

УДК 616.12-073.7:621.372.54

doi: 10.32620/reks.2020.4.02

Н. О. ТУЛЯКОВА¹, А. Н. ТРОФИМЧУК²¹ *Институт прикладной физики НАНУ, Сумы, Украина*² *Институт телекоммуникаций и глобального информационного пространства НАНУ, Киев, Украина*

ЛОКАЛЬНО-АДАПТИВНАЯ ФИЛЬТРАЦИЯ НЕСТАЦИОНАРНОГО ШУМА В ДЛИТЕЛЬНЫХ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛАХ

Предметом исследования в статье являются методы локально-адаптивной фильтрации нестационарного (с точки зрения дисперсии) шума в длительных сигналах электрокардиограммы (ЭКГ). *Целью* является разработка локально-адаптивных алгоритмов фильтрации шума с различным априорно неизвестным уровнем дисперсии в реальном времени для сигналов ЭКГ, регистрируемых со стандартной частотой дискретизации 500 Гц. *Задачи*: исследовать эффективность разработанных адаптивных алгоритмов фильтрации ЭКГ на основе численных статистических оценок качества обработки в широком диапазоне изменения дисперсии аддитивного гауссова шума, исследовать подавление реального нестационарного электромиографического (ЭМГ) шума, проанализировать применение для нормальных и патологических сигналов ЭКГ. *Методы*: интегральные и локальные показатели качества фильтров по критериям среднеквадратической ошибки и отношения сигнал-шум получены с помощью численного моделирования (метод Монте-Карло). Получены следующие **результаты**: предложен адаптивный метод подавления нестационарного шума в ЭКГ в реальном времени, на его основе разработаны однопроходной, двухпроходной алгоритмы и алгоритм с выборочным в зависимости от предварительных оценок уровней шума применением повторной фильтрации. Статистические оценки эффективности и анализ выходных сигналов фильтров показали высокую степень подавления шума с изменяемым уровнем дисперсии в ЭКГ. Продемонстрировано отсутствие искажений при обработке QRS-комплекса, высокая эффективность подавления гауссова и реального ЭМГ шума с различным уровнем дисперсии. Анализ выходных сигналов, графиков изменения параметров локальной адаптации и адаптируемых параметров предложенных алгоритмов подтвердил высокую эффективность фильтрации. Разработанные алгоритмы успешно протестированы на сигналах ЭКГ в норме и с патологическими изменениями. **Выводы**: научная новизна полученных результатов заключается в разработке локально-адаптивного метода с шумо- и сигнально-зависимым переключением параметров фильтрации для подавления нестационарного шума в ЭКГ в реальном времени и адаптивных алгоритмов на основе данного метода. Данный метод не требует времени для адаптации параметров фильтра и априорной информации о дисперсии шума, имеет высокое быстродействие в режиме реального времени.

Ключевые слова: адаптивная фильтрация сигнала электрокардиограммы в реальном времени; нестационарный электромиографический шум; статистические оценки эффективности.

Введение

Метод неинвазивного считывания сигнала электрокардиограммы (ЭКГ), позволяющий получать информацию об электрофизиологии сердца, – наиболее распространенный в лечебной практике и клинике. ЭКГ представляет собой квазипериодический сигнал с хорошо различимой формой волны в виде зубцов P, Q, R, S, T, амплитудно-временные параметры которых, полярность, скорость изменения, расщепления, интервалы между зубцами, смещение S-T сегмента и т.д. содержат важную диагностическую информацию [1, 2]. С целью получения достаточно качественного сигнала и сведения до минимума внутренних помех, связанных с физической активностью, и влияние внешних электромагнитных полей, обычно, регистрацию ЭКГ проводят

при условиях расслабленного состояния пациента, при отсутствии движений. Однако обеспечить такие требования возможно только за короткий промежуток времени, в течение которого важные диагностические изменения в ЭКГ могут не проявиться [2]. В связи с этим, в последние десятилетия широкое развитие и популярность приобретают системы длительной регистрации сигналов: холтеровские мониторы, осуществляющие запись ЭКГ в условиях естественной активности человека в течение суток, переносные портативные и мобильные устройства. Интеллектуальные устройства длительного мониторинга сигналов позволяют получить больше информации о функциональном состоянии пациента, а также обеспечивать обратную связь с пациентом в реальном времени и неотложную помощь [2, 3].

В отличие от кратковременных длительные

записи сигналов подвергаются и гораздо большему влиянию помех, для устранения которых необходимо применение высокоэффективных алгоритмов цифровой обработки. Шум в таких сигналах может быть нестационарным: иметь различную дисперсию во времени. Примером служит электромиографический (ЭМГ) шум – физиологическая помеха, отражающая интегральную электрическую активность клеток мышечных волокон в окрестности наложения электрода [4, 5]. ЭМГ шум, регистрируемый в смеси с ЭКГ с помощью одной пары электродов, является разностным сигналом для дифференциальной схемы усилителя биопотенциалов, и не может быть подавлен как синфазная помеха. ЭМГ – сложный сигнал интерференционного типа, представленный широким спектром частот от 0 до 10 кГц, причем основная энергия сосредоточена в диапазоне 0÷500 Гц [4, 5]. Частотный состав стандартной ЭКГ взрослого человека составляет 0,01÷150 Гц [5, 6], т.е. спектры ЭМГ и ЭКГ полностью перекрываются. В связи с этим, достаточно хорошо подавить ЭМГ помеху с помощью полосовой фильтрации затруднительно. Пределы изменения амплитуды ЭКГ и ЭМГ сигналов также сопоставимы: диапазон сигнала ЭКГ с поверхности тела составляет 50÷5000 мкВ, а ЭМГ – 100÷5000 мкВ [5-7], что затрудняет применение фильтра Баттерворта [8]. Кроме того, амплитуда и частотный состав ЭМГ может изменяться в зависимости от уровня физической активности [4, 5, 7]. Таким образом, задача подавления ЭМГ шума достаточно сложна. Для устранения данной помехи применяются различные методы [9], однако разработка алгоритмов, имеющих лучшие свойства, в частности высокое быстродействие в реальном времени, что важно при мониторинге наблюдении и автоматическом анализе, актуальна.

Высокое качество обработки ЭКГ обеспечивается адаптивными фильтрами на основе вейвлетных или дискретных косинусных преобразований [10-14]. Подавление шума данными фильтрами достигается путем обнуления или ослабления спектральных коэффициентов в большей степени содержащих шумовую компоненту посредством применения порогового оператора, а также умножения спектра на передаточную функцию. Качество фильтрации зависит от выбора ортогонального преобразования, которое должно обладать высокими декоррелирующими свойствами, размеров окон, пороговых операторов, оценок модели сигнала и дисперсии шума, в частности при адаптивной фильтрации Винера [11-14]. Наряду с подавлением шума, пороговая операция приводит и к негативным последствиям, таким как возможная потеря или искажение низкоамплитудных изменений сигнала, появление эффекта Гиббса в виде всплесков и осцилляций в окрестности

резких изменений сигнала [14]. Кроме того, фильтрация в частотной области неизбежно приводит к искажению спектра сигнала ЭКГ. ЭМГ шум в разной и априорно неизвестной степени присутствует во всех спектральных компонентах сигнала, поэтому достичь полного устранения данной помехи методами на основе ортогональных преобразований невозможно [14, 15]. Также, такие фильтры не подходят для оперативной обработки сигнала.

Предложен в [16-22] метод динамической аппроксимации с адаптивным изменением размера окна и весовых коэффициентов по алгоритму Савицкого-Голея (S&G) [23] в зависимости от характера поведения сигнала [17, 18] и уровня шума [19-22]. Для локальной оценки спектра сигнала предложена “Wing”-функция [17], отражающая изменение угла между двумя смежными сегментами сигнала в скользящем окне, имеющими общую точку, соответствующую его центральному индексу. Данная функция реагирует экстремумами на QRS-комплексы и высокоамплитудные Т-зубцы, что позволяет ее использовать в адаптивной формуле для гибкой настройки длины интервала аппроксимации в процессе обработки сигнала [16-21]. Разработаны и другие адаптивные алгоритмы фильтрации ЭКГ во временной области, применяющие S&G аппроксимацию и фильтр скользящего среднего, с последующей реставрацией сглаженных зубцов [24, 25].

Авторами в [26, 27] предложен альтернативный гибкой адаптации параметров фильтра метод, заключающийся в шумо- и сигнально зависимом переключении параметров, наиболее подходящих для обработки локального участка сигнала. Предлагалось переключать различные значения размера окна и коэффициента, влияющего на адаптивное вычисление параметра линейности мириадного фильтра [28-31], что показало высокую эффективность подавления, как гауссова, так и импульсного шума [26, 27, 32-36]. Кроме того, разработанные алгоритмы продемонстрировали хорошее сохранение скачков и других точек разрыва производной сигнала, высокую степень подавления гауссова шума и устранение выбросов [37-39]. С целью фильтрации ЭКГ в качестве компонент метода [26, 27] предложено использовать S&G фильтры с различными размерами окон и фильтр скользящего среднего в связи с их простотой и оптимальностью для гауссова шума. Данный метод имеет преимущества над высокоэффективными динамическими алгоритмами [16-22] по быстродействию в реальном времени, и по статистическим оценкам качества [26, 27, 35, 36].

Стандартной частотой дискретизации, необходимой для достаточно точной реконструкции ЭКГ взрослого человека, считается 500 Гц. Меньшая частота приведет к потере и искажению высокока-

стотных составляющих в спектре ЭКГ, диагностическая значимость которых обусловила изменение стандартов по требованиям к верхней частоте среза аналогового фильтра низких частот в цепи преобразования от 35 Гц до 150 Гц для взрослого контингента и до 250 Гц для детей [5]. Вследствие расширения спектра пропускаемых частот возрастает и доля присутствия шума, соответственно задача его подавления при высоком качестве сохранения параметров ЭКГ в настоящее время является актуальной.

Цель и задачи статьи заключаются в разработке локально-адаптивных алгоритмов подавления нестационарного шума в реальном времени для длительных сигналов ЭКГ при частоте дискретизации 500 Гц; исследование их эффективности и применение для сигналов ЭКГ в норме и с патологиями.

1. Адаптивный метод с многоуровневой оценкой шума

Предложенный в [26, 27] метод подавления нестационарного шума в ЭКГ для адаптации параметров к локальным изменениям сигнала и уровня шума использует идентификаторы фильтра Хемпела [40, 41], описываемые выражениями:

$$r_i = |x_i - m_i|, \quad th_i = tS_i^{Mad}, \quad (1)$$

где x_i , m_i – центральный элемент и медианное значение скользящего окна данных; $|\cdot| = \text{abs}(\cdot)$;

S_i^{Mad} – абсолютное медианное отклонение (Median absolute deviation), вычисляемое как $S_i^{Mad} = 1,4826 \text{ median}\{|x_1 - m_i|, |x_2 - m_i|, \dots, |x_N - m_i|\}$, где 1,4826 – коэффициент для гауссова распределения вероятностей случайной величины x_j , $j=1..N$, в пределах окна размером N [14, 41];

t – порог, подбираемый эмпирично [40, 41].

Фильтр Хемпела [40, 41], относящийся к нелинейным робастным фильтрам [42, 43], можно рассматривать как локально-адаптивный с “жестким” переключением двух компонентов с различными свойствами, осуществляемым на основе сравнения параметров r_i , th_i (1), вычисляемых для каждого i -го положения скользящего окна размером N . Основная идея локально-адаптивной фильтрации заключается в оценке локальной сигнально-помеховой ситуации с помощью “показателей локальной активности” (ПЛА) и соответствующей адаптации параметров алгоритма фильтрации для обработки области сигнала в окрестности текущего i -го отсчета [44-46]. Для упрощения алгоритма фильтрации и возможности его реализации в реальном времени достаточно с помощью ПЛА различать две-три локальные сигнально-помеховые ситуации. Одна ситуация – быстрое (высокочастотное) изменение сигнала, когда целесообразно применение “сохраняющего детали”

фильтра (СДФ), вносящего минимальные ошибки при обработке резких изменений сигнала и эффективно подавляющего шум в их окрестности. Другая ситуация – медленное (низкочастотное) поведение сигнала, когда требуется использовать “подавляющий шум” фильтр (ПШФ), характеризующийся хорошими сглаживающими свойствами и, как правило, имеющий большой размер окна. Третья – ситуация, когда целесообразно применение “промежуточного” фильтра (ПФ) со средними свойствами и размером окна [45-47]. ПФ хорошо подходит для обработки параболических сигналов [48].

Для увеличения вероятности правильного применения ПШФ (на участках примерно постоянного уровня) и ПФ для обработки параболических Р-, Т-волн предлагается комплексное использование ПЛА фильтра Хемпела (1) [40, 41] и ПЛА, называемого Z-параметром [44-47]. Z-параметр использует обратную связь, заключающуюся в сравнении соответствующих отсчетов сигналов до и после обработки некоторым усредняющим фильтром. Выражение, описывающее Z-параметр, имеет следующий вид:

$$Z_i = \sum_{j=-k}^k (y_{i-j}^f - x_{i-j}) / \sum_{j=-k}^k |y_{i-j}^f - x_{i-j}|, \quad (2)$$

где y_{i-j}^f , x_{i-j} – соответствующие отсчеты отфильтрованного и входного сигналов;

$k=(N_z-1)/2$ – половина размера окна длины N_z .

Данный ПЛА не зависит от масштаба сигнала, так как представляет собой относительную величину. Достоинством Z-параметра в отличие от других ПЛА является близкие к нулю значения, как для изопотенциальных, так и для линейно изменяющихся участков сигнала, что позволяет правильно применить для их обработки ПШФ, со свойствами, близкими к линейному усреднению [45-47].

Разработанный метод с шумо- и сигнально-зависимым переключением наборов параметров фильтра для обработки окрестности текущего отсчета сигнала [26, 27] является локально-адаптивным, где как ПЛА используются сглаженные параметры фильтра Хемпела (1): $r_i^f = \text{mean}\{r_1, \dots, r_i, \dots, r_{N_1}\}$,

$th_i^f = \text{mean}\{th_1, \dots, th_i, \dots, th_{N_2}\}$, где $r_i = |x_i - m_i|$,

$th_i = tS_i^{Mad}$ (1); N_1, N_2 – размеры окон для усреднения.

Для упрощенной локальной оценки уровня шума, осуществляемой только при медленном изменении сигнала, когда верно условие $(r_i^f > th_i^f) \wedge (|Z_i| \leq t_{z1})$, где t_{z1} – нижний порог [45-47] (\wedge – знак конъюнкции), предложено сравнивать с порогами параметр r_i^f или th_i^f [40, 41]. Для этого предложено ввести флаговую переменную,

условно определяющую различные уровни шума от 1 – “очень низкий” до K – “очень высокий”:

$$\hat{n}_i = \begin{cases} 1, \text{if } (r_i^f > th_i^f) \wedge (|Z_i| \leq t_{z1}) \wedge (r_i^f < \eta_1), \\ 2, \text{if } (r_i^f > th_i^f) \wedge (|Z_i| \leq t_{z1}) \wedge (\eta_1 \leq r_i^f < \eta_2), \\ \dots \\ j, \text{if } (r_i^f > th_i^f) \wedge (|Z_i| \leq t_{z1}) \wedge (\eta_{j-1} \leq r_i^f < \eta_j), \\ \dots, \\ K, \text{if } (r_i^f > th_i^f) \wedge (|Z_i| \leq t_{z1}) \wedge (r_i^f \geq \eta_{K-1}); \end{cases} \quad (3)$$

где \hat{n}_i – флаги для оценки уровней шума;

r_i^f , th_i^f , Z_i – сглаженные параметры фильтр Хемпела и Z-параметр, используемые как ПЛА;

$\eta_1, \dots, \eta_j, \dots, \eta_{K-1}$ – пороги, эмпирически подобранные, исходя из целесообразности переключения;

K – количество оцениваемых уровней шума.

Выходной сигнал адаптивного метода [26, 27], в зависимости от текущих оценок уровней шума \hat{n}_i

и ПЛА r_i^f , th_i^f , Z_i переключающего фильтр с параметрами, наиболее подходящими для обработки локального участка сигнала, описывается как

$$y_i = \begin{cases} \left\{ \begin{array}{l} y_i^{\text{ПШФ}_1(N_{3,1})}, \text{if } (\hat{n}_i = 1) \wedge (r_i^f > th_i^f) \wedge \\ \wedge (Z_i \leq t_{z1}), \\ y_i^{\text{ПФ}_1(N_{2,1})}, \text{if } (\hat{n}_i = 1) \wedge (r_i^f \leq th_i^f) \wedge \\ \wedge (th_i^f \geq \tau_1), \\ x_i, \text{if } (\hat{n}_i = 1) \wedge (r_i^f \leq th_i^f) \wedge (th_i^f < \tau_1); \end{array} \right. \\ \dots \\ \left\{ \begin{array}{l} y_i^{\text{ПШФ}_j(N_{3,j})}, \text{if } (\hat{n}_i = j) \wedge (r_i^f > th_i^f) \wedge \\ \wedge (Z_i \leq t_{z1}), \\ y_i^{\text{ПФ}_j(N_{2,j})}, \text{if } (\hat{n}_i = j) \wedge (r_i^f \leq th_i^f) \wedge \\ \wedge (th_i^f \geq \tau_j), \\ y_i^{\text{СДФ}_j(N_{1,j})}, \text{if } (\hat{n}_i = j) \wedge (r_i^f \leq th_i^f) \wedge \\ \wedge (th_i^f < \tau_j); \end{array} \right. \\ \dots \\ \left\{ \begin{array}{l} y_i^{\text{ПШФ}_K(N_{3,K})}, \text{if } (\hat{n}_i = K) \wedge (r_i^f > th_i^f) \wedge \\ \wedge (Z_i \leq t_{z1}), \\ y_i^{\text{ПФ}_K(N_{2,K})}, \text{if } (\hat{n}_i = K) \wedge (r_i^f \leq th_i^f) \wedge \\ \wedge (th_i^f \geq \tau_K), \\ y_i^{\text{СДФ}_K(N_{1,K})}, \text{if } (\hat{n}_i = K) \wedge (r_i^f \leq th_i^f) \wedge \\ \wedge (th_i^f < \tau_K), \end{array} \right. \end{cases} \quad (4)$$

где x_i – значение входного сигнала в i-м отсчете;

$y_i^{\text{ПФ}_1(N_{2,1})}$, $y_i^{\text{ПШФ}_1(N_{3,1})}$ – выходные сигналы

фильтров 1-го набора, применяемого при отсутствии или очень низком уровне шума, при $\hat{n}_i = 1$;

$\{ y_i^{\text{СДФ}_j(N_{1,j})}, y_i^{\text{ПФ}_j(N_{2,j})}, y_i^{\text{ПШФ}_j(N_{3,j})} \}$ – j-й

набор фильтров, применяемый при j-м уровне шума, определенном флагом $\hat{n}_i = j$;

$\{ y_i^{\text{СДФ}_K(N_{1,K})}, y_i^{\text{ПФ}_K(N_{2,K})}, y_i^{\text{ПШФ}_K(N_{3,K})} \}$ – K-й

набор фильтров, применяемый при очень высоком уровне шума, при $\hat{n}_i = K$;

$N_{1j} < N_{2j} < N_{3j}$ – размеры окон j-го набора фильтров, $j = 1 \dots K$;

СДФ – “сохраняющий детали” фильтр;

ПФ – “промежуточный” фильтр;

ПШФ – “подавляющий шум” фильтр;

$\tau_1, \dots, \tau_j, \dots, \tau_{K-1}$ – пороги для различения QRS-комплексов и P, T-зубцов;

t_{z1} – порог для сравнения Z-параметра.

Предполагается, что СДФ будут применяться для обработки QRS-комплекса, ПФ – для параболических P, T-зубцов, а ПШФ – на участках примерно постоянного уровня сигнала. Структурная схема предложенного адаптивного метода с шумо- и сигнально зависимым переключением параметров фильтров [26, 27] приведена на рис. 1.

2. Модель сигнала и помехи. Критерии эффективности

Эффективность алгоритмов нелинейной фильтрации на основе робастных оценок [42, 43], как правило, анализируется с помощью численного моделирования (методом Монте-Карло). Алгоритм компьютерного эксперимента для получения статистических оценок качества фильтра следующий [43]: 1) формируется тестовый сигнал; 2) случайным образом генерируются помехи с заданными характеристиками и накладываются на сигнал; 3) применяется алгоритм фильтрации; 4) вычисляются показатели эффективности; 6) выполняется статистическое усреднение данных показателей для большого числа реализаций сигнала с помехами.

В качестве свободного от помех (чистого) сигнала выбран сигнал ЭКГ “ANE20000.IEC” отведения I из “CTS ECG Test Atlas” [49]. Данный сигнал является искусственной кривой, очень близкой к реальной ЭКГ, с морфологией QRS-комплекса, отвечающей норме. Частота дискретизации уменьшена до 500 Гц. Значения отсчетов сигнала измерены в мВ. Моделировалось воздействие различного уровня аддитивного гауссова шума с нулевым математическим ожиданием и заданной дисперсией σ_a^2 .

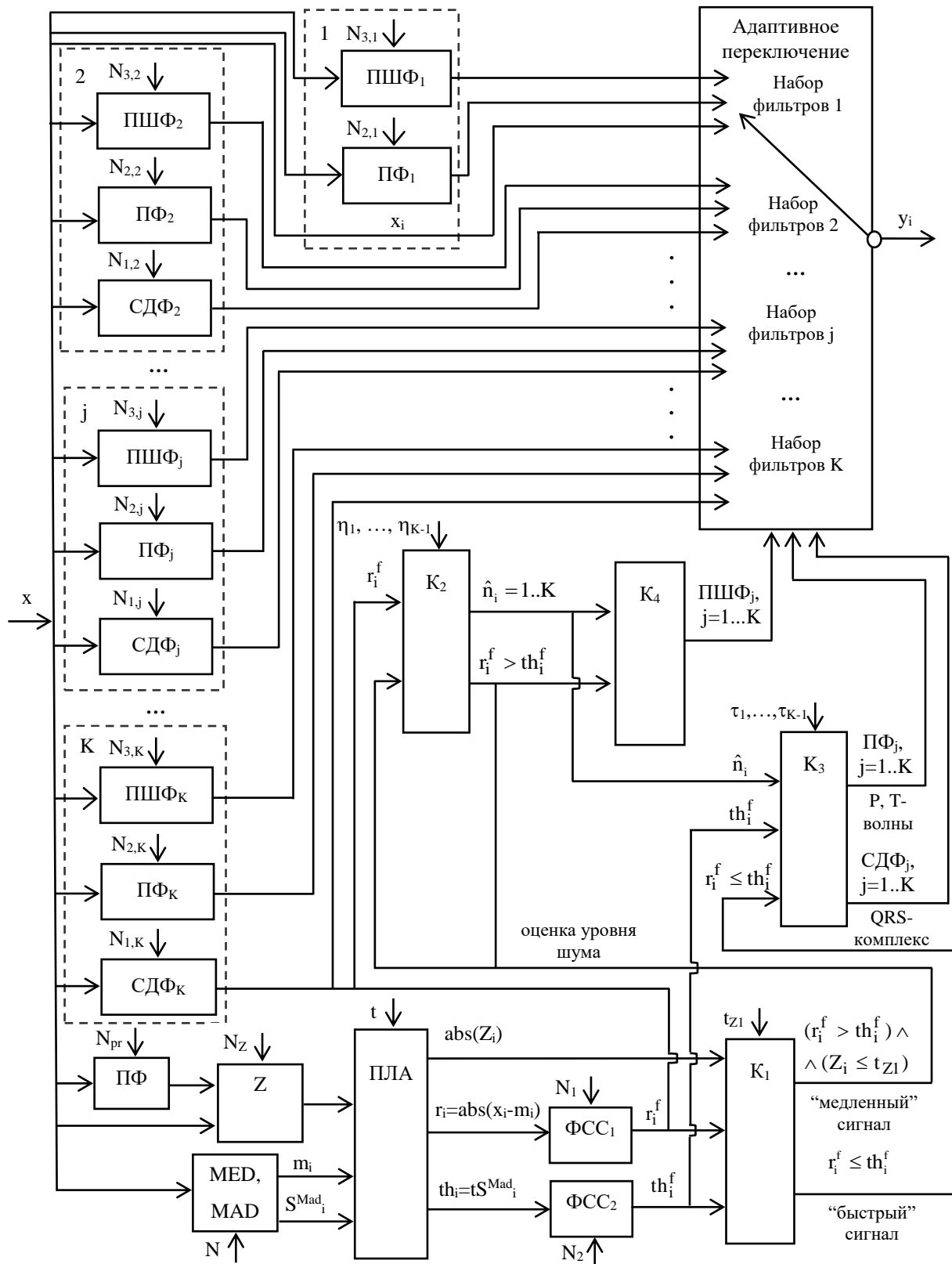


Рис. 1. Схема алгоритма: x , y_i – входной и выходной сигналы; $CD\Phi_2 \dots CD\Phi_K$ – “сохраняющие детали” фильтры; $ПФ_1 \dots ПФ_K$ – “промежуточные” фильтры; $ПШ\Phi_1 \dots ПШ\Phi_K$ – “подавляющие шум” фильтры, $N_{1,j}$, $N_{2,j}$, $N_{3,j}$ – размеры окон $CD\Phi$, $ПФ$, $ПШ\Phi$ j -го набора, $j=1..K$; MED , MAD – медиана и абсолютное медианное отклонение в окне размером N ; $ПЛА$ – “показатели локальной активности”, t , t_{z1} – пороги для $ПЛА$; $ПФ$ – предварительный фильтр с окном N_{pr} , N_z – окно Z -параметра; $ФСС_1$, $ФСС_2$ – фильтры скользящего среднего с окнами N_1 , N_2 ; $K_1 \dots K_4$ – компараторы, $\eta_1 \dots \eta_K$ – пороги для оценки уровней шума; $\tau_1 \dots \tau_K$ – пороги для различения QRS-комплексов и P, T-зубцов

Для статистической оценки эффективности фильтрации использовались общепринятые критерии среднеквадратической ошибки (СКО) и отношения сигнал-шум (ОСШ) [42, 43], вычисляемые по формулам

$$\chi = \sum_{j=1}^{N_R} \left(\sum_{i=1}^I (y_i^f - s_i)^2 / I \right) / N_R, \quad (5)$$

$$q = \sum_{j=1}^{N_R} 10 \lg(p_s / p_n) / N_R, \quad (6)$$

где y_i^f , s_i – выходной сигнал фильтра и истинное значение сигнала в i -м отсчете;

I – длина реализации сигнала;

$p_s = \sum_{i=1}^I (s_i - \bar{s})^2 / I$ – мощность сигнала, где

$\bar{s} = \sum_{i=1}^I s_i / I$ – среднее значение сигнала;

$p_n = \sum_{i=1}^I (y_i^f - s_i)^2 / I$ – мощность шума;

N_R – количество реализаций сигнала с шумом.

3. Исследуемые локально-адаптивные фильтры

В предложенном локально-адаптивном методе подавления нестационарного шума в ЭКГ [26, 27] (см. рис. 1) как СДФ и ПФ используется S&G алгоритм с аппроксимацией по методу наименьших квадратов полиномиальной функции 2-го порядка [23], а в качестве ПШФ – ФСС (AF – averaging filter), представляющий простое усреднение данных. Выходные сигналы данных фильтров описываются как

$$y_i^{S\&G} = \sum_{j=-(N-1)/2}^{(N-1)/2} c_j x_{i+j} / K, \quad (7)$$

$$y_i^{AF} = \sum_{j=-(N-1)/2}^{(N-1)/2} x_{i+j}, \quad (8)$$

где x_{i+j} – отсчеты входного сигнала в пределах окна размером N ;

i – индекс центрального элемента в окне;

$c_j = (3N^2 - 7)/4 - 5j^2$ – весовые коэффициенты;

$K = N(N^2 - 4)/3$ – нормирующий коэффициент.

Размеры всех окон должны быть нечетными.

Рассматриваются следующие алгоритмы на основе предложенного метода (4), использующего в качестве компонент S&G-фильтры (7) и ФСС (8):

- ANZ_{1P} – однопроходной алгоритм, реализуемый в реальном времени с задержкой обработки (запаздыванием выходного сигнала относительно входного) равной $([\max(N, N_{pr} + N_Z - 1) - 1]/2 + [\max(N_1, N_2) - 1]/2)$, где N – предварительное окно для нахождения медианы (Med) и абсолютного медианного отклонения (Mad) и вычисления параметров фильтра Хемпела (1) $r_i = |x_i - m_i|$, $th_i = tS_i^{Mad}$; N_{pr} ,

N_Z – размеры окна предварительного фильтра и окна для вычисления Z-параметра (2); N_1, N_2 – окна для усреднения r_i, th_i ;

- ANZ_{2P} – двухпроходной алгоритм, выполняющий фильтрацию дважды, чем достигается лучшее подавление шума, однако задержка обработки увеличивается вдвое;

- ANZ_{3P'} – алгоритм, самонастраивающийся на второй и третий проход фильтрации в зависимости от предварительной оценки уровня шума (3) ($\hat{n}_i = 3 \dots K$), чем достигаются меньшие ошибки, вносимые при фильтрации, в случаях очень низкого уровня шума и лучшее подавление шума при его высоком уровне вследствие повторной фильтрации.

Параметры предложенных адаптивных алгоритмов подобраны численным моделированием, исходя из минимума СКО (5), при разных уровнях аддитивного гауссова шума для модельного сигнала ЭКГ при частоте дискретизации 500 Гц. Для получения Med- и Mad- оценок и вычисления параметров Хемпела r_i, th_i ; (1) использовалось предварительное окно размером $N=17$, данные параметры сглаживались окнами $N_1=27, N_2=39$ соответственно. Порог фильтра Хемпела (1) $t=0,6$. Для вычисления Z-параметра (2) использовалась предварительная обработка сигнала ФСС (8) с размером окна $N_{pr}=17$ и окно $N_Z=17$. Вычислялся квазиранг Z-параметра, детектирующий скачок [39]. Порог для сравнения Z-параметра $t_{z1}=0,2$ [45-47]. Подобраны пороги для оценки девяти уровней шума (2): $\eta_1=0,003$; $\eta_2=0,006$; $\eta_3=0,012$; $\eta_4=0,018$; $\eta_5=0,042$; $\eta_6=0,12$; $\eta_7=0,3$; $\eta_8=0,6$. В качестве СДФ и ПФ (первый и второй компоненты) в каждом наборе компонентных фильтров адаптивного метода (см. рис. 1) используются S&G фильтры (7) с разным размером окна, а в качестве ПШФ (третий компонент) – ФСС (8). Размеры окон компонентных фильтров следующие: $\{N_{1,1}=0, N_{2,1}=15, N_{3,1}=15\}$; $\{N_{1,2}=5, N_{2,2}=17, N_{3,2}=15\}$; $\{N_{1,3}=7, N_{2,3}=21, N_{3,3}=15\}$; $\{N_{1,4}=9, N_{2,4}=23, N_{3,4}=15\}$; $\{N_{1,5}=11, N_{2,5}=23, N_{3,5}=17\}$; $\{N_{1,6}=15, N_{2,6}=25, N_{3,6}=17\}$; $\{N_{1,7}=23, N_{2,7}=27, N_{3,7}=17\}$; $\{N_{1,8}=29, N_{2,8}=29, N_{3,8}=17\}$; $\{N_{1,9}=31, N_{2,9}=31, N_{3,9}=17\}$, где первый нижний индекс означает номер компонента, второй – номер набора фильтров (4). Пороги для различения QRS-комплекса и P-, T-зубцов ЭКГ при невысоком уровне шума и соответствующего применения либо СДФ, либо ПФ из автоматически переключаемого набора фильтров следующие: $\tau_1=0,015$; $\tau_2=0,025$; $\tau_3=0,03$, $\tau_4=0,035$; $\tau_5=0,04$; $\tau_6=0,06$; $\tau_7=0,1$; $\tau_8=0,2$. Параметры алгоритма фильтрации для второго и третьего проходов такие же, как для первого. Задержка обработки однопроходного алгоритма при указанных параметрах составляет 35 отсчетов. Перечисленные параметры

устанавливаются перед началом обработки и в процессе фильтрации не меняются. Заметим, что они подобраны приблизительно, с помощью численного моделирования, и, возможно, неоптимальные.

Обратим внимание на то, что предложенный метод не требует тонкой настройки параметров, и не наилучший выбор их значений, а также ошибки в переключении фильтров существенно не ухудшают качество фильтрации. Размеры окон компонентных фильтров в наборе, применяемом для каждого следующего большего уровня шума, дискретно увеличиваются, также увеличивается порог τ для различения QRS-комплексов от P-, T-зубцов. Предложенная оценка уровня шума по параметру r_1^f (3) упрощенная и неточная, однако не требует дополнительных вычислений и увеличения задержки обработки в реальном времени. Использование K порогов для переключения наборов фильтров (4) практически не усложняет алгоритм, поскольку условия проверяются вниз по ветви разветвления до первой истинности и следующие за оператором "else if" действия не выполняются. Если уровень шума существенно не меняется на протяжении некоторого времени, то будут адаптивно переключаться фильтры только одного набора. Использование большего количества порогов позволяет более гибко настроить алгоритм фильтрации и улучшить его динамические и статистические свойства, в частности достичь отсутствия искажений в окрестности QRS-комплекса в отсутствие шума и лучшего его подавления [27].

4. Результаты исследования

Проанализируем эффективность предложенных алгоритмов фильтрации для тестового сигнала ЭКГ при частоте дискретизации 500 Гц (рис. 2, а) на основе полученных с помощью численного моделирования статистических оценок качества по критериям СКО (5) и ОСШ (6), приведенных в таблице 1. Для устойчивости результатов статистическое усреднение проводилось для большого количества реализаций сигнала со случайным шумом $N_R=200$.

Даже для ситуаций практического отсутствия шума (табл. 1, ситуация 1) разработанные алгоритмы являются эффективными, так как подавляют шум на низкочастотных участках сигнала и не вносят искажений в области высокочастотного QRS-комплекса.

Преимущества повторной фильтрации наблюдаются в широком диапазоне от низкого до высокого уровня шума (табл. 1, ситуации 2 - 8). При низком уровне шума (табл. 1, ситуации 1 и 2) алгоритм $AH_{Z_{3P}}$ имеет аналогичные показатели с однопроходным фильтром AH_Z . При невысокой дисперсии

шума (табл. 1, ситуации 3 и 4) алгоритмы $AH_{Z_{2P}}$ и $AH_{Z_{3P}}$ имеют такую же эффективность в области QRS-комплекса, что и однопроходной фильтр AH_Z , в целом, обеспечивая меньшие значения СКО за счет повторного сглаживания шума. При среднем - высоком уровнях шума (табл. 1, ситуации 5 - 8) алгоритмы с использованием повторной фильтрации эффективней на всех участках сигнала ЭКГ. В широком диапазоне от низкого до высокого уровня шума (табл. 1, ситуации 3 - 5) эффективность $AH_{Z_{3P}}$ такая, как для двухпроходного фильтра $AH_{Z_{2P}}$. При сильном зашумлении сигнала (табл. 1, ситуации 6 - 8) алгоритм $AH_{Z_{3P}}$ имеет лучшие свойства.

В широком диапазоне изменения дисперсии аддитивного гауссова шума: входное ОСШ изменялось в пределах от 30 до 0 дБ (табл., ситуации 2 - 8), алгоритмы $AH_{Z_{2P}}$ и $AH_{Z_{3P}}$ по интегральным характеристикам обеспечивают увеличение показателей ОСШ на $7,1 \div 13,5$ дБ и уменьшение СКО в $2,5 \div 10,8$ раз. На локальных участках сигнала указанные фильтры имеют следующую эффективность: на низкочастотных участках ОСШ возросло в среднем на $8,2 \div 13$ дБ, а СКО уменьшилось в $6,1 \div 18$ раз; в области QRS-комплекса ОСШ увеличилось на $2 \div 8,6$ дБ, а СКО уменьшилось в $1,5 \div 6,7$ раз.

Высокие показатели эффективности предложенных адаптивных алгоритмов (табл.1) подтверждаются их выходными сигналами (рис. 2-6).

При обработке модельного сигнала в отсутствие шума (рис. 2, а) рассмотренными адаптивными фильтрами не вносятся искажения в окрестности QRS-комплекса и T-зубца, а флуктуации на низкочастотных участках сигнала очень малы (в пределах от -0,5 до 0,5 мкВ) (рис. 2). Выходные сигналы алгоритмов $AH_{Z_{1P}}$ и $AH_{Z_{3P}}$ идентичны. Динамические ошибки, представляющие собой разницу между чистым сигналом и выходным сигналом фильтра, приведены в другом масштабе (рис. 2, в-г), так как на выходном сигнале (рис. 2, б) они не заметны.

Применение к сигналу с нестационарным ЭМГ шумом (рис. 3-4) демонстрирует высокое качество подавления данной помехи. Устранение шума алгоритмами $AH_{Z_{2P}}$ и $AH_{Z_{3P}}$ лучше, чем для однопроходного фильтра $AH_{Z_{1P}}$ (сравним выходные сигналы на рис. 3-4, б и рис. 3-4, в, г). Графики остаточного шума, отражающие разницу между чистым и отфильтрованным сигналом, подтверждают высокую степень подавления ЭМГ помехи (рис. 4, б-г). Для сигнала ЭКГ длиной в восемь периодов с ЭМГ шумом с различной дисперсией (рис. 3, а) ОСШ на выходе алгоритма $AH_{Z_{1P}}$ увеличилось на 8,7 дБ, а на выходах $AH_{Z_{2P}}$, $AH_{Z_{3P}}$ на 8,83 дБ, а СКО уменьшилось для $AH_{Z_{1P}}$ в 7,4, а для $AH_{Z_{2P}}$, $AH_{Z_{3P}}$ в 7,64 раз.

Таблица 1

Оценки эффективности адаптивных фильтров по критериям среднеквадратической ошибки и отношения сигнал-шум для сигнала ЭКГ при частоте дискретизации 500 Гц

Тип фильтра	ЭКГ- период		перед QRS		QRS-комплекс		После QRS	
	СКО	ОСШ	СКО	ОСШ	СКО	ОСШ	СКО	ОСШ
1) $\sigma_a^2=0,0000027, N_R=200;$								
Исх.	0,000003	39,96	0,000003	24,65	0,000003	46,59	0,000003	36,58
AHZ _{1P}	0,000002	44,53	0,000001	31,01	0,000003	46,54	0,000002	38,94
AHZ _{2P}	0,000002	44,60	0,000001	31,48	0,000003	46,53	0,000002	39,13
AHZ _{3P'}	0,000002	44,53	0,000001	31,05	0,000003	46,53	0,000002	39,05
2) $\sigma_a^2=0,000027, N_R=200;$								
Исх.	0,000027	29,96	0,000027	14,65	0,000027	36,59	0,000027	26,58
AHZ _{1P}	0,000011	37,05	0,000004	22,80	0,000019	38,35	0,000005	33,78
AHZ _{2P}	0,000011	37,11	0,000004	23,76	0,000018	38,51	0,000005	33,81
AHZ _{3P'}	0,000011	37,05	0,000004	23,61	0,000018	38,55	0,000006	33,61
3) $\sigma_a^2=0,000085, N_R=200;$								
Исх.	0,000085	24,98	0,000086	9,67	0,000086	31,61	0,000085	21,60
AHZ _{1P}	0,000022	33,87	0,000011	18,92	0,000037	35,27	0,000011	30,68
AHZ _{2P}	0,000022	33,93	0,000010	19,42	0,000037	35,26	0,000010	30,86
AHZ _{3P'}	0,000022	33,92	0,000010	19,40	0,000037	35,26	0,000011	30,83
4) $\sigma_a^2=0,00027, N_R=200;$								
Исх.	0,000270	19,96	0,000273	4,65	0,000272	26,59	0,000270	16,58
AHZ _{1P}	0,000055	29,89	0,000030	14,43	0,000094	31,32	0,000029	26,46
AHZ _{2P}	0,000054	30,01	0,000027	14,98	0,000093	31,36	0,000027	26,70
AHZ _{3P'}	0,000054	30,00	0,000027	14,98	0,000093	31,36	0,000027	26,70
5) $\sigma_a^2=0,00085, N_R=200;$								
Исх.	0,000851	14,98	0,000859	-0,33	0,000856	21,61	0,000850	11,60
AHZ _{1P}	0,000138	25,93	0,000080	10,29	0,000223	27,63	0,000083	21,85
AHZ _{2P}	0,000132	26,13	0,000070	10,98	0,000220	27,72	0,000076	22,25
AHZ _{3P'}	0,000133	26,09	0,000069	11,04	0,000222	27,68	0,000076	22,28
6) $\sigma_a^2=0,0027, N_R=200;$								
Исх.	0,002704	9,96	0,002729	-5,35	0,002720	16,59	0,002700	6,58
AHZ _{1P}	0,000378	21,57	0,000229	5,78	0,000618	23,24	0,000227	17,51
AHZ _{2P}	0,000349	21,94	0,000195	6,58	0,000592	23,47	0,000196	18,21
AHZ _{3P'}	0,000347	21,97	0,000190	6,73	0,000591	23,48	0,000193	18,29
7) $\sigma_a^2=0,0085, N_R=200;$								
Исх.	0,008513	4,98	0,008590	-10,33	0,008563	11,61	0,008500	1,60
AHZ _{1P}	0,000978	17,48	0,000661	1,21	0,001520	19,41	0,000628	13,14
AHZ _{2P}	0,000890	17,92	0,000544	2,17	0,001449	19,67	0,000530	13,95
AHZ _{3P'}	0,000871	18,02	0,000523	2,39	0,001432	19,72	0,000511	14,13
8) $\sigma_a^2=0,027, N_R=200;$								
Исх.	0,027041	-0,04	0,027287	-15,35	0,027200	6,59	0,027000	-3,42
AHZ _{1P}	0,002836	12,89	0,001925	-3,36	0,004388	14,84	0,001890	8,35
AHZ _{2P}	0,002563	13,36	0,001558	-2,35	0,004133	15,14	0,001594	9,17
AHZ _{3P'}	0,002506	13,46	0,001498	-2,15	0,004082	15,20	0,001532	9,35

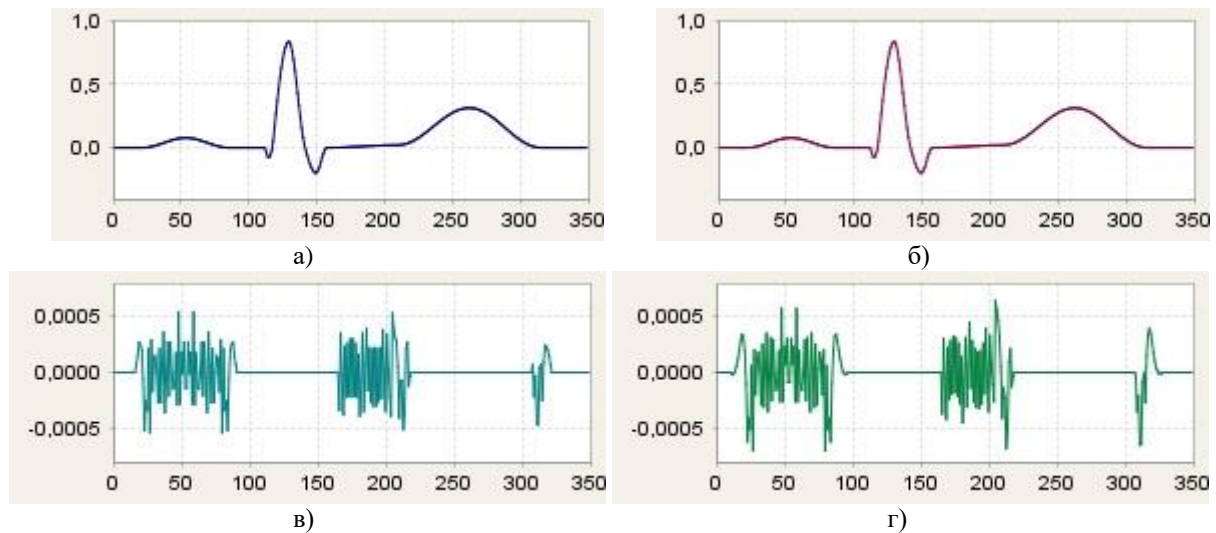


Рис. 2. Искажения, вносимые при фильтрации: а) чистый сигнал; б) сигнал на выходе однопроходного алгоритма $АНЗ_{1P}$; в) искажения, вносимые алгоритмом $АНЗ_{1P}$; г) искажения двухпроходного фильтра $АНЗ_{2P}$

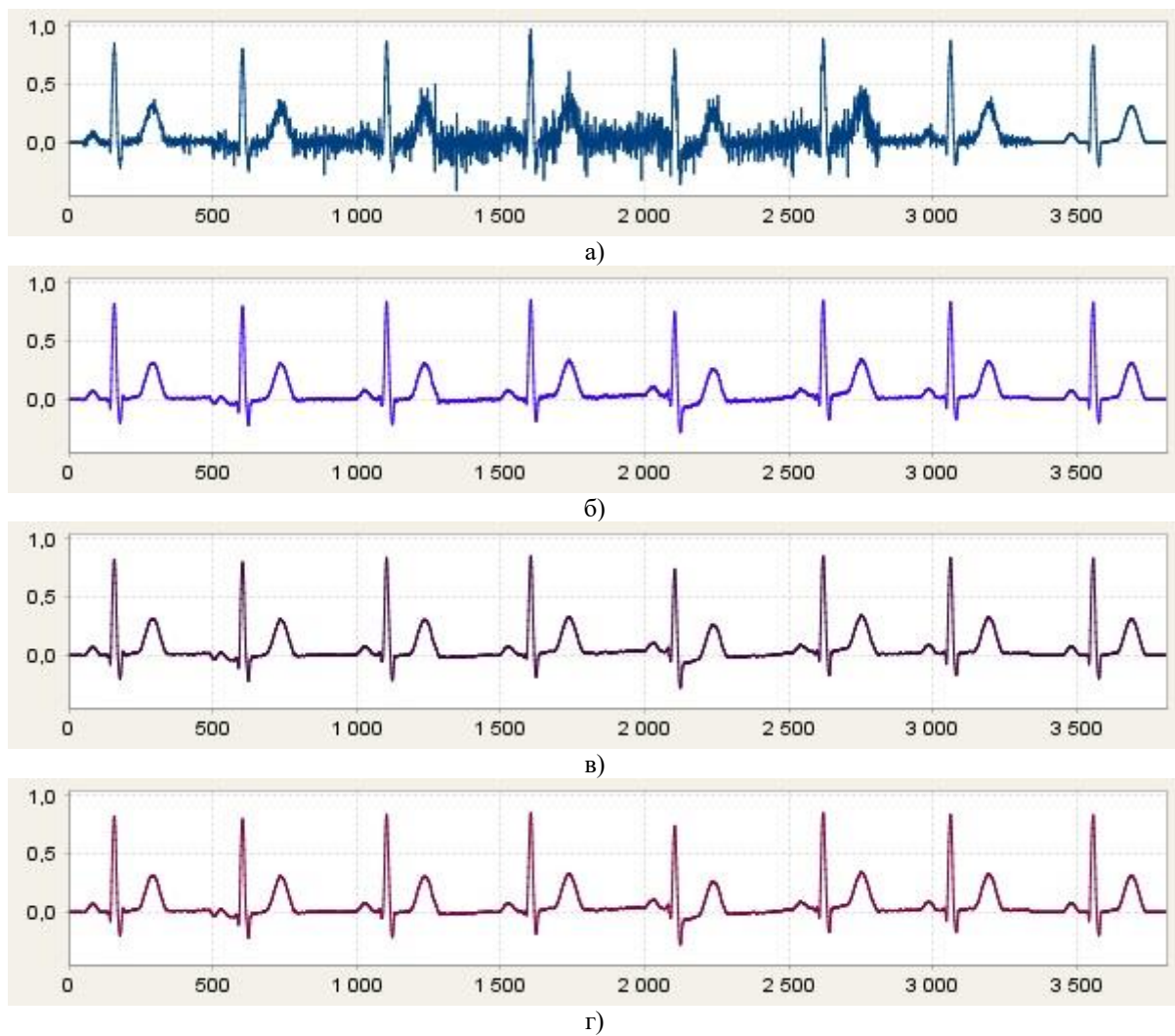


Рис. 3. Фильтрация тестового сигнала ЭКГ с нестационарным ЭМГ шумом: а) входной сигнал; б) сигнал на выходе однопроходного алгоритма $АНЗ_{1P}$; в) сигнал на выходе двухпроходного алгоритма $АНЗ_{2P}$; г) сигнал на выходе алгоритма $АНЗ_{3P}$ с выборочным применением второго и третьего проходов фильтрации

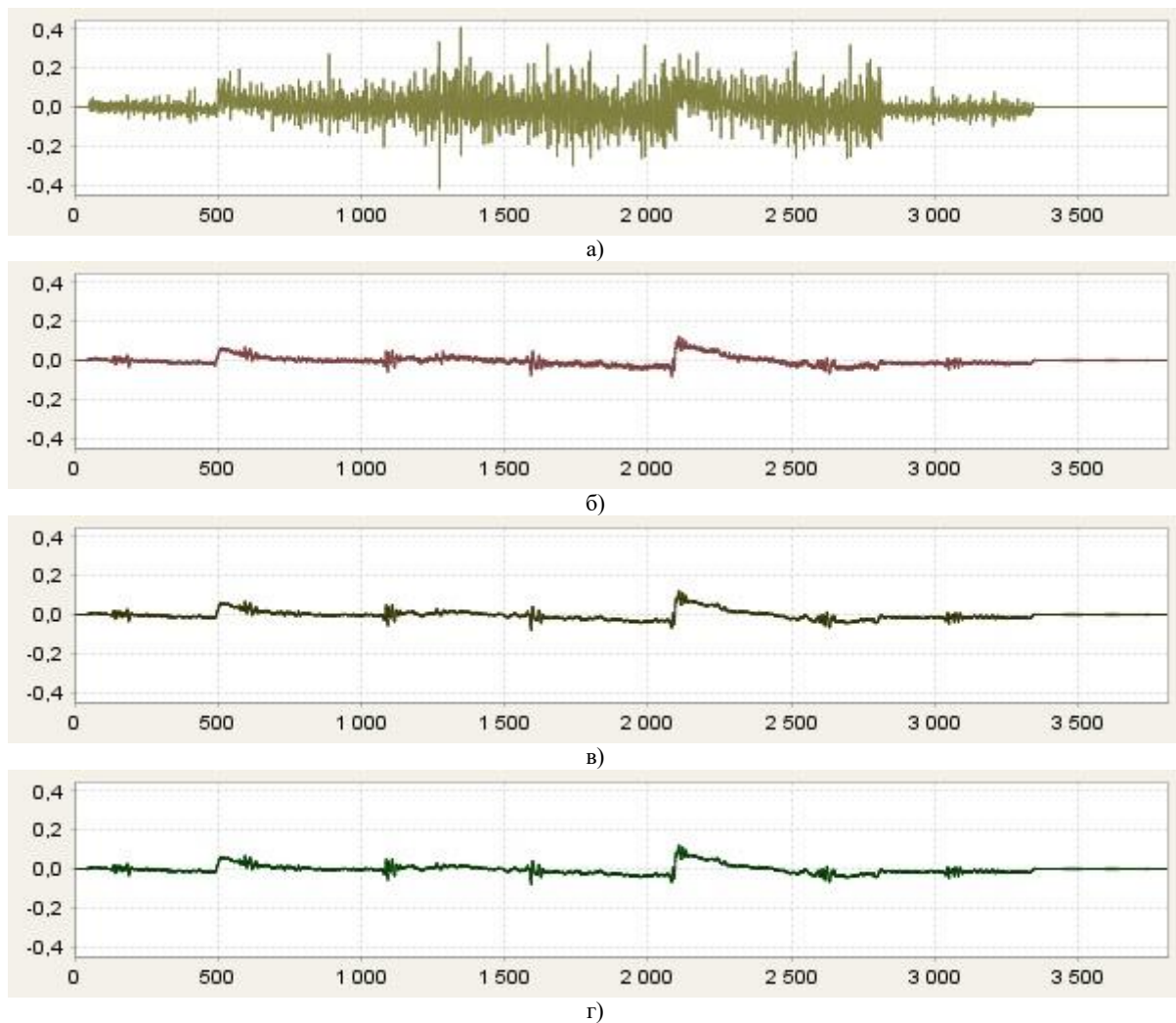


Рис. 4. Остаточный шум на выходах фильтров: а) ЭМГ шум; б) остаточный шум на выходе алгоритма АНЗ1Р; в) остаточный шум на выходе алгоритма АНЗ2Р; г) остаточный шум на выходе алгоритма АНЗР'

Как видим (рис. 5, а-б), сглаженные параметры фильтра Хемпела (1) в основном правильно различают “быстрые” QRS-комплексы и P-, T- зубцы от “медленных” участков сигнала. Условие $r_i^f > th_i^f$ (4) для применения ПШФ и оценки уровня шума в основном выполняется на пологих участках сигнала, иначе применяется СДФ для обработки QRS-комплексов или ПФ для P- и T- зубцов. Дополнительное условие $Z_i \leq t_Z$ уменьшает вероятность неправильного переключения ПШФ при обработке QRS (рис. 5, в). Флаги (3) примерно правильно определяют различные уровни шума (рис. 5, г). О преимущественно правильной работе ПЛА также свидетельствует соответствующее изменение размера окна (рис. 5, д) и переключение наборов фильтров в зависимости от оценок уровней шума и компонентных фильтров (рис. 5, е). При выборочном применении повторной фильтрации второй и третий проходы выполняются при не очень низком и высо-

ком уровнях шума (рис. 5, д). В области QRS-комплексов применяются СДФ – компоненты различных в зависимости от оценок уровней шума наборов фильтров; для обработки P- и T- зубцов при невысоком уровне шума переключаются ПФ, а при высоком – ПШФ - компоненты, которые также применяются на пологих участках сигнала (рис. 5, е).

Предложенные адаптивные алгоритмы протестированы для многих реальных сигналов (выраженных в мВ) с различной морфологией, полярностью, диапазоном изменения амплитуды. Параметры фильтров устанавливаются перед началом обработки и в процессе фильтрации не оптимизируются. Параметры не подбирались под конкретные записи, однако рекомендуется их корректировать для сигналов с другой частотой дискретизации. Пример применения для патологических сигналов при частоте дискретизации 360 Гц также демонстрирует хорошее качество сохранения формы волны и амплитудно-временных параметров (рис. б).

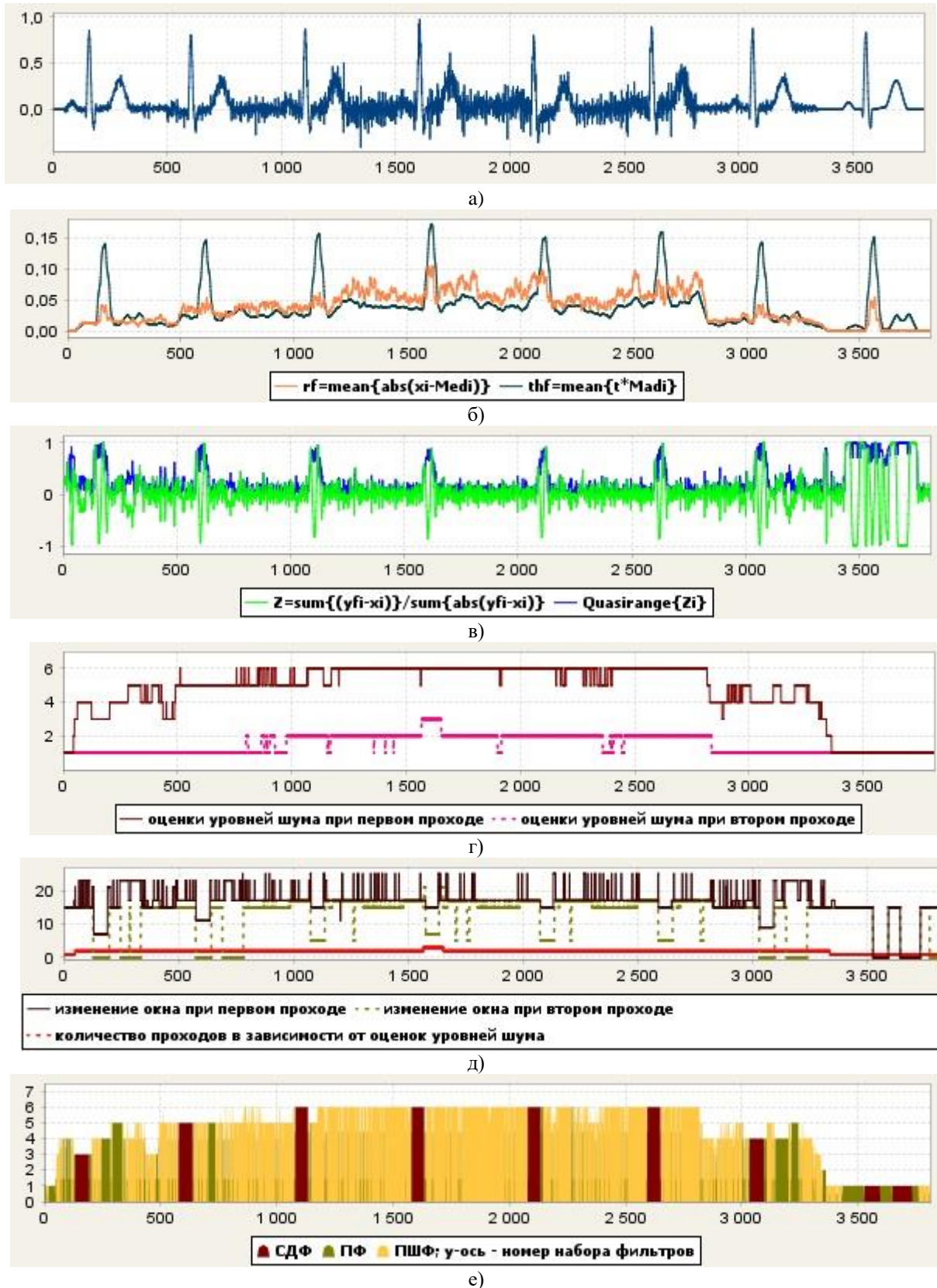


Рис. 5. Иллюстрация локальной адаптации: а) сигнал с нестационарным ЭМГ шумом; б) изменение параметров Хемпела; в) изменением Z-параметра и его квазиранга; г) оценки уровней шума при первом и втором проходах; д) изменения размера окна при первом и втором проходе, количество повторений фильтрации в зависимости от оценок уровней шума; е) переключение компонентных фильтров

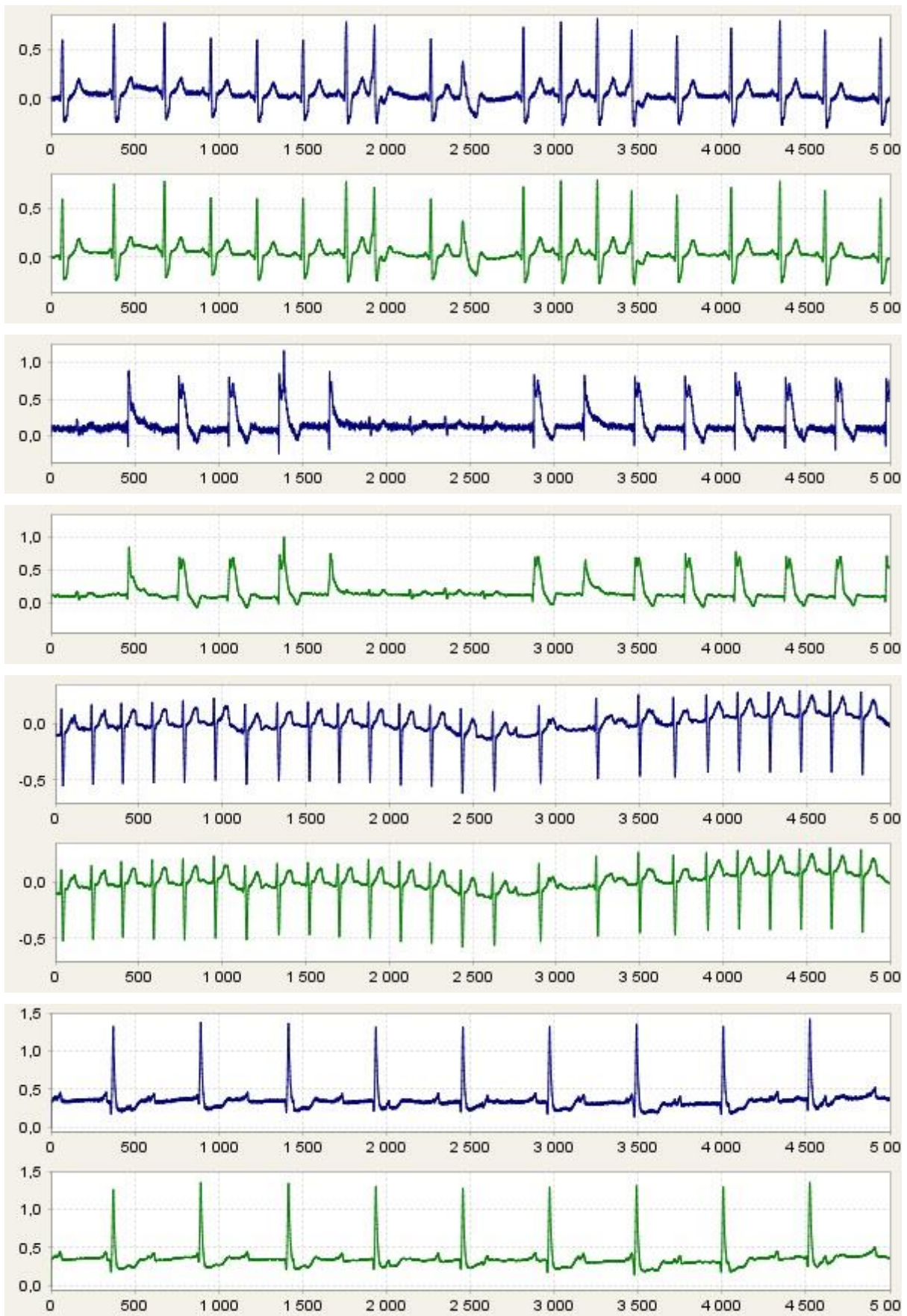


Рис. 6. Примеры фильтрации патологических сигналов ЭКГ при частоте дискретизации 360 Гц: 1, 3, 5, 7-й графики – входные сигналы; 2, 4, 6, 8-й – соответствующие выходные сигналы

Выводы

Предложен локально-адаптивный метод с шумо- и сигнально-зависимым переключением параметров фильтрации для подавления нестационарного шума, присутствующего в длительных сигналах ЭКГ, в реальном времени. На основе данного метода разработаны однопроходной, двухпроходной алгоритмы и алгоритм с выборочным в зависимости от предварительных оценок уровня шума применением повторной фильтрации. В качестве компонентных фильтров метода для адаптивного переключения предложено использовать простые и оптимальные S&G фильтры и фильтр скользящего среднего.

С помощью численного моделирования получены статистические оценки качества фильтрации по критериям СКО и ОСШ для условий воздействия аддитивного гауссова шума с различным уровнем дисперсии. Показана высокая эффективность, как по интегральным, так и по локальным показателям качества. Продемонстрировано отсутствие искажений при обработке QRS-комплекса в отсутствие шума и высокая степень его подавления. Анализ выходных сигналов, графиков изменения параметров локальной адаптации и адаптируемых параметров для сигнала ЭКГ с нестационарным ЭМГ шумом подтверждает высокую эффективность фильтрации. Показаны хорошее сохранение амплитудно-временных параметров и морфологии ЭКГ и лучшая эффективность подавления нестационарного шума в результате повторной фильтрации.

Предложенный локально-адаптивный метод для подавления нестационарного шума в ЭКГ обеспечивает необходимый компромисс противоречивых требований к алгоритмам вторичной обработки по обеспечению высокой степени подавления шума, минимальных динамических ошибок, вносимых при фильтрации, и высокого быстродействия в реальном времени. Данный метод не требует времени для адаптации параметров фильтра и априорной информации о дисперсии шума, и имеет высокое быстродействие. Предложенные алгоритмы успешно протестированы на сигналах ЭКГ в норме и с патологическими изменениями.

Литература

1. *Болезни сердечно-сосудистой системы: Внутренние болезни. Книга 5 [Текст] : пер. с англ. / под ред. Е. Браунвальда, К. Дж. Иссельбахера, Р. Г. Петерсдорфа и др. – М. : Медицина, 1995. – 448 с.*
2. *Дабровски, А. Суточное мониторирование ЭКГ [Текст] : пер. с пол. / А. Дабровски, Б. Дабровски, Р. Пиотрович. – М. : Медпрактика, 2000. – 208 с.*

3. *Martin, T. Issues in wearable computing for medical monitoring applications: a case study of a wearable ECG monitoring device [Text] / T. Martin, E. Jovanov, D. Raskovic // Digest of Papers. Fourth International Symposium on Wearable Computers, Atlanta, GA, USA. – 2000 – P. 43-49. DOI: 10.1109/ISWC.2000.888463.*

4. *De Luca, C. J. Physiology and mathematics of myoelectric signals [Text] / C. J. De Luca // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1979. – V. 26, No. 6. – P. 313-325. DOI: 10.1109/TBME.1979.326534*

5. *Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: Part I: The electrocardiogram and its technology. A scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society endorsed by the International Society for Computerized Electrocardiology [Text] / P. Kligfield, L. S. Gettes, J. J. Bailey, et al. // Journal of American College of Cardiology Foundation. – 2007. – V. 49. – P. 1109-1127. DOI: 10.1016/j.hrthm.2007.01.027.*

6. *Dotsinsky, I. Assessment of metrological characteristics of digital electrocardiographs [Text] / I. Dotsinsky, I. Christov, I. Daskalov // Journal of Clinical Engineering – 1996. – V. 21. – P. 156 - 160.*

7. *Рангайян, Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход [Текст] / Р. М. Рангайян. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2010. – 440 с.*

8. *Willigenburg, N. W. Removing ECG contamination from EMG recordings: A comparison of ICA-based and other filtering procedures [Text] / N. W. Willigenburg, A. Daffertshofer, I. Kingma, J. H. van Dieën // Journal of Electromyography and Kinesiology. – 2012. – V. 22. – P. 485-493. DOI: 10.1016/j.jelekin.2012.01.001.*

9. *Kalra, A. Critical review of electrocardiography measurement systems and technology [Text] / A. Kalra, A. Lowe, A. Al-Jumaily // Measurement Science and Technology. – 2018. – V. 30., No. 1. DOI: 10.1088/1361-6501/aaf2b7.*

10. *Öktem, R. Signal and image denoising in transform domain and wavelet shrinkage: A comparative study [Text] / R. Öktem, L. Yaroslavsky, K. Egiazarian // In Proc. of EUSIPCO'98, 9th European Signal Processing Conference, Rhodes, Greece – 1998. – P. 1-4.*

11. *ECG denoising approach aimed at detail preservation [Text] / H. Öktem, N. Nikolaev, A. Gotchev, K. Egiazarian // Biosignal' 2000: Proc. of the Int. Conference. – 2000. – P. 26-29.*

12. *Nikolaev, N. ECG signal denoising using wavelet domain Wiener filtering [Text] / N. Nikolaev, A. Gotchev // EUSIPCO'2000: Proc. of the European Signal Processing Conference – 2000. – P. 51-54.*

13. *Suppression of electromyogram interference on the electrocardiogram by transform domain denoising [Text] / N. Nikolaev, A. Gotchev, K. Egiazarian, et al. // Medical and Biological Engineering and Computing. –*

2001. – Vol. 39. – P. 649-655. DOI: 10.1007/BF02345437.

14. Gotchev, A. *Spline and Wavelet Based Techniques for Signal and Image Processing [Text]: Thesis for the degree of Doctor of Technology: 5th September, Tampere (Finland) / Gotchev Atanas. – Tampere University of Technology, 2003. – 171 p.*

15. Gotchev, A. *Denoising of electrocardiogram from electromyogram artifacts by combined transform-domain and dynamic approximation method [Text] / A. Gotchev, I. Christov, K. Egiazarian // ICASSP'2002: Proc. of the IEEE Int. Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing. – 2002. – P. 3872-3875.*

16. *Separation of the electromyographic from the electrocardiographic signals and vice versa. A topical review of the Dynamic procedure [Text] / I. Christov, A. Gotchev, G. Bortolan, T. Neycheva, R. Raikova, R. Schmid // Int. J. Bioautomation. – 2020. – V. 24, No. 3. – P. 289-317. DOI: 10.7546/ijba.2020.24.3.000744.*

17. Christov, I. I. *Filtering of electromyogram artifacts from the electrocardiogram [Text] / I. I. Christov, I. K. Daskalov // Medical Engineering and Physics. – 1999. – V. 21. – P. 731-736. DOI: 10.1016/S1350-4533(99)00098-3.*

18. *Noise processing in exercise ECG stress test for the analysis and the clinical characterization of QRS and T wave alternans [Text] / G. Bortolan, I. Christov, I. Simova, I. Dotsinsky // Biomedical Signal Processing and Control. – 2015. – V. 18. – P. 378-385. DOI: 10.1016/J.BSPC.2015.02.003.*

19. *Pseudo real-time low-pass filter in ECG, self-adjustable to the frequency spectra of the waves [Text] / I. Christov, T. Neycheva, R. Schmid, T. Stoyanov, R. Abächerli // Medical and Biological Engineering and Computing. – 2017. – V. 55, No. 9. – P. 1579-1588. DOI: 10.1007/s11517-017-1625-y.*

20. Christov, I. *Fine tuning of the dynamic low-pass filter for electromyographic noise suppression in electrocardiograms [Text] / I. Christov, T. Neycheva, R. Schmid // Computing in Cardiology. – 2017. – V. 44. – P. 1-4. DOI: 10.22489/CINC.2017.088-007.*

21. Christov, I. *Separation of electrocardiographic from electromyographic signals using dynamic filtration [Text] / I. Christov, R. Raikova, S. Angelova // Medical Engineering and Physics. – 2018. – V. 57. – P. 1-10. DOI: 10.1016/j.medengphy.2018.04.007.*

22. Bortolan, G. *Dynamic filtration of high-frequency noise in ECG signal [Text] / G. Bortolan, I. Christov // Computing in Cardiology. – 2014. – V. 41. – P. 1089-1092.*

23. Savitzky, A. *Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures [Text] / A. Savitzky, M. Golay // Analytical Chemistry. – 1964. – V. 36. – P. 1627-1639. DOI: 10.1021/ac60214a047.*

24. Dotsinsky, I. A. *Tremor suppression in ECG [Text] / I. A. Dotsinsky, G. S. Mihov // BioMedical Engineering OnLine. – 2008. – V. 7, No. 29. – P. 1-10. DOI: 10.1186/1475-925X-7-29.*

25. Dotsinsky, I. *Simple approach for tremor suppression in electrocardiograms [Text] / I. Dotsinsky, G. Mihov // Int. J. Bioautomation. – 2010. – V. 14, No. 2. – P. 129-138.*

26. Тулякова, Н. О. *Адаптивный метод с шумо-и сигнально-зависимым переключением фильтров для подавления нестационарного шума в сигнале электрокардиограммы в реальном времени [Текст] / Н. О. Тулякова, А. Н. Трофимчук, А. Е. Стрижак // Радиотехника: Всеукр. межвед. науч.-техн. сб. – X., 2018. – Вып. 194. – С. 79-96.*

27. Тулякова, Н. О. *Адаптивні алгоритми фільтрації електрокардіограми в реальному часі з багаторівневою оцінкою шуму [Текст] / Н. О. Тулякова, О. М. Трофимчук // Радиотехніка: Всеукр. міжвід. наук.-техн. зб. – X., 2020. – Вип. 201. – С. 201-214. DOI: 10.30837/rt.2020.2.201.20.*

28. Kalluri, S. *Adaptive weighted myriad filter algorithms for robust signal processing in α -stable noise environments [Text] / S. Kalluri, G. R. Arce // IEEE Transactions on Signal Processing. – 1998. – V. 46, No. 2. – P. 322-334. DOI: 10.1109/78.655418.*

29. Gonzalez, J. G. *Optimality of the myriad filter in practical impulsive-noise environments [Text] / J. G. Gonzalez, G. R. Arce // IEEE Transactions on Signal Processing. – 2001. – V. 49, No. 2. – P. 438-441. DOI: 10.1109/78.902126.*

30. Gonzalez, J. G. *Statistically-Efficient Filtering in Impulsive Environments: Weighted Myriad Filters [Text] / J. G. Gonzalez, G. R. Arce // EURASIP J. on Applied Signal Processing. – 2002. – V. 1, No. 1. – P. 4-20.*

31. Pander, T. *Impulsive noise filtering in biomedical signals with application of new myriad filter [Text] / T. Pander // Biosignal'2010: Proc. of the Int. Conference. – 2010. – V. 20. – P. 94-101.*

32. Тулякова, Н. О. *Локально-адаптивная мириадная фильтрация сигнала электрокардиограммы [Текст] / Н. О. Тулякова // Радиотехника: Всеукр. межвед. науч.-техн. сб. – X., 2015. – Вып. 180. – С. 152-162.*

33. Тулякова, Н. О. *Алгоритмы фильтрации электрокардиограммы с динамически изменяемым размером окна [Текст] / Н. О. Тулякова, А. Н. Трофимчук, А. Е. Стрижак // Радиоэлектронные и компьютерные системы. – 2016. – No. 2 (76). – С. 4-14.*

34. Тулякова, Н. О. *Адаптивные мириадные фильтры для обработки сигналов электрокардиограммы, регистрируемых с высокой частотой дискретизации [Текст] / Н. О. Тулякова, А. Н. Трофимчук, А. Е. Стрижак // Радиоэлектронные и компьютерные системы. – 2016. – No. 4(78). – С. 97-107.*

35. Tulyakova, N. *Locally-adaptive myriad filters for processing ECG signals in real time [Text] / N. Tulyakova // Int. J. Bioautomation. – 2017. – V. 21, No. 1. – P. 5-18.*

36. Tulyakova, N. *Adaptive algorithms for elimination of electromyographic noise in the electrocardiogram signal [Text] / N. Tulyakova, A. Trofimchuk, A. Strizhak // Telecommunications and Radio Engineer-*

ing. – 2018. – V. 77, No. 6. – P. 549-561. DOI: 10.1615/TelecomRadEng.v77.i6.70.

37. Тулякова, Н. О. Алгоритмы муриадной фильтрации [Текст] / Н. О. Тулякова, А. Н. Трофимчук, А. Е. Стрижак // Радиоэлектронные и компьютерные системы. – 2014. – No. 4(68). – С. 76-83.

38. Locally-adaptive myriad filtration of one-dimensional complex signal [Text] / N. Tulyakova, T. Neycheva, O. Trofymchuk, O. Stryzhak // Int. J. Bioautomation. – 2018. – V. 22, No. 3. – P. 273-294. DOI: 10.7546/IJBA.2018.22.3.275-296.

39. Тулякова, Н. О. Модифицированные локально-адаптивные муриадные фильтры [Текст] / Н. О. Тулякова, А. Н. Трофимчук, А. Е. Стрижак // Радиотехника: Всеукр. межвед. науч.-техн. сб. – X., 2019. – Вып. 196. – С. 77-88. DOI: 10.30837/rt.2019.1.196.10.

40. Davies, L. The identification of multiple outliers [Text] / L. Davies, U. Gather // J. American Statistical Association. – 1993. – No. 88. – P. 782–801. DOI: 10.1080/01621459.1993.10476339.

41. The class of generalized Hampel filters [Text] / R. K. Pearson, Y. Neuvo, J. Astola, M. Gabbouj // EUSIPCO'2015: Proc. of the 23rd European Signal Processing Conference, Nice. – 2015. – P. 2501-2505. DOI: 10.1109/EUSIPCO.2015.7362835.

42. Astola, J. Fundamentals of Nonlinear Digital Filtering [Text] / J. Astola, P. Kuosmanen. – USA : CRC Press LLC, 1997. – 276 p.

43. Pitas, I. Nonlinear digital filters: principles and application [Text] / I. Pitas, A. N. Venetsanopoulos. – USA : Kluwer Academic Publisher, 1990. – 324 p. DOI: 10.1007/978-1-4757-6017-0

44. Local activity indicators: analysis and application to hard-switching adaptive filtering of images [Text] / V. P. Melnik, V. V. Lukin, A. A. Zelensky, J. T. Astola, P. Kuosmanen // J. Optical Engineering. – 2001. – V. 40, No. 8. – P. 1441-1455. DOI: 10.1117/1.1385815.

45. Лукин, В. В. Анализ поведения показателей локальной активности для нелинейных адаптивных фильтров [Текст] / В. В. Лукин // Радиофизика и электроника : сб. научн. тр. НАН Украины. Ин-т радиофизики и электроники им. А. Я. Усикова. – X., 1998. – Вып.3., No. 2. – С. 80-89.

46. Лукин, В. В. Цели, методы и алгоритмы локально-адаптивной устойчивой фильтрации радиолокационных изображений [Текст] / В. В. Лукин // Космическая наука и технология. – K., 1998. – Т. 2, No. 3. – С. 39-50. DOI: 10.15407/KNIT1998.02.039.

47. Adaptive method for 1-D signal processing based on nonlinear filter bank and Z-parameter [Text] / V. V. Lukin, A. A. Zelensky, N. O. Tulyakova, V. P. Melnik // NSIP'99: Proc. of the IEEE/EURASIP Workshop on Nonlinear Signal and Image Processing. – 1999. – V. 1. – P. 287-291.

48. Лукин, В. В. Анализ свойств алгоритмов нелинейной фильтрации одномерных информационных сигналов [Текст] / В. В. Лукин, Н. О. Тулякова, М. О. Дорожук // Авиационно-космическая техника и тех-

нология : сб. науч. тр. Нац. аэрокосм. ун-та им. Н. Е. Жуковского "ХАИ". – 1999. – Вып. 12. – С. 109-113.

49. Zywiets, Chr. CTS-ECG Test Atlas [Text] / Chr. Zywiets // Center for Computer Electrocardiography. Biosignal Processing. Medical School. European conformance testing services for computerized electrocardiography. Hannover, Germany – 1999.

References

1. Bolezni serdechno-sosudistoi sistemy: Vnutrennie bolezni. Kniga 5. [Diseases of the cardiovascular system: Internal diseases. Book 5]. Editors: E. Braunwald, K. J. Isselbacher, R. Q. Petersdorf, et al. Moscow, Meditsina Publ., 1995. 448 p.

2. Dabrowski, A., Dabrowski, B., Piotrovich R. Sutochnoe monitorirovanie EKG [Holter ECG monitoring]. Moscow, Medpraktika Publ., 2000. 208 p.

3. Martin, T., Jovanov, E., Raskovic, D. Issues in wearable computing for medical monitoring applications: a case study of a wearable ECG monitoring device. Digest of Papers. Fourth International Symposium on Wearable Computers, Atlanta, GA, USA, 2000, pp. 43-49. DOI: 10.1109/ISWC.2000.888463.

4. De Luca, C. J. Physiology and mathematics of myoelectric signals. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1979, vol. 26, no. 6, pp. 313-325. DOI: 10.1109/TBME.1979.326534.

5. Kligfield, P., Gettes, L. S., Bailey, J. J., et al. Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: Part I: The electrocardiogram and its technology. A scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society endorsed by the International Society for Computerized Electrocardiology. Journal of American College of Cardiology Foundation, 2007, vol. 49, pp. 1109-1127. DOI: 10.1016/j.hrthm.2007.01.027

6. Dotsinsky, I., Christov, I., Daskalov, I. Assessment of metrological characteristics of digital electrocardiographs. Journal of Clinical Engineering, 1996, vol. 21, pp. 156-160.

7. Rangayyan, R. M. Analiz biomeditsinskikh signalov. Prakticheskiy podkhod [Biomedical signal analysis. A case-Study Approach]. Moscow, FIZMATLIT Publ., 2010. 440 p.

8. Willigenburg, N. W., Daffertshofer, A., Kingma, I., van Dieën, J. H. Removing ECG contamination from EMG recordings: A comparison of ICA-based and other filtering procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2012, vol. 22, pp. 485-493. DOI: 10.1016/j.jelekin.2012.01.001.

9. Kalra, A., Lowe, A., Al-Jumaily, A. Critical review of electrocardiography measurement systems and technology. Measurement Science and Technology, 2018, vol. 30, no. 1. DOI: 10.1088/1361-6501/aaf2b7.

10. Öktem, R., Yaroslavsky, L., Egiazarian, K. Signal and image denoising in transform domain and wavelet shrinkage: A comparative study. *In Proc. of EUSIPCO'98, 9th European Signal Processing Conference*, Rhodes, Greece, 1998, pp. 1-4.
11. Öktem, H., Nikolaev, N., Gotchev, A., Egiazarian, K. ECG denoising approach aimed at detail preservation. *Biosignal'2000: Proc. of the Int. Conference*, 2000, pp. 26-29.
12. Nikolaev, N., Gotchev, A., ECG signal denoising using wavelet domain Wiener filtering. *EUSIPCO'2000: Proc. of the European Signal Processing Conference*, 2000, pp. 51-54.
13. Nikolaev, N., Gotchev, A., Egiazarian, K., et al. Suppression of electromyogram interference on the electrocardiogram by transform domain denoising. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2001, vol. 39, pp. 649-655. DOI: 10.1007/BF02345437.
14. Gotchev, A. *Spline and Wavelet Based Techniques for Signal and Image Processing*: Thesis for the degree of Doctor of Technology: 5th September, Tampere (Finland). Tampere University of Technology, 2003. 171 p.
15. Gotchev, A., Christov, I., Egiazarian, K. Denoising of electrocardiogram from electromyogram artifacts by combined transform-domain and dynamic approximation method. *ICASSP'2002: Proc. of the IEEE Int. Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*, 2002, pp. 3872-3875.
16. Christov, I., Gotchev, A., Bortolan, G., Neycheva, T., Raikova, R., Schmid, R. Separation of the electromyographic from the electrocardiographic signals and vice versa. A topical review of the Dynamic procedure. *Int. J. Bioaotomation*, 2020, vol. 24, no. 3, pp. 289-317. DOI: 10.7546/ijba.2020.24.3.000744.
17. Christov, I. I., Daskalov, I. K. Filtering of electromyogram artifacts from the electrocardiogram. *Medical Engineering and Physics*, 1999, vol. 21, pp. 731-736. DOI: 10.1016/S1350-4533(99)00098-3.
18. Bortolan, G., Christov, I., Simova, I., Dotsinsky, I. Noise processing in exercise ECG stress test for the analysis and the clinical characterization of QRS and T wave alternans. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2015, vol. 18, pp. 378-385. DOI: 10.1016/J.BSPC.2015.02.003.
19. Christov, I., Neycheva, T., Schmid, R., Stoyanov, T., Abächerli, R. Pseudo real-time low-pass filter in ECG, self-adjustable to the frequency spectra of the waves. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2017, vol. 55, no. 9, pp. 1579-1588. DOI: 10.1007/s11517-017-1625-y.
20. Christov, I., Neycheva, T., Schmid, R. Fine tuning of the dynamic low-pass filter for electromyographic noise suppression in electrocardiograms. *Computing in Cardiology*, 2017, vol. 44, pp. 1-4. DOI: 10.22489/CINC.2017.088-007.
21. Christov, I., Raikova, R., Angelova, S. Separation of electrocardiographic from electromyographic signals using dynamic filtration. *Medical Engineering and Physics*, 2018, vol. 57, pp. 1-10. DOI: 10.1016/j.medengphy.2018.04.007.
22. Bortolan, G., Christov, I. Dynamic filtration of high-frequency noise in ECG signal. *Computing in Cardiology*, 2014, vol. 41, pp. 1089-1092.
23. Savitzky, A., Golay, M. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedure. *Analytical Chemistry*, 1964, vol. 36, pp. 1627-1639. DOI: 10.1021/ac60214a047.
24. Dotsinsky, I. A., Mihov, G. S. Tremor suppression in ECG. *BioMedical Engineering OnLine*, 2008, vol. 7, no. 29, pp. 1-10. DOI: 10.1186/1475-925X-7-29.
25. Dotsinsky, I. A., Mihov, G. S. Simple approach for tremor suppression in electrocardiograms. *Int. J. Bioaotomation*, 2010, vol. 14, no. 2, pp. 129-138.
26. Tulyakova, N. O., Trofimchuk, A. N., Strizhak, A. E. Adaptivnyi metod s shumovim i signal'no-zavisimym pereklyucheniem fil'trov dlya podavleniya nestatsionarnogo shumy v signale elektrokardiogrammy v real'nom vremeni [Adaptive method with noise- and signal-dependent switching of filters for suppression of non-stationary noise in an electrocardiogram signal in real time]. *Radiotekhnika: All-Ukr. Sci. Interdep. Mag*, Kharkiv, 2018, no. 194, pp. 79-96.
27. Tulyakova, N. O., Trofymchuk, O. M. Adaptivni alhorytmy fil'tratsiyi elektrokardiohramy v real'nomu chasi z bahatorivnevoyu otsinkoyu shumy [Adaptive algorithms for real-time filtering of electrocardiogram with multilevel noise estimation]. *Radiotekhnika: All-Ukr. Sci. Interdep. Mag*, Kharkiv, 2020, no. 201, pp. 201-214. DOI: 10.30837/rt.2020.2.201.20.
28. Kalluri, S., Arce, G. R. Adaptive weighted myriad filter algorithms for robust signal processing in α -stable noise environments. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 1998, vol. 46, no. 2, pp. 322-334. DOI: 10.1109/78.655418.
29. Gonzalez, J. G., Arce, G. R. Optimality of the myriad filter in practical impulsive-noise environment. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 2001, vol. 49, no. 2, pp. 438-441. DOI: 10.1109/78.902126.
30. Gonzalez, J. G., Arce, G. R. Statistically-Efficient Filtering in Impulsive Environments: Weighted Myriad Filters. *EURASIP J. on Applied Signal Processing*, 2002, vol. 1, no. 1, pp. 4-20.
31. Pander, T. Impulsive noise filtering in biomedical signals with application of new myriad filter. *Biosignal'2010: Proc. of the Int. Conference*, 2010, vol. 20, pp. 94-101.
32. Tulyakova, N. O. Lokal'no-adaptivnaya miriadnaya fil'tratsiya signala elektrokardiogrammy [Locally-adaptive myriad filtering of electrocardiogram signal]. *Radiotekhnika: All-Ukr. Sci. Interdep. Mag*, Kharkiv, 2015, no. 180, pp. 152-162.
33. Tulyakova, N. O., Trofimchuk, A. N., Strizhak, A. E. Algoritmy fil'tratsii elektrokardiogrammy s dinamicheski izmenyaemym razmerom okna [Algorithms of ECG filtering with dynamically variable window size]. *Radioelektronni i komp'uterni sistemi – Radioelectronic and computer systems*, 2016, no. 2 (76), pp. 4-14.

34. Tulyakova, N. O., Trofimchuk, A. N., Strizhak, A. E. Adaptivnye miriadnye fil'try dlya obrabotki signalov elektrokardiogrammy, registrirovemykh s vysokoi chastotoi diskretizatsii [Adaptive myriad filters for processing signals of electrocardiogram registered with high sampling frequency]. *Radioelektronni i komp'uterni sistemi – Radioelectronic and computer systems*, 2016, no. 4 (78), pp. 97-107.
35. Tulyakova, N. Locally-adaptive myriad filters for processing ECG signals in real time. *Int. J. Bioautomation*, 2017, vol. 21, no. 1, pp. 5-18.
36. Tulyakova, N., Trofimchuk, A., Strizhak, A. Adaptive algorithms for elimination of electromyographic noise in the electrocardiogram signal. *Telecommunications and Radio Engineering*, 2018, vol. 77, no. 6, pp. 549-561. DOI: 10.1615/TelecomRadEng.v77.i6.70.
37. Tulyakova, N. O., Trofimchuk, A. N., Strizhak, A. E. Algoritmy miriadnoy fil'tratsii [Algorithms of myriad filtering]. *Radioelektronni i komp'uterni sistemi – Radioelectronic and computer systems*, 2014, no. 4(68), pp. 76-83.
38. Tulyakova, N., Neycheva, T., Trofymchuk, O., Stryzhak, O. Locally-adaptive myriad filtration of one-dimensional complex signal. *Int. J. Bioautomation*, 2018, vol. 22, no. 3, pp. 273-294. DOI: 10.7546/IJBA.2018.22.3.275-296.
39. Tulyakova, N. O., Trofimchuk, A. N., Strizhak, A. E. Modifitsirovannye lokal'no-adaptivnye miriadnye fil'try [Modified locally-adaptive myriad filters]. *Radio-tehnika: All-Ukr. Sci. Interdep. Mag*, Kharkiv, 2019, no. 196, pp. 77-88. DOI: 10.30837/rt.2019.1.196.10.
40. Davies, L., Gather, U. The identification of multiple outliers. *J. American Statistical Association*, 1993, no. 88, pp. 782-801. doi: 10.1080/01621459.1993.10476339
41. Pearson, R. K., Neuvo, Y., Astola, J., Gabbouj, M. The class of generalized Hampel filters. *EUSIPCO'2015: Proc. of the 23rd European Signal Processing Conference*, Nice, 2015, pp. 2501-2505. DOI: 10.1109/EUSIPCO.2015.7362835.
42. Astola, J. *Fundamentals of Nonlinear Digital Filtering*. USA, CRC Press LLC Publ., 1997. 276 p.
43. Pitas, I., Venetsanopoulos, A. N. *Nonlinear digital filters: principles and application*. USA: Kluwer Academic Publisher, 1990. 324 p. DOI: 10.1007/978-1-4757-6017-0.
44. Melnik, V. P., Lukin, V. V., Zelensky, A. A., Astola, J. T., Kuosmanen, P. Local activity indicators: analysis and application to hard-switching adaptive filtering of images. *J. Optical Engineering*, 2001, vol. 40, no. 8, pp. 1441-1455. DOI: 10.1117/1.1385815.
45. Lukin, V. V. Analiz povedeniya pokazatelei lokal'noi aktivnosti dlya nelineinykh adaptivnykh fil'trov [Analysis of local activity indicator behaviour for nonlinear adaptive filters]. *Radiofizika i elektronika : sb. nauchn. tr. NAN Ukrainy. In-t radiofiziki i elektroniki im. A. Ya. Usikova*, 1998, vol. 3, no. 2, pp. 80-89.
46. Lukin, V. V. Tseli, metody i algoritmy lokal'no-adaptivnoi ustoichivoi fil'tratsii radiolokatsionnykh izobrazhenii [Goals, methods, and algorithms of locally-adaptive robust filtering of radar images]. *Kosmicheskaya nauka i tekhnologiya – Space science and technology*, 1998, vol. 2, no. 3, pp. 39-50.
47. Lukin, V. V., Zelensky, A. A., Tulyakova, N. O., Melnik, V. P. Adaptive method for 1-D signal processing based on nonlinear filter bank and Z-parameter. *NSIP'99: Proc. of the IEEE/EURASIP Workshop on Nonlinear Signal and Image Processing*, 1999, vol. 1, pp. 287-291.
48. Lukin, V. V., Tulyakova, N. O., Doroshchuk, M. O. Analiz svoistv algoritmov nelineinoi fil'tratsii odnomernykh informatsionnykh signalov [Property analysis of algorithms of nonlinear filtering of one-dimensional information signals]. *Aviacijno-kosmichna tehnika i tehnologiya – Aerospace technic and technology*, 1999, vol. 12, pp. 109-113.
49. Zywiets, Chr. CTS-ECG Test Atlas. *Center for Computer Electrocardiography. Biosignal Processing. Medical School. European conformance testing services for computerized electrocardiography*. Hannover, Germany, 1999.

Поступила в редакцію 28.08.2020, рассмотрена на редколлегии 16.11.2020

ЛОКАЛЬНО-АДАПТИВНА ФІЛЬТРАЦІЯ НЕСТАЦІОНАРНОГО ШУМУ В ТРИВАЛИХ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛАХ

Н. О. Тулякова, О. М. Трофимчук

Предметом дослідження в статті є методи локально-адаптивної фільтрації нестационарного (з точки зору дисперсії) шуму в тривалих сигналах електрокардіограми (ЕКГ). **Метою** є розробка локально-адаптивних алгоритмів фільтрації шуму з різним априорно невідомим рівнем дисперсії в реальному часі для сигналів ЕКГ, що реєструються зі стандартною частотою дискретизації 500 Гц. **Завдання:** дослідити ефективність розроблених адаптивних алгоритмів фільтрації ЕКГ на основі численних статистичних оцінок якості обробки в широкому діапазоні зміни дисперсії адитивного гаусова шуму, дослідити придушення реального нестационарного електроміографічного (ЕМГ) шуму, проаналізувати застосування до нормальних та патологічних сигналів ЕКГ. **Методи:** інтегральні та локальні показники якості фільтрів за критеріями середньоквадратичної помилки та відношення сигнал-шум отримані за допомогою численного моделювання (метод Монте-Карло). Отримані такі **результати:** запропоновано адаптивний метод придушення нестационарного шуму в ЕКГ у реальному часі, на його основі розроблені однопрохідний, двопрохідний алгоритми та алгоритм з вибірково залежно від попередніх оцінок рівнів шуму застосуванням повторної фільтрації. Статистичні

оцінки ефективності й аналіз вихідних сигналів фільтрів показали високий ступінь придушення шуму з різним рівнем дисперсії в ЕКГ. Продемонстровано відсутність викривлень при обробці QRS-комплексу, висока ефективність придушення гаусова та реального ЕМГ шуму зі змінним рівнем дисперсії. Аналіз вихідних сигналів, графіків зміни параметрів локальної адаптації та параметрів, що адаптуються, запропонованих алгоритмів підтвердив високу ефективність фільтрації. Розроблені алгоритми успішно протестовані на сигналах ЕКГ у нормі та з патологічними змінами. **Висновки:** наукова новизна отриманих результатів полягає в розробці локально-адаптивного методу з шумо- та сигнально-залежним перемиканням параметрів фільтрації для придушення нестационарного шуму в ЕКГ у реальному часі й адаптивних алгоритмів на основі цього методу. Зазначений метод не потребує часу для адаптації параметрів фільтра й апріорної інформації про дисперсію шуму, має високу швидкість у режимі реального часу.

Ключові слова: адаптивна фільтрація сигналу електрокардіограми в реальному часі; нестационарний електроміографічний шум; статистичні оцінки ефективності.

LOCALLY ADAPTIVE FILTERING OF NON-STATIONARY NOISE IN LONG-TERM ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNALS

N. Tulyakova, O. Trofymchuk

The research **subject** of the article is the methods of locally adaptive filtering of non-stationary (from the point of view of its variance) noise in long-term electrocardiogram (ECG) signals. The **goal** is to develop locally adaptive algorithms for filtering noise with different a priori unknown levels of variance in real-time for ECG signals recorded with a standard sampling rate of 500 Hz. The **tasks** to be solved are: to investigate the effectiveness of the developed adaptive ECG filtering algorithms using numerical statistical estimates of processing quality in a wide range of additive Gaussian noise variance variation, to investigate the suppression of real non-stationary electromyographic (EMG) noise, and to analyze the application for normal and pathological ECG signals. The **methods** are integral and local indicators of the filter quality according to the criteria of the mean square error and the signal-to-noise ratio was obtained using numerical simulation (via Monte Carlo analysis). The following **results** were obtained: an adaptive method for real-time suppression of non-stationary noise in the ECG is proposed, the one-pass and the two-pass algorithms, and the algorithm with selective depending on the preliminary estimates of noise levels re-filtering have been developed on the method basis. Statistical estimates of the filters' efficiency and analysis of their outputs show a high degree of suppression of the noise with different levels of variance in the ECGs. The distortions absence while processing QRS-complex and high efficiency of suppression of Gaussian and real EMG noise with varying variance are demonstrated. The analysis of the output signals and plots of the local adaptation parameters and the adaptable parameters of the proposed algorithms confirms the high efficiency of filtering. The developed algorithms have been successfully tested for normal and pathological ECG signals. **Conclusions.** The scientific novelty of the results is the development of a locally adaptive method with noise and signal-dependent filter parameters switching and of the adaptive algorithms based on this method for non-stationary noise reduction in the ECG in real-time. This method does not require time for filter parameters adaptation and a priori information about the noise variance, and it has a high-speed performance in real-time mode.

Keywords: real-time adaptive filtering of the electrocardiogram signal; non-stationary electromyographic noise; statistical estimates of efficiency.

Тулякова Наталя Олегівна – канд. техн. наук, науч. сотр. отдела ядерно-физических исследований, Институт прикладной физики НАНУ, Сумы, Украина.

Трофимчук Александр Николаевич – д-р техн. наук, проф., член-кор. НАНУ, директор института телекоммуникаций и глобального информационного пространства НАНУ, Киев, Украина.

Nataliya Tulyakova – Candidate of Technical Science, research assistant of the Department of nuclear and physical research, Institute of Applied Physics, NAS of Ukraine, Sumy, Ukraine,
e-mail: natashatu@ukr.net, ORCID: 0000-0002-9158-8967, Scopus Author ID: 19934331400.

Oleksandr Trofymchuk – Doctor of Technical Science, Professor, Corresponding Member of the National Academy of Sciences (NAS) of Ukraine Director of the Institute of Telecommunications and Global Information Space, NAS of Ukraine, Kyiv, Ukraine,
e-mail: itelua@kv.ukrtel.net, ORCID: 0000-0003-3358-6274, Scopus Author ID: 56110310300.