

ШЕСТИКАНАЛЬНЫЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ С ФИЛЬТРАЦИЕЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ МЕТОДОМ САВИЦКОГО-ГОЛЕЯ И ЧЕБЫШЕВА

Л. Ф. Васковская¹, А. В. Гордиевич^{1,2}, П. В. Камлач², И. И. Ревинская²

¹ОАО «Агат - системы управления» - управляющая компания холдинга
«Геоинформационные системы управления»

²Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, г. Минск, Беларусь

Аннотация. Разработан шестиканальный электрокардиограф, который предназначен для усиления и регистрации биоэлектрических потенциалов одновременно в 12-ти стандартных отведениях. Особенностью проведения электрокардиографии является возможность контурного анализа ЭКГ. Этот модуль предназначен для нахождения на графике ЭКГ особых точек для вычисления параметров кардиограммы. С помощью полученных данных можно судить о нарушениях в работе сердца. Перед оценкой ЭКГ и сравнении ее с нормальными показателями возникает задача фильтрации шума с сохранением положения границ и высоты зубцов. В исследовании проведено сравнение методик фильтрации ЭКГ: метода скользящего среднего и его вариаций, интерполяция сплайнами, методика расчёта по кривым Безье, метод Савицкого-Голея.

Ключевые слова: ЭКГ, кардиограф, фильтрация, метод Савицкого-Голея, метод скользящего среднего.

SIX-CHANNEL ELECTROCARDIOGRAPH WITH FILTRATION OF ELECTROCARDIOGRAMS BY THE METHOD OF SAVITSKY-GOLAY AND CHEBYSHEV

L.F. Vaskovskaya¹, A.V. Hardziyevich^{1,2}, P.V. Kamlach², I.I. Revinskaya²

¹Open Joint Stock Company «AGAT – Control Systems» – Managing Company of
Geoinformation Control Systems Holding

²Belarusian state University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Belarus

Annotation. A six-channel electrocardiograph has been developed, which is designed to amplify and record bioelectric potentials simultaneously in 12 standard leads. A feature of electrocardiography is the possibility of contour ECG analysis. This module is designed to find special points on the ECG chart to calculate the parameters of the cardiogram. With the help of the received data it is possible to judge disturbances in work of heart. Before assessing the ECG and comparing it with normal values, there is a problem of noise filtering while maintaining the position of the boundaries and the height of the teeth. The study compares ECG filtration methods: the moving average method and its variations, spline interpolation, Bézier curve calculation method, Savitsky-Goley method.

Keywords: ECG, cardiograph, filtration, Savitsky-Goley method, moving average method

Самым распространенным и доступным методом исследования функциональной диагностики является электрокардиография, используемая в основном в кардиологии. Однако она с успехом применяется и при исследовании больных с заболеваниями легких, почек, печени, эндокринных желез, системы крови, а также в педиатрии, гериатрии, онкологии, спортивной медицине.

Одним из важных моментов этапа сбора данных о состоянии здоровья пациента является снятие и анализ электрокардиограммы (ЭКГ). Существует множество приборов для снятия, а в ряде приборов и анализа, ЭКГ. Следует отметить, что особенно эффективное использование медицинской аппаратуры на современном этапе стало возможно благодаря появлению микрокомпьютеров, поскольку приборы на основе микро-ЭВМ способны производить сложную математическую обработку данных. Кроме того, такие приборы позволяют представить большой объем информации различной степени сложности в ясной и доступной для медицинского персонала форме, что является неременным условием для быстрого принятия необходимых решений.

Электрокардиография — электрофизиологическая методика регистрации и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца. Сегодня ЭКГ является одним из самых популярных методов исследования в медицине, накопивших громадный опыт.

Основная проблема электрографического метода диагностики заболеваний заключается в том, что традиционные методы анализа электрокардиограмм не всегда позволяют диагностировать сердечные заболевания с высокой достоверностью. Зачастую достаточно серьезные сердечные заболевания отражаются на ЭКГ лишь незначительным изменением амплитуды и формы пиков. Во многих случаях точность диагноза зависит от опыта и уровня классификации врача. Чтобы исключить «человеческий фактор», нужно автоматизировать анализ ЭКГ, и найти такой метод, который был бы способен распознавать наиболее характерные изменения ЭКГ при тех или иных заболеваниях, с учетом того, что даже при одном и том же заболевании ЭКГ могут отличаться друг от друга.

Разработан шестиканальный электрокардиограф, который предназначен для усиления и регистрации биоэлектрических потенциалов одновременно в 12-ти стандартных отведениях (рисунок 1):

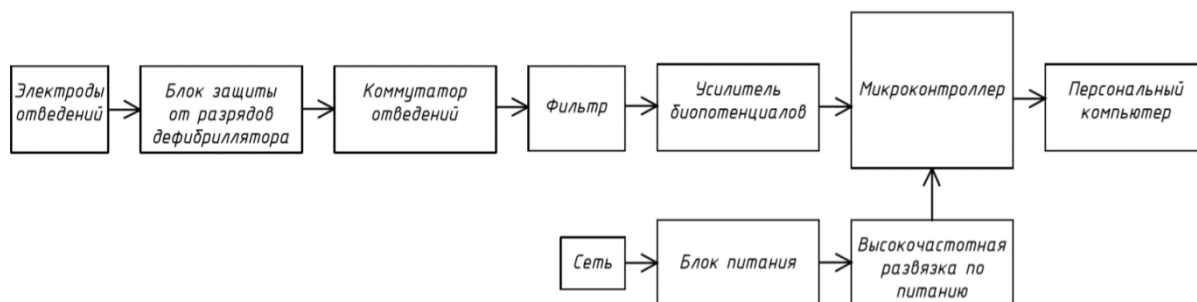


Рисунок 1 – Электрическая структурная схема электрокардиографа

Электроды снимают с кожи человека биопотенциалы сердечной мышцы. Электрический сигнал от электродов через блок защиты от разрядов дефибриллятора поступает на коммутатор отведений. Коммутатор передает сигналы с датчиков в соответствии с выбранным отведением. Фильтр дрейфа изолиний обеспечивает устранение синфазной помехи, присутствующей на теле пациента. Полосовой фильтр убирает сетевую помеху 50 Гц. Усилитель осуществляет масштабирующее преобразование сигнала с датчиков до необходимого уровня. Аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) преобразует исследуемый сигнал в цифровую форму. Микроконтроллер осуществляет управление АЦП, а также передает полученную электрокардиограмму на ПК. Блок питания формирует из сетевого напряжения 230 В необходимые напряжения питания для работы других блоков. Высокочастотная развязка по питанию шунтирует питание микросхемы и действует как местный источник питания.

Защита от разрядов дефибриллятора является стандартной функцией электрокардиографов и медицинских мониторов. Достаточно большие амплитуды импульсов дефибриллятора (до 5 кВ) способны вывести от строя микросхемы усилительных каскадов.

Данный блок ограничивает величины токов, протекающих через тело человека. Это осуществляется за счет установки на вход электрокардиографа резисторов, уменьшающих импульс тока во входной цепи в 50-100 раз. Уменьшение тока пропорционально снижает напряжение поляризации.

Блок коммутатора отведений осуществляет выбор из сигналов, приходящих с датчиков, сигналы, соответствующие одному из трех стандартных биполярных отведений, и передает их на усилитель, через определенные фильтры.

Блок высокочастотной развязки по питанию осуществляет защиту от высоких напряжений. Высокочастотная развязка также используется для повышения помехоустойчивости систем. Одним из основных источников помех в радиоэлектронной аппаратуре является так называемый общий провод, часто это корпус устройства. При передаче информации без гальванической развязки общий провод обеспечивает необходимый для передачи информационного сигнала общий потенциал передатчика и приемника. Поскольку обычно общий провод служит одним из полюсов питания, подключение к нему разных электронных устройств, в особенности силовых, приводит к возникновению кратковременных импульсных помех. Они исключаются при замене «электрического соединения» на соединение через изоляционный барьер.

Разработанное устройство обладает функцией передачи полученной ЭКГ по Bluetooth-интерфейсу, что является преимуществом, перед существующими аппаратами. Данная функция позволит оптимизировать медицину, сделает возможным ведение электронной карты, без использования бумажных носителей. Следует заметить, что электрокардиограф можно

усовершенствовать, установив дисплей с показаниями электрокардиограммы в режиме реального времени, либо добавив в него функцию контроля артериального давления.

В условиях активной жизнедеятельности, на ЭКГ сигнал накладываются аддитивные помехи: сетевая наводка, миографические помехи, двигательные артефакты, треморы (дрожание), потенциал поляризации электродов, сигналы наводки от низкочастотных источников электромагнитного поля. Эти помехи в различной степени влияют на ЭКГ сигнал, изменяют отношение сигнал/ шум (рисунок 2).

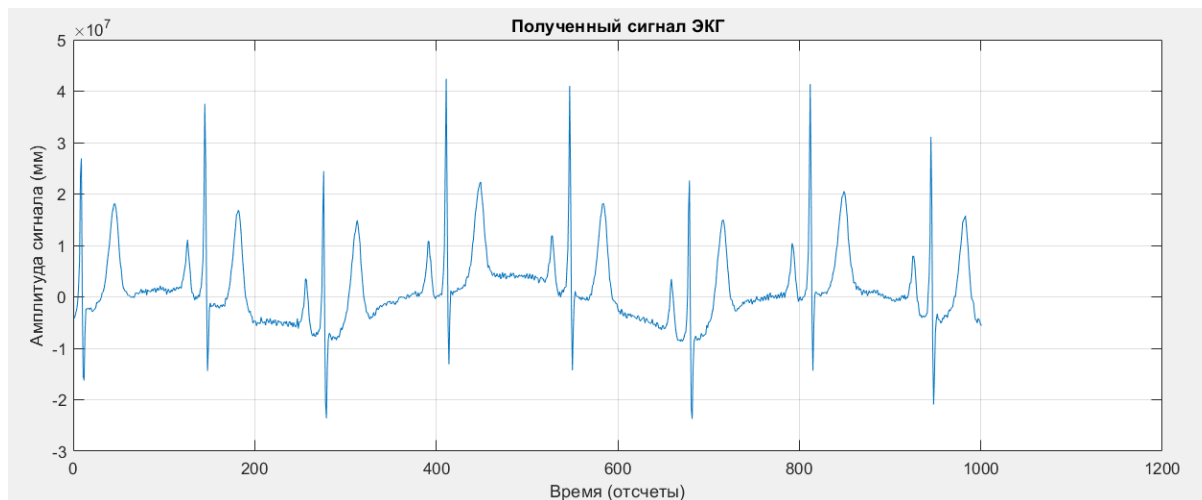


Рисунок 2 – Фрагмент ЭКГ сигнала с помехами.

Эти помехи затрудняют оценку диагностически значимых показателей (ДЗП) ЭКГ сигнала, в результате чего анализируемый фрагмент ЭКГ сигнала не может быть классифицированным. Поэтому необходима предварительная фильтрация ЭКГ сигнала для достоверной оценки ДЗП. Для подавления сетевой синфазной помехи необходимо использовать дифференциальный усилительный каскад с высоким коэффициентом подавления синфазной помехи, для удаления потенциала поляризации – активный фильтр верхних частот, для снижения уровня миографических помех и двигательных артефактов – выбор места крепления электродов, частотных характеристик фильтров нижних и верхних частот.

Предварительная фильтрация ЭКГ сигналов

Предварительная фильтрация ЭКГ сигнала осуществляется с целью снижения уровня помех. В условиях активной жизни пациента на ЭКГ сигнале в первую очередь появляются низкочастотные артефакты и дрейф изолинии из-за поляризации электродов, плохого контакта электродов с кожей, движения пациента во время съема ЭКГ сигнала. Существуют различные алгоритмы подавления помех с использованием фильтра верхних частот с частотой среза менее 0,5 Гц, методов интерполяции. Недостатком использования фильтра верхних частот является тот факт, что вместе с дрейфом изолинии удаляется низкочастотных составляющих ЭКГ сигнала, что влияет на оценку ЭКГ сигнала. Метод интерполяции чувствителен к высокочастотным помехам, ограничивает частотный диапазон устранимой помехи. На наш взгляд, для удаления дрейфа изолинии эффективнее использовать медианные фильтры. Принцип алгоритма построения медианного фильтра заключается в том, что центральный отсчет в скользящем окне заменяется медианой, который будет использоваться для удаления аномальных отсчетов и выбросов независимо от их амплитудных значений. Выходной сигнал $y(t)$ скользящего медианного фильтра с размером окна $2s+1$ получается из входного временного ряда в соответствии с выражением:

$$y(t) = medfilt(x(t-s), x(t-s+1), \dots, x(t-1), x(t), x(t+1), x(t+s-1), x(t+s)) \quad (1)$$

Для упрощения алгоритмов окно медианных фильтров выбирается с нечетным числом отсчетов [1, 2]. Преимущество этого метода заключается в том, что он осуществляется во временной области, метод используется для корректировки изолинии, что сохраняет форму ЭКГ сигнала, исключает смещение ST сегментов. Это не влияет на оценку предсердной активности ЭКГ сигнала.

Удаление дрейфа изолинии осуществляется по следующим шагам:

1) Осуществляется фильтрация входного ЭКГ сигнала $ecg(t)$ с использованием медианного фильтра с размером окна равного $0,2/F_d$, где F_d – частота дискретизации входного сигнала. На выходе медианного фильтра формируется сигнал $ecg1(t)$;

2) Далее повторно используется медианный фильтр с размером окна, $0,6/F_d$ для фильтрации сигнала $ecg1(t)$, получается сигнал на выходе $ecg2(t)$;

3) Сигнал с удаленным дрейфом изолинии $ecg3(t)$ (рисунок 3) получается путем вычитания $ecg2(t)$ из входного ЭКГ сигнала $ecg(t)$:

$$ecg3(t) = ecg(t) - ecg2(t) \quad (2)$$

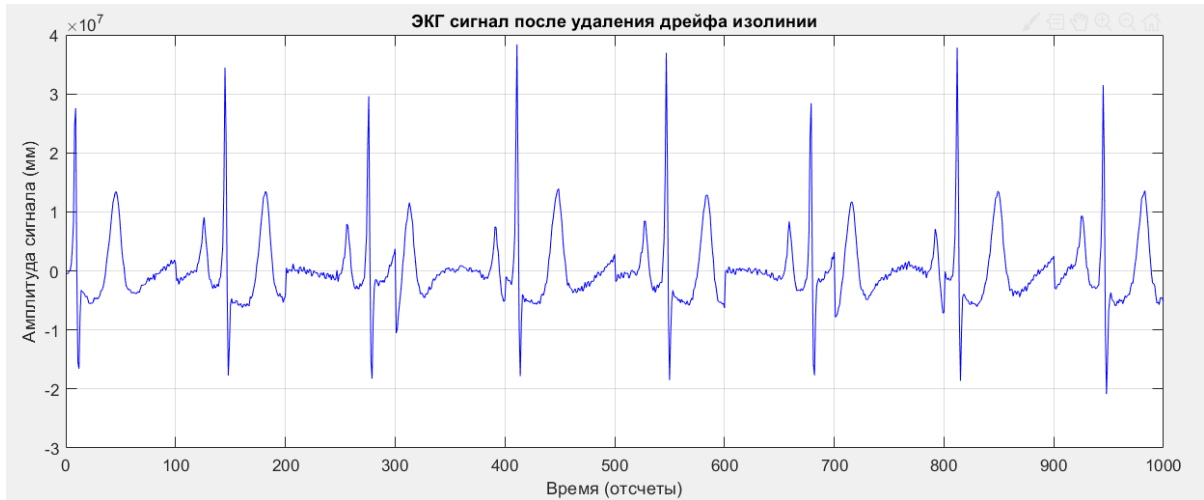


Рисунок 3 – ЭКГ сигнал с устранением дрейфа изолинии с использованием медианной фильтрации

Далее ЭКГ сигнал сглаживается с использованием фильтра Савицкого-Голея [3, 4].

Фильтр Савицкого-Голея.

Метод Савицкого-Голея – вариант фильтра, основанного на скользящем взвешенном среднем (линейный метод сглаживания). Результат данной операции сглаживания $S(a+n)$ суммы сигнала a и шума n совпадает с суммой результатов сглаживания сигнала и шума по отдельности $S(a+n) = S(a) + S(n)$, а также для любого действительного k выполняется равенство:

$$S(k \cdot a) = k \cdot S(a).$$

Скользящее взвешенное среднее имеет непосредственное отношение к операции над математическими функциями, называемой сверткой. Именно, сверткой двух функций $f(x)$ и $g(x)$ называется функция:

$$(f \cdot g)(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(y)g(x-y)dy.$$

Дискретный аналог свертки – скользящее взвешенное среднее, в котором интегрирование превращается в суммирование:

$$Y_k = \sum_{i=-n}^n w_i y_{k-i},$$

где Y_k – сглаженное значение в точке с индексом k ;

w_i – вес точки с индексом $(k-i)$;

y_{k-i} – несглаженное (входное) значение сигнала.

Размер окна сглаживания N_f в таких обозначениях равен $N_f = 2n + 1$.

Способ фильтрации шумов Савицкого-Голя основан на методе наименьших квадратов (МНК), который, несмотря на сложность модели, имеет очень низкую вычислительную сложность. Согласно этому методу $2n+1$ последовательных равноотстоящих точек аппроксимируются МНК полиномом $2k$ -й степени ($k < n$), и в качестве сглаженного значения используется значение полинома в $(n+1)$ -й точке. Математически это значение вычисляется путем скользящего среднего взвешенного среднего с весами точек, положительными в центре окна фильтрации и отрицательными на периферии.

Чем больше длина окна фильтра при сглаживании методом Савицкого-Голя, тем более точным получается значение сглаженной центральной точки. Но при достаточно большой длине окна фильтра значение сглаженной центральной точки слишком усредняется, что вносит определенную погрешность. Таким образом, для фильтрации методом Савицкого-Голя было выбрано окно фильтра длиной $N_f = 21$ точка.

Фильтр Чебышева первого рода.

Функция передачи фильтра Чебышева первого рода не имеет нулей.

Амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) фильтра Чебышева первого рода описывается следующей формулой:

$$K(\omega) = \frac{1}{\sqrt{1 + \varepsilon^2 T_n^2(\omega/\omega_0)}},$$

где ω_0 – частота среза;

$T_n(x)$ – полином Чебышева n -го порядка;

n – порядок фильтра;

ε – параметр, определяющий величину пульсации АЧХ в полосе пропускания.

Полином Чебышева $T_n(x)$ при $|x| \leq 1$ колеблется в диапазоне $-1 \dots +1$, а при $|x| > 1$ неограниченно возрастает по абсолютной величине. Поэтому АЧХ фильтра Чебышева первого рода в полосе пропускания (при $\omega \leq \omega_0$) колеблется между значениями $1/\sqrt{1 + \varepsilon^2}$ и 1, а вне полосы пропускания (при $\omega > \omega_0$) монотонно затухает до нуля.

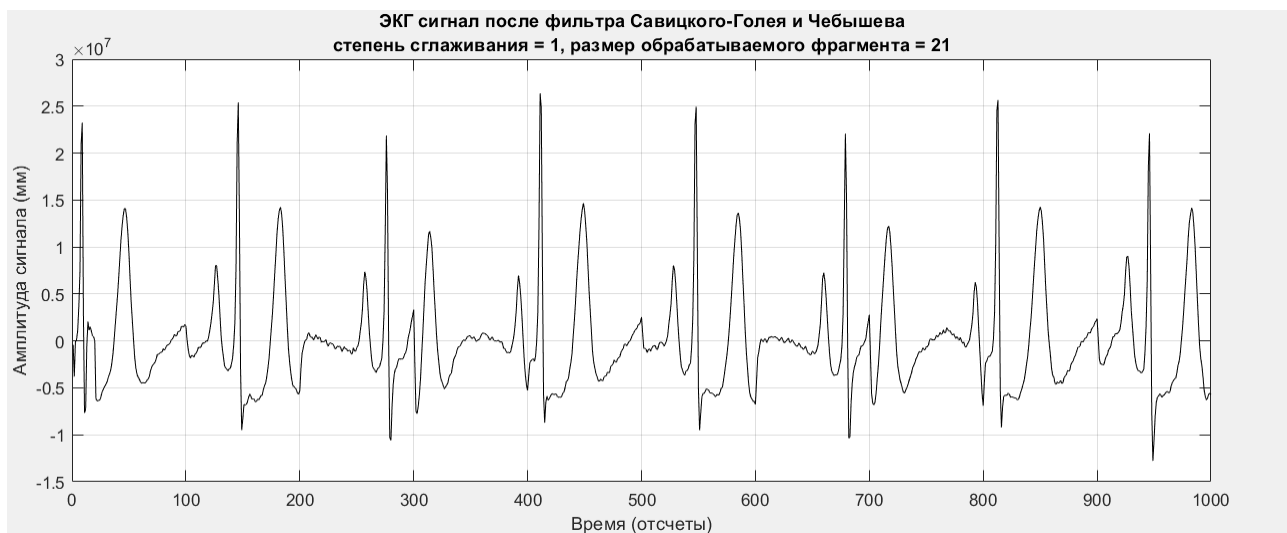
Коэффициент передачи на нулевой частоте равен 1 при нечетном порядке фильтра и $1/\sqrt{1 + \varepsilon^2}$ – при четном. На частоте среза коэффициент передачи фильтра равен $1/\sqrt{1 + \varepsilon^2}$, то есть уровню пульсаций АЧХ в полосе пропускания. При $\omega \rightarrow \infty$ АЧХ стремится к нулю.

Фильтр Чебышева обеспечивает крутой спад АЧХ в области перехода от полосы пропускания к полосе задерживания.

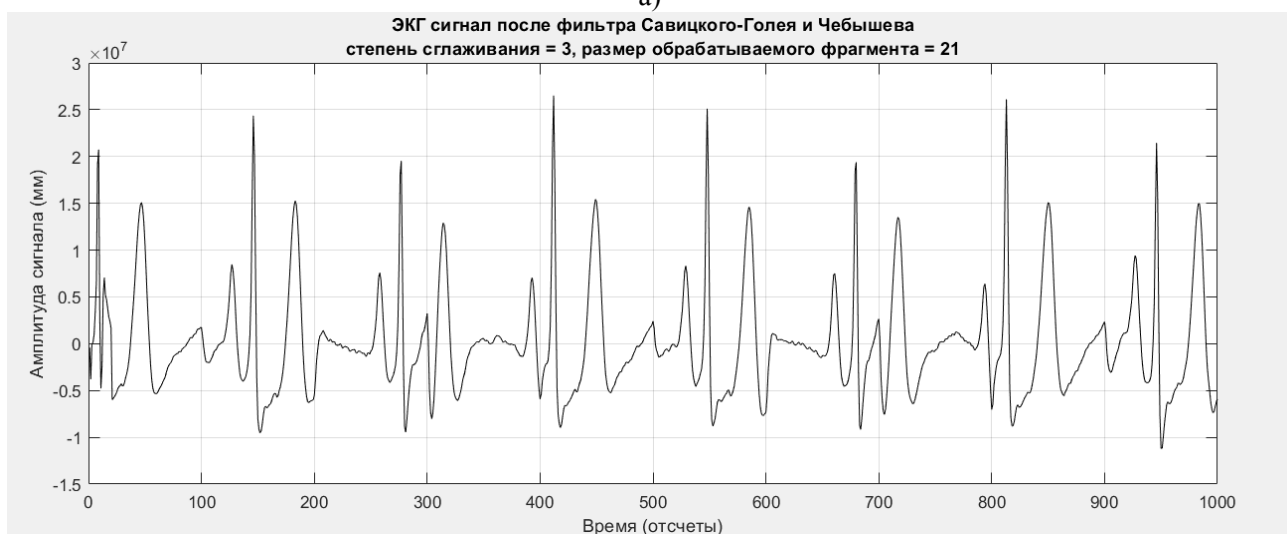
Полноценное сглаживание разработанным нами фильтром начинается с 21-й точки (т.к. длина окна фильтра $N_f = 21$ точка). До 21-точки сглаживание также ведется, с использованием имеющегося количества точек, которые пропускаются сначала через фильтр Савицкого-Голя, а затем, полученные после фильтра Савицкого-Голя точки, пропускаются через фильтр Чебышева. На выходе фильтра Чебышева получаем сглаженную точку, которую и выводим на график.

По достижению 21 точки, набор данных точек (с 1-й по 21-ю) пропускаем через фильтр Савицкого-Голя, получаем сглаженную центральную (11-ю) точку. Далее уменьшаем на две с начала набор входных точек (с 3-й по 21-ю), пропускаем через фильтр Савицкого-Голя, и получаем сглаженную центральную (12-ю) точку. Продолжаем уменьшать на две с начала набор входных точек (с 5-й по 21-ю, с 7-й по 21-ю, с 9-й по 21-ю, с 11-й по 21-ю, с 13-й по 21-ю, с 15-й по 21-ю, с 17-й по 21-ю) и получаем сглаженные центральные точки, аналогично (13-ю, 14-ю, 15-ю, 16-ю, 17-ю, 18-ю, 19-ю). Далее, полученные после фильтра Савицкого-Голя точки, для разного количества входных (11-ю, 12-ю, 13-ю, 14-ю, 15-ю, 16-ю, 17-ю, 18-ю, 19-ю), и две входные (20-я и 21-я) пропускаем через фильтр Чебышева. В итоге получаем сглаженную 21-ю точку, которую и выводим на график.

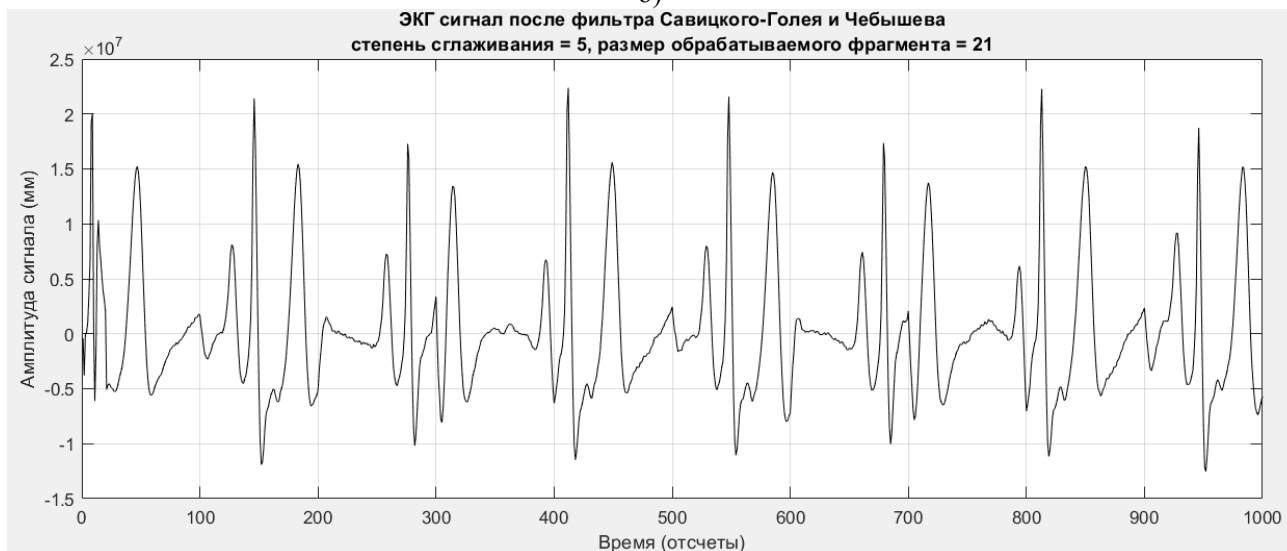
Далее сдвигаем окно фильтра на одну точку вперед, и производим те же операции.



а)



б)



в)

а) степень сглаживания 1, б) степень сглаживания 3, в) степень сглаживания 5

Рисунок 4 – Сглаживание ЭКГ сигнала с использованием фильтров Савицкого – Голея и Чебышева с разной степенью сглаживания для фильтра Савицкого-Голея

Сглаживающие фильтры Савицкого – Голея работают намного лучше обычных усредняющих нерекурсивных фильтров, которые имеют тенденцию удалять вместе шумом значительную долю

высокочастотных составляющих сигнала. Фильтры Савицкого – Голя осуществляют полиномиальную аппроксимацию отдельных кадров входного сигнала по критерию минимума квадратической ошибки. В этом смысле они являются оптимальным. На рисунке 4 представлен результат сглаживания ЭКГ сигнала с использованием фильтра. Таким образом, использование медианных фильтров и фильтра Савицкого-Голя позволяет снизить долю высокочастотных составляющих и удалить дрейфизолинии ЭКГ сигнала, что в итоге позволит повысить оценку ДЗП ФП, в частности, предсердной активности, на следующем этапе обработки.

Список использованных источников

1. Hao, Weituo, Yu Chen, and Yi Xin. ECG baseline wander correction by mean-median filter and discrete wavelet transform // Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2011.
2. Система электрокардиографической диагностики критических состояний в условиях свободной активности пациента: диссертация доктора технических наук: 05.11.17 / Кривоногов Леонид Юрьевич; [Место защиты: Пенз. гос. ун-т]. - Пенза, 2017. - 412 с.
3. A. Savitzky and M. J.E. Golay. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures // Anal. Chem. Vol. 36. PP. 1627-1639. 1964.
4. Ronald W. Schafer. What is a Savitzky-Golay filter? // IEEE Signal Processing Magazine. 2011. PP. 111-117.

Многоканальный электрокардиограф с фильтрацией электрокардиограмм методами медиан, Савицкого–Голея и Чебышева

Л.Ф. Васковская¹, А.В. Гордиевич^{1,2}, П.В. Камлач³

¹ ОАО «АГАТ-системы управления» – управляющая компания холдинга «Геоинформационные системы управления»

^{2,3} Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники (г. Минск, Республика Беларусь)

¹ lidavask@agat.by, ²alinagordievich78@gmail.com, ³ kamlachpv@bsuir.by

Аннотация

Постановка проблемы. Для формирования и анализа электрокардиограмм (ЭКГ) необходимо обеспечивать снятие сигналов сердечных биений электродами отведений и проведение последующего контурного анализа ЭКГ.

Цель. Разработать многоканальный электрокардиограф, позволяющий фиксировать биоэлектрические потенциалы сердца пациента одновременно от нескольких стандартных электродов отведения, регистрировать их в цифровом виде на носителе долговременного хранения, получать аналогичные оцифрованные сигналы и ЭКГ от удаленных пациентов, обрабатывать и визуализировать принимаемые сигналы и графики ЭКГ на экране монитора рабочего места медицинского персонала в процессе съема и после завершения записи сигналов.

Результаты. Создан электрокардиограф, особенностью которого является обеспечение одновременной фиксации сигналов с заданного количества электродов отведений, наличие автоматизированного рабочего места медицинского персонала, оснащенного персональным компьютером (ноутбуком) с монитором отображения и средствами ближней и дальней связи.

Практическая значимость. Персональный компьютер обеспечивает прием в цифровом виде сигналов от электродов отведений пациентов, автоматически обрабатывает их и предоставляет специалисту возможность проведения контурного анализа ЭКГ с помощью средств интерфейса и отображения. Подключаемые средства ближней связи типа Bluetooth расширяют специалисту возможности оперативного использования таких средств информации и профессионального общения как мобильные телефоны, цифровые фотоаппараты, телевизионные средства, принтеры, сканеры. Благодаря выполненным усовершенствованиям сбор сигналов и обработка ЭКГ может выполняться как в процессе записи сигналов, так и в режиме воспроизведения ранее зарегистрированных данных. Электрокардиограф предоставляет медицинскому персоналу отображение на экране монитора оцифрованных сигналов от электродов отведений и ЭКГ в графическом виде, оценочных статистических показателей. Для повышения достоверности ЭКГ выполняется фильтрация шумов и выбросов с помощью медианного фильтра, фильтров Савицкого–Голея и Чебышева. Подключение к компьютеру электрокардиографа модуля Bluetooth и наличие сети Ethernet обеспечивают дистанционный режим сбора данных и обработки ЭКГ, а также обслуживание удаленных пациентов и общение между специалистами.

Реализованные в электрокардиографе принципы и примененные технические средства могут использоваться при создании приборов диагностики широкого круга болезней.

Ключевые слова

ЭКГ, электрокардиограф, фильтр Савицкого–Голея, медианный фильтр, фильтр Чебышева

Для цитирования

Васковская Л.Ф., Гордиевич А.В., Камлач П.В. Многоканальный электрокардиограф с фильтрацией электрокардиограмм методами медиан, Савицкого–Голея и Чебышева // Информационно-измерительные и управляющие системы. 2021. Т. 19. № 6. С. 45–54. DOI: <https://doi.org/10.18127/j20700814-202106-05>

A brief version in English is given at the end of the article

Введение

Самым распространенным и доступным методом функциональной диагностики болезней сердца является *электрокардиография* – электрофизиологическая методика регистрации и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца. Сегодня электрокардиограмма (ЭКГ) – один из самых популярных методов исследования в медицине.

Существует и продолжает создаваться множество приборов для снятия и анализа ЭКГ. Повышение эффективности медицинской аппаратуры на современном этапе стало возможно благодаря появлению микропроцессорных устройств, персональных компьютеров (ПК), скоростных общедоступных средств

связи. Приборы на основе микроконтроллеров и ПК способны производить скоростной сбор больших объемов данных, их сложную математическую и иную обработку. Кроме того, такие приборы позволяют своевременно визуально представить в необходимом объеме информацию различной степени сложности и детальности, в ясной и доступной для медицинского персонала форме, что является неперенным условием для быстрого и верного принятия необходимых решений.

Имеющиеся аппараты для снятия ЭКГ и традиционные методы анализа электрокардиограмм не всегда позволяют диагностировать сердечные заболевания с высокой достоверностью и точностью. Зачастую достаточно серьезные сердечные заболевания отражаются на ЭКГ лишь незначительным изменением амплитуды и формы пиков. Во многих случаях точность диагноза зависит от опыта и уровня классификации врача. Чтобы улучшить диагностические свойства ЭКГ, исключить «человеческий фактор», нужно автоматизировать получение данных и расширить состав измеряемых параметров для анализа ЭКГ, найти такие методы, которые были бы способны распознавать наиболее характерные статические параметры ЭКГ и отслеживать динамику их изменений при тех или иных заболеваниях. При этом должны приниматься во внимание ситуации, когда даже при одном заболевании ЭКГ у разных пациентов могут отличаться друг от друга и зависеть от многих сопутствующих условий, а при разных заболеваниях традиционно измеряемые показатели ЭКГ могут мало отличаться. Для решения этих проблем целесообразно иметь возможность проведения с помощью электрокардиографа многократных измерений и выполнения последующей статистической обработки существенных параметров.

Ц е л ь р а б о т ы – разработать многоканальный электрокардиограф, позволяющий фиксировать биоэлектрические потенциалы сердца пациента одновременно от нескольких стандартных электродов отведения, регистрировать их в цифровом виде на долгосрочном электронном носителе, принимать аналогичные сигналы в цифровом виде от других удаленных пациентов, обрабатывать и визуализировать эти сигналы на экране рабочего места медицинского персонала как в процессе съема кардиограмм, так и после завершения записи.

Описание работы электрокардиографа

На основе анализа поставленной задачи в результате изучения вариантов ее решения разработан многоканальный электрокардиограф, структура и состав технических средств для которого представлены на рис. 1.

Электрокардиограф устроен и работает следующим образом. От установленных на коже пациента датчиков – электродов отведений (блок «Электроды отведений и дефибриллятора») в электрокардиограф принимаются электрические сигналы биопотенциалов сердечной мышцы. Предусматривается одновременное подключение заданного количества электродов отведений. В блоке «Защита от разрядов дефибриллятора» устраняются опасные импульсные сигналы с большой амплитудой (до 5 кВ), возникающие при подключении дефибриллятора к пациенту. «Коммутатор отведений» осуществляет автоматическое последовательное подключение сигналов от электродов отведений к фильтру помех. «Фильтр помех» устраняет влияние на сигналы, получаемые от электродов отведений, помех питающей электросети и дрейфа изолиний, который вызывается синфазными помехами, создаваемыми телом пациента. В блоке «Усилитель биопотенциалов» осуществляется масштабирование сигналов, принимаемых от электродов отведений, до уровня, допустимого для передачи в микроконтроллер. «Микроконтроллер»

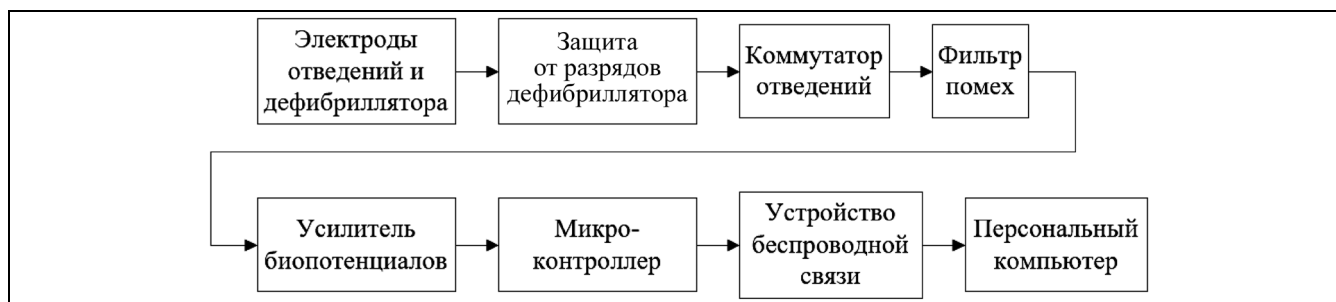


Рис. 1. Структура и состав многоканального электрокардиографа

Fig. 1. Structure and configuration of multichannel electrocardiograph

выполняет преобразование сигналов, полученных от электродов отведений, из аналоговой формы в цифровую и реализует внешний интерфейс для подключения к устройствам, выполняющим обработку принятых сигналов для формирования ЭКГ с целью ее представления для просмотра медицинскому персоналу. Рассмотренная часть электрокардиографа по выполняемым функциям – типовая [1, 2] и на практике реализуется различными техническими решениями.

Развитием и усовершенствованием электрокардиографа является введение в его состав модуля Bluetooth и ПК со специальным программным обеспечением и встроенными драйверами для подключения к локальной вычислительной сети (ЛВС) и другим внешним устройствам (например, к принтеру). ПК выполняет функции по приему и обработке сигналов от электродов отведений для формирования ЭКГ и ее визуального представления в графическом виде на экране монитора рабочего места медицинского персонала. Встроенный драйвер сети обеспечивает связь электрокардиографа по ЛВС Ethernet с другими удаленными электрокардиографами. Модуль Bluetooth подключается к ПК и предназначен для обеспечения беспроводной ближней связи с микроконтроллером, что предоставляет возможность удаленного размещения ПК и экрана визуализации от пациента.

Введенные в электрокардиограф средства существенно расширяют его функциональные возможности и улучшают сервисные свойства: предоставляется возможность приема и долговременного запоминания поступающих от пациентов сигналов, их селекции по времени поступления и составу, обеспечивается повышение информационной достоверности ЭКГ за счет фильтрации, поддерживается выполнение обработки принимаемых сигналов в реальном времени и в условном масштабе (с ускорением и замедлением) по зарегистрированным данным, в автоматическом и интерактивном (с участием и контролем медицинского работника) режимах, может выполняться многократное повторное формирование ЭКГ с выделением существенной и удалением мешающей информации. На мониторе обеспечивается визуальное представление ЭКГ как непосредственно в процессе съема сигналов, так и при воспроизведении записанных данных в требуемом объеме и интервале времени после завершения съема. В состав программного обеспечения ПК включается набор фильтров для устранения влияния шумов и выполнения сглаживания входных сигналов в соответствии с определяемыми по ЭКГ показателями, средства регистрации для долговременного хранения данных и их воспроизведения с целью повторной обработки и просмотра принимаемых сигналов и отфильтрованных результатов, массивы информации для графического представления ЭКГ на экране монитора, модули расчета для оценки показателей ЭКГ и постановки диагноза, программы управления составом и режимами отображения информации на мониторе, выводом результатов ЭКГ на бумажный носитель (при наличии принтера), переносом данных ЭКГ на съемный электронный носитель, передачей зарегистрированных сигналов и ЭКГ другим специалистам по сети.

На экране монитора ЭКГ представляется в графической форме в составе необработанных принятых сигналов и/или в виде сигналов, полученных после фильтрации, что дает возможность сравнивать отфильтрованные данные с нормальными показателями, находить на графиках особые точки для вычисления параметров, по которым можно судить о наличии и степени нарушений в работе сердца.

Для фильтрации принимаемых сигналов разработаны фильтры, устраняющие шумы измерений, но при этом сохраняющие положения границ и высоты зарегистрированных зубцов. В качестве таких фильтров рассмотрено использование одиночных фильтров и комбинации последовательно соединенных медианного фильтра, фильтра Савицкого–Голея и фильтра Чебышева.

С помощью выполненного моделирования выработаны рекомендации по настройке параметров этих фильтров. Рекомендуемые и принимаемые специалистом значения параметров для настройки фильтров выносятся в экранный интерфейс.

Предусмотренные новшества обеспечивают большие преимущества разработанного электрокардиографа по сравнению с существующими приборами аналогичного назначения и открывают новые возможности для электрокардиографии по объему, и качеству решаемых задач, предоставляемому персоналу сервису.

Следует отметить, что предложенный электрокардиограф можно усовершенствовать и далее для расширения круга и качества решаемых им задач. В частности, в ПК можно реализовать функцию мониторинга и визуального представления артериального давления, частоты пульса и других важных показателей работы сердца пациента. По результатам выполнения многократных измерений можно рассчитывать и визуализировать целый ряд статистических показателей по конкретным болезням, пациентам, территориальным участкам и т.п.

Фильтрация сигналов ЭКГ

В условиях активной жизнедеятельности на измеряемые электрические сигналы биопотенциалов сердечной мышцы накладываются аддитивные помехи: наводки от сети электропитания и низкочастотных источников электромагнитного поля, потенциалы поляризации электродов отведений, двигательные артефакты и треморы (дрожание) пациента. При измерениях в принимаемых от электродов отведений сигналах в первую очередь появляются низкочастотные артефакты и движение пациента во время съема ЭКГ. Присутствие помех в различной степени искажает параметры сигналов биопотенциалов сердечной мышцы, ухудшают соотношения сигнал/шум. Это затрудняет оценку важных для диагностики показателей (ДЗП) ЭКГ, в результате чего истинные сигналы биопотенциалов сердечной мышцы не могут быть правильно классифицированы по ЭКГ. Для иллюстрации таких явлений на рис. 2 приведен фрагмент ЭКГ, построенной непосредственно по принятым от электродов отведений необработанным сигналам.

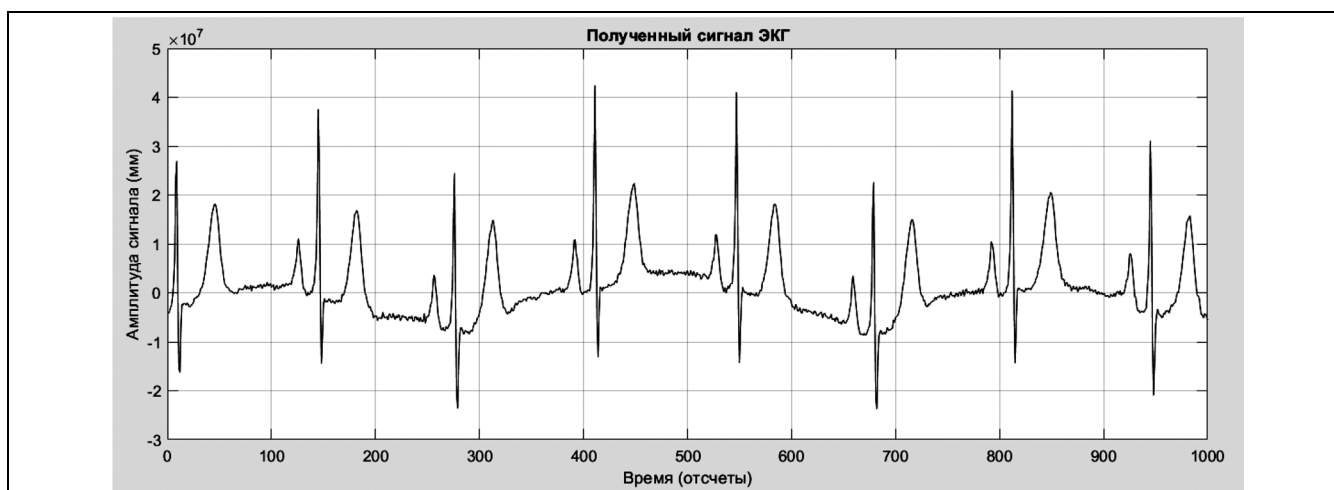


Рис. 2. Фрагмент ЭКГ, построенной непосредственно по принятым от электродов отведений необработанным сигналам
Fig. 2. Fragment of electrocardiogram (ECG) which is formed from accepted lead electrodes raw signals

Устранение помех достигается аппаратными средствами и с помощью последующей фильтрации. В составе аппаратных средств для этого, как показано на рис. 1, предусмотрены блок защиты от разрядов дефибриллятора и фильтр помех. До начала работы в зависимости от конкретной ситуации проводится их предварительная настройка, производится правильный выбор мест крепления электродов на теле пациента и т.п. Однако этих мероприятий недостаточно. Для повышения достоверности и точности оценки ДЗП необходима фильтрация принимаемых от электродов отведений сигналов специальными программными фильтрами. В состав этих фильтров предусматривается включение медианного фильтра для устранения низкочастотного дрейфа изолиний, а также фильтров Савицкого–Голея и Чебышева для устранения влияния других высокочастотных шумов и помех. Данные фильтры рекомендуется применять в комбинации. Для каждого фильтра может выполняться настройка параметров, предоставляемая в интерфейсе специалистам, в зависимости от диагностируемых по ЭКГ параметров.

Применение медианного фильтра обусловлено наличием при приеме сигналов дрейфа изолиний, что выражается в появлении в сигналах низкочастотной (медленно меняющейся) постоянной составляющей, искажающей ДЗП. Наиболее часто для устранения дрейфа изолиний в обработке ЭКГ используется метод интерполяции. Однако данный метод неэффективен если наряду с низкочастотными имеются высокочастотные помехи, которые ограничивают частотный диапазон устраняемой помехи. Поэтому для удаления дрейфа изолинии предложен более эффективный медианный фильтр.

Принцип работы заключается в том, что с центрального отвода скользящего окна, в котором хранится последовательный набор принятых от электродов сигналов, в качестве выходного значения снимается не само значение принятого сигнала, а медианное значение, рассчитанное с учетом всех сигналов в скользящем окне. Данное медианное значение сигнала передается на последующий фильтр вместо входного сигнала, полученного в данный момент времени от электрода отведения. Замена реального сигнала на медианное значение способствует удалению аномальных отсчетов и выбросов во входных данных независимо от их амплитудных значений.

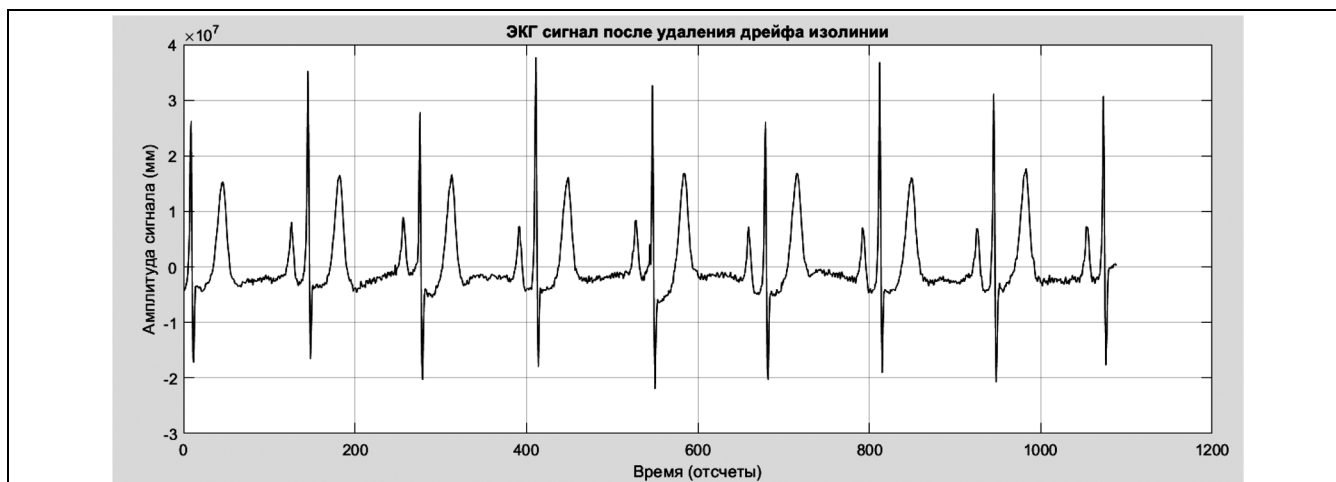


Рис. 3. Результирующая ЭКГ после применения медианного фильтра для устранения дрейфа изолинии

Fig. 3. The resulting electrocardiogram (ECG) which is formed after application of a medium tessellation line drift eliminating filter

На рис. 3 представлена результирующая ЭКГ после применения медианного фильтра для устранения дрейфа изолинии.

Как следует из рис. 3, дрейф изолинии в ЭКГ после прохождения медианного фильтра устранен.

Далее сигналы ЭКГ сглаживаются фильтрами Савицкого–Голея [3, 4] и Чебышева.

Фильтр Савицкого–Голея

Фильтр Савицкого–Голея представляет собой фильтр, основанный на определении по последовательности сигналов, накапливаемых в скользящем окне, скользящего взвешенного среднего значения для центрального отвода окна (линейный метод сглаживания).

Размер N_f окна сглаживания равен $N_f = 2n + 1$, где n – количество накапливаемых сигналов, получаемых от электрода отведения.

Способ фильтрации шумов фильтром Савицкого–Голея основан на методе наименьших квадратов (МНК). Согласно этому методу $2n+1$ последовательных равноотстоящих точек аппроксимируются МНК полиномом $2k$ -й степени ($k < n$), и в качестве сглаженного значения используется значение полинома в $(n+1)$ -й точке. Математически это значение вычисляется путем скользящего среднего взвешенного среднего с весами точек, положительными в центре окна фильтрации и отрицательными на периферии. Рассматривая данный способ как последовательность точек, принимаемых последовательно во времени, следует указать, что достоинством данного метода фильтрации является то, что сглаженное значение определяется не для последней поступившей точки, а для точки, находящейся внутри интервала наблюдения, в которой известна предыстория до заданной точки и развитие ситуации после заданной точки. Это повышает достоверность сглаживания.

Для фильтрации сигналов ЭКГ можно использовать фильтры Савицкого–Голея первого и более высоких порядков. При повышении порядка фильтра усиливается фильтрующая способность для высокочастотных процессов.

Чем больше длина скользящего окна фильтра Савицкого–Голея, тем более точным получается значение сглаженной центральной точки. Но при большой длине окна значение сглаженной центральной точки слишком усредняется, что вносит определенную погрешность и снижает динамическую чувствительность фильтра. Исходя из этого длина скользящего окна для фильтра Савицкого–Голея выбирается в конкретных ситуациях.

Фильтр Чебышева

Фильтры Чебышева основаны на аппроксимации последовательности сигналов скользящего окна степенным полиномом. Для устранения влияния шумов в сигналах ЭКГ могут использоваться фильтры Чебышева первого и более высоких порядков. Следует иметь в виду, что применение фильтров Чебышева более высоких порядков приводит к более точной аппроксимации последовательности сигналов кривой

заданного порядка, а не к сглаживанию влияния помех. Применительно к сглаживанию ЭКГ в результате проведенных исследований рекомендуется использовать фильтр Чебышева первого порядка.

Для настройки фильтра Чебышева, а также и других рассмотренных фильтров необходимо назначать количество сигналов в обрабатываемом скользящем окне. При увеличении количества сигналов в скользящем окне повышается инерционность фильтра, при уменьшении – ухудшаются сглаживающие свойства.

Использование для фильтрации ЭКГ последовательного соединения фильтров

Для использования в электрокардиографе рекомендуется фильтрацию сигналов, полученных от электродов отведения, выполнять программными средствами в ПК последовательно соединенными медианным фильтром и далее фильтрами Савицкого–Голея и Чебышева. Это означает, что входные сигналы от электродов отведения вначале должны поступают вначале в медианный фильтр для отсека дрейфа изолиний, а его выхода в фильтр Савицкого–Голея. В фильтр Чебышева сигналы поступят с выхода фильтра Савицкого–Голея. На выходе фильтра Чебышева получаем окончательно сглаженное значение сигнала ЭКГ, которое выводится в график для отображения на экране монитора и используется для последующего анализа и расчета показателей.

Расчеты необходимого количества сигналов в скользящем окне для фильтров Савицкого–Голея и Чебышева проводились методом компьютерного моделирования. Накопление требуемого количества сигналов в скользящем окне проводилось фиксацией зарегистрированных на электродах потенциалов, представленных в цифровом виде, с заданным темпом.

Для пояснения работы фильтра Савицкого–Голея рассмотрим случай накопления в скользящем окне последовательности из 21 сигнала. По получению 21-й точки в наборе данных (т.е. при наличии в наборе точек с 1-й по 21-ю) фильтр Голея сначала вычисляет сглаженное значение сигнала в центральной 11-й точке. При этом с каждой из сторон от 11-й точки в фильтр Голея из скользящего окна отбирается по 10 сигналов: слева выбираются точки с 10-й до первой, справа – от 12-й до 21-й точки. Далее фильтром Голея вычисляется сглаженное значение для 12-й точки набора. Для этого в скользящем окне с каждой из сторон от 12-й точки выбирается по 9 точек. Далее аналогично фильтром Голея вычисляются сглаженные значения для 13-й, 14-й и так до 19-й точек в скользящем окне. Причем, каждый раз справа и слева от сглаживаемой точки выбирается одинаковое количество точек и это количество равно количеству точек справа от сглаживаемой до последней принятой (21-й точки). Процесс нахождения сглаженных фильтром Голея точек заканчивается для 19-й точки. Далее последовательность всех сглаженных фильтром Голея точек от 11-й до 19-й и оставшиеся в скользящем окне две входные точки 20-ю и 21-ю пропускаем через фильтр Чебышева. В итоге на выходе фильтра Чебышева получаем сглаженное значение для 21-й точки, что соответствует времени получения последнего сигнала от электрода отведения, которое является результатом фильтрации и отображается в графике ЭКГ на экране монитора.

Процесс фильтрации повторяется заново после получения очередного сигнала от электрода отведения. После приема следующего нового сигнала от электрода отведения в скользящем окне отбрасывается самый ранний сигнал и в итоге на рассмотрении остается опять 21 сигнал. Таким образом достигается получение сглаженной ЭКГ и далее производится ее отображение на экране монитора, регистрация на электронном носителе, передача другим потребителям средствами ближней и дальней связи. При необходимости полученные данные могут быть выведены на бумажный носитель. Зарегистрированные в цифровой форме исходные сигналы, полученные от электродов отведения, могут обрабатываться неоднократно разными наборами фильтров с настраиваемыми характеристиками для проведения тех или иных диагностических исследований.

Результаты применения фильтров

На рис. 4–6 даны иллюстрации результатов работы последовательности фильтров при использовании разных степеней применяемых полиномов и количеством сигналов, полученных от электрода отведения. в скользящем окне 21.

Результаты исследования показывают, что предложенные фильтры работают намного лучше обычных усредняющих нерекурсивных фильтров, которые имеют тенденцию удалять вместе с шумом значительную долю высокочастотных составляющих сигнала. В то же время использование медианного фильтра в комплексе с фильтрами Савицкого–Голея и Чебышева позволяет удалить дрейф изолинии

ЭКГ и снизить в ЭКГ долю высокочастотных составляющих в принимаемых от электродов отведения сигналах, что в итоге улучшает оценку ДЗП. Это подтверждает целесообразность применения данных фильтров для обработки сигналов ЭКГ.

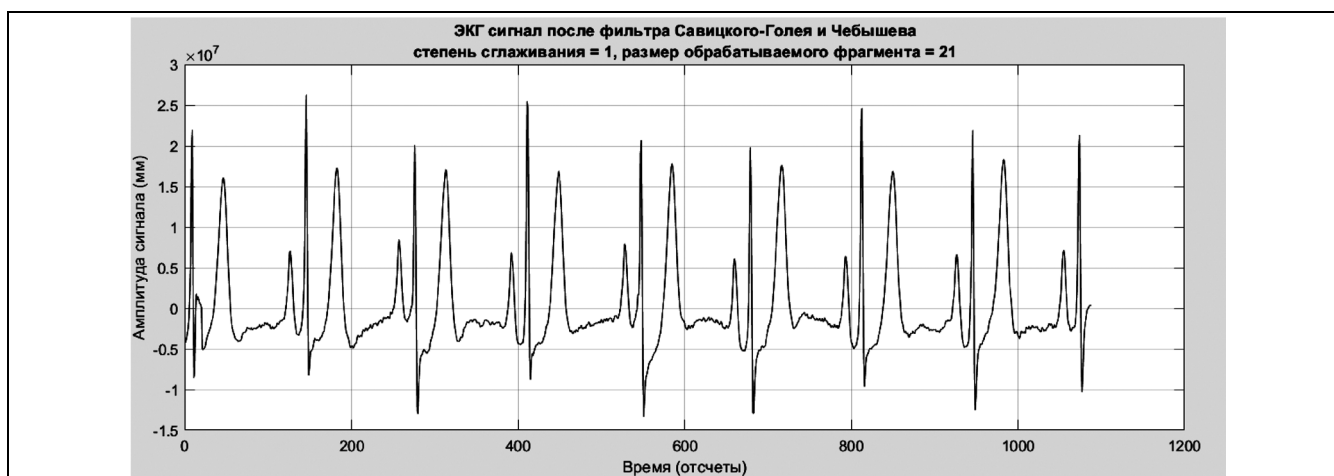


Рис. 4. Сигналы ЭКГ, сглаженные фильтрами Савицкого–Голея и Чебышева первого порядка
Fig. 4. Signals of electrocardiogram (ECG) which are smoothed by 1-st order Savitsky–Goley and Chebyshev filters

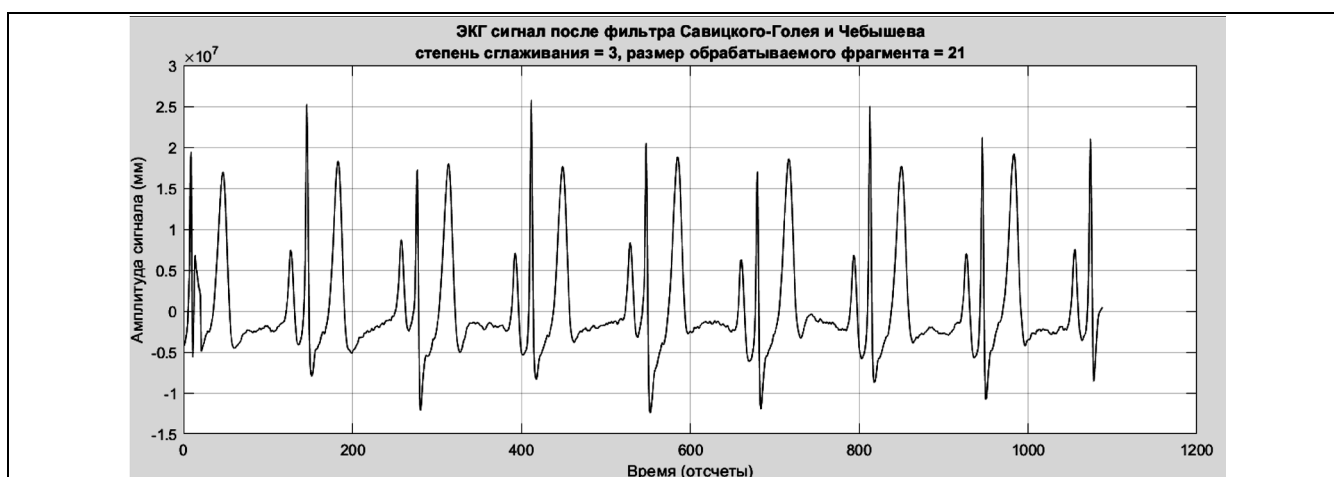


Рис. 5. Сигналы ЭКГ, сглаженные фильтром Савицкого–Голея третьего порядка и фильтром Чебышева первого порядка
Fig. 5. Signals of electrocardiogram (ECG) which are smoothed by 3-rd order Savitsky–Goley and 1-st order Chebyshev filters

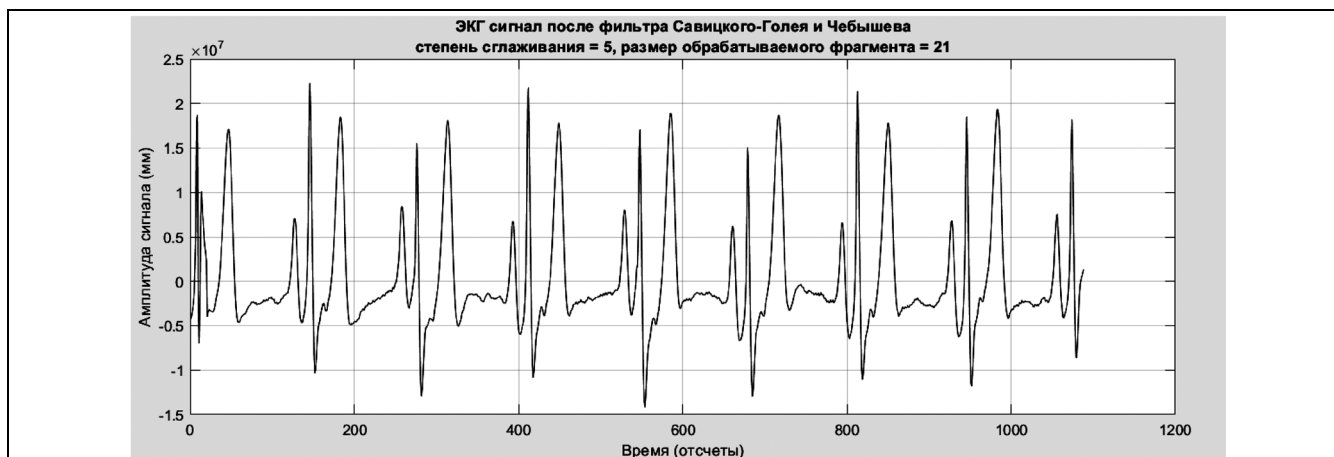


Рис. 6. Сигналы ЭКГ, сглаженные фильтром Савицкого–Голея пятого порядка и фильтром Чебышева первого порядка
Fig. 6. Signals of electrocardiogram (ECG) are smoothed by 5-th order Savitsky–Goley and 1-st order Chebyshev filters

Заключение

В результате проведенных исследований можно сделать следующие выводы.

1. Данная разработка электрокардиографа расширяет набор и качество выполнения функций, выполняемых для построения, анализа и исследования ЭКГ, обеспечивает повышение эффективности использования кардиографирования для диагностики и поиска путей лечения болезней сердца.

2. В рассмотренном электрокардиографе предусмотрены современные средства интерфейса и сервиса медицинскому персоналу, обеспечивается возможность работы в реальном времени в процессе непосредственного съема кардиограммы, а также после его завершения по зарегистрированным в электронном виде в персональном компьютере сигналам. Подключаемое к микропроцессору средство беспроводной связи, обеспечивает возможность установки ПК на рабочее место медицинского персонала, находящееся на удалении от местонахождения пациента. Наличие в ПК возможности работы по ЛВС позволяет передавать удаленным пользователям всю имеющуюся для пациента информацию для анализа ЭКГ, а также принимать и обрабатывать аналогичную информацию об удаленных пациентах.

3. Предложенный электрокардиограф можно усовершенствовать, расширяя круг и качество решаемых им задач. В частности по сигналам, полученным от электродов отведений, в ПК можно реализовать функцию длительного и выборочного по времени и по отдельным параметрам мониторинга, представлять визуально в графическом виде динамику изменения кровяного давления, частоту пульса и других важных показателей работы сердца пациента. По результатам выполнения многократных измерений можно рассчитать и визуализировать целый ряд статистических показателей по конкретным болезням, отдельным пациентам, территориальным участкам и т.п.

4. Предложенные для обработки ЭКГ аппаратные средства, методы обработки, фильтрации, визуального представления информации медицинскому персоналу с успехом могут применяться и при лечении больных с заболеваниями легких, почек, печени, эндокринных желез, системы крови, а также в педиатрии, гериатрии, онкологии, спортивной медицине. Это подтверждает актуальность представленных принципов построения электрокардиографа для решения широкого круга проблем в медицине.

Список источников

1. Hao, Weituo, Yu Chen, and Yi Xin. ECG baseline wander correction by mean-median filter and discrete wavelet transform // Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2011.
2. Система электрокардиографической диагностики критических состояний в условиях свободной активности пациента: диссертация доктора технических наук: 05.11.17 / Кривоногов Леонид Юрьевич; [Место защиты: Пенз. гос. ун-т]. Пенза, 2017. 412 с.
3. Savitzky A. and Golay M.J.E. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures // Anal. Chem. 1964. Vol. 36. P. 1627–1639.
4. Ronald W. Schafer. What is a Savitzky–Golay filter? // IEEE Signal Processing Magazine. 2011. P. 111–117.

Информация об авторах

Лидия Федоровна Васковская – ведущий системный аналитик

SPIN-код: не предоставлен

Алина Викторовна Гордиевич – инженер-программист

SPIN-код: не предоставлен

Павел Викторович Камлач – к.т.н., доцент кафедры электронной техники и технологии

SPIN-код: не предоставлен

Поступила в редакцию 27.09.2021

Одобрена после рецензирования 18.10.2021

Принята к публикации 17.11.2021

Multichannel electrocardiograph with filtration of electrocardiograms by the methods of median, Savitsky–Golay and Chebyshev

L.F. Vaskovskaya¹, A.V. Hardziyevich^{1,2}, P.V. Kamlach³

¹ Open Joint Stock Company «AGAT – Control Systems» – Managing Company of «Geoinformation Control Systems» Holding

^{2,3} Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Belarus)

¹ lidavask@agat.by, ²alinagordievich78@gmail.com, ³ kamlachpv@bsuir.by

Abstract

One of the most important parts in collecting data about the patient's heart health is taking and analyzing the electrocardiogram (ECG). The main problem of the electrographic method of the cardio disease diagnosis is that the available ECG equipment and traditional methods of electrocardiogram analysis do not always allow diagnosing the cardiac diseases with high reliability and accuracy. In many cases, the accuracy of the diagnosis depends on the experience and classification level of the physician. It is necessary to automate data acquisition and analysis of ECG, as well as to find methods that would be able to recognize the most characteristic ECG diseases parameters to exclude the "human factor" and improve the quality of the diagnosis by using electrocardiograms. At the present stage, these problems can be solved due to the usage of microprocessor devices, personal computers (PC), and high-speed reliable means of communication. The introduction of such devices in medical technology makes it possible to collect large amounts of data automatically, to carry out their complex mathematical processing and to bring them in a timely manner to qualified medical personnel. Such devices make it possible to present the necessary amount of information of different complexity visually, completeness and detail in a convenient form to experts, which is a prerequisite for prompt and correct diagnosis of diseases. The purpose of this work is to develop a multi-channel electrocardiograph device that extends the list and application range of its tasks and improves diagnostic quality by use of modern technologies and equipment.

The developed multichannel electrocardiograph is described in this article. The electrocardiograph device includes standard hardware modules and personal computer (PC) with the special software and wireless communication Bluetooth module to provide remote access to ECG data, facilities for communication with the Ethernet.

The developed multichannel electrocardiograph device is intended for receiving, processing and long-term electronic storage of bioelectrical potentials of the patient's heart in PC and taken simultaneously in 12 standard leads. The usage of the electrocardiograph PC will help the medical staff with the ECG construction and analysis in the process of taking signals from a patient, as well as when the recording of the authorized information is over. Due to the introduced communication facilities, the work can be carried out in close locality to a patient, and remotely determined by the specifications of the means of communication. It is possible for medical staff to monitor different information leas on the display screen such as (signals received from lead electrodes, build up after processing of one or several cardiogram by means of filters, assessed diagrams of set parameters, referring to analysis results of generalized statistic values and results of long-term monitorings.

The PC software collects signals (after digital conversion) from sensors, noise and gems filtering, makes data recording (saved in a software form), replay, displaying on a monitor screen, in a paper-based media ECG information, provides the ability to save and transmitting ECG data on electronic media, provides data delivery to remote users via wireless or Ethernet local network in real time and after recording the signals. The specified data can be collected, stored and presented to a large number of patients and medical professionals.

The article explains the necessity of using different filtering methods for cardiogram processing: median filter, Savitsky–Goley filter and Chebyshev filter. Examples of practical usage of the filters with different tuning parameters are shown hereinafter.

The Performed development of electrocardiograph device expands the set and quality of the performed functions, construction, analysis and study of cardiograms. It provides the efficient increase of the cardiography in diagnosis and search of ways for heart diseases treatment. The proposed technical means, methods of filtering, visual presentation of information to medical staff can be applied successfully in treatment of patients bearing other diseases. Therefore, the proposed approach and equipment for ECG data acquisition and processing are relevant for solving a wide range of medicine problems.

Keywords

ECG, cardiograph, Savitsky–Goley filter, Chebyshev filter, median filter

For citation

Vaskovskaya L.F., Hardziyevich A.V., Kamlach P.V. Multichannel electrocardiograph with filtration of electrocardiograms by the methods of median, Savitsky–Golay and Chebyshev. Information-measuring and Control Systems. 2021. V. 19. № 6. P. 45–54. DOI: <https://doi.org/10.18127/j20700814-202106-05> (in Russian)

References

1. *Hao, Weituo, Yu Chen, and Yi Xin.* ECG baseline wander correction by mean-median filter and discrete wavelet transform. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE.* IEEE, 2011.
2. *Sistema elektrokardiograficheskoy diagnostiki kriticheskikh sostoyaniy v usloviyah svobodnoy aktivnosti pacienta: disser-tatsiya doktora tekhnicheskikh nauk: 05.11.17 / Krivonogov Leonid YU'evich; [Mesto zashchity: Penz. gos. un-t].* Penza, 2017. 412 s.
3. *Savitzky A. and Golay M.J.E.* Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. *Anal. Chem.* 1964. Vol. 36. P. 1627–1639.
4. *Ronald W. Schafer.* What is a Savitzky–Golay filter?. *IEEE Signal Processing Magazine.* 2011. P. 111–117.

Information about the authors

Lidia F. Vaskovskaya – Leading Systems Analyst

Alina V. Gordievich – Software Engineer

Pavel V. Kamlach – Ph.D. (Eng.), Associate Professor of the Electronic Engineering and Technology

The article was submitted 27.09.2021

Approved after reviewing 18.10.2021

Accepted for publication 17.11.2021

УДК 616-7

ШЕСТИКАНАЛЬНЫЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ

ГОРДИЕВИЧ А.В., КАМЛЯЧ П.В.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники (Минск, Беларусь)***Аннотация.** Разработан шестиканальный электрокардиограф, который предназначен для усиления и регистрации биоэлектрических потенциалов одновременно в 12-ти стандартных отведениях.**Ключевые слова:** электрокардиограф, ЭКГ, электрокардиограмма.**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.**SIX-CHANNEL ELECTROCARDIOGRAPH**

GARDZIEVICH A.V., KAMLACH P.V.

*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Belarus)***Abstract.** A six-channel electrocardiograph has been developed, which is designed to amplify and record bioelectric potentials simultaneously in 12 standard leads.**Keywords:** electrocardiograph, ECG, electrocardiogram.**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

Современная функциональная диагностика располагает самыми различными инструментальными методами исследования. Некоторые из них доступны только узкому кругу специалистов. Самым распространенным и доступным методом исследования является электрокардиография, используемая в основном в кардиологии. Однако она с успехом применяется и при исследовании больных с заболеваниями легких, почек, печени, эндокринных желез, системы крови, а также в педиатрии, гериатрии, онкологии, спортивной медицине.

Одним из важных моментов этапа сбора данных о состоянии здоровья пациента является снятие и анализ электрокардиограммы (ЭКГ). Существует большая гамма приборов для снятия, а в ряде приборов и анализа, ЭКГ. Следует отметить, что особенно эффективное использование медицинской аппаратуры на современном этапе стало возможно благодаря появлению микрокомпьютеров, поскольку приборы на основе микро-ЭВМ способны производить сложную математическую обработку данных. Кроме того, такие приборы позволяют представить большой объем информации различной степени сложности в ясной и доступной для медицинского персонала форме, что является непременным условием для быстрого принятия необходимых решений.

Электрокардиография — электрофизиологическая методика регистрации и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца. Электрокардиография представляет собой относительно недорогой, но ценный метод электрофизиологической инструментальной диагностики в кардиологии. Сегодня ЭКГ является одним из самых популярных методов исследования в медицине, накопивших громадный опыт.

Основная проблема электрографического метода диагностики заболеваний заключается в том, что традиционные методы анализа электрокардиограмм не всегда позволяют диагностировать сердечные заболевания с высокой достоверностью. Зачастую достаточно серьезные сердечные заболевания отражаются на ЭКГ лишь незначительным изменением амплитуды и формы пиков. Во многих случаях точность диагноза зависит от опыта и уровня классификации врача. Чтобы исключить «человеческий фактор», нужно автоматизировать анализ ЭКГ, и найти такой метод, который был бы способен распознавать наиболее характерные изменения ЭКГ при тех или иных заболеваниях, с учетом того, что даже при одном и том же заболевании ЭКГ могут отличаться друг от друга.

Разработан шестиканальный электрокардиограф, который предназначен для усиления и регистрации биоэлектрических потенциалов одновременно в 12-ти стандартных отведениях (рисунок 1):

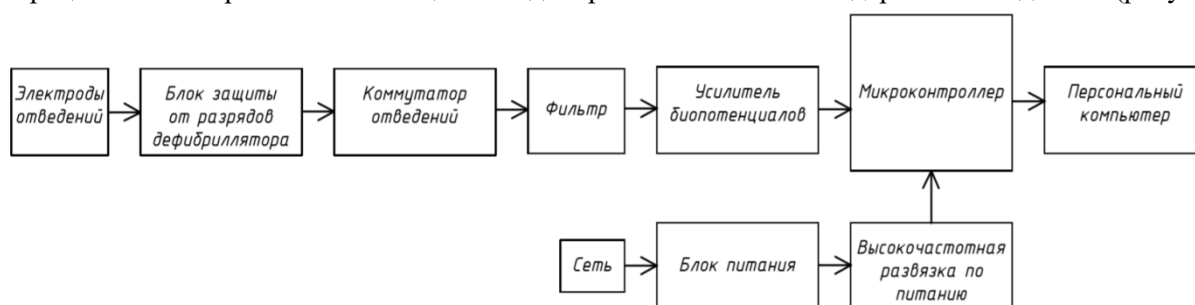


Рисунок 1 – Электрическая структурная схема электрокардиографа

Электроды снимают с кожи человека биопотенциалы сердечной мышцы. Электрический сигнал от электродов через блок защиты от разрядов дефибриллятора поступает на коммутатор отведений. Коммутатор передает сигналы с датчиков в соответствии с выбранным отведением. Фильтр дрейфа изолиний обеспечивает устранение синфазной помехи, присутствующей на теле пациента. Полосовой фильтр убирает сетевую помеху 50 Гц. Усилитель осуществляет масштабирующее преобразование сигнала с датчиков до необходимого уровня. Аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) преобразует исследуемый сигнал в цифровую форму. Микроконтроллер осуществляет управление АЦП, а также передает полученную электрокардиограмму на ПК. Блок питания формирует из сетевого напряжения 230 В необходимые напряжения питания для работы других блоков. Высокочастотная развязка по питанию шунтирует питание микросхемы и действует как местный источник питания.

Защита от разрядов дефибриллятора является стандартной функцией электрокардиографов и медицинских мониторов. Достаточно большие амплитуды импульсов дефибриллятора (до 5 кВ) способны вывести из строя микросхемы усилительных каскадов.

Данный блок ограничивает величины токов, протекающих через тело человека. Это осуществляется за счет установки на вход электрокардиографа резисторов, уменьшающих импульс тока во входной цепи в 50-100 раз. Уменьшение тока пропорционально снижает напряжение поляризации.

Блок коммутатора отведений (рисунок 2) осуществляет выбор из сигналов, приходящих с датчиков, сигналы, соответствующие одному из трех стандартных биполярных отведений, и передает их на усилитель, через определенные фильтры.

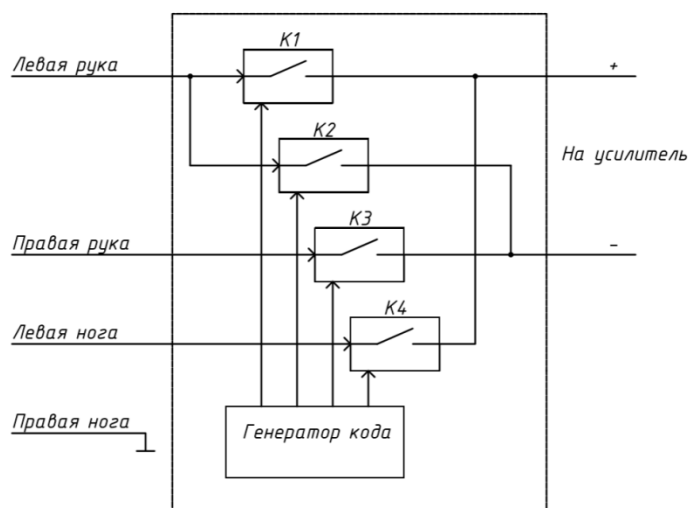


Рисунок 2 – Структурная схема блока коммутатора отведений

Блок фильтра (рисунок 3) состоит из фильтра дрейфа изолиний, фильтра низких частот и полосового фильтра. Фильтр дрейфа изолиний устраняет дрейф изоэлектрической линии электрокардиосигнала (ЭКС).

На ЭКС в каждом цикле сердечных сокращений выделяют на ТР-сегменте (электрическая активность сердца отсутствует) отсчеты ЭКС. Амплитуда каждого выделенного на ТР-сегменте отсчета ЭКС запоминается до начала следующего отсчета, далее полученный сигнал подается на вход фильтра нижних частот, сигнал с выхода фильтра нижних частот вычитается из исходного сигнала смеси ЭКС с аддитивной помехой, который предварительно задерживается на время запаздывания фильтра нижних частот. Полосовой фильтр убирает сетевые наводки от оборудования – шум 50 (60) Гц.

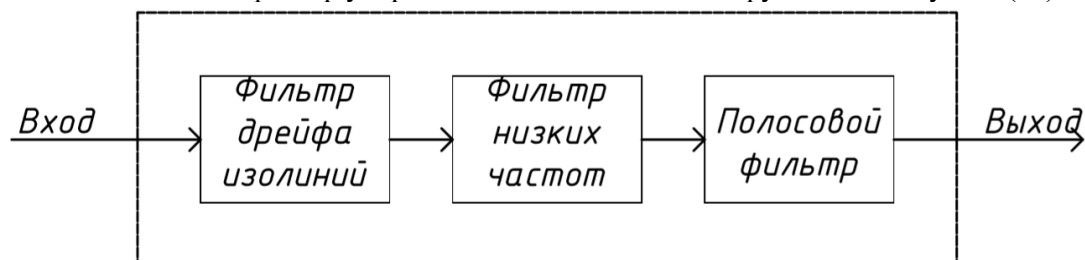


Рисунок 3 – Структурная схема блока фильтра

Блок высокочастотной развязки по питанию осуществляет защиту от высоких напряжений. Высокочастотная развязка также используется для повышения помехоустойчивости систем. Одним из основных источников помех в радиоэлектронной аппаратуре является так называемый общий провод, часто это корпус устройства. При передаче информации без гальванической развязки общий провод обеспечивает необходимый для передачи информационного сигнала общий потенциал передатчика и приемника. Поскольку обычно общий провод служит одним из полюсов питания, подключение к нему разных электронных устройств, в особенности силовых, приводит к возникновению кратковременных импульсных помех. Они исключаются при замене «электрического соединения» на соединение через изоляционный барьер.

Разработанное устройство обладает функцией передачи полученной ЭКГ по Bluetooth-интерфейсу, что является преимуществом, перед существующими аппаратами. Данная функция позволит оптимизировать медицину, сделает возможным ведение электронной карты, без использования бумажных носителей. Следует заметить, что электрокардиограф можно усовершенствовать, установив дисплей с показаниями электрокардиограммы в режиме реального времени, либо добавив в него функцию контроля артериального давления.

Список литературы

- [1] Руководство по электрокардиографии / Орлов В.Н. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2017 — 560 с. : ил.
- [2] Электрокардиография высокого разрешения / Иванов Г.Г. – М.: Триада-Х, 2003. – 304 с.
- [3] Биотехнические системы медицинского назначения: учебник / Корневский Н. А., Попечителей Е. П. — Старый Оскол: ТНТ, 2017. — 688 с.

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ С ФИЛЬТРАЦИЕЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ МЕТОДОМ САВИЦКОГО-ГОЛЕЯ

Гордиевич А.В., Ревинская И.И.

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники,
г. Минск, Республика Беларусь

Научный руководитель: Камлач П.В. – канд. техн. наук, доцент

Аннотация. Разработан электрокардиограф, который предназначен для усиления и регистрации биоэлектрических потенциалов одновременно в 12-ти стандартных отведениях. Особенностью проведения электрокардиографии является возможность контурного анализа электрокардиограммы (ЭКГ). С помощью полученных данных можно судить о нарушениях в работе сердца. Перед оценкой ЭКГ и сравнение ее с нормальными показателями возникает задача фильтрации шума с сохранением положения границ и высоты зубцов.

Ключевые слова. ЭКГ, кардиограф, фильтрация, метод Савицкого-Голея.

Введение. Электрокардиография — электрофизиологическая методика регистрации и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца. Сегодня ЭКГ является одним из самых популярных методов исследования в медицине, накопивших громадный опыт.

Основная проблема электрографического метода диагностики заболеваний заключается в том, что традиционные методы анализа электрокардиограмм не всегда позволяют диагностировать сердечные заболевания с высокой достоверностью. Зачастую достаточно серьезные сердечные заболевания отражаются на ЭКГ лишь незначительным изменением амплитуды и формы пиков. Во многих случаях точность диагноза зависит от опыта и уровня классификации врача. Чтобы исключить «человеческий фактор», нужно автоматизировать анализ ЭКГ, и найти такой метод, который был бы способен распознавать наиболее характерные изменения ЭКГ при тех или иных заболеваниях, с учетом того, что даже при одном и том же заболевании ЭКГ могут отличаться друг от друга.

Основная часть. Разработан шестиканальный электрокардиограф, который предназначен для усиления и регистрации биоэлектрических потенциалов одновременно в 12-ти стандартных отведениях (рисунок 1):

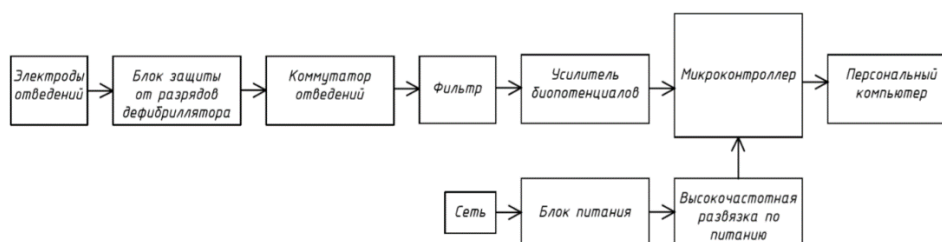


Рисунок 1 – Электрическая структурная схема электрокардиографа

Электроды снимают с кожи человека биопотенциалы сердечной мышцы. Электрический сигнал от электродов через блок защиты от разрядов дефибриллятора поступает на коммутатор отведений. Коммутатор передает сигналы с датчиков в соответствии с выбранным отведением. Фильтр дрейфа изолиний обеспечивает устранение синфазной помехи, присутствующей на теле пациента. Полосовой фильтр убирает сетевую помеху 50 Гц. Усилитель осуществляет масштабирующее преобразование сигнала с датчиков до необходимого уровня. Аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) преобразует исследуемый сигнал в цифровую форму. Микроконтроллер осуществляет управление АЦП, а также передает полученную электрокардиограмму на ПК. Блок питания формирует из сетевого напряжения 230 В необходимые напряжения питания для работы других блоков. Высокочастотная развязка по питанию шунтирует питание микросхемы и действует как местный источник питания.

ЭКГ сигнал сглаживается с использованием фильтра Савицкого-Голея [3, 4]. Сглаживающие фильтры Савицкого-Голея, они также называются полиномиальными сглаживающими фильтрами или сглаживающими фильтрами с минимальной квадратической ошибкой, как правило, используются для сглаживания зашумленных сигналов с широким (без шума) спектром.

Пусть $x[n], n = -M, M$ — дискретные отсчеты с центральным отсчетом $x[0]$. тогда Полиномиальная аппроксимация данных $2M + 1$ отсчетов является полиномом $p(n)$ порядка N :

$$p(n) = \sum_{k=0}^N a_k n^k, \quad (1)$$

где $p(n)$ — полином порядка N .

Сигнал на выходе фильтра получается путем применения дискретной свертки:

$$y[n] = \sum_{m=-M}^M h[m]x[n-m] = \sum_{m=-M}^M h[n-m]x[m], i = \overline{0, N} \quad (2)$$

Коэффициенты полинома аппроксимации получаются путем взятия производной E_N с минимальной среднеквадратической ошибкой:

$$\frac{\partial E_N}{\partial a_i} = \sum_{n=-M}^M 2n^i \left(\sum_{k=0}^N a_k n^k - x[n] \right) = 0 \quad (3)$$

Или

$$\sum_{k=0}^N \left(\sum_{n=-M}^M n^{i+k} \right) a^k = \sum_{n=-M}^M n^i x[n]; i = \overline{0, N} \quad (4)$$

Заключение. Сглаживающие фильтры Савицкого – Голея работают намного лучше обычных усредняющих не рекурсивных фильтров, которые имеют тенденцию удалять вместе шумом значительную долю высокочастотных составляющих сигнала. Фильтры Савицкого – Голея осуществляют полиномиальную аппроксимацию отдельных кадров входного сигнала по критерию минимума квадратической ошибки. В этом смысле они являются оптимальным.

Список литературы

1. Hao, Weituo, Yu Chen, and Yi Xin. ECG baseline wander correction by mean-median filter and discrete wavelet transform // *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2011.*
2. Система электрокардиографической диагностики критических состояний в условиях свободной активности пациента: диссертация доктора технических наук: 05.11.17 / Кривоногов Леонид Юрьевич; [Место защиты: Пенз. гос. ун-т]. - Пенза, 2017. - 412 с.
3. A. Savitzky and M. J.E. Golay. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures // *Anal. Chem. Vol. 36. PP. 1627-1639. 1964.*
4. Ronald W. Schafer. What is a Savitzky-Golay filter? // *IEEE Signal Processing Magazine. 2011. PP. 111-117.*

UDC 616-7

ELECTROCARDIOGRAPH WITH ELECTROCARDIOGRAM FILTRATION BY THE SAVITSKY-GOLEY METHOD

Hardziyevich A.V., Revinskaya I.I.

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Republic of Belarus

Kamlach P.V. - PhD, Associate Professor

Annotation. An electrocardiograph has been developed, which is designed to amplify and register bioelectric potentials simultaneously in 12 standard leads. A feature of electrocardiography is the possibility of contour analysis of the electrocardiogram (ECG). Using the data obtained, one can judge about violations in the work of the heart. Before evaluating the ECG and comparing it with normal indicators, the task of filtering noise arises while maintaining the position of the boundaries and the height of the teeth.

Keywords. ECG, cardiograph, filtration, Savitsky-Golay method.

УДК 611.08

ФИЛЬТРАЦИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ МЕТОДОМ КОМБИНАЦИИ ФИЛЬТРОВ ЧЕБЫШЕВА И САВИЦКОГО-ГОЛЕЯ

Гордиевич А.В., Куприянов Н.И.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники,
г. Минск, Республика Беларусь*

Научный руководитель: Камлач П.В. – канд.техн.наук, доцент, доцент кафедры ЭТТ

Аннотация. Разработан алгоритм и программа фильтрации электрокардиосигнала. Перед оценкой электрокардиограммы и сравнение ее с нормальными показателями возникает задача фильтрации шума с сохранением положения границ и высоты зубцов. Фильтрация электрокардиосигнала методом комбинации фильтров Чебышева и Савицкого-Голея повышает точность и достоверность регистрации параметров электрокардиосигнала, увеличивает качество обработки сигналов и улучшает качество фильтрации сигналов.

Ключевые слова: ЭКГ, ЭКС, фильтрация, фильтр Савицкого-Голея, фильтр Чебышева.

Введение. Самым распространенным и доступным методом функциональной диагностики болезней сердца является электрокардиография. Электрокардиография – электрофизиологическая методика регистрации и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца.

Имеющиеся аппараты для снятия электрокардиограммы (ЭКГ) и традиционные методы анализа электрокардиограмм не всегда позволяют диагностировать сердечные заболевания с высокой достоверностью и точностью. Зачастую достаточно серьезные сердечные заболевания отражаются на ЭКГ лишь незначительным изменением амплитуды и формы пиков. Во многих случаях точность диагноза зависит от опыта и уровня классификации врача. Чтобы улучшить диагностические свойства ЭКГ, исключить «человеческий фактор», нужно автоматизировать получение данных и расширить состав измеряемых параметров для анализа ЭКГ, найти такие методы, которые были бы способны распознавать наиболее характерные статические параметры ЭКГ и отслеживать динамику их изменений при тех или иных заболеваниях.

Основная часть. Разработан алгоритм и программа фильтрации ЭКГ. Для фильтрации электрокардиосигнала (ЭКС) разработаны фильтры, устраняющие шумы измерений, но при этом сохраняющие положения границ и высоты зарегистрированных зубцов. В качестве таких фильтров рассмотрено использование одиночных фильтров, и комбинации последовательно соединенных фильтра Савицкого-Голея и фильтра Чебышева [1]. Существует возможность настройки параметров этих фильтров.

В условиях активной жизнедеятельности на измеряемые электрические сигналы биопотенциалов сердечной мышцы накладываются аддитивные помехи: наводки от сети электропитания и низкочастотных источников электромагнитного поля, потенциалы поляризации электродов отведений, двигательные артефакты и треморы (дрожание) пациента [2]. Присутствие помех в различной степени искажает параметры сигналов биопотенциалов сердечной мышцы, ухудшают соотношения сигнал/шум. Это затрудняет оценку важных для диагностики показателей ЭКГ, в результате чего истинные сигналы биопотенциалов сердечной мышцы не могут быть правильно классифицированы по ЭКГ.

Устранение помех достигается аппаратными средствами и с помощью последующей фильтрации. Для повышения достоверности и точности оценки диагностически значимых параметров (ДЗП) необходима фильтрация принимаемых от электродов отведений сигналов специальными программными фильтрами. Фильтры Савицкого-Голея и Чебышева предназначены для устранения влияния других высокочастотных шумов и помех. Данные фильтры рекомендуется применять в комбинации. Для каждого фильтра может выполняться

настройка параметров, предоставляемая в интерфейсе специалистам, в зависимости от диагностируемых по ЭКГ параметров [3].

Способ фильтрации шумов фильтром Савицкого-Голея основан на методе наименьших квадратов (МНК) [4]. Согласно этому методу $2n+1$ последовательных равноотстоящих точек аппроксимируются МНК полиномом $2k$ -й степени ($k < n$), и в качестве сглаженного значения используется значение полинома в $(n+1)$ -й точке. Математически это значение вычисляется путем скользящего среднего взвешенного среднего с весами точек, положительными в центре окна фильтрации и отрицательными на периферии (рисунок 1).



Рисунок 1 – Графики весов точек для методов скользящего взвешенного среднего (ширина окна 11 точек)

Рассматривая данный способ как последовательность точек, принимаемых последовательно во времени, следует указать, что достоинством данного метода фильтрации является то, что сглаженное значение определяется не для последней поступившей точки, а для точки, находящейся внутри интервала наблюдения, в которой известна предыстория до заданной точки и развитие ситуации после заданной точки. Это повышает достоверность сглаживания.

Для фильтрации сигналов ЭКГ можно использовать фильтры Савицкого-Голея первого и более высоких порядков. При повышении порядка фильтра усиливается фильтрующая способность для высокочастотных процессов [5].

Чем больше длина скользящего окна фильтра Савицкого-Голея, тем более точным получается значение сглаженной центральной точки. Но при большой длине окна значение сглаженной центральной точки слишком усредняется, что вносит определенную погрешность и снижает динамическую чувствительность фильтра. Исходя из этого длина скользящего окна для фильтра Савицкого-Голея выбирается в конкретных ситуациях.

Фильтры Чебышева основаны на аппроксимации последовательности сигналов скользящего окна степенным полиномом. Для устранения влияния шумов в сигналах ЭКГ могут использоваться фильтры Чебышева первого и более высоких порядков. Следует иметь в виду, что при применении фильтров Чебышева более высоких порядков приводит к более точной аппроксимации последовательности сигналов кривой заданного порядка, а не к

сглаживанию влияния помех. Применительно к сглаживанию ЭКГ в результате проведенных исследований рекомендуется использовать фильтр Чебышева первого порядка.

Для настройки фильтра Чебышева, а также и других рассмотренных фильтров необходимо назначать количество сигналов в обрабатываемом скользящем окне. При увеличении количества сигналов в скользящем окне повышается инерционность фильтра, при уменьшении – ухудшаются сглаживающие свойства.

На рисунках 2-3 представлены иллюстрации результатов работы последовательности фильтров при использовании разных степеней применяемых полиномов и количеством сигналов, полученных от электрода отведения, при количестве сигналов в обрабатываемом скользящем окне равном 21.

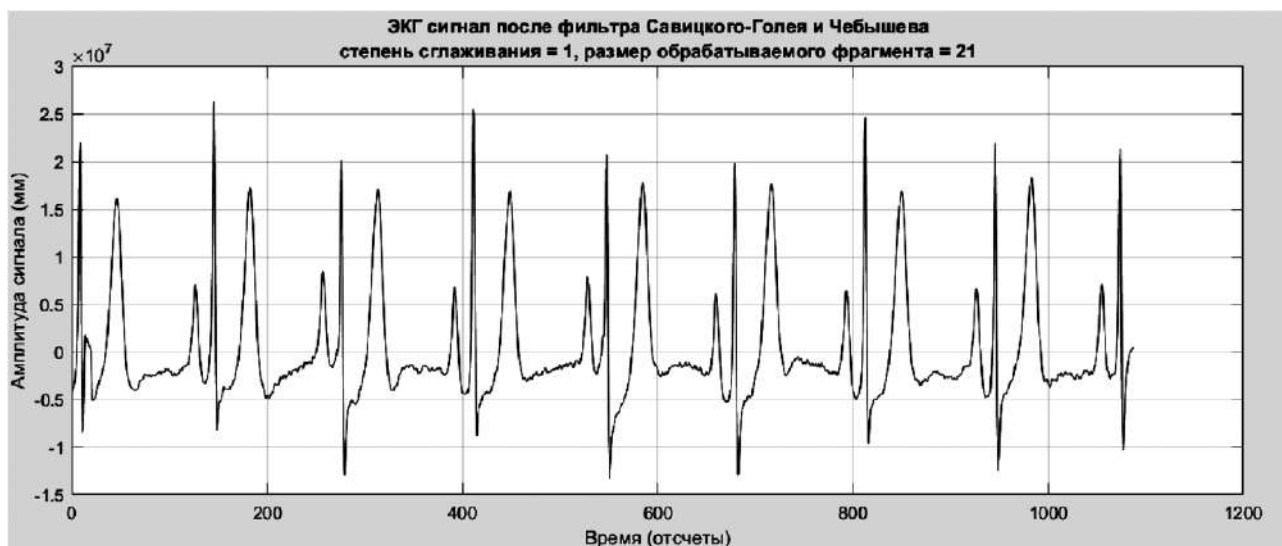


Рисунок 2 – Сигналы ЭКГ, сглаженные фильтрами Савицкого-Голея и Чебышева первого порядка

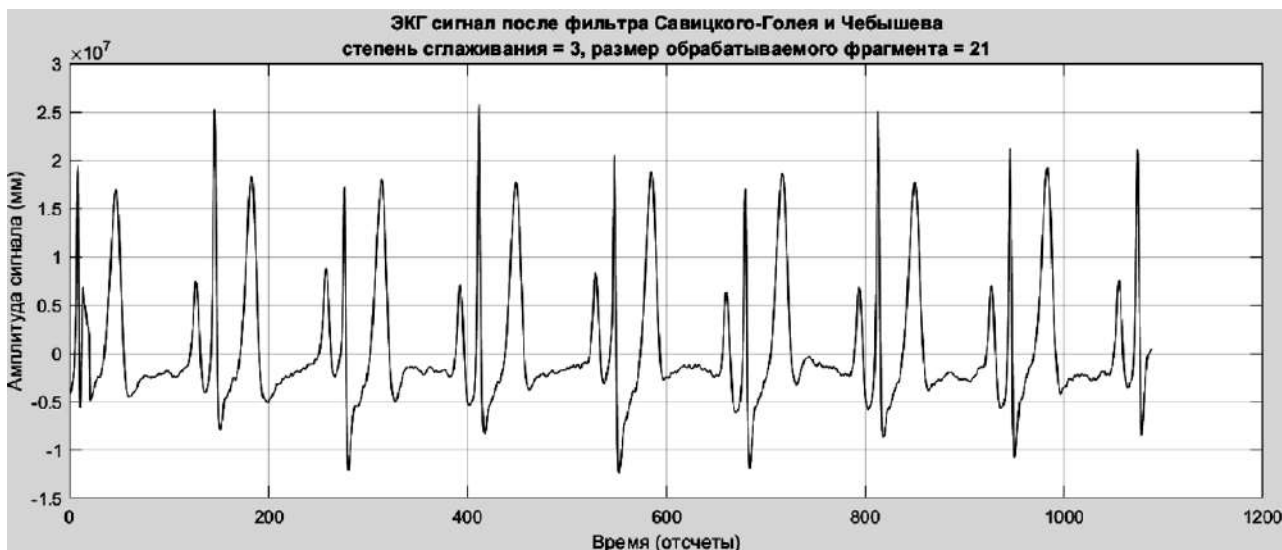


Рисунок 3 – Сигналы ЭКГ, сглаженные фильтром Савицкого-Голея третьего порядка и фильтром Чебышева первого порядка

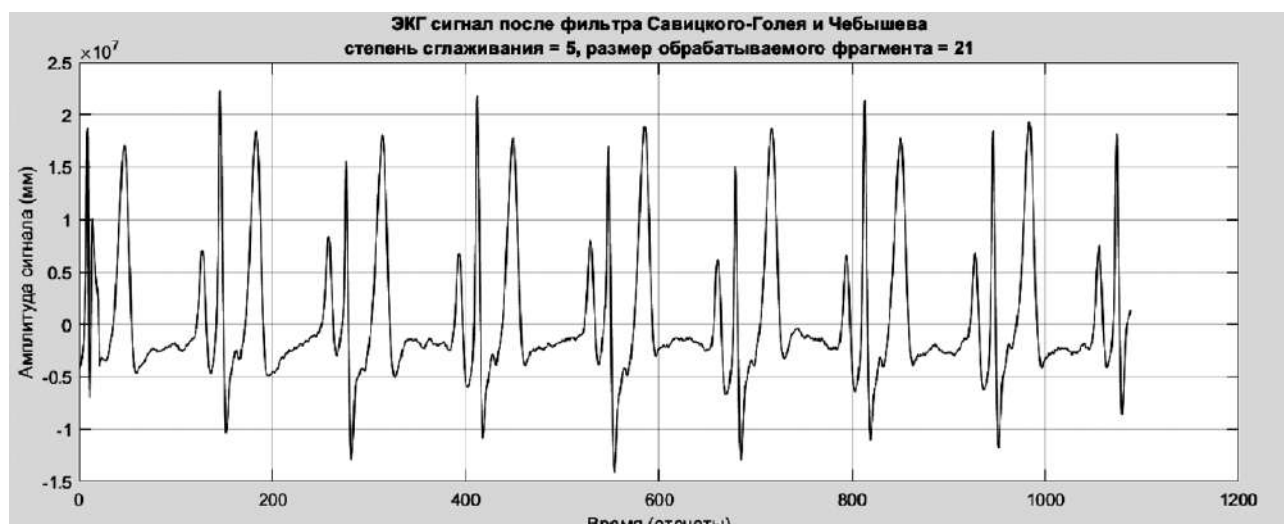


Рисунок 4 – Сигналы ЭКГ, сглаженные фильтром Савицкого-Голея пятого порядка и фильтром Чебышева первого порядка

Заключение. Сглаживающие фильтры Савицкого-Голея работают намного лучше обычных усредняющих нерекурсивных фильтров, которые имеют тенденцию удалять вместе с шумом значительную долю высокочастотных составляющих сигнала. Фильтры Савицкого-Голея осуществляют полиномиальную аппроксимацию отдельных кадров входного сигнала по критерию минимума квадратической ошибки. В этом смысле они являются оптимальными.

Список литературы

1. Васковская Л.Ф. Шестиканальный электрокардиограф с фильтрацией электрокардиограмм / Л.Ф. Васковская, А.В.Гордиевич, П.В. Камлач, И.И. Ревинская // *ИЗОБРЕТАТЕЛЬ Международный научно-практический журнал*. – 2021. – № 3.
2. Система электрокардиографической диагностики критических состояний в условиях свободной активности пациента: диссертация доктора технических наук: 05.11.17/ Кривоногов Леонид Юрьевич; [Место защиты: Пенз. гос. ун-т]. - Пенза, 2017. - 412 с.
3. Васковская Л.Ф. Многоканальный электрокардиограф с фильтрацией электрокардиограмм методами медиан, Савицкого-Голея и Чебышева / Л.Ф. Васковская, А.В.Гордиевич, П.В. Камлач // *ИНФОРМАЦИОННО- ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ Международный научно-технический журнал*. – 2021. – Том 19, № 6
4. A. Savitzky and M. J.E. Golay. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures // *Anal. Chem.* Vol. 36. PP. 1627-1639. 1964.
5. Ronald W. Schafer. What is a Savitzky-Golay filter? // *IEEE Signal Processing Magazine*. 2011. PP. 111-117.

UDC 611.08

FILTERING OF ELECTROCARDIAC SIGNALS BY THE METHOD OF COMBINATION OF FILTERS OF CHEBYSHEV AND SAVITSKY-GOLAY

Hardziyevich A.V., Kupryianau M.I.

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Republic of Belarus

Kamlach P.V. – PhD, assistant professor, associate professor of the department of EET

Annotation. The Algorithm and Program of electrocardiosignals filtering are developed. Before the electrocardiogram estimation and compare with normal qualitative characteristics the task of noise filtering and keeping the position and height of electrocardiographic wave is appeared. The electrocardiosignals filtering by Chebyshev and Savitsky-Golay filters combination extends precision and reliability of electrocardiosignals recorded parameters, improves quality of signal processing and filtering.

Keywords: ECS, ECG, electrocardiosignal, filtering, Savitsky-Golay filter, Chebyshev filter.

УДК 611.24

КЛАССИФИКАЦИЯ СОВРЕМЕННЫХ АППАРАТОВ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ

Куприянов Н.И., Гордиевич А.В., Ревинская И.И.

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
г. Минск, Республика Беларусь*

Научный руководитель: Камлач П.В. – канд. техн. наук, доцент, доцент кафедры ЭТТ

Аннотация. Рассмотрены методы искусственной вентиляции лёгких. При анализе классификации аппаратов искусственной вентиляции лёгких по ГОСТ 18856-81 выявлено, что данная классификация является неполной. Предложены дополнения и изменения в существующую классификацию аппаратов искусственной вентиляции лёгких.

Ключевые слова: ИВЛ, аппараты ИВЛ, методы проведения ИВЛ, классификация аппаратов ИВЛ.

Введение. В медицинской практике используются различные виды искусственной вентиляции лёгких (ИВЛ). Так ИВЛ может производиться выдыхаемым воздухом человека, производящего реанимацию, воздухом или кислородом при помощи специальных мешков, а также аппаратов ИВЛ.

Основная часть. В экстренных условиях при остановке дыхания в первую очередь нужно проводить ИВЛ методом «рот в рот» или «рот в нос». При данных способах ИВЛ оказывающий первую помощь больному или пострадавшему вдвухает «свой» воздух в легкие пострадавшего. Такой воздух содержит 16 – 18% кислорода, что достаточно для обогащения кислородом крови пострадавшего.

Во время проведения ИВЛ имеет значение объем вдвухаемого воздуха, при хороших экскурсиях грудной клетки достаточно 12 раздуваний в минуту для эффективного искусственного дыхания.

Дыхание рот в нос необходимо применять в тех случаях, когда нет опыта по реанимации, а также если челюсти пострадавшего или больного плотно сжаты. При несчастных случаях искусственное дыхание способом рот в рот и рот в нос самое простое и надежное.

В современной реаниматологии для проведения искусственной вентиляции легких применяют специальные воздуховоды, маски, мешки с масками и аппараты [1].

Аппараты ИВЛ, используемые в настоящее время в отделениях реанимации и интенсивной терапии для взрослых, работают по принципу вдвухания в легкие газовой смеси под положительным давлением. В основе ИВЛ лежит уравнение движения, согласно которому величина давления, которое требуется для раздувания легких, зависит от сопротивления, растяжимости, дыхательного объема и инспираторного потока [2].

Прибор способствует поступлению газовой смеси с необходимой и допустимой концентрацией кислорода в легкие пациента под давлением. В процессе его функционирования должна быть соблюдена цикличность воздуха, переключение инспирации и экспирации должно производиться с соблюдением потока, объема и давления воздуха при определенных временных параметрах. На этапе инспирации производится контролируемая вентиляция, в остальных случаях прибор осуществляет поддержку инстинктивному дыханию пациента [3].

На рисунках 1, 2 и 3 изображены классификации аппаратов ИВЛ по ГОСТ 18856-81 [4]. Данный ГОСТ был впервые введен в 1982 году и действует до сих пор.

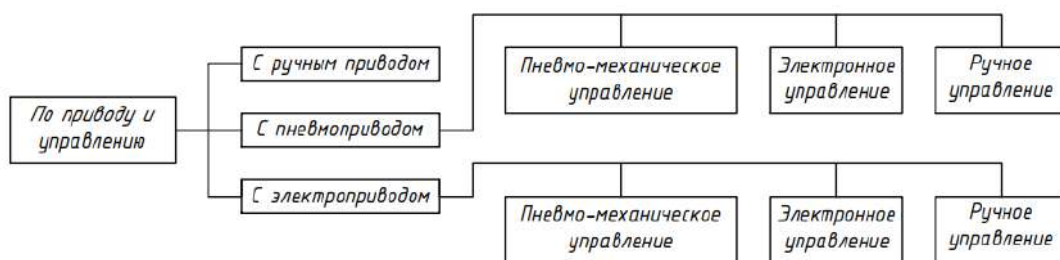


Рисунок 1 – Классификация аппаратов ИВЛ по приводу и управлению

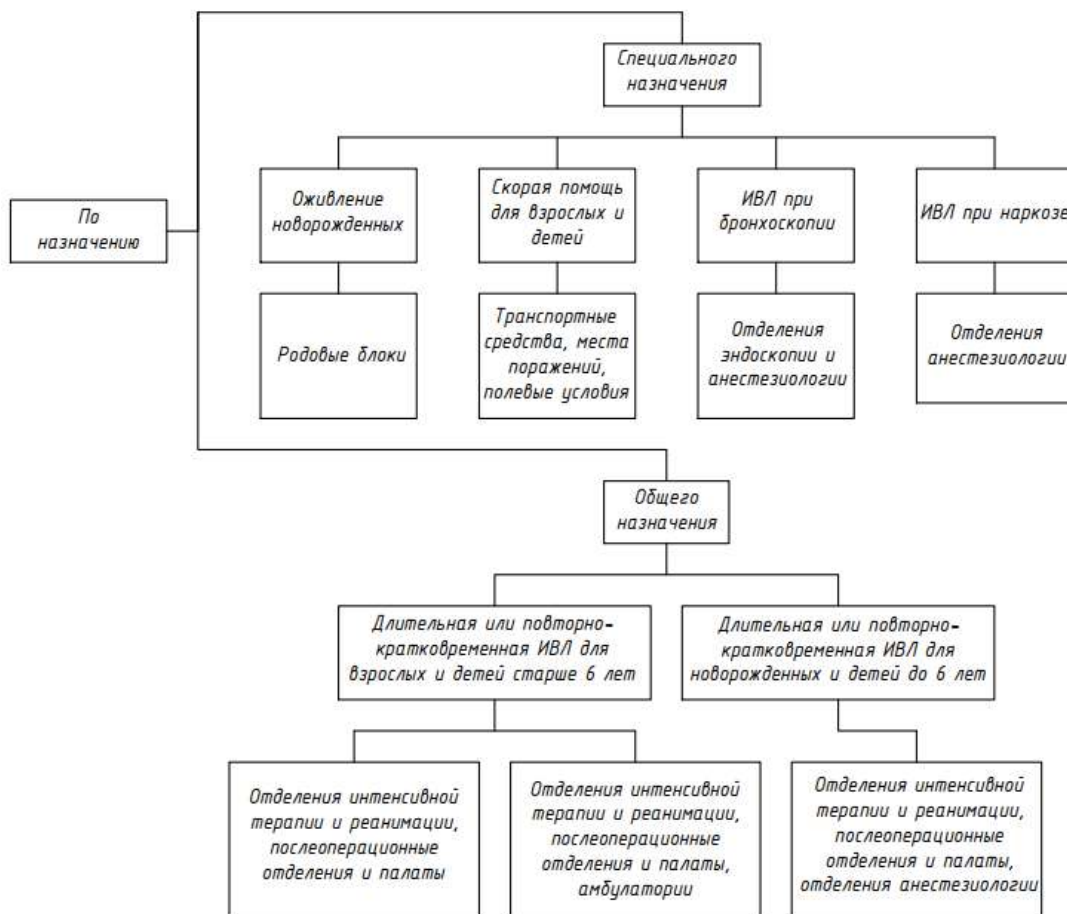


Рисунок 2 – Классификация аппаратов ИВЛ по назначению

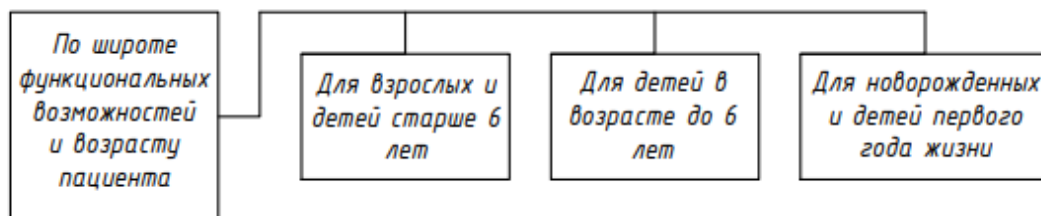


Рисунок 3 – Классификация аппаратов ИВЛ по широте функциональных возможностей и возрасту пациента



Рисунок 4 – Изменённая классификация по приводу и управлению

За прошедшие 40 лет многое изменилось, появились новые виды и методы, применяемые при ИВЛ. Мы предлагаем изменения и дополнения, которые можно внести в существующую классификацию аппаратов ИВЛ. Некоторые параметры классификации устарели и их заменили на другие, изменённая классификация аппаратов ИВЛ по приводу и управлению изображена на рис. 4. На рисунках 5–9 изображены классификации аппаратов ИВЛ, которыми можно дополнить классификацию из ГОСТ 18856-81.

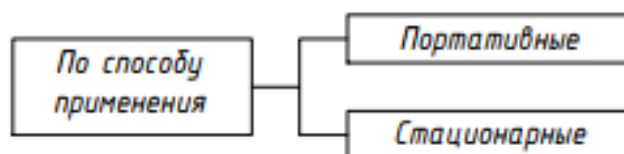


Рисунок 5 – Классификация аппаратов ИВЛ по способу применения

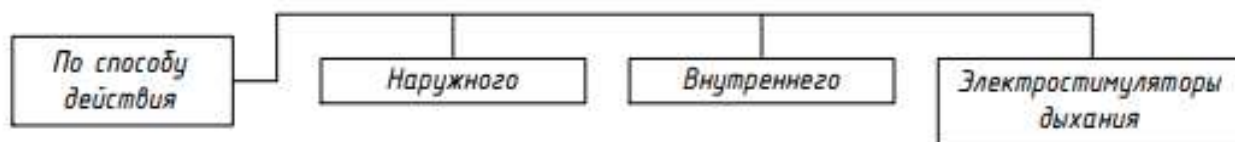


Рисунок 6 – Классификация аппаратов ИВЛ по способу действия

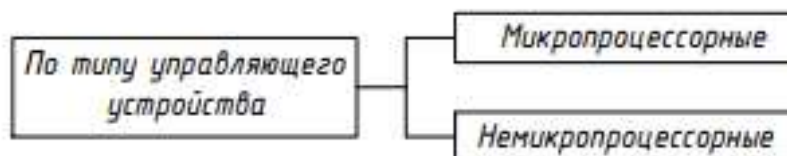


Рисунок 7 – Классификация аппаратов ИВЛ по типу управляющего устройства

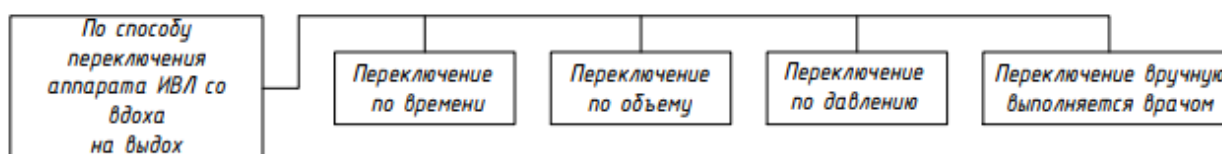


Рисунок 8 – Классификация аппаратов ИВЛ по способу переключения со вдоха на выдох

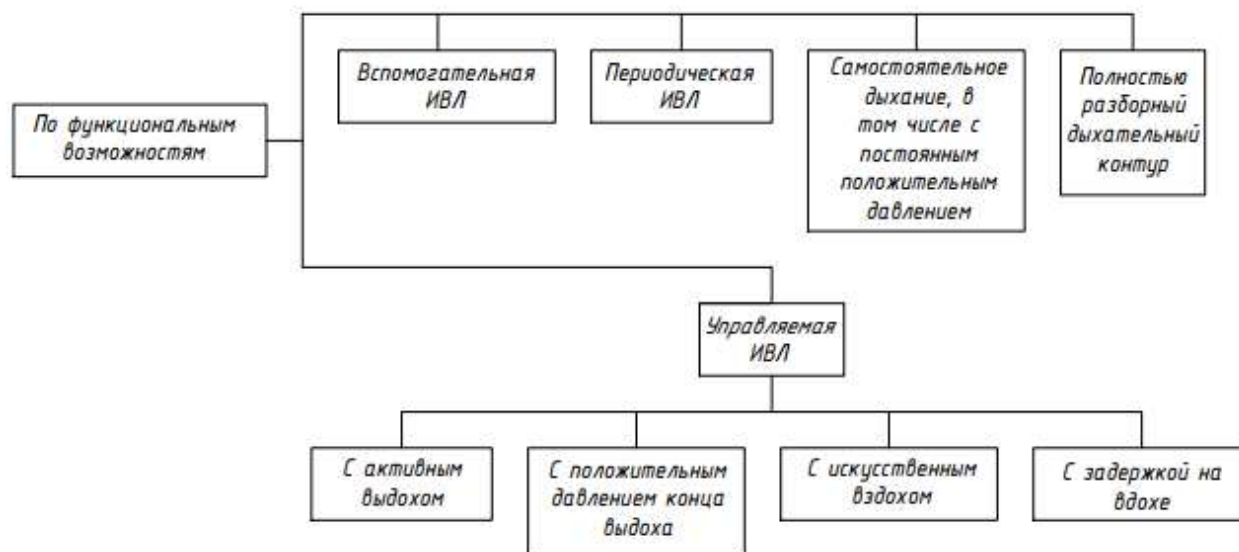


Рисунок 9 – Классификация аппаратов ИВЛ по функциональным возможностям

Заключение. Со временем технологии развиваются, становятся более практичными и разнообразными, но, к сожалению, документацию, такую как ГОСТ, не успевают менять вовремя, чтобы она всегда оставалась актуальной и подходящей под современные технологии. Так ГОСТ 18856-81, введенный в использование в 1982 году, не подвергался серьезным изменениям и пересмотру и до сих пор считается актуальным, что не соответствует действительности, поэтому в данной работе классификация, приведенная в данном ГОСТе, была изменена и дополнена.

Список литературы

1. Методы искусственной вентиляции легких [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://extremed.ru/skorpom/24-dogospital/594-2010-11-18-11-10-52>. – Дата доступа: 13.03.2022.
2. Гесс, Д.Р. Искусственная вентиляция лёгких / Д.Р. Гесс, Р.М. Качмарек. – Москва: БИНОМ, 2009. – 432 с.
3. Аппарат ИВЛ: принцип работы, клинические показания [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://stormoff.ru/mediacenter/articles/article_249/. – Дата доступа: 13.03.2022.
4. Аппараты ингаляционного наркоза и искусственной вентиляции легких. Общие технические требования. Методы испытаний: ГОСТ 18856-81. – Введ. 1982-07-01. – М.: Издательство стандартов, 1989. – 36 с.

UDC 611.24

CLASSIFICATION OF MODERN VENTILATORS

Kupryianau M.I., Hardziyevich A.V.

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Republic of Belarus

Kamlach P.V. – PhD, assistant professor, associate professor of the department of EET

Annotation. Methods of artificial lung ventilation are considered. When analyzing the classification of artificial lung ventilation devices according to GOST 18856-81, it was revealed that this classification is incomplete. Additions and changes to the existing classification of artificial lung ventilation devices are proposed.

Keywords: artificial lung ventilation, ventilators, methods of ventilating, classification of ventilators.

РАСШИРЕНИЕ ВОЗМОЖНОСТЕЙ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ ОБРАБОТКИ РАДИОЛОКАЦИОННОЙ ИНФОРМАЦИИ ЗА СЧЕТ ОБЕСПЕЧЕНИЯ РАЗДЕЛЬНОГО СОПРОВОЖДЕНИЯ ВОЗДУШНЫХ ОБЪЕКТОВ В ПЛОТНЫХ ПОТОКАХ

**М.А.Борисюк, А.В.Скопец, А.В.Гордиевич, Л.Ф.Васковская,
СКУ-2**

Системы автоматического сопровождения воздушных объектов (ВО) постоянно развиваются в соответствии с тенденциями расширения номенклатуры и усовершенствования технических характеристик летательных аппаратов и требованиями, предъявляемыми к качеству работы таких систем.

Наиболее объемной и сложной с точки зрения алгоритмизации и программной реализации является задача автоматического сопровождения воздушных объектов, которая должна обеспечивать как сопровождение одиночных ВО, так и плотных потоков ВО. Второй вариант воздушной обстановки обрабатывается в настоящее время целым рядом алгоритмов [1]. Наиболее часто используют пространственное выделение групп (автоматически или вручную) близко расположенных воздушных объектов и определение координат и скорости движения группы по вычисленным координатам ее центра тяжести или по координатам одного (назначенного оператором) головного воздушного объекта. Такие алгоритмы не позволяют своевременно и качественно отслеживать траектории отдельных ВО при образовании и распаде групповых полетов, а также при интенсивном воздушном движении.

В ранних работах использовалось сопровождение ВО, с высокой интенсивностью, по центру тяжести, т.е. когда воздушные объекты находятся на небольшом удалении друг от друга, все эти объекты объединяются в группы и сопровождают как одна трасса. Сейчас, в разрабатываемом алгоритме, используется принцип раздельного сопровождения, т.е. воздушным объектам, находящимся на малом расстоянии друг от друга, присваивается критерий нахождения в группе и сопровождают ВО по собственным трассам.

В связи с таким вариантом сопровождения групп ВО возникает главная проблема такого подхода: происходит многократное перепутывание и пересечение траекторий воздушных объектов в группе. Таким образом, целью работы является разработка улучшенного алгоритма автоматизированного сопровождения ВО в группах, при этом алгоритм должен быть устойчивым к проблеме перепутывания траекторий, осуществлять сопровождение каждого объекта по отдельности, а также определять наилучший способ сопровождения ВО.

На основании цели работы и проблематики реализован алгоритм для решения поставленной задачи включающий:

1. Определение группы сопровождаемых ВО и массива входных отметок для отождествления с ВО группы;

2. Поиск всех возможных вариантов отождествления набора трасс ВО с отметками, а также нахождение всех возможных пересечений траекторий между трассами;
3. Проверка условий пересечения траекторий за обзор и разделение набора всех возможных вариантов отождествления на приоритетные наборы;
4. Поиск лучшего варианта отождествления в приоритетном наборе;
5. Выполнение алгоритма сглаживания для каждого воздушного объекта в группе.

На рисунке 1 приведена иллюстрация выполнения первого этапа работы алгоритма - формирование группы ВО и массива отметок к ней. За основу определения групп ВО взят метод пространственной кластеризации DBSCAN, основанный на плотности: если дан набор точек в некотором пространстве, алгоритм группирует вместе точки, которые тесно расположены, помечая как выбросы точки, которые находятся удаленно в областях с малой плотностью.

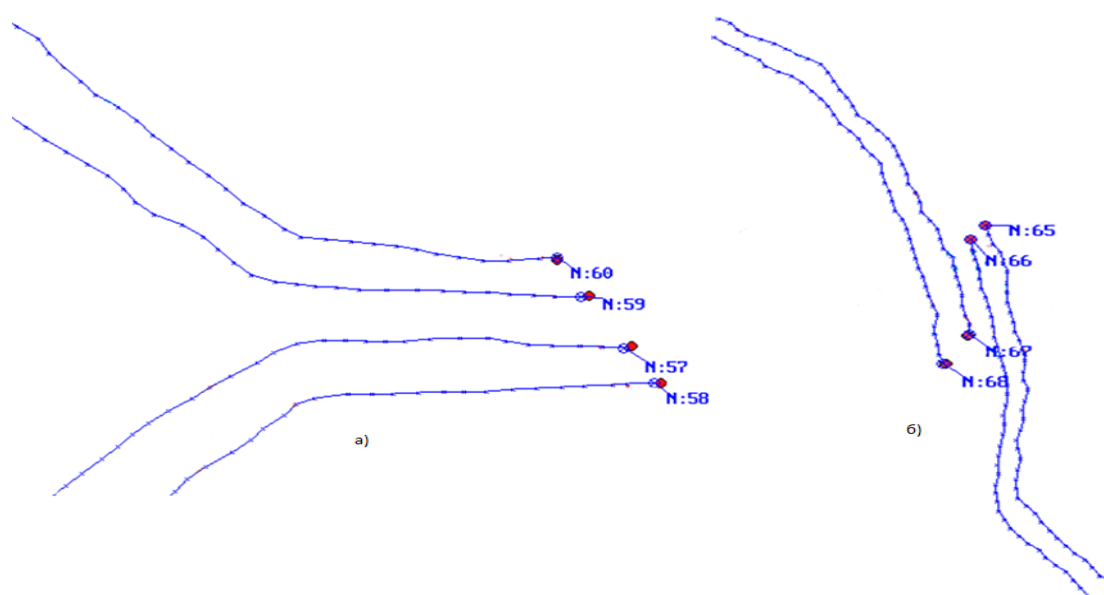


Рисунок 1 – Группирование ВО с помощью DBSCAN

Данный метод дополнен последующей проверкой созданных групп на соответствие курсов ВО и скоростей. Таким образом, в работе возможно группирование воздушных объектов по расстоянию, курсам и скоростям. На рисунке 1 продемонстрированы два варианта группирования: а) - по расстоянию с объединением в одну группу; б) - по курсу с расхождением групп ВО рядом друг с другом.

Для формирования массива входных отметок для данной группы собираются последние полученные от источника отметки, которые отождествлены с объектами данной группы в строках сопровождения (отождествления). На рисунке 2 показано формирование координатных стробов для сопровождения одиночной трассы. Существуют различные виды стробов сопровождения, применяемых для разных задач, которые изменяются в зависимости от поведения сопровождаемой трассы, а также имеют различные размеры. Формирование стробов сопровождения зависит от ошибок РЛС и ошибок обработки.

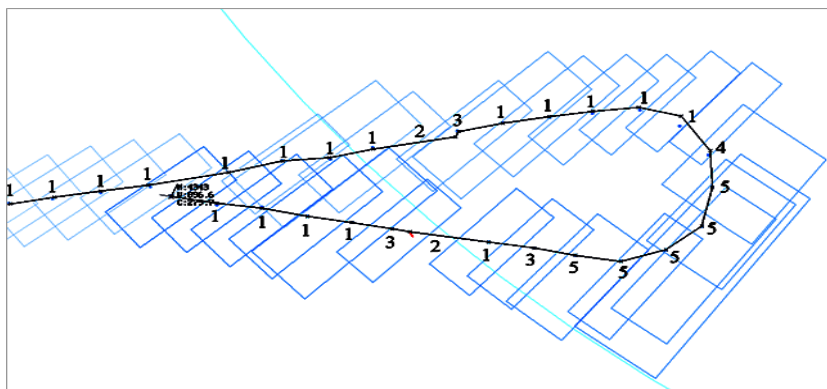


Рисунок 2 – Формирование координатных стробов сопровождения

Следующий этап работы алгоритма – это поиск всех возможных вариантов отождествления ВО с отметками.

Формирование набора из всех возможных вариантов отождествления происходит путем формирования матриц, при этом матрицы имеют одинаковый размер и получаются из количества воздушных объектов (трасс) и массива отметок для группы. Также в алгоритме учитывается возможное различие между трассами и отметками, проверяется два случая:

- Если пришедших отметок меньше, чем количество сопровождаемых трасс в группе, то в результате алгоритма определенная трасса будет экстраполироваться по курсу;
- Если отметок больше, чем трасс, то определенная отметка будет отправляться на повторное отождествление (переотождествление) с другими трассами, находящимися вне группы.

На этом этапе работы алгоритма происходит поиск возможных точек пересечения между отождествленными трассами в каждом из полученных вариантов. При этом учитывается последующее сглаживание траекторий, которое будет происходить на финальном этапе алгоритма.

Далее происходит этап проверки условий пересечения траекторий за обзор, благодаря которому набор из всевозможных вариантов отождествлений разделится на три набора с разным приоритетом, которые в последующем будут использоваться для поиска лучшего варианта. Во время проверки условий пересечения за обзор выполняется один из главных компонентов поставленной цели работы, а именно снижение степени перепутывания и пересечения траекторий.

В таблице 1 продемонстрированы возможные условия пересечения двух трасс: красная точка – последняя точка трассы, стрелка – отметка (сглаженная отметка), отождествленная с этой трассой. В циклах рассматриваются предполагаемые траектории двух трасс и проверяются условия их пересечения, соответственно получаем три набора по приоритетности:

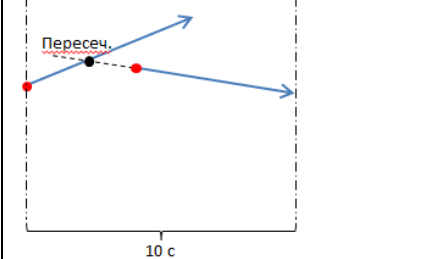
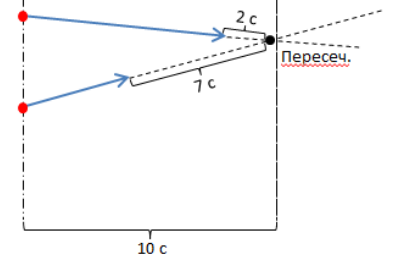
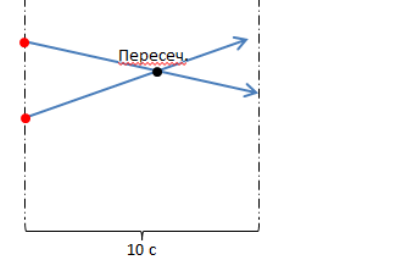
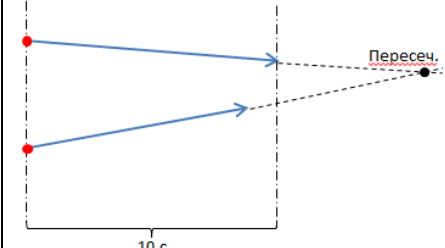
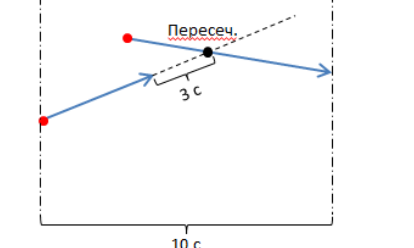
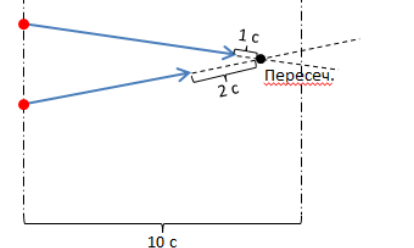
1. Если все сглаженные трассы по обновленным отметкам не пересекаются между собой за обзор, то такой вариант попадает в набор **условно параллельных**. Такой набор имеет наивысшую приоритетность.
2. Также проверяются условия, при которых может произойти разлет между воздушными объектами, т.е. прямого пересечения нет, присутствует некоторый интервал для расхождения. Такие варианты определяются в

набор **возможного пересечения**. Имеет средний уровень приоритетности.

- Если присутствует хотя-бы один вариант пересечения траекторий между ВО в обзоре, то такой вариант соединения считается с **пересечением**. Самый низкий уровень приоритета.

В зависимости от имеющегося приоритетного набора далее будет осуществляться поиск лучшего варианта. Однако, если, в приоритетном наборе присутствует только один вариант отождествления трасс с отметками, то он и будет использоваться в качестве лучшего.

Таблица 1 – Условия пересечения траекторий за обзор

Не пересекающиеся (условно параллельные)	Возможное пересечение	Пересечение
		
		

Для поиска лучшего варианта отождествления используется Венгерский алгоритм решения задачи выбора [2].

В рамках работы рассматривалось два критерия для построения матрицы Венгерского алгоритма, в дальнейшем развитии проекта планируется исследование и определение наилучшего критерия для данной задачи. Первый критерий – это, поиск лучшего варианта по суммарному минимальному отклонению траекторий от их экстраполированного значения по курсу. Второй критерий – это, поиск лучшего варианта по минимальному расстоянию Махаланобиса [3], т.е. определение расстояния с поправкой на некоторую область распространения. В результате получили два способа нахождения лучшего варианта отождествления трасс с отметками, пример траекторий с использованием различного варианта поиска лучшего отождествления представлен на рисунке 3.

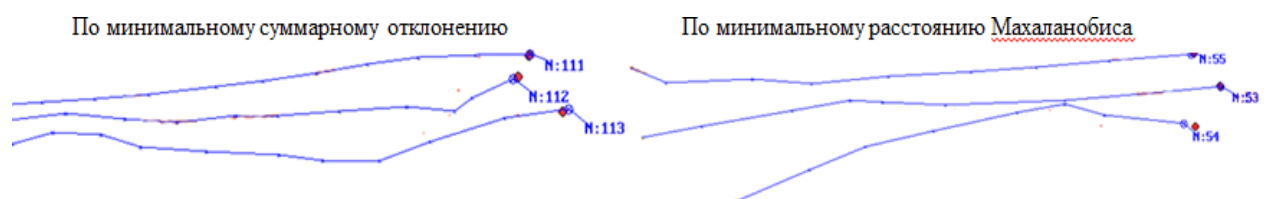


Рисунок 3 – Методы поиска лучшего варианта отождествления

На финальном этапе имеется наилучший вариант отождествления набора ВО в группе с массивом отметок, которые в дальнейшем отправляются на сглаживание и непосредственное отображение на рабочем месте проекта.

В результате разработан усовершенствованный алгоритм сопровождения воздушных объектов, выполняющих полеты на малых расстояниях друг от друга. При этом алгоритм обеспечивает раздельное сопровождение траектории каждого ВО на всех участках полета, а также решается проблема перепутывания и пересечения траекторий. На данном этапе работы у алгоритма сохраняется три возможных варианта работы: с учетом финального сглаживания траекторий и поиску лучшего варианта отождествления по суммарному минимальному отклонению или по минимальному расстоянию Махаланобиса, а также, не учитывая финальное сглаживание, т.е. расчет ведется непосредственно с полученными, от источника, координатами отметок. Пример работы трех вариантов алгоритма по заданной траектории с пересечениями представлен на рисунке 4.

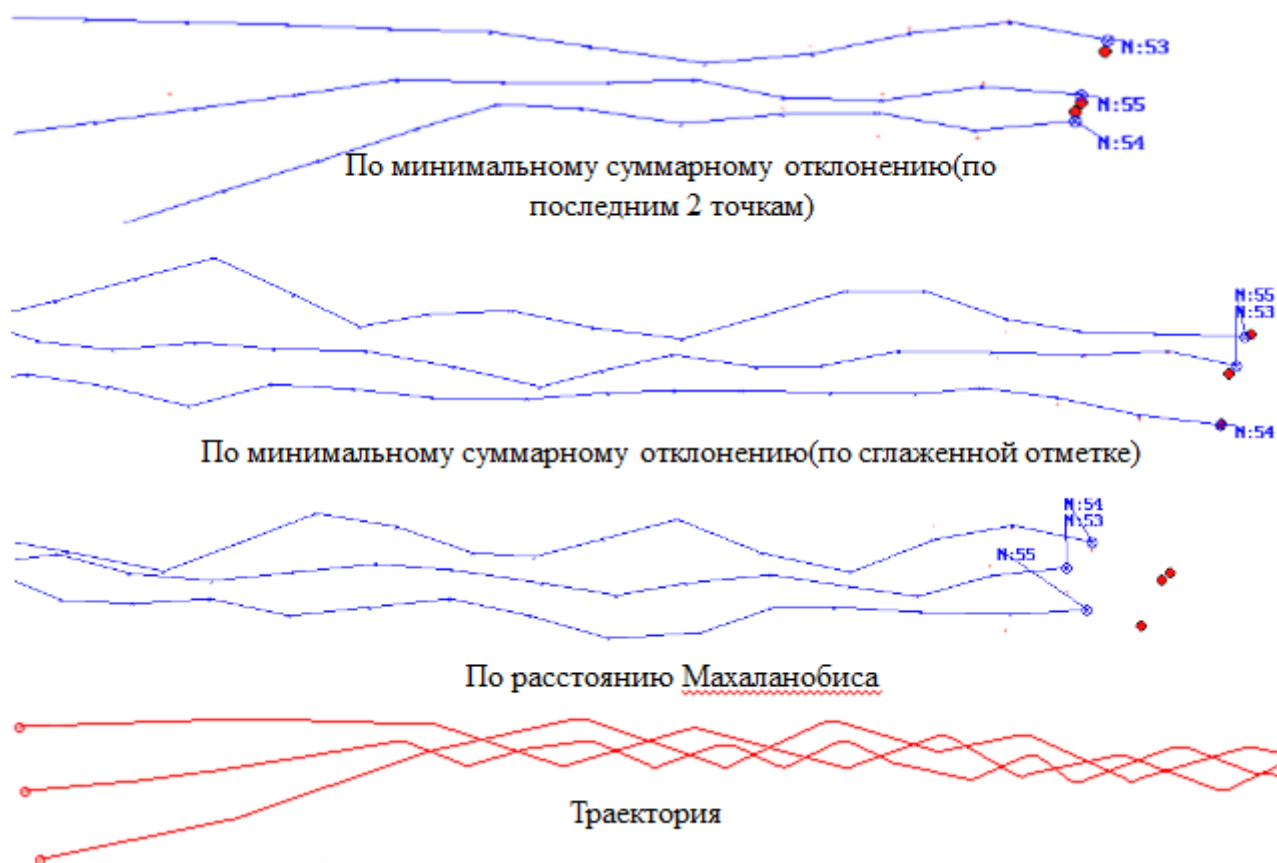


Рисунок 4 – Пример работы алгоритма на имитаторе

Также на рисунке 5 представлены примеры использования отметок, имеющих следующие ошибки определения координат: по дальности 200м, по азимуту 0.20, по углу места 0.10.

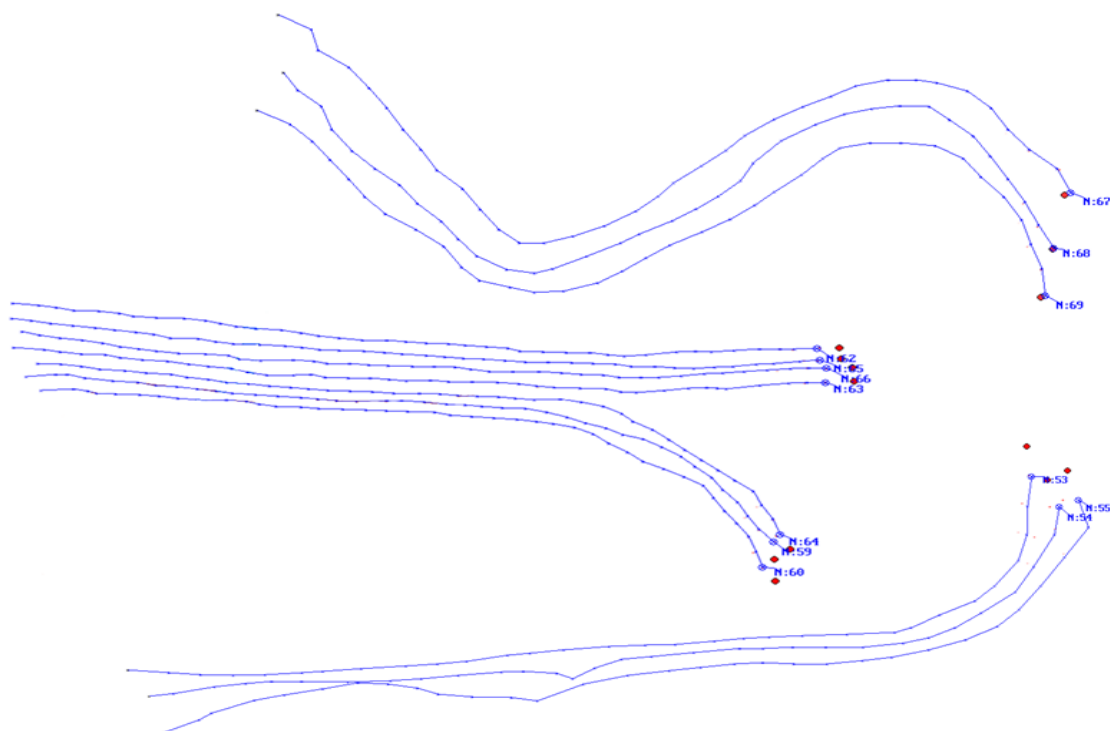


Рисунок 5 – Пример работы алгоритма

Таким образом, была выполнена поставленная задача. Благодаря разработанному алгоритму значительно снизилась степень перепутывания и пересечения траекторий воздушных объектов в плотных потоках. Полученные результаты и дальнейшее продолжение работы в данном направлении позволит получить компонент программного обеспечения для использования в задачах обработки РЛИ в комплексах средств автоматизации, в частности типа «Риф». В итоге ожидается обеспечение раздельного автоматического сопровождения совокупности ВО при полетах на малых удалениях друг от друга, снижение вероятности перепутывания траекторий ВО в сложных налетах, уменьшение нагрузки на оператора по обнаружению и разрешению возникающих конфликтных ситуаций.

Список литературы:

1. А.Н.Романов, Г.А.Фролов, «Основы автоматизации систем управления» под общей редакцией Дружинина В.В., Москва, 1971 г.
2. Венгерский алгоритм решения задачи о назначениях. [Электронный ресурс]. Режим доступа: https://e-maxx.ru/algo/assignment_hungary.
3. С.А.Амелькин, А.В.Захаров, В.М.Хачумов. Обобщенное расстояние Евклида-Махаланобиса и его свойства, ИТиВС, 2006, выпуск 4, 40-44.