

решение, так как позволяет разделить алгоритм на самостоятельные процедуры, последовательно применяемые к исходному стабิโลграфическому сигналу. В самом общем виде алгоритм анализа стабילוграфического сигнала может быть представлен состоящим из трёх этапов. На первом этапе выполняется выделение тренда и устойчивых колебаний, на втором этапе по полученным ранее остаткам выполняется оценка параметров двухканального авторегрессионного процесса второго порядка и на последнем этапе выполняется анализ случайных остатков авторегрессионной модели. Таким образом, в результате анализа стабילוграммы удаётся выделить три группы информативных признаков, каждая из которых характеризует определённые особенности системы равновесия.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Скворцов Д.В.* Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. – М.: Т.М. Андреева, 2007. – 640 с.
2. *Гаже П. –М., Вебер Б. и др.* Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека: Пер. с французского / Под ред. Б.И. Усачёва. – СПб.: Изд. дом СПбМАПО, 2008. – 316 с.

Статью рекомендовал к опубликованию д.м.н., профессор А.И. Сафронов.

Киреев Андрей Владимирович – ГОУ ВПО «Пензенская государственная технологическая академия»; e-mail: kireewska@mail.ru; 440039, г. Пенза, пр. Байдукова, ул. Гагарина, 1,а/11; тел.: 88412496155; кафедра информационных технологий и менеджмента в медицинских и биотехнических системах; к.т.н.; доцент.

Акжигитов Рамиль Фяритович – e-mail: marafon-penza@yandex.ru; кафедра информационных технологий и менеджмента в медицинских и биотехнических системах; аспирант.

Kireev Andrey Vladimirovich – State Educational Institution of the Higher Vocational Training "Penza State Technological Academy"; e-mail: kireewska@mail.ru; 1a/11, Jour. Baydukova, Gagarina street, Penza, 440039, Russia; phone: +78412496155; the department of information technology and management in medical and biotechnical systems; cand. of eng. sc.; associate professor.

Akzhigitov Ramil Fyaritovich – e-mail: marafon-penza@yandex.ru; the department of information technology and management in medical and biotechnical systems; postgraduate student.

УДК 53.088.7, 612.172.4

Л.Ю. Кривоногов

АНАЛИЗ И ОБРАБОТКА ЭМПИРИЧЕСКИХ МОД С ЦЕЛЬЮ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ В ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛАХ

Рассмотрены вопросы подавления помех в электрокардосигналах (ЭКС) на основе декомпозиции на эмпирические моды (ЭМ). Основной процедурой устранения высокочастотных помех является нелинейная пороговая обработка отдельных ЭМ. Ключевой параметр этой процедуры – определение значения порога дискриминации, от него зависит качество подавления помех в ЭКС. Проблема определения значения порога дискриминации связана с негауссовым распределением шумовых компонент в ЭМ.

Разработаны два способа определения значения порогов дискриминации эмпирических мод для удаления из них помеховых составляющих. Первый способ основан на анализе фазовых гистограмм ЭМ. Второй способ базируется на вычислении корреляционной размерности ЭМ. Разработан виртуальный прибор в системе LabVIEW.

Электрокардосигнал; подавление помех; разложение на эмпирические моды; негауссовский шум; нелинейная пороговая обработка; фазовая гистограмма; фрактальный анализ; корреляционная размерность.

L.Y. Krivonogov

ANALYSIS AND PROCESSING OF EMPIRICAL MODES FOR ECG SIGNAL DENOISING

In this article questions of ECG signals denoising based on empirical modes decomposition are considered. The main procedure of elimination of high-frequency noise is nonlinear thresholding process of separate empirical modes. The key parameter in the thresholding process is the choice of the threshold value. Quality of ECG signals denoising depends on it. The problem of determination of the threshold value is connected with nongaussian noise in empirical modes.

Two ways of determination of the threshold value of empirical modes are developed for removal from them noise components. The first method is based on the analysis of phase histograms of empirical modes. The second method is based on calculation of correlation dimension of empirical modes. The virtual instrument in LabVIEW system is developed.

ECG signal, denoising; empirical mode decomposition; thresholding; nongaussian noise; phase histogram; fractal analysis; correlation dimension.

Классические методы анализа данных основаны на предположениях о линейности и стационарности изучаемых процессов. В то же время известно, что при исследовании различных реальных систем, полученные данные почти наверняка будут нелинейными и нестационарными. Это относится и к большинству биологических процессов. Несмотря на это, до сих пор достаточно часто анализ биомедицинских сигналов проводят с использованием методов, изначально предназначенных для исследования стационарных сигналов. Такое необоснованное упрощение моделей биомедицинских сигналов является одной из основных причин недостаточной эффективности их автоматического анализа.

Широко распространенный классический Фурье-анализ благодаря своей относительной простоте и удобству вычислений на основе быстрых вычислительных процедур практически сразу после своего появления стал преобладать над всеми другими методами анализа и применяться к исследованию самых различных сигналов. Хотя давно хорошо известно, что Фурье-анализ малоэффективен при исследовании сигналов со сложными частотно-временными характеристиками, так как базис составляют тригонометрические функции с постоянной во времени частотой. Такой и подобные ему базисы не обладают временной локализацией и соответственно не обеспечивают качественного временного разрешения.

В последнее время широкое распространение для анализа нестационарных сигналов получили частотно-временные методы, дающие заметные преимущества по сравнению с классическим и оконным Фурье-анализом и позволяющие получить временные локализации спектральных компонент сигнала. Такое кратномасштабное представление сигнала (в виде совокупности компонент с разным разрешением) дает понимание его внутренней структуры. Вейвлет-преобразование (ВП) стремительно завоевывает популярность для анализа нестационарных сигналов благодаря хорошо разработанному математическому аппарату, наличию множества специально разработанных базисов, быстрым вычислительным алгоритмам, возможностью решать широкий класс задач. Для анализа биомедицинских сигналов представляет интерес дискретное вейвлет-преобразование (ДВП) на основе бинарных банков фильтров. Нестационарный сигнал анализируется путем разложения по базисным функциям, полученным из некоторого прототипа на основе его масштабных растяжений и сдвигов вдоль временной оси. Функция-прототип называется материнским, или базисным вейвлетом. Кратномасштабный анализ на основе ДВП позволяет получить хорошее разрешение по времени на высоких частотах и хорошее разрешение по частоте на низких частотах (согласно принципу неопределенности Гейзенберга, применительно к частотно-временному преобразованию,

невозможно получить точное частотно-временное представление сигнала). Такой подход оказывается особенно эффективным, когда сигнал имеет высокочастотные участки малой длительности и протяженные низкочастотные участки.

Основной проблемой, сдерживающей эффективное практическое применение ВП, в частности для анализа биомедицинских сигналов, – большое многообразие и неочевидность выбора базисного вейвлета для решения конкретной задачи (практически невозможно подобрать фиксированный базисный вейвлет, обеспечивающий эффективный анализ для всех участков нестационарного сигнала).

Для точного и достоверного анализа биомедицинских сигналов необходим специальный подход, обладающий свойством адаптивности к каждому конкретному исследуемому сигналу. Следовательно, для корректного анализа таких сигналов необходимо формирование не априорно заданного, а адаптивного базиса, функционально зависящего от содержания самого сигнала (т.е. учитывающего структуру сигнала, изменчивость его параметров, наличие помех различного вида и интенсивности).

Предполагается, что применение такого адаптивного базиса для анализа биомедицинских сигналов обеспечит:

- ◆ качественное подавление помех, на основе разделения в пространстве признаков информации о помехах и сигнале с последующим использованием для восстановления только информации о сигнале;
- ◆ эффективное обнаружение, сегментацию и классификацию информативных участков сигнала и измерение их параметров с высокой точностью;
- ◆ реализацию удобного для дальнейшего анализа преобразования, в результате которого сигнал представляется в частотно-временной области (в виде 3D-поверхности в системе координат «амплитуда-частота-время» или «энергия-частота-время»), в связи с чем появляется возможность выявления скрытых модуляций и областей концентрации энергии, что открывает возможность выявления новых диагностических признаков.

Для создания адаптивного базиса, отвечающего реальным изменениям сигнала во времени, наибольший практический интерес представляют точки экстремумов, разрывов, перегибов, нарушения монотонности. Именно такие точки (локальные экстремумы) были использованы Норденом Хуангом для формирования адаптивного базиса нового метода анализа нелинейных и нестационарных сигналов, который впоследствии был назван преобразованием Гильберта-Хуанга (Hilbert-Huang Transform, ННТ) [1]. Предложенное преобразование включает два основных этапа:

- ◆ разложение сигнала на частотные компоненты – декомпозиция на эмпирические моды (Empirical Mode Decomposition, EMD);
- ◆ формирование по полученным эмпирическим модам (ЭМ) спектра Гильберта (Hilbert Spectral Analysis, HSA).

Основным преимуществом EMD является высокая адаптивность, связанная с тем, что базисные функции, используемые для разложения сигнала, конструируются непосредственно из самого исследуемого сигнала, что позволяет учесть все его локальные особенности, внутреннюю структуру, присутствие различных помех. Кроме адаптивности, разложение обладает и другими важными для практических приложений свойствами [2]:

- ◆ локальностью, т.е. возможностью учета локальных особенностей сигнала;
- ◆ ортогональностью, обеспечивающей восстановление сигнала с определенной точностью;
- ◆ полнотой, гарантирующей конечность числа базисных функций при конечной длительности сигнала.

Эмпирические моды это монокомпонентные составляющие сигнала, которые вместо постоянной амплитуды и частоты, как в простой гармонике, имеют меняющуюся во времени амплитуду и частоту. ЭМ не имеют строгого аналитического описания, но должны удовлетворять условиям, гарантирующим определенную симметрию и узкополосность базисных функций.

В работе [3] описан алгоритм подавления помех в электрокардиосигналах (ЭКС), основанный на их разложении по эмпирическим модам. Для подавления высокочастотных (ВЧ) помех (шумы электродов и усилителей, мышечный тремор, сетевая наводка) некоторые эмпирические моды ЭКС подвергаются нелинейной пороговой обработке (НПО). В практике вейвлет-шумоподавления [4] пороговая обработка (thresholding) вейвлет-коэффициентов получила широкое распространение, кроме того, она также может быть применена к ЭМ, полученным в результате EMD [3, 5].

Пороговая обработка ЭМ состоит в специальной нелинейной процедуре дискриминации отсчетов ЭМ на некотором пороговом уровне в соответствии с определенными правилами

$$\eta(EM_j(i)) = f(p),$$

где f – некоторая нелинейная пороговая функция, p – порог, i – номер отсчета, j – номер (уровень разложения) ЭМ. Для подавления высокочастотных (ВЧ) помех в ЭКС была выбрана пороговая функция Soft Thresholding (ST) [6]. Технология НПО эмпирических мод ЭКС позволяет удалить широкополосные помехи, которые дают множество малых по значению отсчетов на нескольких ЭМ.

При подавлении ВЧ помех на основе EMD и пороговой обработки (EMD-ST) существуют две основные проблемы, определяющие качество шумоподавления:

- ◆ выбор количества ЭМ, к которым необходимо применить пороговую обработку;
- ◆ определение порогового значения p , превышающего уровень шума.

Первая проблема была решена экспериментально. В результате исследования реальных ЭКС было установлено, что при длительности сигнала в 2500 отсчетов (5 с при частоте дискретизации 500 отсчетов в секунду), он раскладывается на 8–12 ЭМ в зависимости от сложности сигнала, вида и интенсивности помех. При этом все ВЧ-помехи сосредотачиваются в первых трех ЭМ.

Вторая проблема более серьезная. Известные подходы к определению значения порогов, реализованные в вейвлет-шумоподавлении (методы sqrt-log, Берга-Массара, Штайна) и основанные на предположении о нормальности распределения помехи имеют ограниченное применение на практике для EMD-ST ЭКС по следующим обстоятельствам:

1. Широко распространенный подход к определению значения порогов на основе предположения о гауссовом распределении сигнала и шума на разных уровнях разложения не соответствует действительности. С одной стороны, помехи в ЭКС не всегда гауссовы, с другой стороны, в отличие от ВП, линейность оператора, соответствующего процедуре EMD, строго не доказана, следовательно, даже для гауссового шума распределение шумовых составляющих на разных уровнях разложения – не сохраняется гауссовым.
2. Спектр реальных помех отличается от спектра белого шума, поэтому интенсивность помех в разных ЭМ будет различная и соответственно пороги дискриминации для обработки отдельных ЭМ будут различными.
3. Помеха является нестационарной, следовательно, интенсивность помех в ЭМ изменяется во времени и порог тоже должен меняться.

При подавлении ВЧ-помех, обычно, сначала по полученным частотным компонентам сигнала вычисляют значение порога дискриминации, затем проводится НПО этих компонент. Но в целях решения проблемы определения значения порога

дискриминации для негауссовского нестационарного шума предложено поменять местами эти операции: сначала провести пороговую обработку ЭМ при растущем пороге, рассчитывая для каждого значения порога некий показатель. При достижении показателем определенного значения рост порога прекращается, на реконструкцию идет результат обработки ЭМ с этим порогом. Предложено два способа определения значения порога дискриминации: на основе анализа фазовых гистограмм и на основе фрактального анализа ЭМ.

Определения порога дискриминации на основе анализа фазовых гистограмм.

При исследовании ЭМ прошедших НПО было выявлено, что с ростом значения порога дискриминации значительно меняется форма фазовой гистограммы. При достижении порогом оптимального значения уменьшаются значения всех интервалов, кроме нулевого, значение которого растёт и стремится к объёму выборки n .

Мгновенная фаза для каждой ЭМ вычисляется с помощью преобразования Гильберта. Для j -й ЭМ ЭКС $EM_j(t)$ вычислим сопряженную по Гильберту пару $EM_j^*(t)$:

$$EM_j(t) = \frac{1}{\pi} \int \frac{EM_j^*(\tau)}{t - \tau} d\tau,$$

где τ – независимая переменная. Далее по этой паре ($EM_j(t)$ и $EM_j^*(t)$) определим аналитический сигнал

$$EM_j(t) + qEM_j^*(t) = A_j(t)e^{q\varphi_j(t)},$$

где $q = \sqrt{-1}$ – мнимая единица. Мгновенная фаза φ_j , которая определяется следующим образом

$$\varphi_j(t) = \operatorname{arctg} \left[\frac{EM_j(t)}{EM_j^*(t)} \right].$$

Используя последнее выражение можно рассчитать мгновенные фазы для каждого момента времени (отсчета сигнала) каждой ЭМ. Статистика временного ряда фаз в диапазоне от $-\pi$ до π характеризуется функцией плотности вероятности распределения фаз, которая содержит информацию о значении порога дискриминации p и зависит от количества отсчетов ЭМ с фазой близкой к нулю

$$z = \sum_{i=1}^n i(\varphi_0),$$

где $i(\varphi_0)$ – отсчеты ЭМ, мгновенная фаза которых близка к нулю ($\varphi_0 = [-\Delta; \Delta]$).

Пусть C – значение порога, превышение которого z означает, что преобладающее количество отсчетов ЭМ имеет фазу близкую к нулю. То есть минимальное значение p , при котором $z > C$ будем считать оптимальным

$$p_{\min}(z > C) = p_{\text{opt}}.$$

В свою очередь, C зависит от объема выборки $C = kn$; где k – эмпирический коэффициент, зависящий от типа ЭКС (в экспериментах $k = 0,9$). Для фазовой гистограммы с одиннадцатью интервалами диапазон $[-\Delta; \Delta]$ составляет 1/11 часть всего диапазона $D = [-\pi; \pi]$, тогда $\Delta = 1/22 D \approx 0,045 D$.

Определения порога дискриминации на основе фрактального анализа ЭМ.

Достижения последних лет в области нелинейной динамики привели к появлению новых методов анализа сложных систем [7]. В настоящее время фрактальный анализ широко применяется в различных областях естествознания: ядерной физике, астрономии, радиотехнике, геофизике, биологии и медицине, компьютерной графике, экономике и финансах. Проведенные исследования ЭМ ЭКС показали, что

они обладают фрактальными свойствами, т.е. самоподобием (состоят из участков, каждый из которых подобен всему сигналу целиком). Кроме того, было выяснено, что фрактальные свойства зависят от номера ЭМ и изменяются при НПО.

Одной из наиболее широко используемых фрактальных размерностей является корреляционная размерность D_c . Этот показатель с практической точки зрения представляет наибольший интерес, поскольку процесс его вычисления достаточно прост (по сравнению с другими фрактальными показателями) и даёт адекватную характеристику сложности поведения динамической системы. Алгоритм расчета D_c [7] основан на вычислении корреляционного интеграла (осреднённой вероятности того, что состояния системы в два различных момента времени являются близкими), в качестве которого выступает функция $C(\delta)$, для каждого δ равная нормированному числу пар точек рассматриваемого сигнала, расстояние между которыми не превосходит δ :

$$C(\delta) = \frac{1}{n^2} \sum \theta(\delta - |y_i - y_j|),$$

где $\theta(x) = \begin{cases} 0, & \text{если } x \leq 0 \\ 1, & \text{если } x > 0 \end{cases}$ – функция Хевисайда для всех пар значений i и j , если $i \neq j$, $|y_i - y_j|$ – абсолютная величина расстояния между отсчетами сигнала, $i, j = 1, 2, 3, \dots, n$, где n – количество точек. Величина суммы зависит от δ , причем, если эта зависимость имеет степенной вид

$$C(\delta) \approx \delta^{D_c},$$

то исследуемый сигнал фрактален, а величина D_c – его корреляционная размерность. Для практического вычисления D_c на графике $\ln(C(\delta)) = f(\ln(\delta))$ выделяют линейную область, которая аппроксимируется прямой линией методом наименьших квадратов. Тангенс угла наклона этой прямой и является корреляционной размерностью D_c .

При увеличении значения порога дискриминации корреляционная размерность D_c сигнала, подвергнутого НПО, стремится к нулю. Таким образом, минимальное значение p , при котором $D_c=0$ будем считать оптимальным:

$$p_{\min}(D_c=0) = p_{\text{opt}}.$$

Предложенный алгоритм подавления ВЧ-помех в ЭКС на основе EMD и пороговой обработки, а также описанные способы определения порогов дискриминации были реализованы в виде виртуального прибора в системе графического программирования LabVIEW. В настоящее время разработанный виртуальный прибор проходит тестирование на сигналах базы электрокардиографических данных.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Huang N.E., Shen Z., Long S.R., Wu M.C., Shih H.H., Zheng Q., Yen N.-C., Tung C.C., Liu H.H.* The Empirical Mode Decomposition and The Hilbert Spectrum for Nonlinear and Non-Stationary Time Series Analysis // Proc. R. Soc. Lond. A. – 1998. – Vol. 454. – P. 903-995.
2. *Huang N.E., Shen S.S.P.* The Hilbert-Huang Transform and Its Applications. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2005.
3. *Кривоногов Л.Ю., Тычков А.Ю.* Подавление помех в электрокардиосигналах на основе разложения по эмпирическим модам // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2010. – № 8 (109). – С. 127-132.
4. *Donoho D.L., Johnstone I.M.* Neo-classical minimax problems, thresholding, and adaptation // Bernoulli. – 1996. – № 1. – P. 39-62.
5. *Boudraa A.O., Cexus J.C., Saidi Z.* EMD-Based Signal Noise Reduction. World Academy of Science, Engineering and Technology. – 2005. – № 2. – P. 96-99.

6. *Donoho D.L.* De-noising by soft-thresholding // IEEE Trans. on Inform. Theory. – 1995. – № 3. – P. 613-627.
7. *Шустер Г.* Детерминированный хаос. – М.: Мир, 1988.

Статью рекомендовала к опубликованию д.т.н., профессор Т.В. Истомина.

Кривоногов Леонид Юрьевич – Пензенский государственный университет; e-mail: leonidkrivonogov@yandex.ru; 440000, г. Пенза, ул. Клары Цеткин, 39-53; тел.: 89063960585; к.т.н.; доцент.

Krivonogov Leonid Yurievich – Penza State University; e-mail: leonidkrivonogov@yandex.ru; 39-53, K. Tzetkin street, Penza, 440000, Russia; phone: +79063960585; cand. of eng. sc.; associate professor.

УДК 616.77

Т.Н. Позднякова

ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ТРЁХМЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ В ИМПЛАНТАЦИОННОЙ СТОМАТОЛОГИИ

Показано, что наиболее удачным и эффективным методом восстановления зубного ряда в настоящее время является имплантация. Рассмотрены основные виды имплантации, отмечено их преимущество в сравнении с традиционными методами протезирования. Приведены виды имплантов. Анализируются возможности применения трёхмерного моделирования с использованием CAD/CAM-систем в имплантационную стоматологию. Отмечены преимущества данных систем в сравнении с традиционными методами имплантации. Описаны принципы работы CAD/CAM-систем. Приведён расчёт основных финансово-экономических показателей проекта. Показана экономическая целесообразность внедрения данных систем в стоматологическую практику.

Стоматология; имплантация; имплант; CAD/CAM-система; рентабельность.

T.N. Pozdnyakova

POSSIBILITIES OF APPLICATION OF THREE-DIMENSIONAL MODELLING IN ИМПЛАНТАЦИОННОЙ STOMATOLOGY

In article it is shown that the most successful and effective method of restoration of a tooth alignment now is implantation. Implantation principal views are considered, their advantage in comparison with traditional methods of prosthetics is noted. Kinds of implants are resulted. Possibilities of application of three-dimensional modelling with use CAD/CAM of systems in имплантационную stomatology are analyzed. Advantages of the given systems in comparison with traditional methods of implantation are noted. Principles of work CAD/CAM-systems are described. Calculation of the basic financial and economic indicators of the project is resulted. Economic feasibility of introduction of the given systems in stomatologic practice is shown.

Stomatology; implantation; an implant; CAD/CAM-system; profitability.

Имидж делового человека немислим без привлекательной улыбки, которая в свою очередь определяется красивым зубным рядом. К сожалению, большинство людей не могут похвастаться красивыми, здоровыми зубами. Практически каждый взрослый человек сталкивался с проблемой восстановления утраченных зубов. Неполный зубной ряд доставляет большой дискомфорт не только во время приёма пищи, но также влияет на качество жизни. Поэтому в условиях рыночных отношений стоматологическим клиникам приходится осваивать новые методы работы, позволяющие более полно удовлетворять возрастающие запросы пациентов.