

УДК 53.088.7:612.172.4

НОВАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ В ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛАХ

О. Н. Бодин¹, М. Н. Крамм², Л. Ю. Кривоногов¹, В. Г. Полосин¹, Н. С. Шилов¹

¹ Пензенский государственный университет, bodin_o@inbox.ru

² Национальный исследовательский университет "МЭИ", palyutina_y_a@rambler.ru

Повышение помехоустойчивости при обработке электрокардиосигналов (ЭКС) позволяет повысить достоверность автоматических заключений и, в конечном счете, способствует повышению качества диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний. Статья посвящена новой технологии подавления помех в ЭКС. Отличительной особенностью предлагаемой технологии является помехоустойчивая обработка и анализ ЭКС, оценка эффективности и помехоустойчивости, контроль помех в зарегистрированном ЭКС.

Ключевые слова: электрокардиосигнал, подавление помех.

NEW TECHNOLOGY FOR SUPPRESSING INTERFERENCE IN ELECTROCARDIOGRAM SIGNALS

O. N. Bodin¹, M. N. Kramm², L. Yu. Krivonogov¹, V. G. Polosin¹, N. S. Shilov¹

¹ Penza State University, bodin_o@inbox.ru

² National Research University "Moscow Power Engineering Institute",
palyutina_y_a@rambler.ru

The increase of noise immunity in the processing of electrocardiogram (ECG) signals makes it possible to promote the accuracy of automatic assessments and, ultimately, improves the quality of diagnosis and treatment of cardiovascular diseases. The article is devoted to a new technology for interference suppression in ECG signals. A distinctive feature of proposed technology is noise-immune processing and analysis of ECG signals, an estimation of efficiency and noise immunity, interference monitoring in the registered ECG signal.

Keywords: electrocardiogram signal, interference suppression.

Введение. Диагностика и лечение сердечно-сосудистых заболеваний является стратегическим направлением здравоохранения, так как они служат основной причиной смерти населения во многих экономически развитых странах. Наиболее распространенным методом оценки состояния сердца является электрокардиография (ЭКГ), широко применяющая автоматическую обработку и анализ электрокардиосигналов (ЭКС). Повышение достоверности автоматических заключений в системах электрокардиографической диагностики способствует повышению оперативности и доступности оказания кардиологической помощи [1–8].

Регистрация ЭКС с помощью портативного устройства в течение продолжительного времени при обычном образе жизни (свободной активности) пациента называют амбулаторным мониторингом ЭКГ. Одно из наиболее известных в мире аналитических агентств Frost&Sullivan в своем отчете отмечает постоянный и динамичный рост рынка амбулаторного мониторинга ЭКГ за счет технического и технологического совершенствования аппаратуры [9]. Амбулаторный мониторинг в условиях свободной активности позволяет выявить критические состояния, связанные с нарушениями деятельности сердечно-сосудистой системы. Такие критические состояния возникают при физических и эмоциональных нагрузках, стрессах, зачастую в условиях профессиональной деятельности, и обычно не диагностируются

при кратковременном ЭКГ-исследовании в состоянии покоя. Для решения задач амбулаторного мониторинга и выявления критических состояний в условиях свободной активности пациентов предназначены специальные телеметрические системы электрокардиографической диагностики, анализирующие ЭКС в реальном времени [10, 11]. Решение задачи повышения помехоустойчивости систем неинвазивной ЭКГ-диагностики как основы обеспечения заданной достоверности автоматических заключений о наличии критических состояний сердца [1, 3, 8] – цель наших исследований.

1. Постановка задачи. Одним из важнейших требований к системам электрокардиографической диагностики является обеспечение приемлемого качества ЭКС для их автоматической интерпретации. Извлечение диагностической информации из ЭКС представляет серьезную научную проблему, что связано с особенностями их происхождения, преобразования и анализа. ЭКС представляют собой нестационарные структурированные сигналы с повторяющимися информативными участками. Именно по признакам, сосредоточенным на этих участках, в электрокардиографии оценивается состояние сердца. Форма и параметры информативных участков ЭКС разнообразны, изменчивы и не всегда предсказуемы. Кроме того, при регистрации ЭКС неизбежно присутствуют помехи различного вида и происхождения, которые проявляются особенно сильно в условиях свободной активности пациента [7–8, 12–16].

Традиционно помехи в электрокардиографии делят на следующие виды: высокочастотный шум электродов (electrode contact noise) и электронных компонентов (instrumentations noise); помехи, вызванные активностью отдельных мышц (muscle noise); наводки промышленной сети (power line interference); помехи движения (motion artifacts), связанные с деформацией кожи и изменением кожного потенциала; дрейф изолинии (base line drift) – низкочастотные помехи, связанные с поляризацией электродов, влиянием дыхания, изменением кожно-электродных потенциалов и межэлектродного импеданса. Несколько видов помех могут наблюдаться одновременно и независимо искажать ЭКС. Результирующая помеха в общем случае имеет случайный, априорно неизвестный спектр частот, перекрывающийся со спектром полезного сигнала, поэтому ее устранение без искажения полезного сигнала представляет серьезную проблему.

Применение линейных частотных фильтров приводит к значительным искажениям полезного сигнала, что для большинства современных электрокардиографических задач недопустимо. Эти искажения связаны с уменьшением амплитуд Q , R , S зубцов, расширением QRS комплексов, смещением сегмента ST .

2. Существующие подходы в обработке ЭКС. Рассмотрим некоторые направления решения проблемы подавления помех в ЭКС. Представим зарегистрированный ЭКС в виде аддитивной модели $z(t) = x(t) + e(t) + u(t)$, где $x(t)$ – полезная составляющая сигнала, $e(t)$ – шумовая составляющая, $u(t)$ – низкочастотная составляющая (base line drift).

Высокочастотные (ВЧ) и низкочастотные (НЧ) помехи целесообразно устранять разными методами. ВЧ помехи – с помощью методов нелинейных робастных фильтрующих процедур, а НЧ помехи – на основе реконструкции (оценки) помехи по опорным точкам и последующего ее вычитания из входного сигнала.

Локально-адаптивная фильтрация. Многообразие вариантов СПО требует применения нескольких фильтров для подавления помех в ЭКС, так как не существует универсальных процедур, эффективно подавляющих помехи в любой ситуации. При этом возникают вопросы выбора конкретных фильтров и способа их объединения. Чаще всего применяют последовательное включение нескольких фильтров, каждый из которых предназначен для подавления конкретной помехи, при этом исходят из предположения, что все виды помех присутствуют одновременно. Такое предположение не всегда оправдано, а прохождение ЭКС через несколько последовательных фильтров приводит к его достаточно большому искажению. Более эффективно параллельное включение фильтров, но и такая комбинация не

гарантирует минимального искажения полезного сигнала на конкретных локальных участках. Решением проблемы является использование локально-адаптивной фильтрации, т. е. адаптивного подбора и настройки индивидуальных фильтров на локальных участках сигнала в соответствии с СПО на этих участках ЭКС [1, 10–17].

Применение нелинейных фильтров. В работах [8, 12] показана перспективность применения нелинейных фильтров для подавления помех в ЭКС. Кроме того, в последние годы появляются работы, посвященные уточнению моделей помех, использованию для этого негауссовских распределений, разработке методов устранения аномальных отсчетов и импульсных помех [16, 18].

Одним из требований к выбору алгоритмов подавления помех в ЭКС является использование робастных процедур, способных обеспечивать приемлемое качество обработки в условиях изменчивости сигнально/помеховой обстановки, нестационарности характеристик информационной составляющей и помех, а также в случаях отклонений принятых допущений о модели изменения сигнала и помех от реальной ситуации [16].

Особый интерес для обработки ЭКС представляют нелинейные процедуры на основе порядковых статистик (ранговые фильтры). Процедура ранжирования входных отсчетов сигнала преобразует их в последовательность целых чисел – рангов, зависящих от относительного уровня данного отсчета среди всей наблюдаемой совокупности. Ранги обладают многими полезными для практического применения свойствами, а теория ранговых процедур развита наиболее глубоко по сравнению с непараметрическими методами других классов и в наилучшей степени подготовлена для практического внедрения [6].

Формирование оценки помехи. Хотя ЭКС и обладает некоторой характерной структурой, модель полезного сигнала обычно неизвестна, поэтому при создании алгоритмов подавления помех мало подходят методы, основанные на поиске сходства с опорным (модельным) сигналом. В этой ситуации целесообразно строить алгоритм таким образом, чтобы получить информацию о свойствах помехи, а затем использовать эту информацию для создания процедур, обеспечивающих эффективное подавление помех, т. е. необходимым условием преодоления априорной неопределенности СПО является формирование оценки помехи или обучающей (опорной) помеховой выборки. Оценка помехи может быть использована для выбора соответствующего фильтра и/или для изменения его настроечного параметра, а также для определения порогов обнаружения элементов ЭКС [4].

Особое место во временной обработке ЭКС занимают процедуры сегментации – разделение сигнала на временные участки с близкими свойствами, обнаружение и выделение информативных или, наоборот, неинформативных участков. Именно сегментация дает предпосылки формирования оценки помехи в отсутствии полезного сигнала. Основой сегментации являются процедуры обнаружения *QRS* комплексов на фоне помех. Эта процедура имеет ключевое значение для работы алгоритмов анализа ЭКС в целом. Пример сегментации фрагмента ЭКС показан на рис. 1.

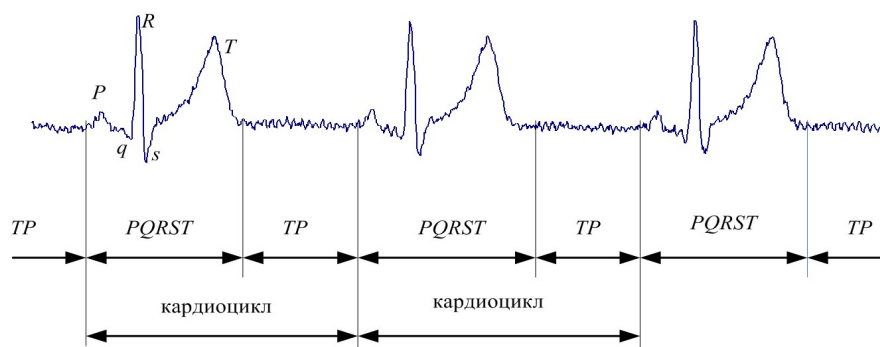


Рис. 1. Результат сегментации фрагмента ЭКС

Таким образом, для реализации технология подавления помех в ЭКС необходимо разработать алгоритм обнаружения *QRS* комплексов, алгоритм сегментации ЭКС, алгоритм локально адаптивной фильтрации, алгоритм реконструкции дрейфа изолинии. Рассмотрим эти алгоритмы.

Алгоритм обнаружения *QRS* комплексов основан на ранговой процедуре *MSM* (*MaxSubMin*), выполняемой в скользящем окне. Процедура *MSM* заключается в выполнении трех последовательных операций: нахождение максимального значения отсчета в скользящем окне размером $2s + 1$, нахождение минимального значения отсчета в скользящем окне размером $2s + 1$, вычитание минимального значения из максимального. Формально процедура *MSM* записывается следующим образом:

$$y_{\max}(t) = \max(x(t-s), x(t-s+1), \dots, x(t-1), x(t), x(t+1), \dots, x(t+s-1), x(t+s));$$

$$y_{\min}(t) = \min(x(t-s), x(t-s+1), \dots, x(t-1), x(t), x(t+1), \dots, x(t+s-1), x(t+s));$$

$$MSM(t) = y_{\max}(t) - y_{\min}(t).$$

Процедура *MSM* обладает рядом полезных свойств, позволяющих использовать ее для обнаружения *QRS* комплексов ЭКС:

- на выходе процедуры, независимо от формы *QRS* комплексов, формируются только положительные импульсы;
- процедура обладает фильтрующими свойствами, зависящими от размеров окна, поэтому предварительная обработка ЭКС необязательна;
- интегрирование в скользящем окне сигнала с выхода процедуры *MSM* позволяет получить положительный моноимпульс, соответствующий *QRS* комплексу ЭКС.

MSM алгоритм обнаружения *QRS* комплексов заключается в выполнении следующих действий:

- процедура *MSM* в скользящем окне;
- интегрирование сигнала с выхода *MSM* в скользящем окне;
- сравнение результата с порогом и поиск максимума моноимпульса в зоне превышения порога.

Тестирование разработанного алгоритма обнаружения на сигналах из *MIT-BIH Arrhythmia Database* показало, что вероятность правильного обнаружения *QRS* комплексов ЭКС (чувствительность) даже без предварительной фильтрации составляет 0,97–0,98. Применение перед процедурой *MSM* «жесткой» фильтрации с полосой пропускания 2–30 Гц и введение адаптивного порога повышает вероятность правильного обнаружения *QRS* комплексов до 0,99 (при тестировании на тех же сигналах).

3. Использование фазовой плоскости в анализе ЭКС. Автоматическая сегментация ЭКС во временной области затруднена из-за того, что на реальных ЭКС, как правило, нет четких границ между информативными элементами. Искажающее влияние помех еще более затрудняет распознавание информативных элементов и их границ. Применение алгоритмов подавления помех в этих случаях не всегда дает положительный результат. Искажения ЭКС, полученные в результате «неадекватной» фильтрации, еще больше «размывают» границы между информативными элементами сигнала.

Для повышения точности сегментации ЭКС целесообразно перейти от одномерного сигнала к двумерному. Одним из вариантов такого перехода является построение по одномерному сигналу его фазовой траектории на фазовой плоскости. В физике и прикладной математике для изучения поведения динамической системы используют пространство, на котором представлено множество всех состояний системы таким образом, что каждому возможному состоянию системы соответствует точка этого пространства. Такое пространство называется фазовым пространством, его координаты – фазовыми координатами, а семейство фазовых траекторий, изображающих все изменения состояния системы, – фазовым портретом. Если система описывается двумя переменными, то фазовое пространство представляет собой плоскость, по осям которой откладываются значения этих переменных [19–22].

Авторами разработан алгоритм сегментации ЭКС, который состоит в построении и анализе фазовой траектории (ФТ) кардиоцикла ЭКС в координатах $z(t) - \Delta z(t)$, где $\Delta z(t) = z(t+1) - z(t)$. Изображение участка ЭКС и соответствующей ему фазовой траектории показано на рис. 2 [18–20].

Обнаружение QRS комплексов позволяет выделить $R-R$ интервалы и кардиоциклы. Независимо от амплитуды и формы QRS комплекса, участок ФТ, соответствующий QRS комплексу, всегда ярко выражен и представляет собой петлю значительного размера с большими интервалами между точками (значениями соседних отсчетов). Это объясняется высокой скоростью изменения ЭКС на этом участке.

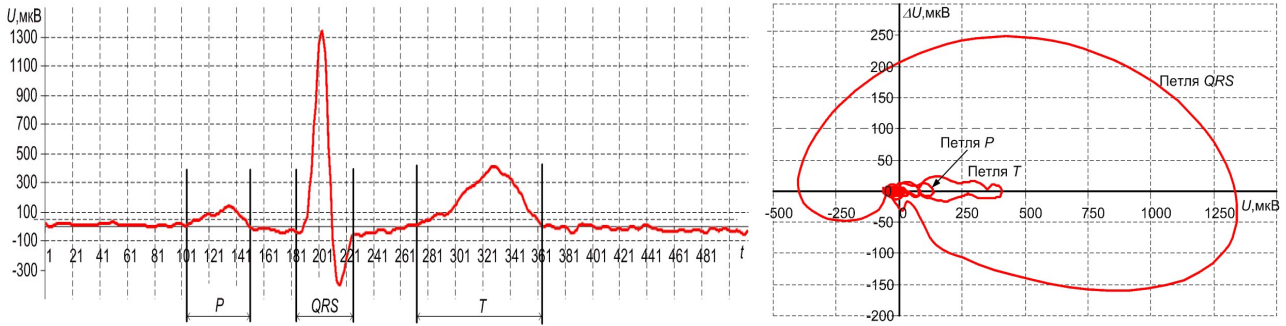


Рис. 2. Фрагмент ЭКС с выделенными элементами и соответствующая ему фазовая траектория

Для анализа ФТ ЭКС и выделения отсчетов, принадлежащих петле QRS комплекса, каждый отсчет будем характеризовать тремя признаками: LZ – евклидово расстояние от значения отсчета v на ФТ до начала координат:

$$LZ_v = \sqrt{\Delta x(t_v)^2 + x(t_v)^2}; \quad (1)$$

LP – евклидово расстояние между значениями соседних отсчетов на ФТ:

$$LP_v = \sqrt{(\Delta x(t_{v+1}) - \Delta x(t_v))^2 + (x(t_{v+1}) - x(t_v))^2}; \quad (2)$$

LR – удаленность отсчета v от отсчета θ (пика зубца R на ЭКС):

$$LR_v = \theta - z, \quad (3)$$

если отсчет v находится слева от отсчета θ ,

$$LR_v = \theta + z, \quad (4)$$

если отсчет v находится справа от отсчета; где z – количество отсчетов между отсчетом θ и отсчетом v , $v = 1 \dots N$ (N – количество отсчетов в исследуемом кардиоцикле).

Для признаков LP и LR введены весовые коэффициенты k_P и k_R , соответственно. Каждый отсчет v_L , расположенный слева от отсчета θ (пика зубца R), определяется выражением:

$$v_L = [LZ_{\theta-z} + k_P LP_{\theta-z} + k_R (\theta - z)] \quad (5)$$

и формирует вектор признаков отсчетов S_L , расположенных слева от отсчета θ .

Каждый отсчет v_R , расположенный справа от отсчета θ (пика зубца R), определяется выражением:

$$v_R = [LZ_{\theta+z} + k_P LP_{\theta+z} + k_R (\theta + z)] \quad (6)$$

и формирует вектор признаков отсчетов S_R , расположенных справа от отсчета θ .

Отсчет с минимальным значением v_L , соответствует началу QRS комплекса:

$$v(\min(v_L)) = v_{QRS}^{Start}. \quad (7)$$

Отсчет с минимальным значением v_R , соответствует окончанию QRS комплекса:

$$v(\min(v_R)) = v_{QRS}^{Fin}. \quad (8)$$

Для выделения отсчетов, соответствующих P и T зубцам, проводится аналогичный анализ ФТ участков кардиоцикла слева (для выделения P зубца) и справа (для выделения T

зубца) от выделенного *QRS* комплекса. Определение границ *P*, *T* зубцов и *QRS* комплекса позволяет разделить ЭКС на информативные и неинформативные участки.

Представление ЭКС в виде фазовой траектории позволяет одновременно оценивать амплитудные и скоростные параметры сигнала, что дает возможность повышения достоверности и точности его сегментации. Разработанный алгоритм обеспечивает сегментацию ЭКС независимо от вариаций его параметров и формы *QRS* комплексов, а также воздействия низкочастотных помех.

Алгоритм локально-адаптивной фильтрации. Выделение информативных комплексов и зубцов ЭКС позволяет выделить неинформативный участок ЭКС и реализовать алгоритм локально-адаптивной фильтрации, заключающийся в формировании оценки помехи, выборе фильтра для локального участка в соответствии с заданным критерием эффективности, фильтрации этого участка, восстановлении ЭКС [11].

Формирование оценки помехи заключается в определении степени отклонения распределения отсчетов помеховой выборки от гауссового закона распределения. Критерием отклонения распределения отсчетов помеховой выборки от гауссового закона распределения используется робастный коэффициент эксцесса (РКЭ) [2]:

$$k_R = (X_{75} - X_{25}) / (2(X_{90} - X_{10})), \quad (9)$$

где X_w обозначает w -й процентиль выборки.

Для помеховой выборки в 100 отсчетов процентиля могут быть заменены соответствующими порядковыми статистиками отсчетов в выборке:

$$k_R = (R_{1-100}^{75} - R_{1-100}^{25}) / (2(R_{1-100}^{90} - R_{1-100}^{10})), \quad (10)$$

где R_{1-100}^w – w -я порядковая статистика исследуемой выборки из 100 отсчетов (значение w -го отсчета в ранжированном ряду). Помеховая выборка в 100 отсчетов (при частоте дискретизации ЭКС $f_d = 500$ отсч/с) составляет 200 мс, что не превышает реальную длительность *TP* сегмента.

Получены значения k_R для различных моделей помех в соответствии с (10). Для помеховых выборок с гауссовым распределением, k_R примерно равно 0,26. Для выборок, имеющих распределения с «тяжелыми хвостами» (heavy-tailed distribution), робастный коэффициент эксцесса уменьшается. Достаточное отличие значений k_R для различных моделей позволяет соотнести исследуемую помеху с одной из моделей.

При выборе фильтра бесконечное множество СПО делят на несколько подмножеств, для каждого из которых заранее подбирается фильтр, в соответствии с критерием эффективности для этого локального участка. Восстановление ЭКС осуществляется путем присоединения нового обработанного фильтром участка ЭКС к предшествующему участку с учетом граничных условий.

4. Возможности энтропийного подхода. Алгоритм реконструкции ДИ основан на выделении точек *TP* сегментов и аппроксимации приведенной по площади изолинии с помощью распределений Вейбулла – Гнеденко:

$$\tilde{y}(t) = B \cdot F(z(t), \gamma, \alpha, \mu), \quad (11)$$

где B – коэффициент приведения, равный длительности интервала наблюдения; $F(z(t), \gamma, \alpha, \mu)$ – распределение точек *TP* сегментов; γ, α, μ – параметры распределения (γ – параметр формы распределения, α – параметра масштаба, μ – параметр смещения).

Параметры распределения точек *TP* сегментов определяются на основе выбора формы распределения по известному значению коэффициента распределения и оценки энтропийного потенциала [15]. Для этого рассчитываются статистическая и информационная оценки неопределенности распределения опорных точек *TP* сегментов. Оценка статистической неопределенности определяется как среднее квадратическое отклонение σ_{TP} положения точек *TP* сегментов относительно их среднего значения. Для оценки информационной неопределенности вычисляется энтропийный потенциал Δ_E :

$$\Delta_{\gamma} = \frac{1}{2} \Delta U \cdot N \cdot \exp \left(-\frac{1}{N} \sum_{j=1}^m n_j \cdot \ln(n_j) \right). \quad (12)$$

где ΔU – интервал группирования значений отсчетов TP сегментов; N – количество TP сегментов в выборке; m – количество интервалов группирования; n_j – количество TP сегментов в j -м интервале группирования.

Коэффициент энтропии K_H находится как отношение энтропийного потенциала к среднему квадратическому отклонению. Для расчета параметра масштаба распределения опорных точек TP сегментов [15] используется формула вида:

$$\alpha = \sqrt{\frac{(\sigma_{TP})^2 + (\Delta_{\gamma})^2}{\left(\Gamma \left(\frac{2}{\gamma} + 1 \right) - \Gamma^2 \left(\frac{1}{\gamma} + 1 \right) \right) + \frac{\exp(1,576 \cdot \gamma^{-1})}{0,207 \cdot \gamma^2}}} \quad (13)$$

Для оценки параметра смещения μ используется медиана выборки точек TP сегментов.

Структура подсистемы подавления помех. На основании объединения разработанных алгоритмов создается подсистема подавления помех для системы ЭКГ диагностики [7–8, 10–15].

Для реализации операций, выполняющих выделение опорных точек, оценку и вычитание НЧ помехи, в структурную схему добавлены следующие узлы: формирования опорных точек, реконструкции дрейфа изолинии, компенсации дрейфа изолинии. Полученная структура подсистемы подавления помех на основе ААФ приведена на рис. 3 [6].

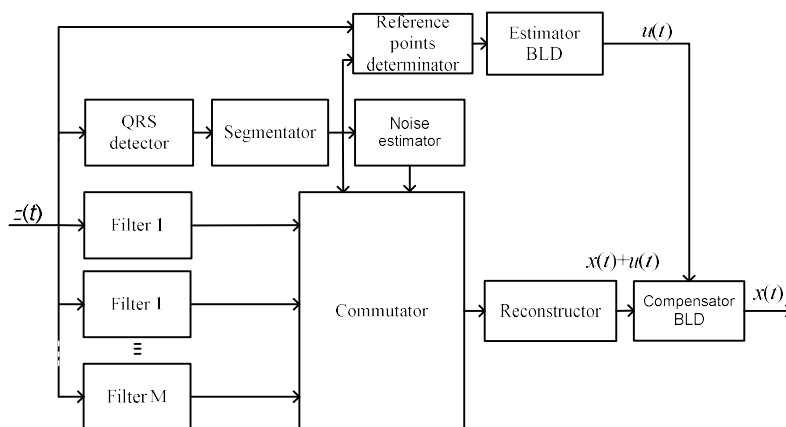


Рис. 3. Структура подсистемы подавления помех

Узел формирования опорных точек позволяет выделить как минимум одну точку на каждом TP сегменте. По найденным опорным точкам реконструируется дрейф изолинии, который вычитается из сигнала с выхода узла восстановления ЭКС. Реконструкция дрейфа изолинии по опорным точкам на TP сегменте может быть выполнена на основе построения аппроксимирующих полиномов (сплайнов), описывающих дрейф изолинии с определенной погрешностью, или на основе построения в каждой опорной точке специальных импульсов с последующей фильтрацией этих импульсных последовательностей.

Заключение. Разработанная подсистема подавления помех иллюстрирует новую технологию помехоустойчивой обработки ЭКС, программная реализация подобной подсистемы обладает невысокой вычислительной сложностью и может функционировать в реальном времени. Практическое внедрение разработанной системы показало ее эффективность в решении клинических задач, что может содействовать устранению неопределенности в организации ЭКС с позиций нового подхода [19–22].

Литература

1. Бодин О. Н., Иванчуков А. Г., Полосин В. Г., Петровский М. А. Концепция диагностики состояния сердца в условиях свободной двигательной активности // *Соврем. проблемы науки и образования*. 2014. № 6.
2. Бодин О. Н., Кривоногов Л. Ю., Ломтев Е. А., Ожикенов К. А. Помехоустойчивая обработка электрокардиосигналов в системах неинвазивной кардиодиагностики : моногр. Алматы : LEM, 2016. 216 с.
3. Бодин О. Н., Кривоногов Л. Ю., Иванчуков А. Г., Петровский М. А. Беспроводная система электрокардиомониторинга как альтернатива холтеровским мониторам // *Клиническая электрокардиология : материалы XIV конгр. Рос. общества холтеровского мониторирования и неинвазивной электрофизиологии (РОХМиНЭ), V Всерос. конгр., 11–12 сентября 2013 г. Иркутск*. С. 58–59.
4. Кривоногов Л. Ю. Методы и алгоритмы помехоустойчивой обработки электрокардиографической информации : дис. ... канд. техн. наук: 05.13.01. Пенза, 2003. 228 с.
5. Кривоногов Л. Ю., Иванчуков А. Г. Алгоритмы подавления помех для систем электрокардиодиагностики в условиях двигательной активности // *Соврем. проблемы науки и образования*. 2015. № 2. URL: <http://www.science-education.ru/129-21873> (дата обращения: 29.09.2015).
6. Кривоногов Л. Ю., Папшев Д. В. Совершенствование алгоритмов помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов // *Биотехносфера*. 2015. № 3 (39). С. 13–19.
7. Способ выделения QRS комплекса электрокардиосигнала : патент 2410023 РФ / О. Н. Бодин, О. А. Зайцева, Д. С. Логинов, Л. Ю. Кривоногов, Ф. К. Рахматуллов. Оpubл. 27.01.2011. Бюлл. № 3.
8. Способ подавления шумов в электрокардиосигнале : патент 2440022 РФ / О. Н. Бодин, Л. Ю. Кривоногов, А. Ю. Тычков, П. П. Чураков. Оpubл. 20.01.2012. Бюлл. № 2.
9. Ambulatory cardiac monitoring: Avoiding maturity through technological advancement // *Market engineering research*. Meriland : Frost & Sullivan, 2008. № 9. P. 325.
10. Способ экспресс-оценки электрической стабильности сердца : патент 2567271 РФ / О. Н. Бодин, Л. Ю. Кривоногов, Ф. К. Рахматуллов и др. Оpubл. 10.11.2015. Бюлл. № 31.
11. Способ адаптивной фильтрации электрокардиосигнала : патент 2568817 РФ / О. Н. Бодин, Л. Ю. Кривоногов, В. Л. Кривоногов, Ф. К. Рахматуллов. Оpubл. 20.11.2015. Бюлл. № 32.
12. Способ адаптивного подавления помех в электрокардиосигнале : патент 2486862 РФ / О. Н. Бодин, В. И. Волчихин, Л. Ю. Кривоногов, А. Ю. Тычков, П. П. Чураков, В. А. Шурыгин. Оpubл. 10.07.2013. Бюлл. № 19.
13. Устройство для регистрации электрокардиосигналов в условиях свободной двигательной активности : патент 2540528 РФ / О. Н. Бодин, Л. Ю. Кривоногов, Ф. К. Рахматуллов и др. Оpubл. 10.02.2015. Бюлл. № 4.
14. Петровский М. А., Бодин О. Н., Кривоногов Л. Ю., Иванчуков А. Г. Портативный ЭКГ-датчик компьютерной диагностической системы «Кардиовид» // *Соврем. проблемы науки и образования : электрон. науч. журн*. 2014. № 4. URL: www.science-education.ru/118-14104 (дата обращения: 25.10.2014).
15. Полосин В. Г., Бодин О. Н., Иванчуков А. Г., Рахматуллов Ф. К. Коррекция дрейфа изолинии при цифровой обработке электрокардиосигнала // *Мед. техника*. 2016. № 2. С. 33–36.
16. Abreu E., Mitra S. K. A Signal-Dependent Rank Ordered Mean (SD-ROM) Filter-A New Approach For Removal Of Impulses From Highly Corrupted Images // *ICASSP-95*. 1995. Vol. 4. P. 2371–2374.
17. Clifford G. D., Azuaje F., McSharr P. E. Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis. Artech House Inc., 2006.

18. Wichman R., Astola J., Heinonen P., Neuvo Y. FIR-Median Hybrid Filter with Excellent Transient Response in Noisy Conditions // IEEE Trans Acoust Speech Signal Process. 1990. Vol. 38. № 12. P. 2108–2116.
19. Betelin V. B., Eskov V. M., Galkin V. A., Gavrilenko T. V. Stochastic Volatility in the Dynamics of Complex Homeostatic Systems // Doklady Mathematics. 2017. Vol. 95. №. 1. P. 92–94.
20. Eskov V. M., Bazhenova A. E., Vochmina U. V., Filatov M. A., Ilyashenko L. K. N. A. Bernstein hypothesis in the Description of chaotic dynamics of involuntary movements of person // Russian Journal of Biomechanics. 2017. Vol. 21. № 1. P. 14–23.
21. Zilov V. G., Eskov V. M., Khadartsev A. A., Eskov V. V. Experimental confirmation of the effect of "Repetition without repetition" N. A. Bernstein // Bulletin of experimental biology and medicine. 2017. Vol. 1. P. 4–8.
22. Eskov V. V., Gavrilenko T. V., Eskov V. M., Vochmina Yu. V. Static Instability Phenomenon in Type-Three Secretion Systems: Complexity // Technical Physics. 2017. Vol. 62. № 11. P. 1611–1616.