

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ
МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН
MINISTRY OF EDUCATION AND SCIENCE OF THE REPUBLIC OF KAZAKHSTAN

Л.Н. ГУМИЛЕВ АТЫНАҒЫ
ЕУРАЗИЯ ҰЛТТЫҚ
УНИВЕРСИТЕТІ



ЕВРАЗИЙСКИЙ
НАЦИОНАЛЬНЫЙ
УНИВЕРСИТЕТ
ИМ. Л.Н. ГУМИЛЕВА

L.N. GUMILYOV EURASIAN
NATIONAL UNIVERSITY

ХАБАРШЫ

1995 жылдың қаңтарынан жылына 6 рет шығады

№ 4 (95) · 2013

ВЕСТНИК

выходит 6 раз в год с января 1995г.

I бөлім

HERALD

Since 1995

Астана

Г.В. Овечкин, П.В. Овечкин, Д.Ж. Сатыбалдина, Н.Н. Ташатов, Б.З. Андасова	
Екілік емес көп шекті декодер жұмысын жылдамдату алгоритмі	192
М.М. Малкаждаров, Ж.Қ. Жалғасбекова, Қ.Н. Балабеков, Г.Қ. Абдрашева	
Мас OSX операциялық жүйесінде Xcode өңдеу ортасын қолданудың мүмкіндіктері	198
Р.Н. Нугманов, У.Т. Касымов, Б.К. Ибильдаев, Д.С. Ергалиев, А.Д. Тулегүлов	
Алгоритмизация структурного кодирования и восстановления информации в сквозном тракте космической системы РЛК	203
А.Б. Закирова, Н.С. Баймулдина, С.О. Калмуханбетова, М.А. Кантуреева	
Модель применения ИКТ в процессе профессиональной подготовки студентов-юристов в ВУЗ	216
Г. Қ. Абдрашева, Ж. Қ. Жалғасбекова	
Сұрыптау алгоритмдерінің динамикалық визуализациясы	211
М.М. Илипov	
Бесконтактная идентификация сведений пользователя пластиковой карты с помощью чипа EM-4100	224
Б.З. Андасова	
Программалық жүйелердегі қолданушы интерфейстерінің даму бағыттары	230
М.М. Илипov	
Использование пластиковых карт с чипами в банковских платежных системах	236
ФИЗИКА	ФИЗИКА
А.Б. Усеинов, А.Т. Ақылбеков	
Стабилизация неполярной (10 $\bar{1}0$) поверхности оксида цинка при адсорбции водорода	240
С.К. Тлеукенов, И.И. Кульназаров	
О модифицированной форме матрицы граничных условий	247
С.С. Саутбеков, С.А. Кульмамиров, Н.К. Карбаев, В.А. Лобода	
Перспективы создаваемого учебно-лабораторного комплекса "программируемые интегральные логические схемы"	250
В.Е. Гайдачук, А.Ф. Санин, М.Е. Харченко	
Концептуальный подход к формированию физико-механических характеристик и прочностных свойств сотовых заполнителей для терморазмеростабильных конструкций космического назначения	259
М.Е. Лустенков	
Кинематический метод определения КПД передач с промежуточными телами качения	265
С.С. Саутбеков, С.А. Кульмамиров	
Использование ПЛИС в дипломных проектах специальности РЭТ	274
Н.Г. Джумагулмамбетов, А.М. Муханова, А.С. Даутова	
Кинетика нестационарной проводимости в полупроводниках GaAs, InP при воздействии импульсами квантового генератора миллисекундной длительности	278
А.Б. Усеинов, А.Т. Ақылбеков	
Атомарные и электронные свойства неполярных поверхностей оксида цинка	282
Н.К. Набиев, Д.В. Риттер, А.Ж. Мусина	
Вариант модели установки для СВЧ нагрева	285
У.Т. Касымов, А.Д. Тулегүлов, Д.С. Ергалиев, Б.К. Ибильдаев, М.И. Касабеков, Е.Б. Калиев	
О применении композитных материалов для соединения ступеней ракет-носителей	289
Д.М. Зазулин, А.М. Жигалова	
Экспериментальное изучение процесса упругого р- ⁶ Li рассеяния при астрофизических энергиях	297
Н.К. Набиев, А.А. Савостин, Г.В. Савостина	
Цифровая фильтрация электрокардиосигналов в среде MATLAB	304
М.С. Токашева	
Кристаллдардың модернизацияланған геометриялық әдісін қатты денелердегі қарапайым радиациялық ақауларды зерттеуде қолдану	309
А.Р. Шалабаев	
Асимптотики векторов напряженности электромагнитного поля электрического диполя в одноосной анизотропной среде	316
А.Р. Шалабаев	
Бірерісті анизотропты ортадағы электрлік дипольдің сәуле шығарудың толық қуатын есептеу	321

УДК 681.5:616-71

¹ Н.К. Набиев, ² А.А. Савостин, ² Г.В. Савостина

Цифровая фильтрация электрокардиосигналов в среде MATLAB

⁽¹⁾ Евразийский университет имени Л. Н. Гумилева, г. Астана, Казахстан)⁽²⁾ Северо-Казахстанский государственный университет им. М. Козыбаева, г. Петропавловск, Казахстан)

В статье рассматривается процедура синтеза цифровых фильтров для обработки электрокардиологических сигналов. Фильтрация сигналов данного класса является крайне необходимой при автоматизированном анализе кардиологических данных. Процесс фильтрации осуществляется в цифровой форме. Синтез цифровых фильтров производится в среде MATLAB. Указаны функции MATLAB, предназначенные для проектирования цифровых систем и фильтрации сигналов. Приводится форма исследуемых сигналов во временной и частотной областях до и после процедуры цифровой фильтрации. Разработанные системы обработки цифрового сигнала позволяют эффективно устранять помехи и искажения, сопутствующие процессу регистрации электрокардиограмм.

Ключевые слова: оптимальная фильтрация, MATLAB, электрокардиограмма, цифровой фильтр

Широкое использование в кардиологии средств автоматизированного анализа электрокардиосигналов (ЭКС) вместе с богатым практическим опытом и высокой квалификацией врача, стало возможным благодаря большим достижениям в области электронно-вычислительной техники и цифровой обработки сигналов [1].

В свою очередь, автоматизированный анализ ЭКС, регистрируемых на поверхности тела в виде электрокардиограмм (ЭКГ), характеризуется рядом специфических особенностей, среди которых одной из основных является присутствие в полезном ЭКС различного рода помех и искажений [2].

К таким помехам и искажениям относятся: сетевая наводка; смещение изоэлектрической линии и модуляция амплитуды ЭКГ, вызываемые дыханием; артефакты смещения электродов; электрофизиологические помехи; контактный шум электродов; наводка от электрохирургического оборудования; собственные шумы электронных приборов [3, 4].

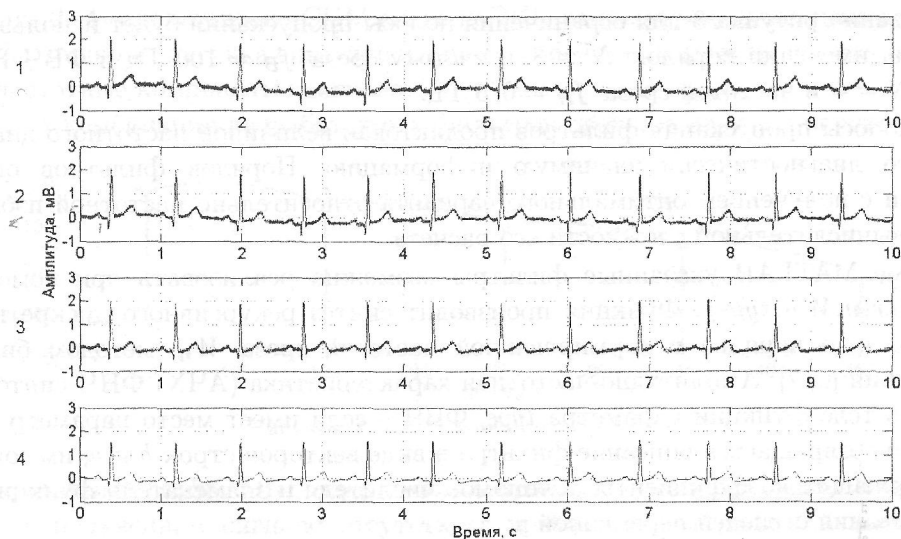
Эффективными инструментами устранения перечисленных артефактов являются методы цифровой фильтрации. Реализацию алгоритмов цифровой обработки сигналов выгодно осуществлять в среде автоматизации математических расчетов MATLAB. Это объясняется высокой функциональностью предоставляемых пользователю инструментальных средств поддержки интерфейсов аналогового ввода-вывода на базе программного обеспечения Data Acquisition Toolbox, а так же возможностью использовать объектно-ориентированное и визуальное программирование системы MATLAB для обработки и анализа ЭКС [5].

Предложим метод фильтрации ЭКГ для устранения помех и искажений в среде MATLAB при помощи стандартных инструментов, предоставляемых данным программным обеспечением.

На рисунке 1 (1) представлена 10-и секундная запись ЭКГ, полученная в III отведении с частотой дискретизации $f_D = 1000$ Гц и разрядностью АЦП 12 бит при коэффициенте усиления $G = 2000$. Как следует из рисунка, сигнал подвержен влиянию сетевой наводки, высокочастотной помехи, а так же наблюдается существенный дрейф изоэлектрической линии. Высокочастотная помеха могла быть вызвана усилителями, регистрирующей аппаратурой и сопутствующим электромиографическим сигналом.

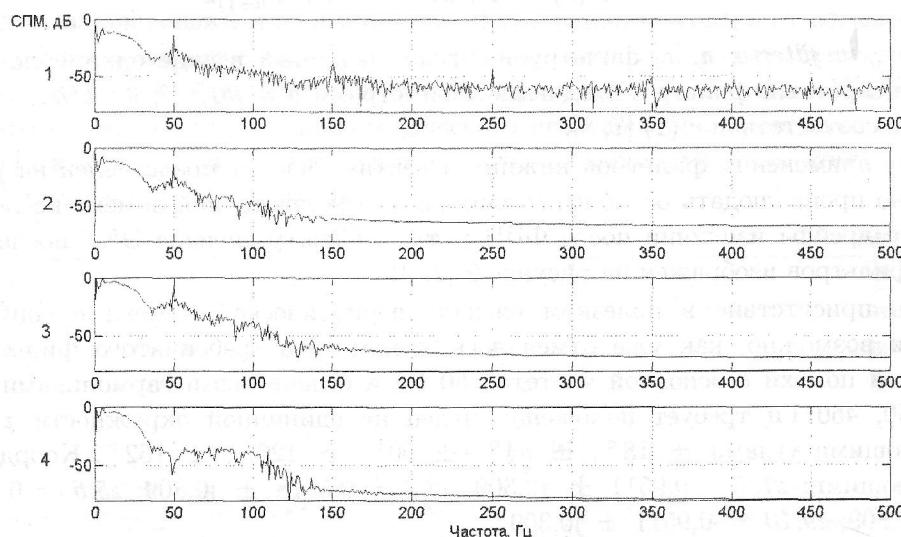
На рисунке 2 (1) представлена спектральная плотность мощности (СПМ) исследуемого сигнала с сопутствующими помехами. Она обладает относительно высокой долей спектральной энергии в области нулевой частоты. В области промышленной частоты 50 Гц на СПМ наблюдается пик, вызванный присутствием сигнала сетевой наводки. Помимо этого, на частотах, соответствующих нечетным гармоникам сетевой наводки 150 Гц, 250 Гц, 350 Гц, 450 Гц так же наблюдаются пики. Данное обстоятельство вносит дополнительные нежелательные нелинейные искажения в исследуемый сигнал и требует создания эффективного инструмента для его устранения в виде дискретного гребенчатого фильтра.

Помимо этого, необходимо ограничить частотный диапазон сигнала с помощью фильтров нижних и верхних частот для ослабления дрейфа изолинии и высокочастотной помехи.



1 – зарегистрированный сигнал ЭКГ $x_{ЭКС}$; 2 – сигнал ЭКГ после ФНЧ x_{lf} ; 3 – сигнал ЭКГ после ФВЧ x_{hf} ; 4 – сигнал ЭКГ после гребенчатого фильтра (результат фильтрации) $\hat{x}_{-1}$.

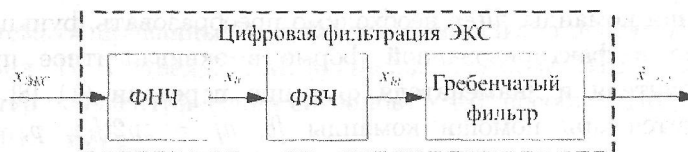
Рисунок 1. – Устранение артефактов из ЭКГ



1 – СПМ исходного сигнала ЭКГ ($x_{ЭКС}$); 2 – СПМ ЭКГ после ФНЧ (x_{lf}); 3 – СПМ ЭКГ после ФВЧ (x_{hf}); 4 – СПМ ЭКГ после гребенчатого фильтра ($\hat{x}_{-1}$).

Рисунок 2. – СПМ сигнала ЭКГ после цифровой фильтрации

По этим причинам потребуется многоступенчатая фильтрация исследуемого сигнала. На рисунке 3 представлена структурная схема цепочки фильтров, необходимых для максимального удаления из анализируемого сигнала внешних помех и артефактов.



1 – СПМ исходного сигнала ЭКГ ($x_{ЭКС}$); 2 – СПМ ЭКГ после ФНЧ (x_{lf}); 3 – СПМ ЭКГ после ФВЧ (x_{hf}); 4 – СПМ ЭКГ после гребенчатого фильтра ($\hat{x}_{ЭКС}$).

Рисунок 3. – Цифровая фильтрация ЭКС

На рисунке 3 приняты следующие обозначения: $x_{ЭКС}$ – сигнал регистрируемой ЭКГ; ФНЧ – фильтр нижних частот; x_{lf} – сигнал ЭКГ после низкочастотной фильтрации; ФВЧ – фильтр верхних частот; x_{hf} – сигнал ЭКГ после высокочастотной фильтрации; $\hat{x}_{ЭКС}$ – сигнал ЭКГ после гребенчатого фильтра (результат фильтрации).

На основании рисунка 3 для ограничения полосы пропускания будет использоваться ФНЧ Баттерворта, имеющий порядок $N = 8$ и частоту среза $f_B = 100$ Гц и ФВЧ Баттерворта с порядком $N = 4$ и частотой среза $f_H = 0,5$ Гц.

Выбор полосы пропускания фильтров продиктован величиной частотного диапазона ЭКС, содержащего диагностически значимую информацию. Порядок фильтров определялся в соответствии с получением оптимального варианта относительно частотной избирательности фильтра и вычислительной сложности его расчета.

В системе MATLAB указанные фильтры возможно реализовать при помощи функции $[b, a] = \text{butter}(n, W_n, \text{type})$. Функция производит синтез рекурсивного дискретного фильтра Баттерворта n -го порядка с нормированной частотой среза W_n методом билинейного z -преобразования [6, 7]. Амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) ФНЧ синтезируется при отсутствии в теле функции параметра type , ФВЧ – если имеет место параметр $\text{type} = 'high'$. В результате возвращается описание фильтра в виде векторов-строк b и a , имеющих длину $(n + 1)$ и содержащих коэффициенты полиномов числителя и знаменателя функции передачи в порядке убывания степеней переменной z :

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{b_1 + b_2 z^{-1} + \dots + b_{(n+1)} z^{-n}}{1 + a_2 z^{-1} + \dots + a_{(n+1)} z^{-n}}. \quad (1)$$

Функция $y = \text{filter}(b, a, x)$ фильтрует сигнал, заданный в виде одномерного массива x , используя дискретный фильтр с входными параметрами $b = [b_1, b_2, \dots, b_{(n+1)}]$ и $a = [a_2, \dots, a_{(n+1)}]$ в соответствии с (1) [7, 8].

Результат применения фильтров нижних и верхних частот представлен на рисунке 1 (2, 3), где можно пронаблюдать ослабление влияния высокочастотной помехи после ФНЧ (x_{lf}) и устранение дрейфа изолинии после ФВЧ (x_{hf}). Спектр сигнала ЭКГ после применения указанных фильтров изображен на рисунке 2 (2, 3).

Ослабить присутствие в полезном сигнале периодической помехи с сопутствующими гармониками возможно, как уже отмечалось, с помощью гребенчатого фильтра. Наличие периодической помехи с основной частотой 50 Гц и с нечетными гармониками на частотах 150, 250, 350, 450 Гц требует положения нулей на единичной окружности z -плоскости с соответствующими углами $\pm 18^\circ$, $\pm 54^\circ$, $\pm 90^\circ$, $\pm 126^\circ$, $\pm 162^\circ$. Координаты нулей будут следующими: $z_{1,2} = 0,9511 \pm j0,309$; $z_{3,4} = 0,5878 \pm j0,809$; $z_{5,6} = 0 \pm j$; $z_{7,8} = -0,5878 \pm j0,809$; $z_{9,10} = -0,9511 \pm j0,309$.

Передаточная функция данного фильтра будет выглядеть следующим образом:

$$H(z) = K \prod_{k=1}^{10} (1 - z^{-1} z_k), \quad (2)$$

где K – коэффициент передачи, причем для постоянной составляющей ($z = 1$), $K = 1$.

Для использования команды *filter* необходимо преобразовать функцию передачи системы (2), представленную в факторизованной форме в эквивалентное представление в виде коэффициентов числителя и знаменателя функции передачи (1) [8]. Данная операция в MATLAB производится при помощи команды $[b, a] = \text{zp2tf}(z, p, k)$. Где p – полюсы функции передачи, z – нули, k – коэффициент усиления. Коэффициенты полинома знаменателя функции передачи содержатся в возвращаемом векторе-строке a , а коэффициенты полиномов числителей – в возвращаемой матрице b [7].

Расчет коэффициентов $[b, a]$ показывает, что искомый гребенчатый фильтр может быть задан передаточной функцией вида

$$H(z) = 0,5(z^{-10} + 1). \quad (3)$$

На рисунке 2 (4) представлена СПМ сигнала ЭКГ, отфильтрованного цепочкой указанных фильтров. Как видно из рисунка синтезированный гребенчатый фильтр эффективно подавляет требуемые частотные компоненты сигнала.

Общая АЧХ комбинации разработанных фильтров представлена на рисунке 4.

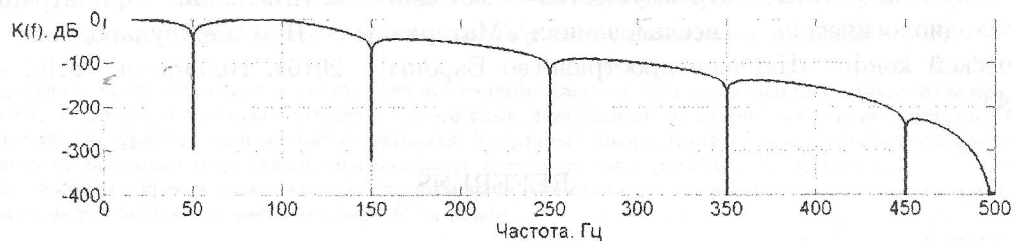
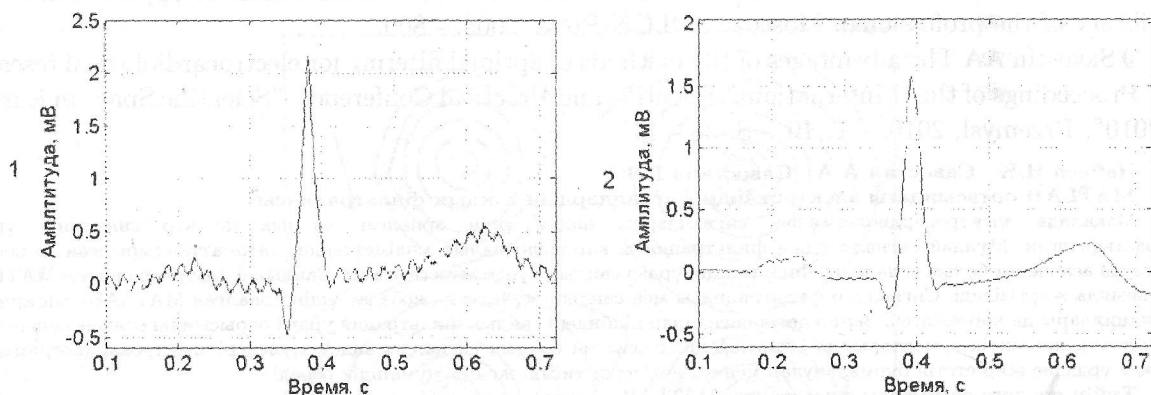


Рисунок 4. – АЧХ комбинации фильтров

Отфильтрованный сигнал ЭКГ $\hat{x}_{\text{ЭКС}}$ можно пронаблюдать на рисунке 1 (4). Как следует из рисунка, в полученном сигнале отсутствует дрейф изоэлектрической линии, а так же снижено воздействие высокочастотной помехи и сетевой наводки. В этом можно убедиться, проанализировав рисунок 5, где представлен один электрокардиологический комплекс сигнала до процедуры цифровой фильтрации ($x_{\text{ЭКС}}$) и после нее ($\hat{x}_{\text{ЭКС}}$).

Как следует из рисунков 1 и 5 сигнал после фильтрации не содержит помех и артефактов, сопутствующих процессу регистрации. Поставленная задача эффективно решается при помощи инструментов цифровой обработки сигналов, предоставляемых системой MATLAB. Следует отметить, что в зависимости от диагностического исследования, проводимого на основании анализа ЭКГ, а так же параметров самого сигнала, возможна иная комбинация цепочек цифровых фильтров или их параметров [9].



1 – зарегистрированный сигнал ЭКГ $x_{\text{ЭКС}}$; 2 – отфильтрованный сигнал ЭКГ $\hat{x}_{\text{ЭКС}}$

Рисунок 5. – Зашумленный сигнал ЭКГ и результат фильтрации

ЛИТЕРАТУРА

- 1 Ивель В. П. Автоматизированные системы измерения и анализа электрокардиологических сигналов: Монография/ В. П. Ивель, Г. М. Мутанов. – Алматы: НИЦ "Гылым", 2002. – 241 с.
- 2 Съём и обработка биоэлектрических сигналов: Учеб. пособие/ Под ред. К.В. Зайченко. – СПбГУАП: СПб., 2001. – 140 с.
- 3 Струтынский А.В. Электрокардиограмма: анализ и интерпретация: Учебное пособие – М.: «МЕДпресс», 1999. – 224 с.
- 4 Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход/ Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440 с.
- 5 Дьяконов В. MATLAB. Обработка сигналов и изображений. Специальный справочник. – СПб.: Питер, 2002. – 608 с.
- 6 Дьяконов В.П. MATLAB 7.*/R2006/R2007: Самоучитель – М.: ДМК Пресс, 2008. – 768 с.

7 Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов: Учебник для вузов. 2-е изд. – СПб.: Питер, 2006. – 751 с.

8 В.П. Дьяконов MATLAB 6.5 SP1/7 + Simulink 5/6®. Основы применения. Серия «Библиотека профессионала». – М.: СОЛОН-Пресс, 2005. – 800 с.

9 Савостин А.А. Преимущества методов оптимальной фильтрации при электрокардиологических исследованиях//Материалы II международной научно-практической конф.: «Научное пространство Европы – 2010», Пшемысль, 2010. – Т. 19. – С. 38 – 43.

REFERENCES

1 Ivel VP Automated measurement and analysis of signals electrocardiological: Monograph / VP Ivel, GM Mutanov. - Almaty: SIC " Gylym", 2002. - 241 c.

2 Removal and processing of bioelectric signals: Studies. manual / Ed. KV Zaychenko. - SPbSUAI: St. Petersburg., 2001. - 140.

3 Strutynsky AV Electrocardiogram: Analysis and Interpretation: Study Guide - Moscow: "MED-press", 1999. - 224.

4 Rangayyan RM analysis of biomedical signals. A Practical Approach / Per. from English. ed. AP Nemirko. - Moscow: FIZMATLIT, 2007. - 440.

5 Dyakonov V. MATLAB. Signal and image processing. A special handbook. - St. Petersburg.: Peter, 2002. - 608 p.

6 Deacons VP MATLAB 7. * / R2006/R2007: Tutorial - M: DMK Press, 2008. - 768p.

7 Sergienko AB Digital Signal Processing: A Textbook for high schools. 2nd ed. - St. Petersburg.: Peter, 2006. - 751 p.

8 VP Deacons MATLAB 6.5 SP1 / 7 + Simulink 5/6 ®. Fundamentals of application. Series "Library of the professional. Moscow: SOLON-Press, 2005. - 800.

9 Savostin AA The advantages of the methods of optimal filtering for electrocardiological research // Proceedings of the II International Scientific and Practical Conference. "Scientific Space in Europe - 2010", Przemysl, 2010. - T. 19. - S. 38 - 43.

Набиев Н.К., Савостин А.А., Савостина Г.В.

MATLAB ортасындағы электрокардиосигналдардың сандық фильтрациясы

Мақалада электрокардиологиялық сигналдарды өңдеу үшін арналған сандық фильтр синтезінің үрдісі қарастырылған. Мұндай сигналдардың фильтрациясы кардиологиялық мәліметтердің автоматтандырылған талдауын жасауда аса қажет болып саналады. Фильтрация үрдісі сандық түрде жүзеге асады. Сандық фильтрлер синтезі MATLAB ортасында жүргізіледі. Сигналдар фильтрациясы мен сандық жүйелерді жобалау үшін арналған MATLAB-тың арнайы функциялары да көрсетілген. Зерттелетін сигналдар пішіндері сандық фильтрация үрдісі барысындағы және соңындағы уақыттық, жиіліктік аумақтарында бейнеленеді. Жасалған сандық сигналды өңдеу жүйелері электрокардиограмманы тіркеу үрдісіне әсер ететін бұрмаланулар мен кедергілерді тиімді жоюға мүмкіндік береді.

Түйін сөздер: оптималды фильтрация, MATLAB, электрокардиограмма, сандық фильтр

Nabiyev N., Savostin A.A., Savostina G.V.

Digital filtering electrocardiosignals in matlab

The article describes the synthesis of digital filters for processing electrocardiological signals. Filtering of signals is very necessary for the automated analysis of cardiac data. The filtering process takes place in digital form. Synthesis of digital filters are in MATLAB. MATLAB functions are for the design of digital systems and signal filtering. Given shape investigated signals in the time domain and frequency domain before and after the procedure, digital filtering. Developed a digital signal processing system can effectively eliminate noise and distortion accompanying the registration process electrocardiograms.

Key words: optimal filtering, MATLAB, electrocardiogram, digital filtering

Поступила в редакцию 16.05.13

Рекомендована к печати 29.05.13