

Анализ параметров частотной фильтрации электрокардиографического сигнала

А. А. ФЕДОТОВ, А. С. АКУЛОВА, С. А. АКУЛОВ

Самарский государственный аэрокосмический университет имени акад. С.П. Королева,
Самара, Россия, e-mail: fedoaleks@yandex.ru

Проанализированы особенности обработки электрокардиографического сигнала с использованием полосовой частотной фильтрации на фоне искажающих помех и шумов различной природы. Предложен подход к выбору оптимальной полосы пропускания и типа полосового фильтра на основе критерия максимизации отношения сигнал—шум на выходе фильтра и минимизации искажений сигнала с учетом вариабельности сердечного ритма. Рассмотрены два варианта реализации полосового фильтра — аналогового активного 2-го порядка и цифрового 8-го порядка.

Ключевые слова: электрокардиографический сигнал, частотная фильтрация, полосовой фильтр, отношение сигнал — шум.

The features of the ECG signal processing using a band-pass frequency filtering at presence of distorting interferences and noises of different nature were considered. The approach to selection of optimal bandwidth and type of band-pass filter based on the criterion of maximizing the signal-to-noise ratio at the filter's output and minimizing the distortion of ECG signal with taking into account the heart rate variability — was suggested. Two different versions of band-pass filtering realization: the analog active filter of order 2 and digital filter of order 8 — were considered.

Key words: ECG signal, frequency filtering, pass-band filter, signal-to-noise ratio.

Использование методов обработки электрокардиографического (ЭКГ) сигнала является золотым стандартом современной кардиологической диагностики по выявлению патологий проводящей системы сердца, нарушений сердечного ритма и прогнозу риска развития сердечно-сосудистых заболеваний [1, 2]. Регистрация ЭКГ-сигнала с помощью расположенных на теле человека электродов сопровождается помехами и шумами различной интенсивности и природы возникновения. К основным видам помех физического происхождения относят электрические помехи, обусловленные воздействием электрических сетей питания, шумами аналогового тракта регистрации биосигнала, шумами квантования аналого-цифрового преобразования. Помехи физиологического происхождения, как правило, вызваны дыханием или движениями обследуемого, а также спонтанной миографической активностью периферических мышц во время регистрации [1, 3, 4].

В большинстве существующих компьютерных методов анализа ЭКГ-сигнала начальный этап обработки связан с полосовой частотной фильтрацией биосигнала [4, 5]. Кроме того, аналоговые тракты систем регистрации часто содержат активные полосовые фильтры. Таким образом, правильный выбор оптимальной полосы пропускания фильтра и его типа во многом определяет точность измерения амплитудно-временных характеристик сигнала и достоверность определяемых диагностических показателей.

Наиболее распространенные типы используемых фильтров в задачах обработки биосигналов — рекурсивные фильтры с бесконечной импульсной характеристикой, к преимуществам которых можно отнести простоту реализации, высокое быстродействие в цифровом варианте и возможность исполнения в аналоговом виде. Рекурсивные фильтры по виду аппроксимирующего полинома передаточной характеристики классифицируются на фильтры Бесселя, Баттерворта, Чебышева 1-го и 2-го рода, эллиптические фильтры (фильтр Кауэра) [1].

Основными требованиями, предъявляемыми к частотным фильтрам в системах обработки ЭКГ-сигналов, являются

максимально плоская амплитудно-частотная (АЧХ) в полосе пропускания фильтра и линейная фазовая (ФХ) характеристики для минимизации амплитудных и фазовых искажений биосигнала. Среди перечисленных выше фильтров наиболее полно этим требованиям отвечают лишь фильтры Бесселя, недостаток которых — невысокая скорость затухания АЧХ в переходной зоне, что приводит к необходимости использования фильтров высоких порядков для достижения требуемого подавления в полосе задержки. Фильтры Баттерворта имеют более крутую АЧХ, но при этом характеризуются нелинейной ФХ. Для преодоления указанного недостатка необходимо выходной сигнал фильтра повторно пропустить через фильтр, но в обратной последовательности отсчета сигнала, при этом порядок фильтра удваивается [1]. Данный способ линеаризации ФХ фильтра Баттерворта возможен только в цифровом исполнении.

Для количественной оценки эффективности применения методов частотной фильтрации ЭКГ-сигнала будем использовать модельные зависимости биосигнала и присутствующих помех от времени. Модель ЭКГ-сигнала с присутствующими помехами и шумами принимается аддитивной. Для получения модельных зависимостей ЭКГ-сигнала от времени используем имитационную модель [6], позволяющую формировать фрагменты биосигнала с требуемой морфологией и заданными амплитудно-временными параметрами. При создании математических моделей искажающих воздействий в основу могут быть положены априорные сведения о природе возникающих помех или шумов.

Математическую модель, описывающую влияние внешних электромагнитных полей сетей электропитания, с учетом гармонической природы сигнала можно представить выражением

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

где $L_{\max}$ — амплитуда помехи, обусловленной влиянием электрической сети; f_p — ее частота; 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. С точки зрения спектральных характеристик, под дрейфом изолинии понимают квазипериодический сигнал стохастической природы, основная полоса частот которого располагается ниже средней частоты сердечных сокращений. Большинство исследователей в качестве основной полосы частот дрейфа изолинии указывают диапазон значений от 0 до 0,6—0,8 Гц [7, 8]. Анализ структуры и факторов, влияющих на появление дрейфа изолинии, показал, что данный вид помех можно представить суммой детерминированных и случайных составляющих:

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

где $W_{\max}$ — амплитуда модельного сигнала дрейфа изолинии; f_i — массив частот аддитивного набора гармонических сигналов, представляющих детерминированную составляющую; $\psi(k)$ — случайная составляющая, полученная фильтрацией белого гауссова шума низкочастотным фильтром с частотой среза 1 Гц. При моделировании дрейфа изолинии использованы следующие значения частот: 0,1; 0,2; 0,4; 0,8 Гц.

Активность периферических мышц в проекции ЭКГ-электродов, наложенных на поверхность тела пациента, имеет выраженную широкополосную природу, поэтому целесообразно воздействие спонтанной мышечной активности на регистрируемый ЭКГ-сигнал выразить в виде шумового процесса случайной природы с нулевым средним и средним квадратическим отклонением σ_1 , определяющим интенсивность миографической активности [8].

В качестве критерия оценки эффективности фильтрации ЭКГ-сигнала в данной работе использовали коэффициент отношения сигнал — шум на выходе фильтра

$$K_a = 10 \lg (S_{\max} / X_{\max}),$$

где $S_{\max}$, $X_{\max}$ — общие спектральные мощности ЭКГ-сигнала и аддитивного сигнала помех, присутствующих на выходе фильтра, соответственно.

Анализ оптимальных параметров фильтрации ЭКГ-сигнала проводили для стандартной реализации фильтра Баттерворта (1), фильтров Баттерворта с коррекцией нелинейности фазовой характеристики (2), Чебышева 2-го рода (3), Бесселя (4) (см. рис. 1). Фильтры Чебышева 1-го рода и Кауэра были исключены из исследования из-за заметных пульсаций в их полосе пропускания. Результаты получены в системе прикладных вычислений MATLAB с использованием стандартных функций расчета цифровых фильтров средствами Signal Processing Toolbox. При выборе оптимальной полосы пропускания полосового фильтра рассматривали так называемые наихудшие случаи: для нижней частоты среза —

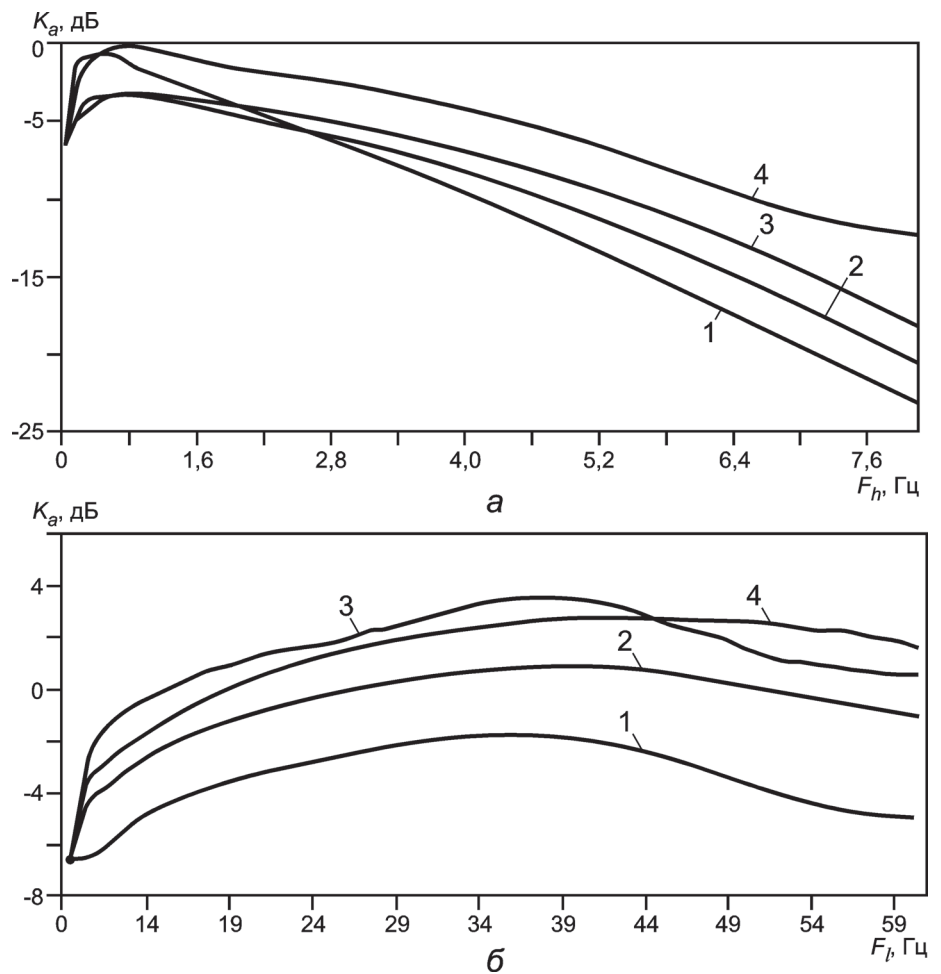


Рис. 1. Зависимости изменения коэффициента K_a отношения сигнал — шум от изменения частоты среза фильтра верхних частот (а) и фильтра нижних частот (б); 1 — для стандартной реализации фильтра Баттерворта; 2 — для фильтров Баттерворта с коррекцией нелинейности фазовой характеристики; 3 — для фильтра Чебышева 2-го рода; 4 — для фильтра Бесселя

это минимально возможное значение частоты сердечных сокращений в пределах физиологического диапазона, для верхней частоты среза — максимальное возможное значение. Такой подход позволяет учесть изменчивость сердечного ритма, наблюдаемую в реальных условиях.

На рис. 1, а приведены зависимости изменения коэффициента K_a на выходе фильтра от изменения частоты среза F_h фильтра верхних частот (ФВЧ). Зависимости получены при следующих значениях параметров: порядок фильтров — 8; частота сердечных сокращений ЭКГ-сигнала 30 уд/мин; длительность QRS-комплекса ЭКГ-сигнала 100 мс; амплитуда QRS-комплекса ЭКГ-сигнала 1; амплитуда помехи, обусловленной влиянием электрической сети питания $L_{\max} = 0,3$; частота сети электропитания $f_p = 50$ Гц; частота дискретизации сигнала помехи $f_s = 500$ Гц; амплитуда модельного сигнала дрейфа изолинии ЭКГ-сигнала $W_{\max} = 0,2$; среднее квадратическое отклонение $\sigma_1 = 0,2$; отношение сигнал — шум на входе фильтра 6,5 дБ.

На рис. 1, б приведены зависимости изменения K_a на выходе фильтра от изменения частоты среза F_l фильтра нижних частот (ФНЧ). Зависимости получены при тех же параметрах модели, как и в предыдущем случае, за исключением частоты сердечных сокращений (240 уд/мин) и длительности QRS-комплекса (60 мс).

На основе полученных результатов можно определить оптимальные полосы пропускания для каждого из исследуемых полосовых фильтров. В силу аддитивности модели и линейности операции частотной фильтрации последовательное каскадирование ФНЧ и ФВЧ позволит сформировать полосовой фильтр соответствующего типа. С точки зрения максимизации соотношения сигнал — шум на выходе фильтра в условиях искажающих воздействий различной интенсивности и природы оптимальным для обработки ЭКГ-сигнала является фильтр Чебышева, а оптимальная полоса пропускания фильтра 1—35 Гц.

Аналоговые тракты систем регистрации ЭКГ-сигнала могут содержать активные фильтры на операционных усилителях, реализуемые, например, по топологии Саллена — Кея или Рауха. В зависимости от номиналов пассивных элементов таких фильтров их передаточную характеристику можно представить тем или иным типом фильтра (Баттерворта, Бесселя или Чебышева). Для моделирования фильтрации биосигнала с использованием аналоговых активных фильтров необходимо изменить порядок фильтра, так как при аппаратной реализации он определяет число используемых усилителей и пассивных частотно-корректирующих цепей. В большинстве систем регистрации ЭКГ для реализации полосового активного фильтра применяют последовательное каскадирование ФВЧ и ФНЧ не выше 2-го порядка.

Для систем кардиодиагностики на основе морфологического анализа ЭКГ-сигнала особое значение приобретает минимизация искажений сигнала. Для оценки вносимых искажений, обусловленных применением частотных фильтров, определяли коэффициент корреляции между модельным ЭКГ-сигналом, свободным от влияния помех и шумов, и выходным сигналом полосового фильтра.

В табл. 1 приведены сводные данные о коэффициенте K_a отношения сигнал — шум на выходе полосовых фильтров и коэффициенте R корреляции ЭКГ-сигналов для фильтров двух порядков $N = 2$; $N = 8$, моделирующих аналоговую и цифровую реализацию, соответственно. Отношение сигнал — шум на входе фильтров 6,5 дБ. Аналоговая реализация по наиболее распространенным на практике топологиям Рауха и Саллена—Кея отсутствует для фильтра Баттерворта с коррекцией нелинейности фазовой характеристики и фильтра Чебышева 2-го рода.

Таблица 1

Отношение сигнал — шум и коэффициент корреляции на выходе различных полосовых фильтров

Тип фильтра	K_a , дБ		R	
	аналоговый $N = 2$	цифровой $N = 8$	аналоговый $N = 2$	цифровой $N = 8$
Баттерворта	3,52	5,58	0,65	0,72
Баттерворта с коррекцией ФХ	—	6,07	—	0,9
Бесселя	3,8	6,48	0,74	0,87
Чебышева, 2-го рода	—	6,89	—	0,8

Анализ полученных данных показывает, что минимальные искажения при цифровой фильтрации ЭКГ-сигнала обеспечивают фильтр Баттерворта с коррекцией нелинейности ФХ. Для аналоговой реализации наилучшие результаты обеспечивает фильтр Бесселя.

Для выбора оптимального полосового фильтра систем обработки ЭКГ-сигнала воспользуемся методом экспертных оценок на основе ранжирования исследуемых фильтров по критериям максимизации отношения сигнал — шум на выходе фильтра и минимизации вносимых искажений по сравнению с модельным сигналом.

В табл. 2 приведены результаты оценки фильтров в баллах на основе их ранжирования по указанным критериям, где наивысший ранг соответствует наилучшему значению рассматриваемого показателя. Количество баллов определяется произведением ранга и весового коэффициента, при этом весовой коэффициент для отношения сигнал — шум принят равным 1, а для коэффициента корреляции 2.

Таблица 2

Балльные оценки эффективности полосовой фильтрации ЭКГ сигнала

Тип фильтра	Отношение сигнал — шум		Коэффициент корреляции		Сумма баллов
	ранг	балл	ранг	балл	
Баттерворта	1	1	1	2	3
Баттерворта с коррекцией ФХ	2	2	4	8	10
Бесселя	3	3	3	6	9
Чебышева 2-го рода	4	4	2	4	8

По результатам экспертной оценки можно сделать вывод, что оптимальным полосовым фильтром в задачах обработки ЭКГ-сигнала является фильтр Баттерворта 8-го порядка с коррекцией нелинейности ФХ. Частотные фильтры Баттерворта имеют относительно высокую крутизну в переходной полосе при максимально плоской АЧХ в полосе пропускания, что обеспечивает минимальные искажения биосигналов при сохранении высокой степени подавления помех за пределами полосы пропускания.

Фильтры Баттерворта просты в реализации, характеризуются высоким быстродействием и в программном виде могут быть выполнены с линейной ФХ, что с учетом современного развития микроконтроллеров позволяет имплементировать их в программное обеспечение портативных систем регистрации и обработки ЭКГ-сигналов.

На рис. 2 приведены эпюры фрагментов ЭКГ-сигнала, поясняющие особенности обработки биосигнала с использованием полосового фильтра Баттерворта 8-го порядка.

В заключение отметим, что большинство искажающих воздействий при регистрации ЭКГ-сигнала в реальных условиях являются случайными широкополосными сигналами, спектральные характеристики которых перекрываются с основной полосой частот самого сигнала, что затрудняет использование принципов линейной частотной фильтрации и не позволяет добиться высокого уровня его очистки от помех и шумов. Тем не менее, применение этапов полосовой фильтрации стало де-факто стандартной процедурой первичной обработки большинства биомедицинских сигналов, в том числе и при анализе ЭКГ-сигнала, что предопределило важ-

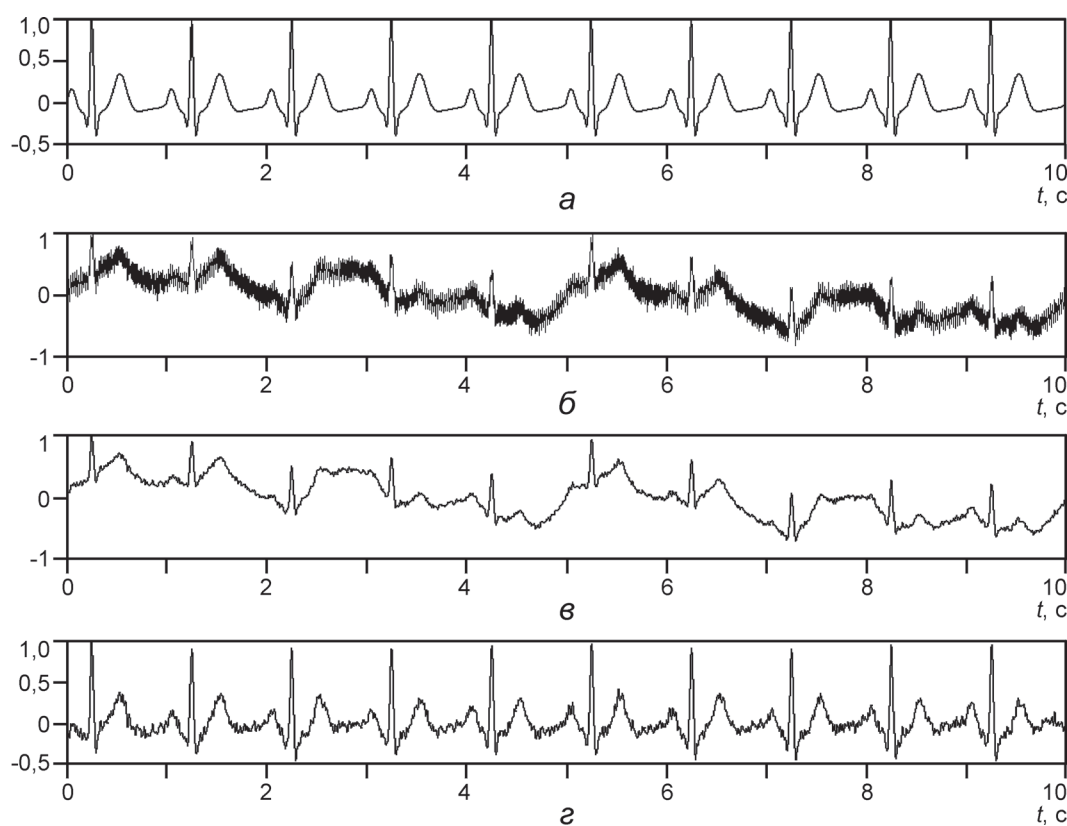


Рис. 2. Эпюры ЭКГ-сигнала на разных этапах его обработки полосовым фильтром Баттерворта с коррекцией нелинейности фазовой характеристики: а — исходный модельный ЭКГ-сигнал; б — модельный сигнал а с аддитивной комбинацией помех и артефактов; в — сигнал б после обработки фильтром нижних частот с частотой среза 35 Гц; г — сигнал в после обработки фильтром верхних частот с частотой среза 1 Гц

ность правильного выбора оптимальной полосы пропускания и типа используемого фильтра с целью минимизации амплитудных и фазовых искажений биосигнала для повышения достоверности его морфологического анализа.

Литература

1. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. М.: Физматлит, 2007.

2. Калакутский Л. И., Манелис Э. С. Аппаратура и методы клинического мониторинга. М.: Высшая школа, 2004.

3. Федотов А. А., Акулов С. А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. М.: Радио и связь, 2013.

4. Федотов А. А., Акулов С. А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. М.: Физматлит, 2013.

5. Theis F. J., Meyer-Base A. Biomedical signal analysis: Contemporary methods and applications. Cambridge, MA: MIT Press, 2010.

6. McSharry P. E. et al. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals // IEEE Trans. on Biomed. Eng. 2003. V. 50. N. 3. P. 289—295.

7. Dev R. Different Techniques to Remove Baseline Wander from ECG Signal: A Review // Int. J. Electrical, Electronics and Communication Eng. 2012. V. 2. N. 7. P. 532—537.

8. Friesen G. M. et al. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1990. V. 27. N. 1. P. 85—98.

9. Ruha A. et al. A real-time microprocessor QRS detector system with a 1-ms timing accuracy for the measurement of ambulatory HRV // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1997. V. 44. N. 3. P. 159—167.

Дата принятия 21.07.2014 г.