

С. П. Панько, А. В. Мишуков

ФИЛЬТРАЦИЯ ДРЕЙФА ИЗОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ЛИНИИ ПРИ КАРДИОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ*

Рассматриваются способы и методы фильтрации помехи в виде дрейфа изоэлектрической линии электрокардиосигнала при автоматическом контроле деятельности сердца.

Ключевые слова: электрокардиосигнал, фильтрация, дрейф изоэлектрической линии.

Развитие специализированных отделений кардиологического наблюдения и интенсивной терапии в структуре современных больниц и клиник отражает тенденцию медицины к повышению уровня автоматизации технологии лечения больных. Такие отделения, как правило, оснащены электронными приборами, комплексами и системами для автоматизированного длительного непрерывного контроля над состоянием больных – медицинскими мониторами. Наиболее часто применяемые из них – кардиомониторы. Они следят за электрической активностью сердца по электрокардиосигналу, содержащему основную диагностическую информацию о состоянии сердечной деятельности. Применение кардиомониторов в несколько раз снижает риск внезапной смерти у больных с инфарктом миокарда, существенно улучшает качество диагностики и лечения кардиологических больных, облегчает медицинскому персоналу непрерывное наблюдение за их состоянием.

Существующие методы автоматического анализа электрокардиограмм (ЭКГ) отличаются большим разнообразием, которое обусловлено как различием решаемых задач, так и спецификой исследуемых параметров сигнала. Наиболее важным этапом автоматического анализа ЭКГ является распознавание важнейших ее элементов, заключающееся в обнаружении QRS-комплекса, выделении его характерных точек (вершин зубцов Q, R, S, границ комплекса и зубцов), определении некоторой опорной точки, относительно которой измеряются длительности RR-интервалов. В этой группе важное место занимает оценка смещения ST-сегмента относительно изолинии, позволяющая определить наличие у пациента предпосылок инфаркта миокарда [1].

В условиях регистрации ЭКГ в состоянии покоя при отсутствии мышечных артефактов и других электрических возмущений имеет место достаточно большое отношение сигнал–шум, но практически создать такие условия при длительном мониторинге или при недостижимом состоянии покоя не представляется возможным. Усилительная система электрокардиографа усиливает не только полезные сигналы, но и помехи, которые не всегда устранимы при линейной фильтрации. При автоматическом анализе помехи могут вызвать ложные предупреждения о критических состояниях пациента.

Будем считать, что на вход устройства поступает сумма полезного сигнала $S(t)$, высокочастотной помехи $X(t)$,

низкочастотной помехи $Z(t)$ и помехи в виде дрейфа изолинии $D(t)$:

$$Y(t) = S(t) + X(t) + Z(t) + D(t).$$

Помехи, возникающие при регистрации электрокардиосигналов (ЭКС), имеют различное происхождение и отличаются по спектральному составу и интенсивности. Предварительная линейная фильтрация ЭКС ослабляет составляющие $X(t)$ и $Z(t)$ сигнала $Y(t)$.

После этапа фильтрации в составе ЭКС сохраняется в виде помехи сигнал дрейфа изоэлектрической линии, так как его спектр находится в полосе частот полезного сигнала (рис. 1). Устранение дрейфа изолинии из сигнала ЭКС – достаточно сложная задача, так как линейная фильтрация неизбежно приведет к ослаблению и искажению полезного сигнала. Как отмечалось выше, одним из важных параметров ЭКС является оценка смещения ST-сегмента относительно изоэлектрической линии. Часто трудно отличить смещение ST-сегмента от дрейфа изоэлектрической линии, характеристики которого почти полностью перекрывают амплитудно-частотный спектр ST-сегмента.

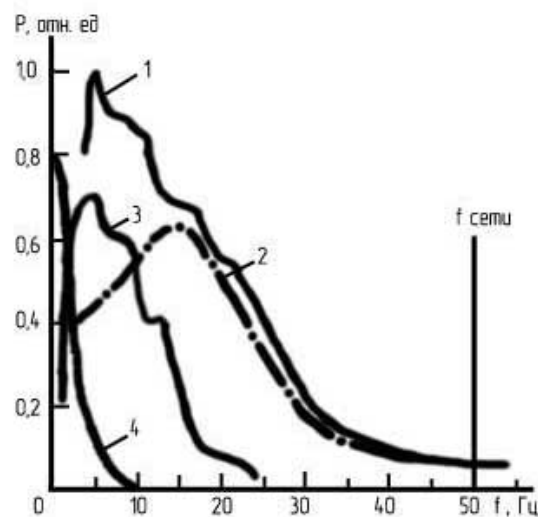


Рис. 1. Характеристики относительной спектральной мощности ЭКС и шумов: 1 – ЭКС; 2 – QRS-комплекс; 3 – P-, T-зубцы; 4 – дрейф изоэлектрической линии

Цифровая фильтрация малоэффективна на участках, где спектр сигнала дрейфа перекрывается по частоте с полезным сигналом. При этом существенно искажаются

*Работа выполнена при финансовой поддержке КГАУ «Красноярский краевой фонд поддержки научной и научно-технической деятельности» (код проекта КФ-61).

низкоамплитудные элементы ЭКС, в том числе и ST-сегмент [2]. Поэтому применение цифровой фильтрации ограничено только статической кардиографией, т. е. используется при неподвижном состоянии пациента.

Нелинейная фильтрация состоит в том, что сначала формируется компенсационный сигнал, а затем вычитается из входного сигнала.

Дрейф обусловлен дыхательной деятельностью, и на ЭКГ он обычно проявляется как синусоидальные волны и перекрывается по времени с сигналом $S(t)$. Участок TP (рис. 2) соответствует электрической диастоле сердца, т. е. в этот период сердце не совершает механических сокращений, и на поверхности тела, где установлены электроды, разность потенциалов отсутствует. Поэтому если на ЭКС действует аддитивная низкочастотная помеха, проявляющаяся в виде дрейфа изолинии, то на участке TP присутствует только сигнал этой помехи при условии, что все остальные помехи отсутствуют. Это позволяет использовать участок TP для формирования компенсирующего сигнала дрейфа путем интерполяции на остальные участки ЭКС. В процедурах формирования компенсирующего сигнала остальные участки ЭКС исключаются.

Наиболее перспективными методами интерполяции сигнала дрейфа изолинии является использование сплайн-функций [3; 4]. Существует достаточно много способов сплайн-интерполяции, они отличаются методами поиска значений, точностью, гладкостью и т. д. (URL: <http://alglib.sources.ru/interpolation/spline3.php>). Под сплайн-интерполяцией понимается специальный вид многоинтервальной интерполяции, обеспечивающий непрерывность в узлах не только самой аппроксимирующей функции, но и заданного числа ее производных. Основные преимущества сплайнов по сравнению с другими математическими конструкциями: простота реализации алгоритмов обработки; отсутствие накопления погрешности округления; высокая точность приближения [5; 6].

В работе было проведено моделирование процесса фильтрации с использованием двух способов формирования компенсирующего сигнала. Моделирование в среде Matcad и LABWiev содержало следующие этапы: формирование суммы ЭКС сигнала $S(t)$ с постоянной частотой следования 1 Гц, что соответствует частоте сердечных сокращений 60 ударов в минуту, и сигнала дрейфа $D(t)$ с произвольной частотой и амплитудой; исключение участков ЭКС кроме участка TP; формирование компенсирующего сигнала путем замены исключенных участков сигналом, полученным при помощи сплайн-интерполяции; вычитание компенсирующего сигнала из $S(t)$.

В процессе моделирования частота помехи дрейфа изменялась в пределах от 0,1 до 6 Гц (максимально возможное значение частоты сердечных сокращений человека).

Наиболее простым в реализации методом является интерполяция линейным сплайном. При интерполяции линейным сплайном участки от зубца Р до зубца Т в пределах одного кардиосикла соединяются отрезками прямых линий.

Следующим методом является интерполяция с помощью кубического сплайна, который обеспечивает более высокую плавность и непрерывность первой и второй производной. Кубическая сплайн-интерполяция применяется для достаточно быстро изменяющихся функций, что характерно для нестационарного сигнала дрейфа.

Эффективность фильтрации оценивалась как средний квадрат разности u между исходным сигналом $S(t)$ и сигналом, полученным в результате фильтрации. Результаты моделирования процесса фильтрации (рис. 3) показывают, что использование кубического сплайна обеспечивает более эффективную фильтрацию относительно линейного сплайна. Если частота сигнала дрейфа не превышает половины частоты сердечных сокращений, то удовлетворительные результаты достигаются и при использовании линейного сплайна.

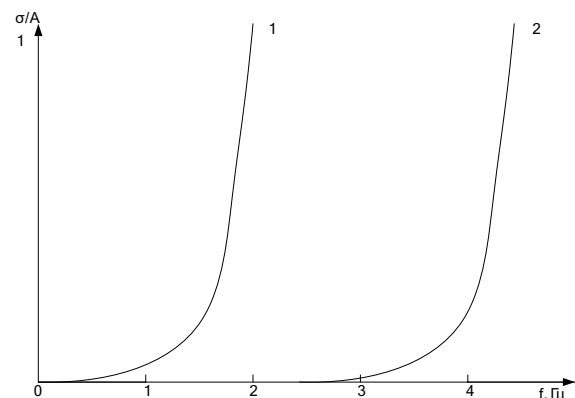


Рис. 3. График зависимости среднеквадратичной ошибки от частоты дрейфа изоэлектрической линии:

1 – линейный сплайн; 2 – кубический сплайн;

A – максимальное значение зубца R

При изменении частоты сердечных сокращений зависимости, сохраняя относительную пропорциональность, смещаются по оси частот. Поскольку частота сердечных сокращений изменяется в достаточно широком диапазоне, использование линейного сплайна для формирования компенсационного сигнала не имеет смысла.

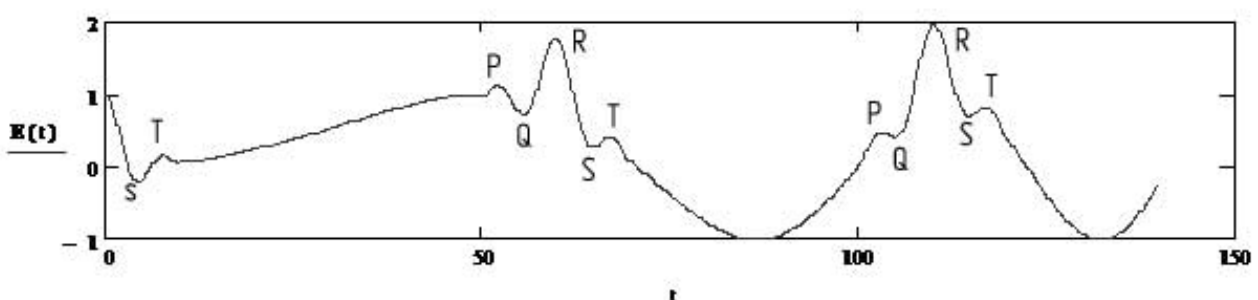


Рис. 2. Электркардиосигнал с дрейфом изоэлектрической линии

Описанный способ фильтрации дрейфа изоэлектрической линии электрокардиосигналов с помощью кубической сплайн-интерполяции практически не дает ошибок при устранении дрейфа, частота которого равна частоте сердечных сокращений и превышает ее. Восстановленные сигналы имеют такие же параметры, что и исходные.

Библиографические ссылки

1. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ : учеб. пособие для вузов / А. Л. Барановский, А. Н. Калиниченко, Л. А. Манило и др. ; под ред. А. Л. Барановского, А. П. Немирко. М. : Радио и связь, 1993.

2. Lateloga M. T., Busbu D. E., Lyne R. J. Assessment of ST-segment Distortions by Direct-writing Electrocardiographic Recorders // Biomed. Technik. 1977. Vol. 22. № 5. P. 115–121.

3. Meyer C. R., Keiser H. N. Electrocardiogram Baseline Noise Estimation and Removal Using Cubic Splines and State-space Computation Techniques // Comput. Biomed. Res. 1977. Vol. 10. P. 495–470.

4. Злочевский М. С. Обработка электрокардиограмм методами сплайн-функции // Новости мед. техники. 1983. Вып. 1. С. 18–20.

5. Завьялов Ю. С., Леус В. А., Скороспелов В. А. Сплайны в инженерной геометрии. М. : Машиностроение, 1985.

6. Алберг Дж., Нильсон Э., Уолш Дж. Теория сплайнов и ее приложения. М. : Мир, 1972.

S. P. Panko, A. V. Mishurov

ISOELECTRIC LINE DRIFT FILTRATION IN PROCESS OF CARDIOLOGICAL RESEARCHES

In the article we considered ways and methods of electrocardiosignal isoelectric line drift smoothing in the process of automatic control of a patient's heart activity .

Keywords: electrocardiosignal, filtration, drift of isoelectric line.

© Панько С. П., Мишуров А. В., 2010

УДК 66.097.5

М. М. Симунин, С. В. Хартов

ПЛЕНКИ ИНВЕРСНОГО КВАРЦЕВОГО ОПАЛА КАК СУБСТРАТ ДЛЯ КАТАЛИТИЧЕСКОГО СИНТЕЗА УГЛЕРОДНЫХ НАНОТРУБОК*

В качестве средства формирования субстрата для синтеза углеродных нанотрубок разработана экспериментальная технология получения пленок инверсного кварцевого опала. Рассмотрены основные вариации технологии, целесообразность применения которых зависит от поставленных задач.

Ключевые слова: углеродные нанотрубки, инверсный опал, каталитические субстраты.

При использовании обычных химических газофазных методов синтез углеродных нанотрубок (УНТ) происходит в отсутствие контроля над направлением их роста [1]. Для задания направления роста УНТ можно придавать как особую форму катализатору синтеза УНТ, так и блокировать их рост по всем направлениям, кроме целевого. Для создания перпендикулярной относительно подложки ориентации УНТ могут использоваться поры, сформированные на подложке. Одним из таких методов является формирование пленочной структуры инверсного опала [2].

Опал представляет собой упорядоченную структуру из диэлектрических сфер. В свою очередь, инверсный опал представляет собой пористое тело, полученное в процессе

отвердевания кремниевой кислоты вокруг сформированной структуры опала из полимерных сфер с дальнейшим удалением этих сфер. В работе были использованы полимерные сферы полиметилметакрилата [3].

Методика приготовления инверсного кварцевого опала (ИКО) следующая: тетраэтоксисилан (ТЭОС) разбавляется этанолом и смешивается со слабокислым водным раствором соляной кислоты, затем к этой смеси добавляется водный коллоид полиметилметакрилатных сфер (ПММА), после чего прекурсорная смесь отжигается и сферы сначала спекаются, в материале образуется метаструктурный каркас, затем полимер окисляется и выгорает при более высоких температурах. Температура отжига может варьироваться от 350 до 600 °С. Время отжи-

*Работа выполнена при финансовой поддержке ФЦП «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009–2013 гг.