{R}} = \operatorname{argmin}_{\mathfrak{R}} \sum_{m=x,y,z} \sum_{k=1}^N \left( \eta_{\ell_1 \langle mn \rangle} [k] - \sum_{n=x,y,z} \mathfrak{R}_{\langle mn \rangle} \eta_{\ell_2 \langle mn \rangle} [k] \right)^2 \quad (4)$$

Решение (4) может быть получено как прямыми методами, так и посредством любых итерационных процедур последовательного приближения. Применение последних может быть предпочтительнее, поскольку не возникает проблем с устойчивостью решения.

**Обнаружение информационного сигнала.**

Проведение статистического синтеза метода обработки смеси (2) требует описания сигнала и помехи. Известно, что при нормальных условиях регистрации ЭКГ широкополосная составляющая аддитивной помехи (в основном, представленная электромиограммой) является стационарной и имеет гауссовское распределение. Наличие изоэлектрической фазы ЭКГ, в которой отсутствует электрическая активность сердца, позволяет выделить обучающую выборку помехи. Адекватное описание каждой  $\ell$ -й реализации информационного сигнала  $\mathfrak{s}_{\mu_\ell}[k]$  предложить сложно, поэтому общий подход к решению задачи обнаружения состоит в использовании статистических тестов на однородность характеристик двух выборок. Класс возможных методов ограничивает взаимная коррелированность отсчетов помехи и небольшая длительность каждой выборки.

Обработку смеси (2) можно проводить по скалярному сигналу каждого отведения. Алгоритм обработки процесса в на фоне помехи с коррелированными отсчетами основан на декоррелирующем (выбеливающем) преобразовании. Эффективный вычислительный алгоритм реализации выбеливающего фильтра использует представление помехи параметрической авторегрессионной моделью, которая связывает некоторое количество дискретных отсчетов процесса во временной области линейным рекуррентным соотношением

$$n[k] + \sum_{r=1}^p a_r n[k-r] = b_0 \chi[k], \quad (5)$$

где  $\{\chi[k]\}$  — так называемый порождающий процесс, дисперсия которого равна единице, а отсчеты взаимно некоррелированы;  $\{\hat{a}_r\}_1^p, \hat{b}_0$  — параметры модели;  $p$  — ее порядок. Оценки параметров модели (5) по обучающей выборке помехи получаются

в результате решения системы уравнений Юла-Уолкера [4]. Тогда ЧПФ цифрового выбеливающего фильтра определяется следующим образом:

$$W_=(z) = \left( 1 + \sum_{r=1}^p \hat{a}_r z^{-r} \right) / \hat{b}_0,$$

которая однозначно определяет алгоритм обработки контрольной выборки. После применения выбеливающего преобразования к исходной реализации процесса (2),  $\eta_=[k] = w_=\{\eta[k]\}$ , возникает задача обнаружения сигнала на фоне белого шума с единичной дисперсией. Для принятия решения о наличии или отсутствии сигнала в выборке  $\{\eta_=[k]\}_1^N$ , необходимо вычислить статистику, позволяющую осуществить проверку гипотезы о величине дисперсии нормального БШ:

$$\Xi[N] = \sum_{k=1}^N (\eta_=[k])^2 \quad (6)$$

и сравнить ее значение с фиксированным пороговым уровнем.

Известно, что оценки параметров  $\{\hat{a}_r\}_1^p, \hat{b}_0$  являются состоятельными и асимптотически эффективными. Показано [5], что в асимптотическом случае, при  $N \gg 1$ , выражение для потенциально возможных характеристик обнаружения сигнала посредством рассмотренного алгоритма представляется в виде

$$P_D(N, q_\alpha^2) = \frac{1}{\sqrt{4\pi N(1+2q_\alpha^2)}} \times \int_{\chi_\alpha^2}^{\infty} \exp\left(-\frac{(\kappa - N(1+q_\alpha^2))^2}{4N(1+2q_\alpha^2)}\right) d\kappa, \quad (7)$$

где  $\chi_\alpha^2$  является пороговым уровнем принятия решения для статистики (6) при уровне ложной тревоги  $P_F = \alpha$ ;  $q_\alpha^2 = \frac{\sum_{k=1}^N (s_=[k])^2}{\sum_{k=1}^N (n_=[k])^2}$  — отношение

сигнал-шум для процесса  $\{\eta_=[k]\}_1^N$ . Чтобы интерпретировать полученное выражение для отношения сигнал-шум в исходном процессе (2),  $q^2 = \frac{\sum_{k=1}^N (s[k])^2}{\sum_{k=1}^N (n[k])^2}$ , используется правило преобразования спектральных функций процессов и равенство Парсеваля:

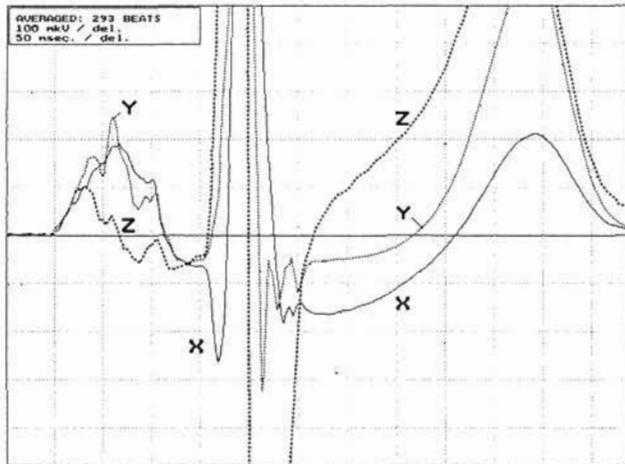
$$q_\alpha^2 = \frac{\int_0^{\pi/T_\Delta} |G_{(s)}(j\omega)|^2 |W_=(j\omega T_\Delta)|^2 d\omega}{\int_0^{\pi/T_\Delta} |G_{(s)}(j\omega)|^2 d\omega}, \quad (8)$$

где  $G_{(s)}(j\omega)$  — спектр сигнала  $\{s_{\mu_\ell}[k]\}_1^N$ ,  $T_\Delta$  — период дискретизации процессов.

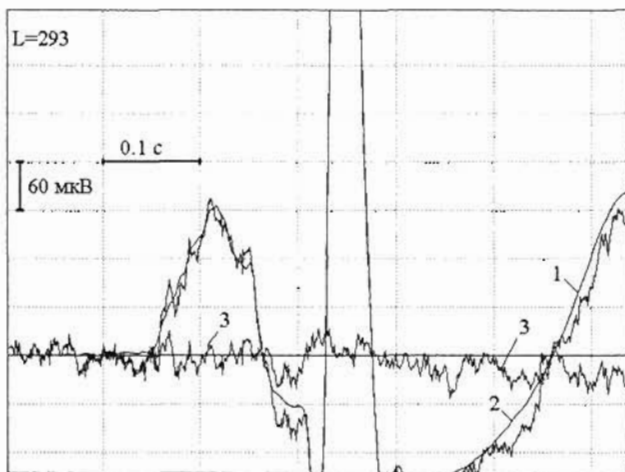
Качественные показатели обнаружения зависят от соотношения спектров мощности сигнала и помехи. Наиболее неблагоприятным случаем для обнаружения является полное совпадение спектральных свойств помехи и сигнала.

Результаты эксперимента служат критерием объективной проверки истинности теоретических положений, изложенных в работе, и работоспособности синтезированных алгоритмов и процедур в реальных условиях помеховой обстановки. Практическая оценка качественных показателей алгоритмов затруднена априорной неопределенностью наличия нерегулярных микропотенциалов в реальной контрольной выборке ЭКГ. Обойти данное ограничение позволяет метод полунатурного моделирования: в исходный зарегистрированный процесс добавляется аддитивный компонент информационного сигнала, но никаких изменений в структуре и параметрах алгоритма не производится.

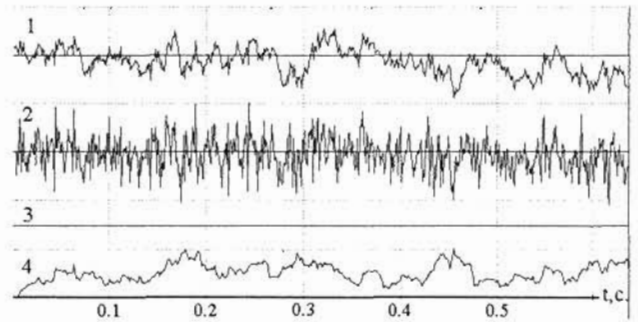
Конкретный пример практического воплощения принятой концепции эксперимента иллюстрируют реализации реально зарегистрированных и обработанных процессов, приведенные на рис. 1–4.



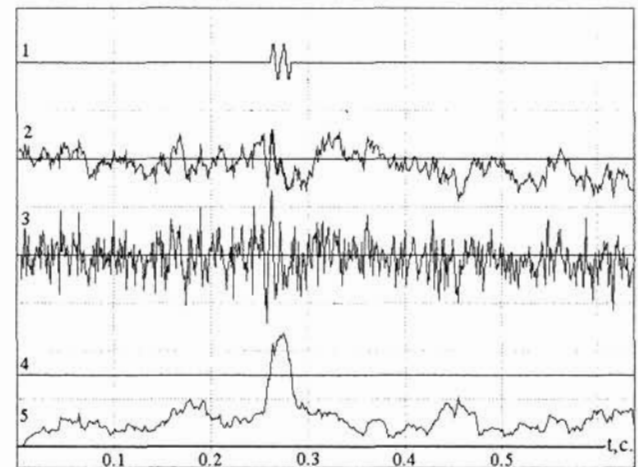
■ Рис. 1. Усредненные сигналы трех ортогональных отведений ЭКГ по Франку



■ Рис. 2. Сигналы в отведении X:  
1 — реализация одного из кардиоциклов; 2 — усредненный сигнал  $\{\bar{\eta}_{\text{сх}}[k]\}$ : регулярная активность; 3 — результат компенсации регулярных составляющих ЭКГ — контрольная выборка процесса,  $\eta_{\mu}[k] = s_{\mu}[k] + n_l[k]$



■ Рис. 3. Обработка контрольной выборки процесса в отведении X, представленного на рис. 2:  
1 — исходная контрольная выборка; 2 — выходной процесс выбеливающего фильтра  $\{\eta_{\mu}[k]\}_1^N$ ; 3 — пороговый уровень C для  $P_F = 0,01$ ; 4 — решающая статистика (б), вычисляемая на скользящем окне длительностью  $N = 50$  отсчетов



■ Рис. 4. Полунатурное моделирование алгоритмов: в контрольную выборку процесса в отведении X, представленную на рис. 2 и рис. 3 введен искусственный аддитивный сигнал. Отношение сигнал-шум  $q = 1$ :  
1 — сигнал: два периода синусоиды частотой 100 Гц; 2 — контрольная выборка; 3 — выходной процесс выбеливающего фильтра  $\{\eta_{\mu}[k]\}_1^N$ ; 4 — пороговый уровень C для  $P_F = 0,01$ ; 5 — решающая статистика (б), вычисляемая на скользящем окне длительностью  $N = 50$  отсчетов

На рис. 1 в увеличенном масштабе отображения приведены усредненные сигналы в трех ортогональных отведениях по Франку. Усреднено  $L = 293$  кардиоциклов. Из рисунка видны детали тонкой структуры ЭКГ: на протяжении зубца P и в конечной части QRS-комплекса. Указанные компоненты обычно и считаются микропотенциалами в традиционном понимании вопроса. Вообще они относятся к составляющим регулярных составляющих ЭКГ.

Из рис. 2 можно получить наглядное представление об эффективности компенсации регулярных составляющих на протяжении произвольно выбранного кардиоцикла. В результате вычитания усред-

ненного сигнала (эпюра 2) из исходной зашумленной реализации кардиоцикла (эпюра 1) образуется контрольная выборка  $\{\eta_{\mu}[k]\}_0^T$  (процесс 3), в которой могут присутствовать составляющие нерегулярных микропотенциалов  $\{s_{\mu}[k]\}_1^N$ .

Рис. 3 иллюстрирует этапы обработки полученной контрольной выборки. Процесс на выходе выбеливающего фильтра представлен эпюрой 2. Визуальный анализ позволяет констатировать сходность его структуры с процессом типа белого шума. Вычисление решающей статистики (6) на скользящем окне длительностью  $N=50$  отсчетов (априорно предполагаемая длительность сигнала) соответствует процессу 4. Превышение порогового уровня, установленного исходя из  $P_F=0,01$ , не наблюдается ни в одной точке, т. е. составляющие нерегулярных микропотенциалов не обнаружены. Это подтверждает работоспособность предложенного подхода: не обнаружено никаких составляющих, которые могли бы быть побочными продуктами предыдущих этапов обработки реализации ЭКГ.

Проверку способности алгоритма к обнаружению сигнала иллюстрируют эпюры на рис. 4. В исходный процесс искусственно вводится информационный сигнал, представляющий собой 2 периода синусоидального сигнала частотой 100 Гц. Исходные данные выбраны, исходя из наилучших условий: длительность сигнала примерно равна периоду корреляции помехи, т. е. его структура мало отличается от одиночных выбросов помехи. Отношение сигнал-шум  $q$  составляет 1. Визуальный анализ полученной контрольной выборки, соответствующей процессу 2, не позволяет принять решение о наличии какого-либо информационного сигнала (для облегчения проведения сравнения участков процесса интервал наличия сигнала специально выделен). Но заметно, что дисперсия процесса на выходе выбеливающего фильтра возрастает (эпюра 3). На протяжении интервала наличия сигнала регистрируется устойчивое превышение ре-

шающей статистикой порогового уровня. Результаты моделирования позволяют констатировать отличное совпадение расчетных и экспериментально полученных рабочих характеристик алгоритма обнаружения.

**Заключение.** Предложенная методика обработки ЭКГ предназначена для проведения диагностики электрической нестабильности миокарда. Необходимая достоверность конечного результата достигается только при оптимальном построении каждого этапа алгоритма обработки. В случае обнаружения микропотенциалов следует решать задачу оценивания их параметров, энергетических и неэнергетических [3], что можно осуществить стандартными методами статистической теории, и соответствующей классификации по виду нерегулярности.

## Литература

1. **Waldo A. L., Kaiser G. A.** A study of ventricular arrhythmias associated with acute myocardial infarction in the canine heart. // *Circulation*. 1973. — Vol. 47. — P. 1222–1228.
2. **Лебедева Н. А.** Алгоритмы анализа многоканальной ЭКГ для классификации форм QRS-комплексов. / Автореф. дисс ... к. т. н. — СПб: ЛЭТИ, 1999. — 16 с.
3. **Куликов Е. И., Трифионов А. П.** Оценка параметров сигналов на фоне помех. — М.: Сов. Радио, 1978. — 296 с.
4. **Марпл С. Л.** Цифровой спектральный анализ и его приложения: Пер. с англ. — М.: Мир, 1990. — 564 с.
5. **Зайченко К. В., Жаринов О. О., Кулин А. Н., Жаринов И. О.** Использование принципов адаптивной фильтрации для обнаружения низкоамплитудных биоэлектрических сигналов. // *Вестник С.-З. регионального отделения АМТН*. Под ред. Г. В. Анцева. / ООО «Агентство РДК-принт». — СПб, 2001. — Вып. 5. — С. 157–162.

## ИЗДАТЕЛЬСТВО «ПОЛИТЕХНИКА» ПРЕДСТАВЛЯЕТ

**Кухарев Г. А.**

**Биометрические системы: методы и средства идентификации личности человека.** — СПб.: Политехника, 2001. — 240 с., ил.

В книге дан обзор идей, методов и средств, используемых в системах идентификации и верификации личности человека на основе его биометрических характеристик. Проанализированы состояние и тенденции развития различных биометрических технологий. Подробно обсуждены биометрические системы, использующие информацию об отпечатках пальцев, геометрии руки, параметрах лиц и радужной оболочке глаз. Представлены элементы цифровой обработки изображений, наиболее часто используемые в различных биометрических технологиях, базовые методы обработки исходных данных в приложении к системам распознавания лиц, а также методики построения (синтез, анализ и реализация) систем распознавания людей по их лицам. Приведены словарь терминов, обширная библиография и адреса наиболее важных интернет-сайтов по биометрическим технологиям.

Книга предназначена для студентов и аспирантов соответствующих специальностей, а также практиков, интересующихся использованием представленных в ней биометрических систем.