

Т.Г. МАЩЕНКО, канд. техн. наук, проф. НТУ “ХПИ”
Н.В. ТРУБЧАНОВА, студент НТУ “ХПИ”

ОЦЕНКА МЕТОДОВ ОБРАБОТКИ КАРДИОСИГНАЛОВ

У статті розглянуті основні методи обробки кардіосигналів, засновані на розробці автоматизованих систем реєстрації і попереднього аналізу серцево-судинної системи.

The basic methods of cardio-signal treatment based on development of automatized registration system and preliminary analysis of the cardiovascular system are considered in the article.

Ключевые слова: медицинская диагностика, электрокардиосигнал, артефакты, экстрасистолические компоненты, отведения, миокард.

Постановка проблемы. Многие из достижений техники являются следствием изучения закономерностей жизнедеятельности и поведения живых организмов и, в частности, человека. В последние годы качественные изменения произошли в технической диагностике машин и энергетического оборудования, основой которых стали новые методы анализа колебательных процессов и прежде всего, компьютерного анализа модулированных вибрации и шума. Естественным следствием таких изменений стала попытка использовать эти методы для медицинской диагностики, технология которых основана на разработке автоматизированных систем регистрации и предварительного анализа клинико-физиологической информации. В настоящее время получают развитие новые технологии выявления состояний, предшествующих развитию болезни. В основе этих технологий лежит анализ биологических ритмов организма человека, выделяемых из электрокардиосигналов.

Анализ литературы: В работе [1] рассмотрены основы электрокардиографии, показано, что электрокардиосигнал является одним из самых упорядоченных сигналов физической природы. Приведены основные параметры ЭКГ. В работе [2] проанализированы системы отведений, приведены результаты идентификации параметров ЭКГ при различных заболеваниях сердца. В [3] определены основные симптомы заболеваний сердца, особое внимание уделено отклонениям ЭКГ при ишемии миокарда и стенокардии. В работах [4, 5] показано возможность исследования сократительной функции миокарда в фазовом пространстве. При этом определено, что при различных поражениях миокарда изменяются не только направления, но и скорость распространения волны деполяризации и реполяризации по миокарду.

В работе [6] представлены результаты клинического исследования скоростных показателей зубца T ЭКГ. Клиническое значение этого зубца существенно увеличивается при определении электролитических нарушений, что особенно важно при диагностике ишемии миокарда. В [7] рассмотрен ком-

пьютерный анализ и дана интерпритация электрокардиограмм в фазовом пространстве. Приведены аппаратно-программные средства для исследования variability сердечного ритма в клинической практике. В [8] с целью расширения функциональных возможностей метода ЭКГ приведены результаты вейвлет анализа биомедицинских сигналов. В работе [9] приведен методический подход в построении системы для неинвазивного контроля состояния электрической активности сердца.

Цель статьи – оценить эффективность методов обработки кардиосигналов для диагностики заболеваний сердца.

Variability сердечного ритма может быть оценена с помощью различных методов, к которым можно отнести временные, частотные, спектральные методы обработки кардиосигналов и др. Среди аппаратно-программных комплексов (АПК), рекомендованных Минздравом Украины в качестве стандартных средств для исследования variability сердечного ритма в клинической практике и прикладной физиологии, следует назвать «Варикард-1.41» и «Динамика-100».

С помощью АПК проводилась параллельная (в реальном масштабе времени) регистрация ритма сердца с последующим сопоставлением информационных возможностей в части математического анализа variability сердечного ритма. Этот аппаратно-программный комплекс обеспечивает: вывод на экран монитора в режиме реального времени одновременно двух графиков; электрокардиограммы (ЭКГ) и кардиоинтервалограммы (КИГ); автоматическое распознавание *R* зубцов, артефактов, экстрасистол и аритмий; автоматизированную корректировку ошибок и аппроксимацию артефактов и экстрасистолических элементов ЭКГ; автоматическое формирование динамических (временных) рядов кардиоинтервалов по распознанным элементам и автоматический анализ временных рядов *RR* кардиоинтервалов статистическими, автокорреляционными и спектральными методами.

Расчет показателей спектрального анализа проводился в четырех частотных диапазонах: высокочастотные колебания (*HF*) в диапазоне $0,5 \div 0,15$ Гц ($2 \div 7$ с); низкочастотные колебания (*LF*) в диапазоне $0,15 \div 0,05$ Гц ($7 \div 20$ с); сверхнизкочастотные колебания (*VLF*) в диапазоне $0,05 \div 0,015$ Гц ($20 \div 70$ с); ультранизкочастотные колебания (*ULF*) в диапазоне $0,015 \div 0,001$ Гц ($70 \div 1000$ с). Кроме того обеспечивается сохранение результатов анализа variability сердечного ритма, а также исходных данных (сигналов ЭКГ и динамических рядов кардиоинтервалов) в банке данных с возможностью обращения к ним для более подробного анализа или сравнительной оценки и использование для обработки и анализа данных различных видов программных средств и возможность их развития и дополнения.

Для диагностики, например, ишемии миокарда в кардиологической практике используются различные методы нахождения необходимых отклонений. ЭКГ представляет собой запись сигнала, несущего информацию об изменениях во времени суммарного электрического потенциала, возникающего в сердечной мышце за счет движения ионов через мышечную мембрану [1]. Из анализа работы [2] основными электрокардиографическими признаками ишемии миокарда являются изменение полярности, амплитуды и формы зубца T , а также смещение (депрессия и элевация) сегмента $S-T$ относительно изоэлектрической линии. Однако известно, что ЭКГ в покое бывает нормальной примерно у половины больных со стабильной стенокардией, причем, согласно данным Фремингемского исследования, у 8,5% мужчин и 7,7% женщин наблюдаются неспецифические изменения указанных признаков ЭКГ, что является причинами ложноположительных результатов диагностики [3].

С другой стороны, даже незначительные изменения амплитудно-временных параметров сегмента ST и зубца T могут свидетельствовать о серьезном заболевании [2] (рис.1).

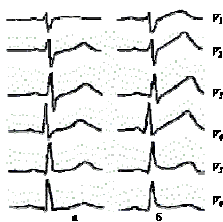


Рис. 1. ЭКГ в шести грудных отведениях при остром мелкоочаговом инфаркте: до инфаркта (а); в 1-й день инфаркта (б)

Следует заметить, что в реальных условиях записи ЭКГ подвержены влиянию внутренних и внешних возмущений, которые искажают форму указанных информативных фрагментов и тем самым вызывает дополнительные проблемы при построении компьютерных систем анализа и интерпретации ЭКГ. Даже для решения, казалось бы, совсем простой задачи разделения ЭКГ на отдельные сердечные циклы (RR интервалы) приходится использовать достаточно сложные алгоритмы обнаружения QRS -комплексов.

В работе [4] показана возможность исследования сократительной функции миокарда в фазовом пространстве, координатами которого является амплитуда $y(t)$ и производная по времени dy/dt наблюдаемого процесса. Диагностическая ценность таких исследований обусловлена тем, что при различных поражениях миокарда изменяются не только направление, но и скорость распространения волны деполяризации и реполяризации по миокарду [5, 6].

Для того, чтобы обосновать предлагаемый подход к построению компьютерных алгоритмов обработки ЭКГ в фазовых координатах рассмотрим одну из возможных моделей реальной ЭКГ.

Это дает ключ к построению эффективного метода оценки эталонного цикла на основе усреднения наблюдаемых фазовых траекторий с последующим переходом во временную область (рис. 2). Алгоритмы, реализующие этот метод, подробно рассмотрены в работе [7].

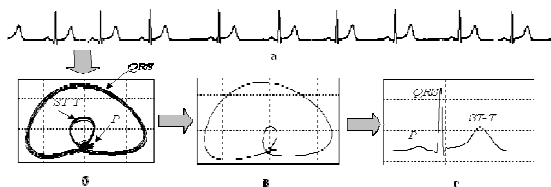


Рис. 2. Последовательность этапов обработки ЭКГ:
a – исходная ЭКГ; *б* – ее фазовая траектория; *г* – усредненная фазовая траектория;
 эталонный цикл ЭКГ во временной области

ЭКГ отображается на экране компьютера в реальном времени – синхронно все отведения или выбранные. Отображаемые на экране участки ЭКГ можно распечатывать без остановки сигнала на экране, но удобнее клавишами клавиатуры отмечать интересующие моменты как события ("вдох", "выдох", "исходное" или заданное Вами) – для возможности впоследствии (после остановки сигнала на экране или при просмотре записи) листать события, выбирать для распечатки интересующие комплексы *QRS*.

Разрабатываемый подход для выявления новой информации, скрытой в динамике поведения сложных систем, позволит расширить возможности диагностических компьютерных комплексов в области медицины.

Предложенный метод позволяет более чем на порядок уменьшить требуемое количество компьютерных ресурсов и тем самым обеспечить практическую реализуемость вычислительного процесса, причем этот метод может быть использован при диагностике состояния сердечно-сосудистой системы на конечных временных интервалах по измеренному сигналу (рис. 3, 4).

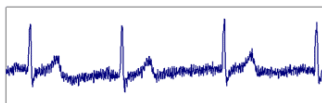


Рис. 3. Исходный электрокардиосигнал, $N = 1500$

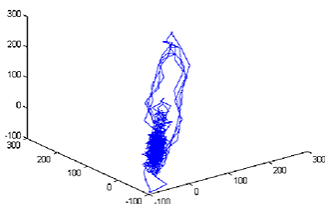


Рис. 4. Аттрактор электрокардиосигнала, восстановленный по методу Такенса

Также для обработки и распознавания биомедицинских сигналов широко используются новые подходы на основе анализа спектров высших порядков. Предлагаемые подходы являются существенным дополнением к указанным выше традиционным методам спектрально-корреляционного анализа. Действительно, для выявления новой информации, скрытой в динамике поведения сложных систем, согласно предлагаемому подходу наряду со спектрами первого порядка, на которых основаны традиционные спектрально-корреляционные методы, используются также и спектры высших порядков (полиспектры - биспектры, триспектры и т.д.) (рис. 5). Это позволяет расширить возможности медицинских диагностических компьютерных комплексов, одним из методов является идентификация состояния биомедицинского объекта посредством оценивания ядер Винера[8].

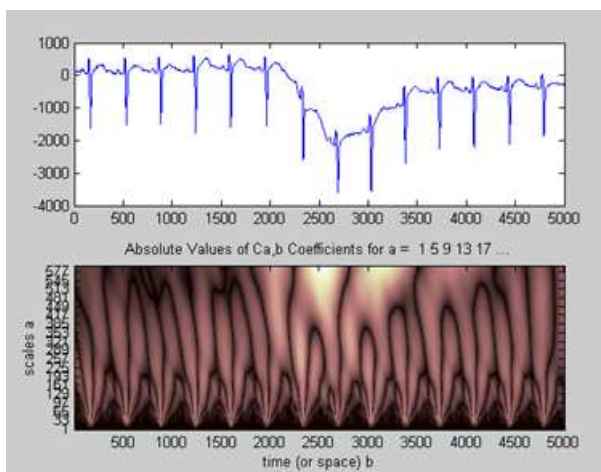


Рис. 5. График кардиосигнала и его спектрограмма

Обработка кардиографической информации заключается в возможности синтеза модельного ЭКС и визуализации состояния сердца пациента для проверки результатов обработки кардиографической информации.

Ключевым моментом методологического подхода в построении системы для неинвазивного контроля состояния сердца пациента является определение электрической активности сердца. Определение электрической активности сердца по ЭКС, зарегистрированному на торсе пациента, относится к обратной задаче электрокардиографии, для решения которой используется метод регуляризации Тихонова А.Н. [9].

В основе предлагаемого способа решения обратной задачи электрокардиографии лежат следующие утверждения:

1. Состояние сердца определяет его электрическую активность (ЭАС).
2. Количество, расположение и выбор точек модели сердца пациента задают максимальное разрешение для исследования электрических процессов, происходящих в сердце.
3. Точки модели сердца пациента являются элементарными сердечными диполями, для каждого из которых в системе координат сердца заданы местоположение, ориентация и изменение во времени его величины, и определяют ЭАС пациента.
4. Согласно электрокардиографическому представлению значение потенциала, генерируемого сердцем и регистрируемое на торсе пациента (прямая задача электрокардиографии), определяется по формуле

$$\varphi_j = \frac{\rho}{4\pi} \sum_{m=k_j-1}^{k_j} n_{jm} P_m, \quad (1)$$

где φ_j – значение электрического потенциала в j -й точке стандартного отведения ($j = 1, \dots, 12$); ρ – среднее удельное электрическое сопротивление торса; n_{jm} – коэффициент пропорциональности, вычисляемый по формуле

$$n_{jm} = \frac{\cos \gamma}{r_{jm}^2},$$

здесь γ – угол между вектором направления от m -й области на

поверхности модели сердца пациента к j -й точке отведения и нормалью к m -й области на поверхности сердца пациента; r_{jm} – расстояние от точки j -го отведения до области S_m ; P_m – характеристика электрической активности S_m -й области на поверхности модели сердца пациента ($m = 1, \dots, M$), вычисляемая по формуле

$$P_m = \sum_{i=1}^I q_{mi} \cdot D_i,$$

где q_{mi} – коэффициент, указывающий на принадлежность i точки к данной области ($q_{mi} = 1$, если точка входит в область S_m , и $q_{mi} = 0$, если точка не входит в область S_m); D_i – дипольный момент i -й точки на поверхности сердца пациента.

В разработанной системе для неинвазивного контроля состояния сердца пациента определение электрической активности сердца осуществляется путем построения системы линейных алгебраических уравнений (СЛАУ), число

неизвестных которой равно количеству точек модели сердца пациента. Для этого поверхность модели сердца пациента «разбивается» на смежные непересекающиеся области S_m . Количество возможных различных областей m равно количеству электрически активных точек сердца i . Для полученных областей составляются i/j СЛАУ вида (2) размерностью ixj (рис. 6).

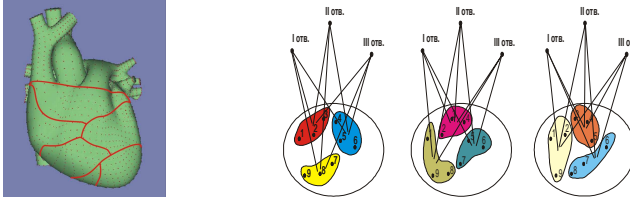


Рис. 6. Модель сердца с выделенными на поверхности смежными непересекающимися областями и пример составления СЛАУ для определения электрической активности точек модели сердца (I–III точки отведений)

$$\left\{ \begin{array}{l} v_{1(I)} = n_{11}U_{S_1} + n_{12}U_{S_2} + n_{13}U_{S_3}; \\ v_{2(II)} = n_{21}U_{S_1} + n_{22}U_{S_2} + n_{23}U_{S_3}; \\ v_{3(III)} = n_{31}U_{S_1} + n_{32}U_{S_2} + n_{33}U_{S_3}; \end{array} \right. \left\{ \begin{array}{l} v_{1(I)} = n_{11}U_{S'_1} + n_{12}U_{S'_2} + n_{13}U_{S'_3}; \\ v_{2(II)} = n_{21}U_{S'_1} + n_{22}U_{S'_2} + n_{23}U_{S'_3}; \\ v_{3(III)} = n_{31}U_{S'_1} + n_{32}U_{S'_2} + n_{33}U_{S'_3}; \end{array} \right.$$

$$\left\{ \begin{array}{l} v_{1(I)} = n_{11}U_{S''_1} + n_{12}U_{S''_2} + n_{13}U_{S''_3}; \\ v_{2(II)} = n_{21}U_{S''_1} + n_{22}U_{S''_2} + n_{23}U_{S''_3}; \\ v_{3(III)} = n_{31}U_{S''_1} + n_{32}U_{S''_2} + n_{33}U_{S''_3}. \end{array} \right. \quad (2)$$

СЛАУ (2) представляется в матричном виде:

$$p = Qj, \quad (3)$$

где Q – матрица размером $I \times I$ (I – число электрически активных точек модели сердца пациента), определяющаяся принадлежностью i -й точки в m -й области; p – вектор-столбец электрической активности m -й области сердца; j – вектор-столбец электрической активности I -й точки сердца.

Матрица Q является плохо обусловленной. Применение метода регуляризации Тихонова А.Н. позволяет корректно сформулировать обратную задачу и обеспечивает существование, единственность и устойчивость получаемого решения, называемого псевдорешением с минимальной нормой $\|j\|$. Для получения псевдорешения СЛАУ (3) вводится условие минимизации сглаживающего функционала

$$\|Qj - p\|^2 + \alpha \|j\|^2 = \min, \quad (4)$$

где $\alpha > 0$ – параметр регуляризации, который определяется по невязке

$$\|Qj_\alpha - p\| = \delta,$$

где δ – погрешность правой части p , обусловленная погрешностью вычисления электрических активностей областей сердца.

Из условия (4) получается новая СЛАУ:

$$(\alpha E + Q^T Q) j_\alpha = Q^T p, \quad (5)$$

где E – единичный оператор ($Ej = j$); Q^T – транспонированная матрица Q .

Регуляризованное решение СЛАУ (5) имеет вид

$$j_\alpha = (\alpha E + Q^T Q)^{-1} Q^T p. \quad (6)$$

Графическое представление решения (6) приведено на рис. 8.

На рис. 7 на оси X отмечены номера (от 1 до 100) дискретных отсчетов в течение кардиоцикла; на оси Y – номера (от 1 до 900) точек на поверхности модели сердца пациента; на оси Z – значения электрической активности точек. Анализ рис. 7 показывает, что полученное в результате решения значение электрической активности i -й точки модели сердца пациента представляет собой интегральную характеристику окружающих эту точку клеток миокарда.

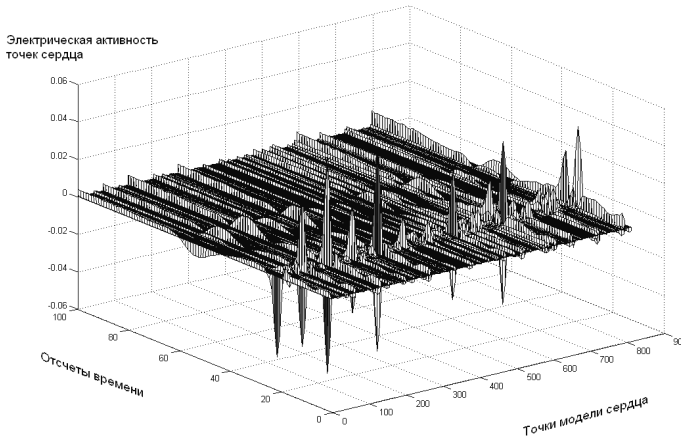


Рис. 7. Электрическая активность точек модели сердца пациента в течение кардиоцикла

Данное решение обратной задачи электрокардиографии позволяет многократно повысить точность определения места повреждения миокарда. Если при стандартном электрокардиографическом обследовании можно определить электрическую активность только 8 областей поверхности сердца, то в предлагаемом подходе определяющим фактором является число электрически активных точек в модели сердца пациента. Такие методы обработки сигналов, основанных на усреднениях искажений циклов ЭКГ в фазовом пространстве координат, позволяющий повысить эффективность оценки эталонного сердечного цикла.

Информативность, а, следовательно, диагностическая ценность вышеперечисленных методов различна, а значимость каждого из них относительна. Тем не менее, рассмотренные подходы к построению информационных технологий обработки ЭКГ для решения задачи выявления опасных заболеваний сердца позволяет осуществить своевременную диагностику и обеспечить соответствующее лечение.

Список литературы: 1. *Дощицын В.Л.* Клинический анализ электрокардиограммы - М. Медицина, 1982.- 203 с. 2. *Мурашко В.В., Струтынский А.В.* Электрокардиография. – М.: Медицина. – 1991. – 288 с. 3. *Руководство по внутренним болезням.* Издание 2-е, переработанное / Под ред. Н. А. Жукова.- Омск., 1998.- 512 с. 4. *Амосов Н.М., Агапов Б.Т., Паничкин Ю.В.* Исследование сократительной функции миокарда методом фазовых координат // Доклады АН СССР. – 1972. – Т. 202. – № 1. – С. 245-247. 5. *Амосов Н.М., Агапов Б.Т., Паничкин Ю.В.* Исследование сократительной функции миокарда методом фазовых координат // Доклады АН СССР. – 1972. – Т. 202. – № 1. – С. 245-247. 6. *Халфен Э.Ш., Сулковская Л.С.* Клиническое значение исследования скоростных показателей зубца Т ЭКГ // Кардиология. – 1986. 7. *Файнзильберг Л.С.* Компьютерный анализ и интерпретация электрокардиограмм в фазовом пространстве // Системные исследования и информационные технологии. – 2004. –№ 1. 8. *Латфуллин И.А.* Вейвлет анализ частотных характеристик ППЖ по грудным отведениям ЭКГ / И.А.Латфуллин, Г.М.Тептин, Л.Э.Мамедова // Тезисы Всероссийского конгресса «Неинвазивная электрокардиология в клинической медицине», Москва, 19–20 апреля 2007 г. 9. *Тихонов А.Н., Гончарский А.В., Степанов.В.В.* Численные методы решения некорректных задач. - 1990.

Статья представлена д.т.н. проф. НТУ “ХПИ” Рогачевым А.И.

Поступила в редакцию 01.04.2010