

Выбор параметров полосовой фильтрации ЭКГ-сигнала в системах мониторинга сердечного ритма

Аннотация

В статье рассматриваются особенности обработки ЭКГ-сигнала в системах мониторинга сердечного ритма с использованием полосовой частотной фильтрации на фоне присутствия искажающих помех и шумов различной природы возникновения. Предложен подход к выбору оптимальной полосы пропускания и типа полосового фильтра на основе критерия минимизации погрешности измерения длительностей R-R интервалов. Рассмотрено два варианта реализации полосового фильтра: аналоговый активный фильтр 2-го порядка и цифровой фильтр 8-го порядка.

Введение

Регистрация и обработка ЭКГ-сигнала находят широкое применение в различных системах медицинской диагностики. Активное развитие в последнее время систем мониторинга состояния организма на основе анализа изменчивости параметров сердечного ритма обуславливает необходимость точного измерения длительностей R-R интервалов ЭКГ-сигнала в условиях влияния помех и шумов различной природы возникновения [1].

Первичным этапом в системах обработки ЭКГ-сигнала является применение метода частотной полосовой фильтрации, обеспечивающего снижение дрейфа изолинии биосигнала, уменьшение влияния артефактов движения и высокочастотных помех. Правильный выбор полосы пропускания частотного фильтра обеспечивает адекватную селекцию высокочастотного QRS-комплекса ЭКГ-сигнала на фоне присутствия низкочастотных P- и T-зубцов сигнала, низкочастотных шумов и помехи в 50 Гц от сетевой линии. На *рис. 1* представлены зависимости изменения спектральной мощности различных компонент ЭКГ-сигнала в нормированных единицах от частоты [2].

Анализ приведенных данных показывает, что выделение QRS-комплекса ЭКГ-сигнала на основе принципа частотной селекции возможно осуществить с высокой эффективностью. Данная статья посвящена обоснованию выбора полосы пропускания и типа полосового фильтра для автоматизированных систем мониторинга сердечного ритма.

Материалы и методы

Для получения количественных характеристик эффективности применения методов частотной фильтрации ЭКГ-сигнала будем использовать модельные зависимости биосигнала и присутствующих помех.

Модель ЭКГ-сигнала с присутствующими помехами и шумами принимается аддитивной. Для получения модельных зависимостей использовалась имитационная модель, позволяющая сформировать фрагменты ЭКГ-сигнала с требуемой морфологией и заданными значениями амплитудно-временных параметров биосигнала, предложенная Р.Е. McSharry с соавторами [3].

При создании математических моделей искажающих воздействий в основу могут быть положены априорные сведения о природе возникающих помех или шумов. Основными видами искажений при регистрации ЭКГ-сигнала являются помехи электрической природы, обусловленные воздействием электрических сетей питания, шумами аналогового тракта регистрации биосигнала, флуктуациями потенциалов поляризации электродов, а также физиологические артефакты, обусловленные дыханием, движениями обследуемого и спонтанной миографической активностью периферических мышц [4], [5].

Математическая модель, описывающая влияние внешних электромагнитных полей от сетей электропитания с учетом гармонической природы сигнала, может быть представлена следующим выражением:

$$L(k) = L_{\max} \sin\left(2\pi \frac{f_p}{f_s} k\right),$$

где L_{\max} – амплитуда помехи, обусловленной влиянием электрической сети питания; f_p – частота электрической сети питания; f_s – частота дискретизации сигнала помехи; k – порядковый номер отсчета сигнала.

Помехи, обусловленные дыханием человека и смещением электродов при произвольных движениях, приводят к искажению изолинии и формы ЭКГ-сигнала и возникновению дрейфа изолинии – квазипериодического сигнала стохастической природы, основная полоса частот которого располагается ниже средней частоты сердечных сокращений [6].

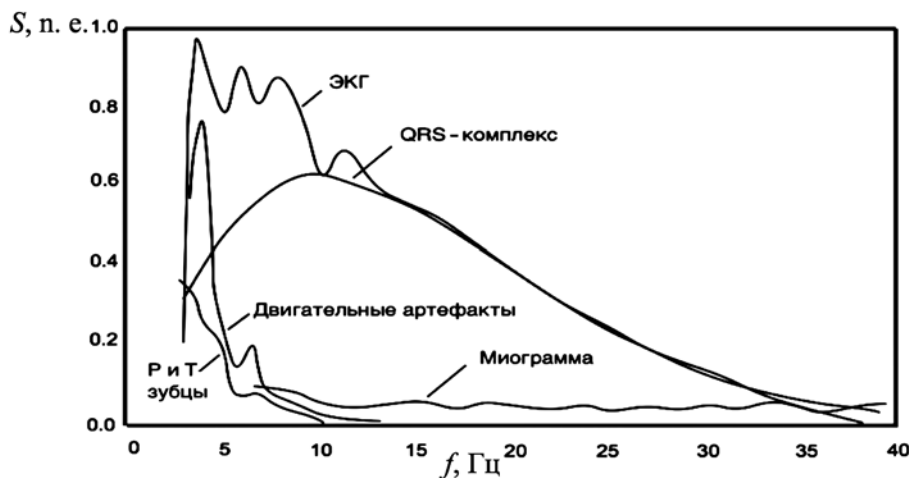


Рис. 1. Спектр мощности различных компонент ЭКГ-сигнала

Анализ структуры и факторов, влияющих на появление дрейфа изолинии ЭКГ-сигнала, показал, что данный вид помехи может быть описан в виде суммы детерминированных и случайных компонент:

$$W(k) = W_{\max} \cdot \left[\sum_{i=1}^4 \sin 2\pi f_i \frac{k}{f_s} + \psi(k) \right],$$

где W_{\max} – амплитуда модельного сигнала дрейфа изолинии; $\psi(k)$ – случайная компонента, полученная фильтрацией белого гауссового шума низкочастотным фильтром с частотой среза 1 Гц; f_i – массив частот аддитивного набора гармонических сигналов, представляющих собой детерминированную компоненту. При моделировании дрейфа изолинии ЭКГ-сигнала были использованы следующие значения частот: $f_1 = 0,1$ Гц; $f_2 = 0,2$ Гц; $f_3 = 0,4$ Гц; $f_4 = 0,8$ Гц.

Проведенные исследования с использованием размещенного на конечности обследуемого человека акселерометра с последующим спектральным анализом зарегистрированных сигналов движения показали, что частотный диапазон сигналов в зависимости от вида активности составляет от 0 до 4 Гц [7]. Низкочастотная составляющая (частота менее 1 Гц) артефактов движения формирует дрейф изолинии ЭКГ-сигнала.

Для описания влияния высокочастотных двигательных артефактов (частотой выше 1 Гц) на форму ЭКГ-сигнала использовался аддитивный набор из трех гармонических сигналов с частотами 1, 2 и 4 Гц соответственно:

$$D(k) = D_{\max} \cdot \left(\sum_{j=1}^3 \frac{1}{e^{j-1}} \cdot \sin 2\pi F_j \frac{k}{f_s} \right),$$

где D_{\max} – амплитуда модельного сигнала артефакта движения; F_j – массив частот соответствующих гармоник сигнала.

Интерференция со стороны периферических мышц, расположенных в проекции ЭКГ-электродов, представляет собой случайный сигнал широкополосной природы. Математическое описание миографической активности можно представить в виде нормального процесса с нулевым средним и величиной среднеквадратичного отклонения σ_1 [6]. Аддитивная компонента помехи с нормальным распределением также моделирует влияние внутренних шумов блока регистрации ЭКГ-сигнала и случайную природу появления артефактов движения.

В качестве критерия оценки эффективности фильтрации ЭКГ-сигнала в рассматриваемой работе предложена величина абсолютной погрешности измерения длительностей R-R интервалов зашумленного ЭКГ-сигнала (Δ), прошедшего обработку полосовым фильтром.

Для оценки погрешности определения длительностей R-R интервалов использовались квантильные характеристики, при которых значение погрешности с заданной доверительной вероятностью P находится внутри интервала неопределенности. При доверительной вероятности $P = 0,9$ для широкого класса наиболее распространенных законов распределения вероятностей существует однозначное соотношение между значениями погрешности и среднеквадратичного отклонения вне зависимости от вида закона распределения [8]. При $P = 0,9$ абсолютная погрешность определяется как

$$\Delta = 1,6 \cdot \sigma_{R-R},$$

где Δ_n – абсолютная погрешность измерения длительности R-R интервалов; σ_{R-R} – среднеквадратичное отклонение длительностей R-R интервалов от истинного значения, определяемое как

$$\sigma_{R-R} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N [RR'(i) - RR(i)]^2}{N}},$$

где $RR(i)$ – значение длительности R-R интервала для модельного ЭКГ-сигнала, свободного от влияния искажений; $RR'(i)$ – измеренное значение длительности R-R интервала зашумленного ЭКГ-сигнала после обработки; N – общее количество R-R интервалов в рассматриваемом фрагменте биосигнала.

Для обеспечения точного измерения длительностей R-R интервалов ЭКГ-сигнала в рассматриваемой работе использовалась помехоустойчивая методика детектирования QRS-комплексов на основе последовательного применения полосовой фильтрации, преобразования Гилберта и адаптивной процедуры обнаружения максимумов [9].

Наиболее распространенными типами используемых фильтров в задачах обработки биосигналов являются рекурсивные фильтры с бесконечной импульсной характеристикой, к преимуществам которых можно отнести простоту реализации, высокое быстродействие в цифровом варианте и возможность исполнения в аналоговом виде.

Выбор оптимальных параметров фильтрации ЭКГ-сигнала осуществлялся для стандартной реализации фильтра Баттерворта (А), фильтра Баттерворта с коррекцией нелинейности фазовой характеристики (Б), фильтра Бесселя (В), фильтра Чебышева II рода (Г).

Для коррекции нелинейности фазовой характеристики фильтра Баттерворта выходной сигнал фильтра повторно проходил через фильтр, но в обратной последовательности следования отсчетов сигнала, при этом порядок фильтра удваивался [4]. Фильтр Чебышева I рода и фильтр Кауэра (эллиптический фильтр) не рассматривались из-за наличия пульсаций АЧХ в полосе пропускания фильтра, приводящих к заметным искажениям ЭКГ-сигнала.

Приведенные ниже результаты были получены в системе прикладных вычислений MATLAB с использованием стандартных функций расчета цифровых фильтров средствами *Signal Processing Toolbox*.

Результаты

Выбор оптимальной полосы пропускания полосового фильтра осуществлялся при рассмотрении так называемого наихудшего случая: при выборе нижней частоты среза рассматривалось минимально возможное значение частоты сердечных сокращений в пределах физиологического диапазона, при выборе верхней частоты среза – максимально возможное значение частоты сердечных сокращений. Такой подход обеспечивает выбор оптимальной полосы пропускания фильтра с учетом сильной изменчивости сердечного ритма, наблюдаемой в реальных условиях.

На рис. 2 представлены зависимости изменения погрешности измерения длительностей R-R интервалов (Δ) от изменения нижней частоты среза полосового фильтра (F_L). Зависимости получены при следующих параметрах модели: порядок фильтров – 8; частота сердечных сокращений – 30 уд/мин; длительность QRS-комплекса ЭКГ-сигнала – 100 мс; амплитуда QRS-комплекса – 1; $L_{\max} = 0,5$; $f_p = 50$ Гц; $f_s = 500$ Гц; $W_{\max} = 0,5$; $\sigma_1 = 0,1$; $D_{\max} = 0,5$.

На рис. 3 представлены зависимости изменения погрешности измерения длительностей R-R интервалов (Δ) от изменения верхней частоты среза полосового фильтра (F_H). Зависимости получены при тех же параметрах модели, что и в предыдущем случае, за следующими исключениями: частота сердечных сокращений – 240 уд/мин; длительность QRS-комплекса – 60 мс.

На рис. 4 показан результат обработки зашумленного ЭКГ-сигнала цифровым фильтром Баттерворта 8-го порядка с полосой пропускания 8...20 Гц; а) ЭКГ-сигнал, искаженный двигательными артефактами и дрейфом изолинии; б) результат обработки зашумленного ЭКГ-сигнала полосовым фильтром (крестиками отмечены R-зубцы ЭКГ-сигнала).

Анализ полученных результатов показывает, что применение полосового фильтра Баттерворта приводит к значительному улучшению соотношения сигнал/шум и упрощает процедуру детектирования R-зубцов зашумленного ЭКГ-сигнала.

Для моделирования процедуры фильтрации ЭКГ-сигнала с использованием аналоговых активных фильтров необходимо изменить порядок фильтра, так как в большинстве систем ЭКГ-регистрации для реализации полосового активного фильтра используется последовательное каскадирование фильтров верхних и нижних частот не выше 2-го порядка. Исследования

показали, что при использовании фильтров 2-го порядка оптимальная полоса пропускания находится в диапазоне от 5 до 30 Гц. Величина погрешности измерения длительностей R-R интервалов при использовании аппаратного фильтра Баттерворта для данной полосы пропускания составила 4,3 мс; фильтра Бесселя – 4,4 мс; фильтра Чебышева II рода – 4,7 мс.

Заключение

Анализ полученных результатов показал, что оптимальная полоса пропускания фильтра для обработки ЭКГ-сигнала, с точки зрения минимизации погрешности измерения длительностей R-R интервалов в условиях присутствия искажающих воздействий различной интенсивности для фильтров высокого порядка, составляет от 8 до 20 Гц. Величина погрешности измерения длительностей R-R интервалов при использовании цифровых фильтров совместно с преобразованием Гилберта и адаптивной процедурой поиска максимумов не превышает 3 мс. В данной полосе пропускания рассмотренные фильтры обеспечивают примерно одинаковое значение погрешности измерения длительностей R-R интервалов, при этом наимень-

шее значение погрешности можно получить при использовании фильтров Баттерворта с коррекцией нелинейности фазовой характеристики.

При цифровой обработке ЭКГ-сигнала можно отдавать предпочтение любому из рассмотренных фильтров, при аналоговой реализации фильтрации предпочтительным выглядит фильтр Баттерворта, благодаря простоте его реализации. Частотные фильтры Баттерворта имеют достаточную крутизну в переходной полосе при максимально плоской АЧХ в полосе пропускания, что обеспечивает минимальное искажение биосигналов при сохранении высокой степени подавления помех за пределами полосы пропускания. Данные фильтры просты в своем исполнении, могут быть реализованы в аналоговом варианте по наиболее распространенным топологиям Рауха или Саллена-Ки, характеризуются высоким быстродействием, а в программном варианте реализации могут быть выполнены с линейной фазовой характеристикой, что с учетом современного развития микроконтроллеров позволяет имплементировать их в программное обеспечение портативных систем регистрации и обработки ЭКГ-сигналов.

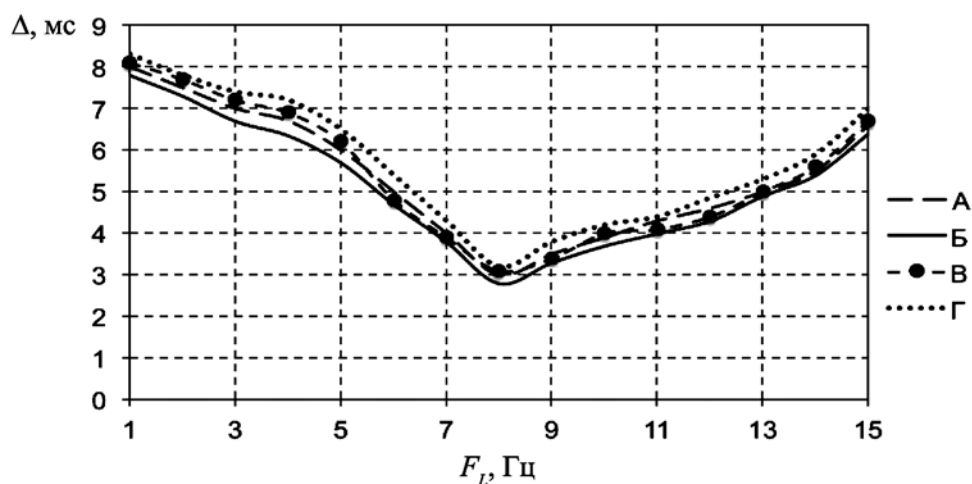


Рис. 2. Зависимости изменения погрешности измерения длительностей R-R интервалов от изменения нижней частоты среза полосового фильтра: А – фильтр Баттерворта; Б – фильтр Баттерворта с коррекцией нелинейности фазовой характеристики; В – фильтр Бесселя; Г – фильтр Чебышева II рода

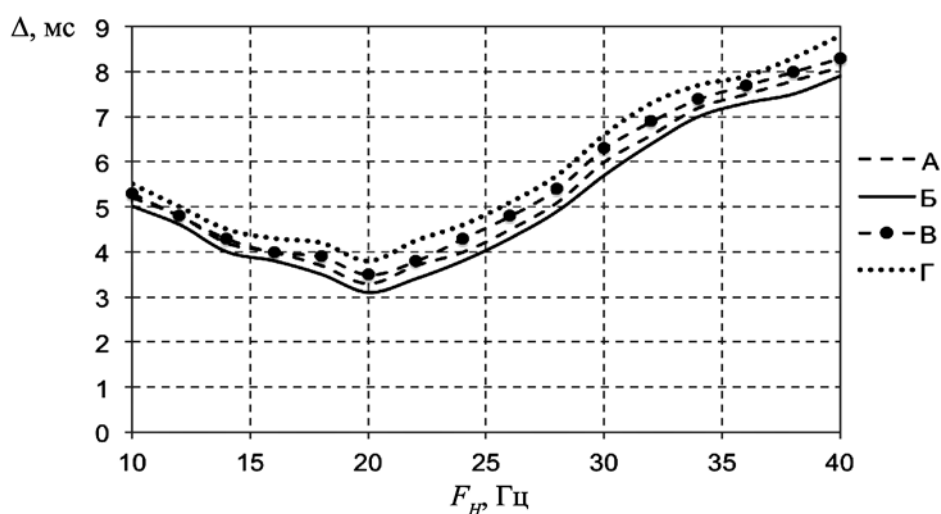


Рис. 3. Зависимости изменения погрешности измерения длительностей R-R интервалов от изменения верхней частоты среза полосового фильтра: А – фильтр Баттерворта; Б – фильтр Баттерворта с коррекцией нелинейности фазовой характеристики; В – фильтр Бесселя; Г – фильтр Чебышева II рода

В заключение необходимо отметить, что большинство искажающих воздействий, присутствующих при регистрации ЭКГ-сигнала, являются случайными сигналами, имеющими широкополосную природу, спектральные характеристики которых перекрываются с основной полосой частот самого ЭКГ-сигнала, что затрудняет использование линейной частотной фильтрации и не позволяет добиться максимальной очистки сигнала от помех.

Тем не менее применение этапов полосовой фильтрации стало де-факто стандартной процедурой первичной обработки биомедицинских сигналов, в том числе и при анализе ЭКГ-сигнала, что предопределило важность правильного выбора оптимальной полосы пропускания и типа используемого фильтра с точки зрения минимизации погрешности измерения длительностей R-R интервалов.

Исследования выполнены при поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации в рамках проектной части государственного задания в сфере научной деятельности (код проекта 12.2013.2014/К, номер государственной регистрации 114121670017).

Список литературы:

1. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. – М.: Физматлит, 2013. 280 с.
2. Biomedical Digital Signal Processing: C Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC. – Edited by Willis J. Tompkins. Prentice Hall, New Jersey, 1993. 368 p.

3. McSharry P.E. et al. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2003. Vol. 50. Iss. 3. PP. 289-295.
4. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко. – М.: Физматлит, 2007. 440 с.
5. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. – М.: Радио и связь, 2013. 250 с.
6. Friesen G.M. et al. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1990. Vol. 27. Iss. 1. PP. 85-98.
7. Han H. Development of real-time motion artifact reduction algorithm for a wearable photoplethysmography / Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS. 2007. PP. 1539-1541.
8. Новицкий П.В., Зограф И.А. Оценка погрешностей результатов измерений. – Л.: Энергоатомиздат, 1991. 304 с.
9. Benitez D. et al. The use of the Hilbert transform in ECG signal analysis // Computers in Biology and Medicine. 2001. Vol. 31. PP. 399-406.

*Александр Александрович Федотов,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра лазерных и биотехнических систем,
Самарский государственный аэрокосмический
университет им. акад. С.П. Королева,
г. Самара,
e-mail: fedoaleks@yandex.ru*

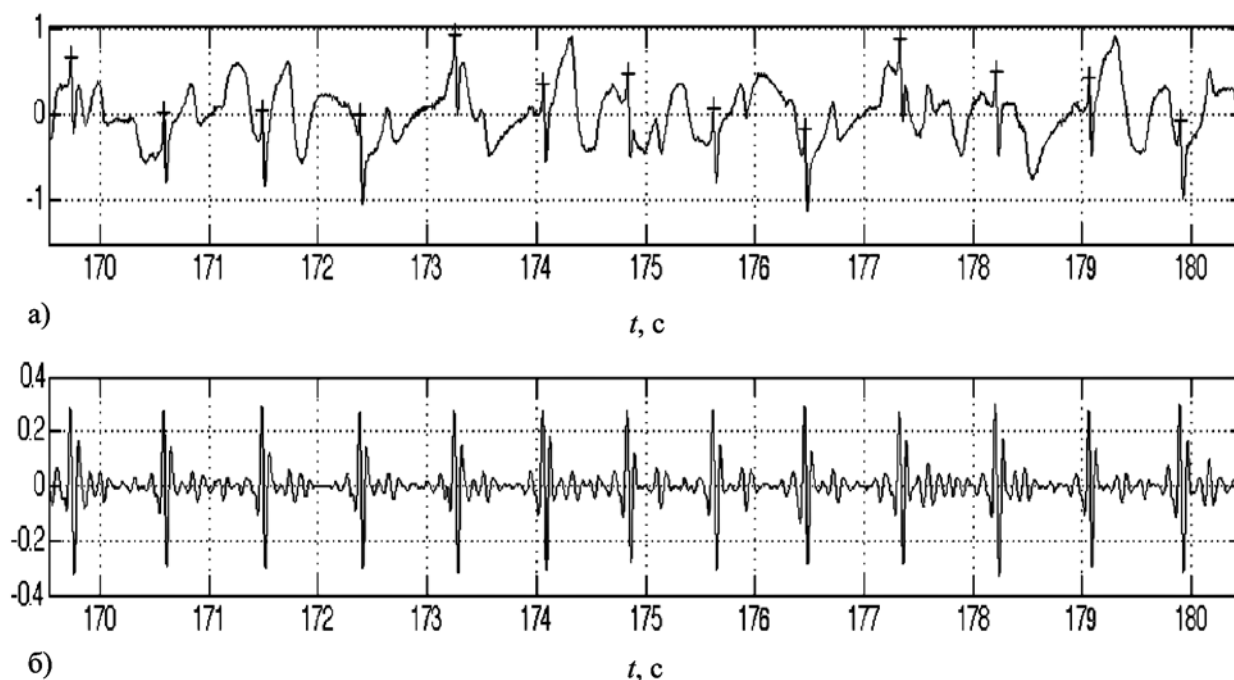


Рис. 4. Обработка ЭКГ-сигнала полосовым фильтром:
а) исходный зашумленный ЭКГ-сигнал; б) ЭКГ-сигнал после полосовой фильтрации