

УДК 51-76, 612.171.1

П.А. Блинов, А.А. Михеев**АНАЛИЗ МЕТОДОВ КОМПЕНСАЦИИ ДРЕЙФА ИЗОЛИНИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА**

Проведен анализ современных методов компенсации дрейфа изолинии электрокардиосигнала с целью выявления наиболее эффективного для решения задач компенсации дрейфа.

Ключевые слова: электрокардиосигнал, дрейф изолинии, фильтрация электрокардиосигнала, интерполяция.

Введение. Сердечно-сосудистые заболевания занимают одно из ведущих мест среди недугов, которыми страдает человечество.

Для диагностики заболевания на раннем этапе, необходимо иметь точные кардиологические данные по пациенту. В настоящее время основной проблемой получения точных данных является наличие помех на снимаемом электрокардиосигнале (ЭКС). Основная и порой трудноустраняемая помеха – это дрейф изолинии ЭКС (рисунок 1).

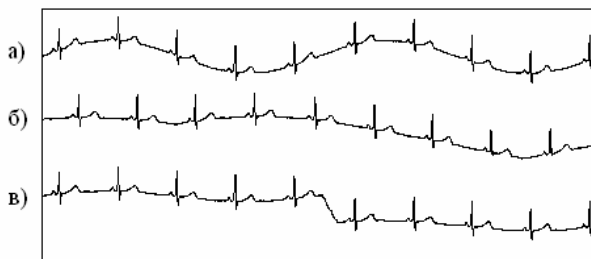


Рисунок 1 – Типичные дрейфы изолинии ЭКС

**а) – периодический; б) – случайный;
в) – нарушение контакта.**

К характерным причинам, появления дрейфа изолинии на ЭКС можно отнести:

- движения пациента во время съема ЭКС. Особенно это наблюдается у новорожденных и детей дошкольного возраста;

- нарушение контакта, при плохой установке электродов на пациенте. Если речь идет о проведении нагрузочных проб, то проблема усугубляется тем, что электроды «плавают» из-за нагрузки;

- поляризация участка кожи под электродом. В соответствии с требованиями Американской ассоциации медицинских инженеров (ANSI/AAM EC12-2000 AAM) стандартизируется импеданс, постоянная составляющая напряжения смещения, нестабильность напряжения смещения, внутренние шумы электрода, восстановление после разряда дефибриллятора и устойчивость к

длительному малому постоянному току.

Существующие на сегодняшний день методы устранения дрейфа изолинии ЭКС делятся на две большие группы:

- методы компенсации дрейфа изолинии во временной области;
- методы компенсации дрейфа изолинии в частотной области.

Методы компенсации дрейфа во временной области. Методы компенсации во временной области основаны на выделении сигнала дрейфа изолинии из смеси ЭКС и помехи с помощью интерполяционных методов. К таким методам можно отнести: кусочно-линейную интерполяцию, глобальную сплайн-интерполяцию, Полиномиальную интерполяцию.

На рисунке 2 представлен пример интерполяции периодической низкоамплитудной помехи с использованием отсчетов помехи, взятых на ТР-сегменте (отмечены точками).

Можно заметить, что интерполяция обладает рядом существенных недостатков, а именно:

- 1) Чувствительность к высокочастотным помехам (шумы квантования, импульсные помехи). С ростом амплитуды помехи возрастает относительная приведенная погрешность выделения дрейфа изолинии.

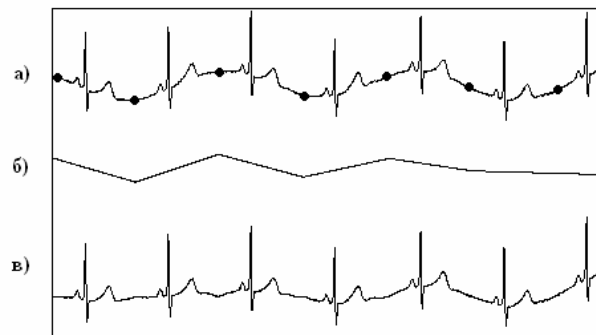


Рисунок 2 – Кусочно-линейная интерполяция ЭКС

а) – исходный ЭКС с аддитивной помехой; б) – выделенная интерполяцией помеха; в) – сигнал после компенсации помехи

Для относительной погрешности равномерного приближения справедлива формула:

$$\delta = \max |f(x) - P_n(x)| / f_{\max}$$

где $f(x)$ - исходная функция; $P_n(x)$ - интерполирующий полином; f_{\max} - максимальное значение функции $f(x)$ на интервале изменения исходной ЭКС.

2) Ограниченность частотного диапазона устранимого дрейфа. Шаг дискретизации, через который повторяются узлы интерполяции, определяется частотой сердечных сокращений (ЧСС).

В практических приложениях шаг дискретизации существенно меньше, чем определяемый по Котельникову и зависит от степени интерполяционного полинома и требуемой точности представления восстановленного сигнала.

В работе [1] показано, что шаг дискретизации $\Delta t_{д}$ при линейной интерполяции связан с допустимой относительной погрешностью равномерного приближения δ соотношением:

$$\Delta t_{д} = 2\sqrt{2\sqrt{5}\delta} / F_B \approx 1,35\sqrt{\delta} \Delta t,$$

где F_B - граничная частота помехи.

На рисунке 3 представлена зависимость частоты помехи от величины допустимой относительной погрешности равномерного приближения с обозначением областей допустимых частот дискретизации. Из рисунка можно видеть ограничение интерполяционного метода, а именно частота дискретизации не может превышать частоту сердечных сокращений (ЧСС) (40-140 уд/мин).

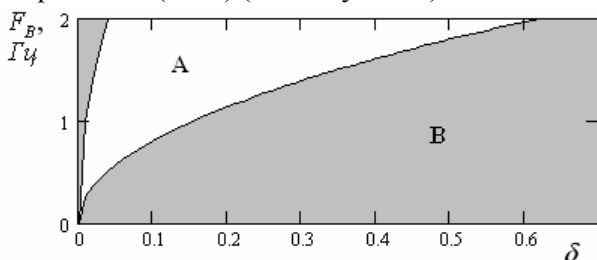


Рисунок 3 – Зависимость частоты помехи от величины относительной погрешности равномерного приближения

А – допустимая область (область возможного изменения ЧСС); В – недопустимая область частот.

Таким образом, выделение дрейфа изолинии с определенной погрешностью порядка единиц процентов может быть достигнуто только при

частотах помехи существенно меньших, чем ЧСС (рисунок 3).

Методы компенсации дрейфа изолинии в частотной области. Частотные методы не чувствительны к амплитуде и работают в широком диапазоне частот, из-за чего так же применяются для компенсации дрейфа изолинии.

К методам компенсации в частотной области можно отнести фильтрационные методы.

Упрощенная схема цифрового фильтра с аналоговыми входом и выходом приведена на рисунке 4.

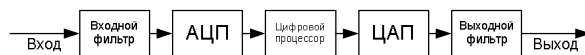


Рисунок 4 – Упрощенная блок-схема цифрового фильтра

Устранение дрейфа изолинии с применением ФВЧ ведет к потере постоянной составляющей и искажению элементов ЭКС, спектр которых сосредоточен в низкочастотной части [2].

На рисунке 5 представлен спектр ЭКС и дрейфа изолинии [3].

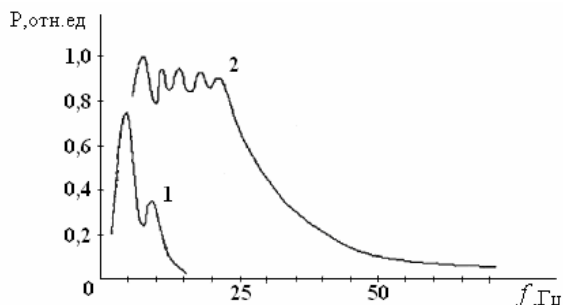


Рисунок 5 – Относительная спектральная плотность ЭКС и дрейфа изолинии

1 – дрейф изолинии (артефакты движения); 2 – спектр ЭКС

Спектр дрейфа изолинии лежит в НЧ-области ЭКС (рисунок 5), что предъявляет к цифровому фильтру следующее требование: низкая частота среза и частота подавления и как следствие высокая крутизна АЧХ фильтра (порядка 80 дБ).

Данное требование удовлетворяется при увеличении порядка фильтра, что увеличивает вычислительные затраты при обработке отчетов ЭКС. Меньшие вычислительные затраты обеспечивают фильтры с бесконечной импульсной характеристикой (БИХ-фильтры) [4]. Однако они обладают нелинейной фазо-частотной характеристикой, что затрудняет учет точного времени задержки сигнала на выходе фильтра. Знание этого необходимо для соответствия задержки исходного ЭКС перед операцией вычитания из этого сигнала выделенного дрейфа изолинии.

Фильтр с конечной импульсной характеристикой (КИХ-фильтр) позволяет точнее определить время задержки обрабатываемого сигнала [4], однако требует существенно больших вычислительных затрат.

Для уменьшения вычислительных затрат ФНЧ в [5] предлагается использовать многокаскадное включение фильтров, один из которых имеет предварительно децимированную импульсную характеристику.

Совместно с цифровыми фильтрами перспективно применение импульсных сигналов сложной формы (ИССФ) (рисунок 6) [6].

Характерной особенностью ИССФ является отсутствие в его спектре заданных спектральных составляющих (спектральных зон) (рисунок 6).

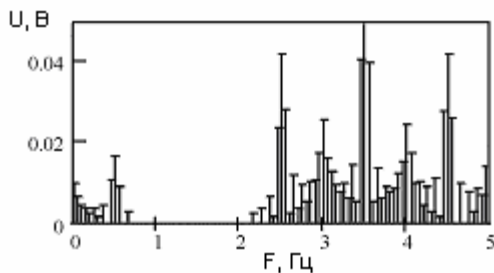


Рисунок 6 – Спектр ИССФ с подавленными 1-й и 2-й спектральными зонами

На рисунке 6 представлен спектр ИССФ с подавленными первой и второй спектральными зонами. Составляющие дрейфа изолинии, содержащиеся в нулевой спектральной зоне и имеющие максимальную частоту 0,7 Гц могут быть уверенно выделены ФНЧ.

Из рисунка 6 и теоремы Котельникова максимальная частота помехи, которую теоретически можно выделить, зависит от числа подавленных спектральных зон по следующей формуле:

$$F_B = \frac{n+1}{2} \cdot F_{ЧСС},$$

где $F_{ЧСС}$ - частота сердечных сокращений (ЧСС); n - количество подавленных спектральных зон.

В спектре модулированного по амплитуде ИССФ вместе с подавленными гармоническими составляющими подавляются и соответствующие им боковые составляющие, то есть подавляется целиком спектральная зона. Но кроме достоинств, которыми обладают ИССФ, существуют и недостатки, такие как чувствительность к шуму квантования, что особенно актуально при работе с цифровыми сигналами.

В процессе преобразования аналоговых значений в цифровые, возникает ошибка квантования, значение которой является случайной

величиной. Дисперсию шума квантования, можно получить по формуле:

$$\sigma_{\xi}^2 = \frac{U_{\max}^2}{12 \cdot 2^{2b}}.$$

При прохождении через фильтр, дисперсия выходной последовательности $\sigma_{\text{вых}}^2$ равна [7]:

$$\sigma_{\text{вых}}^2 = \sigma_{\xi}^2 \sum_{n=0}^{\infty} h^2(n),$$

где $h(n)$ - дискретная импульсная характеристика фильтра.

Действие шума квантования на ИССФ проявляется в виде неполного подавления заданных спектральных зон, что приведет при выделении сигнала помехи фильтром к искажению этого сигнала, т.е. к неполной компенсации дрейфа изолинии.

Заключение. Интерполяционные методы не требовательны к вычислительным затратам но имеют принципиальные ограничения на частотный диапазон выделяемого дрейфа изолинии.

При фильтрационном методе на основе ФВЧ искажаются НЧ-составляющие ЭКС, в частности ST-сегмент.

При фильтрационном методе на основе ФНЧ частота устраняемого дрейфа изолинии ограничена $(0,1-0,2) F_{ЧСС}$.

Более эффективное выделение и подавление дрейфа может быть достигнуто при использовании ИССФ совместно с фильтрацией, однако максимальная частота помехи возможная к выделению зависит от ЧСС и количества подавленных спектральных зон.

Для более эффективной компенсации дрейфа изолинии актуально использовать ИССФ совместно с фильтрами НЧ, исключая влияние АЧХ фильтра на спектр исходной ЭКС.

Необходимы дальнейшие исследования влияния шумов квантования ИССФ на точность восстановления дрейфа изолинии с целью определения предельных возможностей данного метода.

Библиографический список

1. Пеннин П.И. Системы передачи цифровой информации. Учебное пособие для вузов. М.: Советское радио, 1976 – 368 с.: ил.
2. Р. М. Рангайян Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. – М.: Физматлит, 2007 – 440 с.: ил.
3. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ/А. Л. Барановский, А.Н. Калиниченко, Л.А. Манило и др.: Под ред. А. Л. Барановского и А. П. Немирко. М.: Радио и связь. 1993 – 248 с.
4. Р. Лайонс Цифровая обработка сигналов: второе издание. Пер. с англ. – М.: ООО «Бином-Пресс», 2006 – 656 с.:ил.

5. Блинов П.А. Многокаскадное включение фильтров для выделения аддитивной помехи из электрокардиосигнала // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: Тез. докл. науч.-техн. конф. Рязань, 2006, С.84-86.

6. Мельник О.В., Михеев А.А., Нечаев Г.И. Выделение дрейфа изолинии электрокардиосигнала //

Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2005, № 1-2 С.26-30.

7. Васильев В.П. Основы теории и расчета цифровых фильтров: учеб. Пособие для высш. учеб. Заведений – М.: Академия, 2007 – 272 с.