

УДК 621.372; 616.12-073.7

Н. О. ТУЛЯКОВА¹, А. Н. ТРОФИМЧУК², А. Е. СТРИЖАК²

¹ *Институт прикладной физики НАНУ, Украина*

² *Институт телекоммуникаций и глобального информационного пространства НАНУ, Украина*

АЛГОРИТМЫ ФИЛЬТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ С ДИНАМИЧЕСКИ ИЗМЕНЯЕМЫМ РАЗМЕРОМ ОКНА

Рассмотрены аппроксимирующие и нелинейные локально-адаптивные фильтры с динамически изменяемым размером скользящего окна, имеющие простые реализации, для обработки сигналов ЭКГ, регистрируемых с частотой дискретизации 400 Гц. Получены статистические оценки качества фильтров по критериям среднеквадратической ошибки и отношения сигнал-шум. Показана высокая эффективность исследованных алгоритмов как при низком уровне шума, так и при его сильном влиянии. Проанализированы параметры адаптации, зависящие от сигнала и уровня шума, и соответствующие графики изменения размера окна для обработки входного сигнала. Для сигналов ЭКГ при различном уровне шума приведены выходные сигналы адаптивных фильтров. Даны рекомендации по их применению. Отмечены преимущества использованных параметров адаптации.

Ключевые слова: динамические аппроксимирующие алгоритмы, нелинейные локально-адаптивные фильтры, электрокардиограмма, электромиографический шум, оценки эффективности.

Введение

Происхождение шума в биомедицинских сигналах может быть связано с используемой аппаратурой (электронными шумами), условиями эксперимента (внешними электромагнитными полями) и внутренними физиологическими процессами, вызывающими электрические потенциалы, влияющие на исследуемый сигнал. Для съема биомедицинских сигналов используются усилители постоянного тока с высоким входным импедансом и уровнем подавления помех, малошумящие источники питания и другие электронные элементы. Электромагнитные волны естественного происхождения и излучаемые радио и телевизионными станциями, электронными и компьютерными системами, переменным током сети питания в большинстве случаев являются синфазными для усилителя биопотенциалов и хорошо подавляются. Уменьшению влияния внешних электромагнитных помех на кабели, устройства и их соединения способствует использование цифровых систем передачи сигналов, заземление и экранирование. Однако и в современной аппаратуре, в особенности в портативных устройствах остается проблемой устранение шума, в частности сетевой наводки. В биомедицинских системах наиболее сложными являются физиологические помехи, так как в смеси с исследуемым сигналом они представляют разностный сигнал для усилителя и не могут быть устранены на первичном этапе обработки. Примером физиологической помехи служит электромио-

графический (ЭМГ) шум, возникающий при сокращении или напряженности мышечных волокон. Присутствие ЭМГ шума вызывает значительные трудности автоматического анализа электрокардиографических сигналов (ЭКС) и даже их визуальную интерпретацию. Данная помеха имеет широкий случайный спектр частот, пересекающийся со спектром полезного сигнала, и не устраняется аналоговыми фильтрами без существенных искажений его высокочастотных компонент.

Многообразие алгоритмов цифровой фильтрации, предложенных для вторичной обработки биомедицинских сигналов, обусловлено особой важностью задачи максимального устранения помех при сохранении качества сигнала. Без фильтрации помех невозможны точное измерение информативных параметров сигнала и дальнейшая его обработка с целью распознавания и классификации. Для медицинских автоматизированных систем на данном этапе закладываются основы принятия достоверных диагностических решений.

Для фильтрации шума в ЭКС стандартным считается применение фильтров низких частот с минимальной частотой среза 35 Гц, которые существенно сглаживают зубцы QRS. Высокой эффективностью подавления шума в ЭКС характеризуются алгоритмы на основе дискретных косинусных и вейвлетных преобразований, требующие сложных вычислений [1, 2]. Предложены [3, 4] простые аппроксимирующие алгоритмы подавления шума в ЭКС с сигнально-зависимым изменением размера

окна и вычислением весовых коэффициентов по оптимальному алгоритму Савицкого-Голея. Данными фильтрами хорошо подавляется шум, однако незначительно расширяется форма зубцов ЭКС [2]. Для фильтрации нестационарного шума в реальном времени разработаны [5] локально-адаптивные алгоритмы на основе нелинейных гибридных фильтров с экстраполирующими субапертурами с конечной импульсной характеристикой (КИХ), использующие простые линейные операции над частями множества данных и нелинейные оценки медианы и α -урезанного среднего [6], благодаря чему достигается высокая степень подавления шума, описываемого плотностью распределения вероятностей (ПРВ) с гауссовыми и более "тяжелыми" хвостами, устойчивость к выбросам (робастность) и высокое быстродействие. Высокую эффективность подавления ЭМГ шума, описываемого ПРВ с "тяжелыми" хвостами, и гауссовых помех в ЭКС демонстрируют адаптивные алгоритмы мириадной фильтрации [7]. Несмотря на то, что для нахождения мириады выборки используется поиск минимума функции стоимости [8], более сложный в сравнении с аппроксимацией, при небольших окнах разница в быстродействии практически не заметна, тогда как адаптивными мириадными фильтрами обеспечивается более высокое качество подавления шума, для них возможно применение в реальном времени [7].

Во многих практических ситуациях, в частности при длительном мониторинге ЭКС, существуют ограничения по вычислительной сложности алгоритма обработки, приоритетными оказываются требования к быстродействию и применимости в реальном времени. К таким алгоритмам обработки относятся адаптивные фильтры [3, 4, 5, 7], в которых, в зависимости от динамики сигнала и уровня шума, изменяется размер скользящего окна, благодаря чему достигается высокая степень подавления помех и сохранение информационной компоненты сигнала. Таким образом, актуальной задачей является исследование эффективности данных адаптивных алгоритмов для успешного их применения в автоматизированных системах длительного анализа ЭКС и с целью подавления нестационарного шума, возникающего во время физической активности пациента.

1. Динамические аппроксимирующие алгоритмы

Принцип динамических алгоритмов [3, 4] заключается в применении процедуры Савицкого-Голея (S&G) на интервале аппроксимации, длина которого адаптивно изменяется. Оптимальный алгоритм S&G описывается выражением

$$y(i) = \sum_{j=-n+n} c_j x(i+j) / K, \quad (1)$$

где $y(i)$ – i -й отсчет выходного сигнала;

n – длина сегментов интервала аппроксимации для окна размером $2n+1$;

$c_j = 3n^2 + 3n - 1 - 5j^2$ – весовые коэффициенты;

$x(i+j)$ – входной дискретный сигнал;

$K = (2n+1)(4n^2 + 4n - 3) / 3$ – коэффициент нормализации.

При $n=7$ алгоритм S&G является фильтром низких частот с рекомендуемой для фильтрации ЭКС частотой среза 35 Гц. При $n>7$ возрастает степень подавления шума, и увеличиваются динамические ошибки (искажения), вносимые фильтром в QRS комплекс. Уменьшение интервала аппроксимации ($n<7$) приводит к лучшему сохранению параметров высокочастотных зубцов ЭКС, однако такого размера окна недостаточно для подавления шума.

В динамическом аппроксимирующем алгоритме [3] (обозначим как A1) оценки крутизны сигнала получаются по формуле

$$W(i) = -\text{abs}([x(i) - x(i-4)][x(i) - x(i+4)]). \quad (2)$$

где $W(i)$ – "wings" (W)-функция;

$x(i)$ – входной сигнал.

Длина сегментов интервала аппроксимации для текущего i -го положения окна определяется как

$$n(i) = n_{\min} + (n_{\max} - n_{\min}) \frac{(W(i) - W_{\min})}{(W_{\max} - W_{\min})}, \quad (3)$$

где n_{\min} , n_{\max} – минимальная и максимальная длина сегментов интервала аппроксимации; для ЭКС, регистрируемого с частотой дискретизации 400 Гц, рекомендуются $n_{\min}=1$, $n_{\max}=15$ [3];

$W(i)$ – "wings" функция, сглаженная линейным фильтром;

W_{\max} , W_{\min} – максимальное и минимальное значения W-функции для реализации сигнала.

Динамический аппроксимирующий алгоритм A1 реализуется в несколько проходов: вычисляется $W(i)$ -функция для реализации ЭКС, значения $W(i)$ сглаживаются линейным фильтром и определяются W_{\max} , W_{\min} , выполняется аппроксимация по алгоритму S&G с динамически изменяющимся по формуле (3) размером окна.

Основная идея динамического аппроксимирующего алгоритма [4] (обозначим как A2) заключается в адаптивном, в зависимости от уровня шума, изменении длины сегментов интервала аппроксимации в пределах от $n_{\min}=6$ до $n_{\min}=2$ для фильтрации высокочастотного QRS комплекса. Вне участка QRS обработка сигнала ведется при максимальном значении параметра $n_{\max}=15$. Выбор параметра n_{\min} для обработки QRS определяется на основе отношения среднеквадратических отклонений (std – standard

deviation) остаточного после применения фильтрации шума (RN – residual noise), рассчитываемых для участков сигнала за пределами и в пределах QRS комплекса,

$$r_{in_out} = \text{std}_{RN_out} / \text{std}_{RN_QRS}, \quad (4)$$

где std_{RN_out} – среднее квадратическое отклонение остаточного шума вне QRS комплекса;

std_{RN_QRS} – среднее квадратическое отклонение остаточного шума внутри QRS комплекса.

Очевидно, что при низком уровне шума важно, чтобы искажения QRS комплекса, вносимые при фильтрации, были минимальными, в таких случаях следует использовать минимальное значение интервала n_{min} , при возрастании дисперсии шума более эффективно увеличение параметра n_{min} . Остаточный шум внутри QRS комплекса должен быть ниже уровня остаточного шума вне QRS. Фильтрация сигнала на периоде ЭКС повторяется до тех пор, пока не выполнится условие $r_{in_out} > 1$, соответственно определяется наиболее подходящее значение параметра n_{min} [4].

Эффективность динамического аппроксимирующего алгоритма A2 зависит от качества обнаружения QRS комплексов в условиях помех и возможного непрогнозируемого изменения сигнала. Для реализации данного алгоритма требуется получение периода ЭКС, его сегментация на интервалы внутри и вне QRS комплекса, время для настройки параметра n_{min} , что не позволяет применить фильтрацию в реальном времени.

2. Локально-адаптивные нелинейные фильтры

Как замечалось ранее, динамические аппроксимирующие алгоритмы [3, 4] являются оптимальными по критерию минимума среднее квадратической ошибки фильтрами, имеют простую реализацию, однако не применяются в реальном времени. Тогда как в системах мониторинга и в портативных устройствах, использующих длительную регистрацию сигналов, важно осуществлять фильтрацию и последующие измерения параметров сигнала в режиме реального времени. Кроме того, определение QRS комплексов в ЭКС, необходимое для реализации динамического аппроксимирующего фильтра [4], лучше проводить по очищенному от шума сигналу, что повышает точность данной процедуры. В связи с этим, рассмотрим применяемые в реальном времени нелинейные локально-адаптивные фильтры (ЛАФ), позволяющие достичь приемлемого компромисса противоречивых требований по обеспечению высокой степени подавления шума, с одной стороны, и минимальных искажений, вносимых при обработке, с другой [5, 7, 9].

Принцип локально-адаптивной нелинейной фильтрации с “жестким” переключением заключается в вычислении для каждого i -го положения скользящего окна параметров локальной адаптации (ПЛА) – оценок локальной сигнально-помеховой ситуации, на основе анализа которых (сравнения с порогами) выполняется адаптивное переключение компонентного фильтра, наиболее подходящего для обработки текущего участка сигнала. При этом достаточно осуществлять параллельную фильтрацию и адаптивное переключение выходных сигналов двух-трех различных по свойствам нелинейных фильтров. В качестве компонентов таких ЛАФ используются нелинейный фильтр с высокими динамическими свойствами для минимизации искажений при обработке участков резких изменений сигнала, фильтр, обеспечивающий высокую степень подавления шума для обработки участков медленного и линейного поведения сигнала, и фильтр со средними динамическими и статистическими свойствами [9].

В качестве ПЛА для фильтрации процессов с различным типом поведения информативной компоненты в условиях нестационарного шума, описываемого гауссовой ПРВ и ПРВ с более “тяжелыми” хвостами, применяются следующие параметры:

$$Z(i) = \frac{\sum_{j=-n:+n} (y^f(i+j) - x(i+j))}{\sum_{j=-n:+n} |y^f(i+j) - x(i+j)|}, \quad (5)$$

$$Q_Z(i) = Z^{(q)}(i) - Z^{(p)}(i), \quad q - p \approx n, \quad q > p, \quad (6)$$

где $x(i+j)$ и $y^f(i+j)$ – соответствующие отсчеты входного и выходного сигналов предварительного фильтра с размером окна $N=2n+1$;

i – индекс центрального положения скользящего окна;

q, p – номера порядковых статистик упорядоченного множества значений Z в пределах окна размером N .

В качестве предварительного фильтра для вычисления Z -параметра обычно используется один из компонентных фильтров. Задержка обработки – запаздывание выходного сигнала относительно входного – составляет n отсчетов, где $N=2n+1$ – размер скользящего окна предварительного фильтра. В случае использования детектора перепада Q_Z (6) необходимо получить окно $\{Z(i+j)\}_{j=-n:+n}$, соответственно задержка увеличится до N . В нелинейных ЛАФ на основе Z -параметров [5, 7, 9] используются окна небольшого размера (максимум $N=15-17$), поэтому можно считать, что обработка проводится практически в реальном времени (с задержкой в сотые доли секунды).

Нелинейный ЛАФ с экстраполирующими КИХ-субапертурами (обозначим как A3) построен на компонентах, относящихся к классу КИХ-

гібридних нелінійних фільтрів [6], характеризуються хорошим збереженням сигналів трикутної і параболическої форми [5].

В якості компонента з високими динамічними властивостями використовується екстраполуючий КИХ-гібридний медіанний фільтр (PFMH – Predictive FIR Median Hybrid filter), який має розширений набір стабільних точок – сигналів, в відсутність шумів повністю зберігаються на виході фільтра [6]. В відмінність від медіанного фільтра, стабільними точками якого є різкі і нахилні перепади, PFMH фільтр крім перелічених особливостей також зберігає пік [10]. Вихідний сигнал даного нелінійного фільтра описується виразом

$$y^{PFMH}(i) = \text{med}\{\hat{x}_{fw}^1(i), \hat{x}_{fw}^0(i), x(i), \hat{x}_{bw}^0(i), \hat{x}_{bw}^1(i)\}, \quad (7)$$

де $\hat{x}_{fw}^0(i) = \sum_{j=1:n} x(i-j)/n$,

$\hat{x}_{fw}^1(i) = \sum_{j=1:n} h(j)x(i-j)$ – КИХ-субапертури

0-го і 1-го порядків, екстраполують вихідний сигнал по n попереднім i -му відлікам вхідного сигналу $x(i-j)$ (fw - forward);

$\hat{x}_{bw}^0(i) = \sum_{j=1:n} x(i+j)/n$,

$\hat{x}_{bw}^1(i) = \sum_{j=1:n} h(j)x(i+j)$ – КИХ-субапертури

0-го і 1-го порядків, екстраполують вихідний сигнал по n наступним i -му значенням сигналу $x(i+j)$ в окні фільтра розміром $N=2n+1$ (bw - backward);

$h(j) = [4n - 6j + 2]/[n(n-1)]$ – коефіцієнти екстраполяції 1-го порядку;

$x(i)$ – центральний відлік в окні даних.

Компонент ЛАФ А3 з середніми динамічними властивостями і високою ефективністю подавлення шуму – α -урізаний КИХ-гібридний фільтр (FАН – FIR α -trimmed hybrid filter) описується виразом

$$y^{FАН}(i) = \sum_{j=[\alpha N]+1}^{N-[\alpha N]} x^{(j)} / (N - 2[\alpha N]),$$

$$X = \{\hat{x}_{fw}^1(i), 2\hat{x}_{fw}^0(i), x(i), 2\hat{x}_{bw}^0(i), \hat{x}_{bw}^1(i)\}, \quad (8)$$

де $x^{(1)} \leq \dots \leq x^{(j)} \leq \dots \leq x^{(N)}$ – упорядоченні елементи множини X в окні розміром $N=7$;

\diamond – оператор дублювання елемента заданного вагом (цілим числом перед оператором) кількість раз;

$[\alpha N]$ – параметр урізання, визначає кількість відкинутих порядкових статистик $x^{(i)}$ в межах окні фільтра, $\alpha < 0,5$.

Даний нелінійний фільтр при більшому розмірі окні також виступає як компонент, який характеризується високою ступенем подавлення шуму.

Нелінійний ЛАФ А3 [5] задається виразом

$$y^{A3}(i) = \begin{cases} y^{FАН(N=17, [\alpha N]=1)}(i), & Z(i) < Z_1^t; \\ y^{FАН(N=13, [\alpha N]=1)}(i), & Z_1^t \leq Z(i) < Z_2^t; \\ y^{PFMH(N=9)}(i), & (Z(i) \geq Z_2^t) \vee (Q_Z(i) > Z_2^t), \end{cases} \quad (9)$$

де $Z(i)$, $Q_Z(i)$ – параметри локальної адаптації;

$Z_1^t \approx 0,2$, $Z_2^t \approx 0,4$ – порогові значення, використовувані для “жесткого” переключення вихідних сигналів компонентів ЛАФ [9].

В ЛАФ (9) в якості попереднього фільтра для розрахунку Z -параметра (5) використовується FАН фільтр (8) з розміром окні $N=13$ і параметром урізання $[\alpha N]=1$ (другий компонент). Даний нелінійний ЛАФ використовує прості, стійкі операції, має високу швидкість в реальному часі. В процесі фільтрації адаптивно перемикаються вихідні сигнали PFMH і FАН фільтрів з різними розмірами окнів N , при цьому параметри компонентних фільтрів залишаються незмінними.

В міриадному ЛАФ [7] (обозначимо як А4) крім адаптивного, в залежності від поточних значень параметрів $Z(i)$ (5) і $Q_Z(i)$ (6), перемикаються компонентні фільтри з різними розмірами окнів відбувається адаптація параметра міриадної оцінки K [8] в залежності від отримуваних для кожного i -го положення окні оцінок масштабу даних $K(i) = \max |x(i+k) - x(i+j)|_{j,k=-n:+n, k \neq j}$, де $x(i+k)$, $x(i+j)$ – елементи вибірки даних. Адаптивна оцінка параметра міриади обчислюється як $K_a(i) = bK(i)$, де b – постійний коефіцієнт. Тоді, сигнал на виході адаптивного міриадного фільтра (AdMyr – adaptive myriad filter) описується виразом

$$y^{AdMyr}(i) = \text{myriad}\{x(i+j), K_a(i)\}_{j=-n:+n} = \arg \min_{\beta} \sum_{j=-n:+n} \log[K_a^2(i) + [x(i+j) - \beta]^2], \quad (10)$$

де $x(i+j)$ – елементи вибірки;

$K_a(i)$ – адаптуваний параметр міриадної оцінки, обчислюваний для кожного i -го положення скользящего окні, $K > 0$;

β – оцінка по вибірці значень випадкової величини місцеположення функції ПРВ, обсяг вибірки $N=2n+1$.

Вихідний сигнал міриадного ЛАФ А4 [7] описується як

$$y^{A4}(i) = \begin{cases} y_1^{AdMyr(N_1=17, b_1=10)}(i), & Z(i) < Z_1^t; \\ y_2^{AdMyr(N_2=13, b_2=5)}(i), & Z_1^t \leq Z(i) < Z_2^t; \\ y_3^{AdMyr(N_3=3, b_3=1)}(i), & (Z(i) \geq Z_2^t) \vee \\ & (Q_Z(i) > Z_2^t); \end{cases} \quad (11)$$

где $y_j^{\text{AdMyr}}(i)$, $j=1..3$ – выходные сигналы адаптивных мириадных фильтров с размерами окон N_j и коэффициентами b_j , подобранными численным моделированием (компьютерными эмуляциями) для ЭКС при частоте дискретизации 400 Гц в условиях среднего уровня шума (входное отношение сигнал-шум равно 10 дБ).

В качестве предварительного фильтра используется адаптивный мириадный фильтр (10) при $N=13$, $b=5$. Для вычисления Z-параметра (5) выбран размер окна $N=15$. Параметры предварительного фильтра и размер окна для вычисления Z-параметра также подобраны с помощью численного моделирования.

Мириадный ЛАФ А4 имеет высокие динамические и статистические свойства при обработке процессов, включающих различные типы элементарных сигналов, в условиях воздействия нестационарного шума, обеспечивает практически оптимальную (определяемую размером окна $N=15-17$) степень подавления шума на линейных участках сигнала, причем высокая эффективность сохраняется при увеличении крутизны сигнала, что не присуще стандартным мириадному и медианному фильтрам [7].

3. Тестовая модель сигнала и помех. Критерии эффективности

В качестве тестового сигнала используется ЭКС при частоте дискретизации 400 Гц (рис. 1). На входе алгоритма фильтрации наблюдается дискретный процесс $x(i)=s(i)+n(i)$, где $s(i)$ – чистый сигнал; $n(i)$ – шум, описываемый гауссовой ПРВ с нулевым математическим ожиданием и дисперсией σ_a^2 .

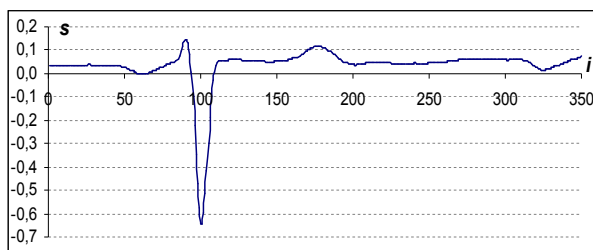


Рис. 1. Тестовый сигнал

Для исследования эффективности адаптивных фильтров вычисляются усредненные для большого числа реализаций N_R показатели качества по критериям среднеквадратической ошибки (СКО) χ и отношения сигнал-шум (ОСШ) q [6], описываемые следующими формулами:

$$\chi_{i_1-i_2} = \sum_{i=i_1:i_2} [y^f(i) - s(i)]^2 / [i_2 - i_1 + 1], \quad (12)$$

где $y^f(i)$ – i -й отсчет сигнала на выходе фильтра;
 $s(i)$ – тестовый сигнал в отсутствие помех;

i_1, i_2 – индексы отсчетов, задающие интервал оценки эффективности;

$$q = 10 \lg(p_s/p_n), \quad (13)$$

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

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

$$\bar{s} = \sum_{i=1:I} s(i) / I$$
 – среднее значение сигнала;

I – длительность реализации сигнала.

4. Анализ результатов исследования

Исследуем эффективность адаптивных алгоритмов на основе полученных для широкого диапазона изменения дисперсии гауссова шума статистических оценок качества (табл.). Проанализируем изменение размера окна, определяемое параметрами адаптации, и выходные сигналы фильтров для тестовых сигналов при условиях низкого и высокого уровней шума (рис. 2, рис. 3), в отсутствие и при наличии ЭМГ шума (рис. 4, рис. 5).

Динамический фильтр А1 уступает по эффективности алгоритму А2, однако не требует предварительной разметки периода ЭКС на сегменты внутри и вне QRS комплекса. Тогда как для динамического алгоритма А2 необходимо использование помехоустойчивого детектора QRS [4].

Динамический аппроксимирующий алгоритм А2 обеспечивает лучшее качество фильтрации в сравнении с А1, что подтверждается, как численными оценками (табл.), так и визуальным анализом выходных сигналов (рис. 2 - рис. 5). Однако в большинстве моделируемых ситуаций от очень низкого до высокого уровня шума (входное ОСШ изменялось в широких пределах от 25 до 5 дБ) алгоритм А2 уступает по эффективности мириадному ЛАФ А4. Эффективность динамического аппроксимирующего алгоритма при среднем - высоком уровне шума (табл., ситуации 4 - 9) составляет уменьшение СКО в $7,5 \div 10$ раз и увеличение ОСШ на $9 \div 10,2$ дБ. При сильной зашумленности ЭКС, когда мощность помехи равна мощности сигнала (ситуация 10), динамический алгоритм А2 становится более эффективным: в результате его применения СКО уменьшается в 10,8 раз, а ОСШ возрастает более, чем на 10,5 дБ, однако следует принимать во внимание то, что при возрастании дисперсии помех ухудшается и точность определения QRS комплекса, от которой зависит эффективность данного фильтра. Анализ выходных сигналов адаптивных фильтров при высоком уровне шума (рис. 3, рис. 5) подтверждает высокое качество аппроксимирующего алгоритма А2.

Нелинейный ЛАФ А3 имеет такие же показатели эффективности, как и аппроксимирующий алго-

ритм A1, однако, как видим из анализа выходных сигналов при низком уровне шума (рис. 2, рис. 4), ЛАФ A3 имеет лучшие динамические свойства.

Адаптивный мириадный алгоритм A4 в широком диапазоне изменения дисперсии шума от низкого до высокого уровня обеспечивает наилучшую эффективность, его преимущество наиболее наглядно при низком - среднем уровне шума. Как следует из результатов численного моделирования (табл.) и анализа выходных сигналов при низком уровне шума (рис. 2, рис. 4), данный алгоритм имеет высокие

динамические свойства. Эффективность подавления шума немного улучшается при фильтрации Z-параметра медианным фильтром с размером окна N=5 (A4'(med5)). В целом, в диапазоне от низкого до высокого уровня шума (табл., ситуации 1-9) в результате применения ЛАФ A4 СКО уменьшилась примерно в 3÷10 раз, а выходное ОСШ возросло на 4,8÷10,4 дБ, что говорит о высокой эффективности данного адаптивного фильтра.

Таблица

Оценки эффективности адаптивных фильтров по критериям среднеквадратической ошибки и отношения сигнал-шум

Фильтр	СКО	ОСШ	СКО	ОСШ	СКО	ОСШ	СКО	ОСШ	СКО	ОСШ
1) $\sigma_a^2=0,00003$; $N_R=200$;		2) $\sigma_a^2=0,00006$;		3) $\sigma_a^2=0,0003$;		4) $\sigma_a^2=0,0006$;		5) $\sigma_a^2=0,0009$;		
Исходный	0,00003	24,8	0,00006	21,8	0,00030	14,8	0,00060	11,8	0,00090	10,0
A1(wings)	0,00002	26,6	0,00002	25,9	0,00005	22,5	0,00009	20,2	0,00013	18,7
A2(r_{in_out})	0,00002	26,4	0,00002	25,9	0,00005	22,9	0,00008	20,8	0,00011	19,5
A3(Z, Qz)	0,00002	26,5	0,00003	25,6	0,00006	22,1	0,00009	20,0	0,00013	18,6
A4(Ka,Z,Qz)	0,00001	29,6	0,00002	27,9	0,00004	23,5	0,00007	21,2	0,00010	19,8
A4'(med5)	0,00001	29,6	0,00002	27,9	0,00004	23,6	0,00007	21,3	0,00010	19,9
6) $\sigma_a^2=0,0012$;		7) $\sigma_a^2=0,0015$;		8) $\sigma_a^2=0,002$;		9) $\sigma_a^2=0,003$;		10) $\sigma_a^2=0,009$;		
Исходный	0,00120	8,8	0,00150	7,8	0,00200	6,6	0,00299	4,8	0,00898	0,02
A1(wings)	0,00016	17,6	0,00020	16,7	0,00026	15,5	0,00039	13,9	0,00114	9,2
A2(r_{in_out})	0,00014	18,4	0,00016	17,6	0,00021	16,6	0,00030	15,0	0,00083	10,6
A3(Z, Qz)	0,00016	17,6	0,00020	16,8	0,00025	15,7	0,00036	14,2	0,00898	9,9
A4(Ka,Z,Qz)	0,00013	18,8	0,00016	17,9	0,00021	16,8	0,00031	15,1	0,00096	10,2
A4'(med5)	0,00012	18,8	0,00016	18,0	0,00020	16,8	0,00030	15,2	0,00093	10,4

Из графиков изменения размера окна рассмотренных адаптивных фильтров (рис. 2, рис. 3) следует, что в результате применения wings-функции (2) и параметра r_{in_out} (4) на QRS участке фильтрация по S&G алгоритму (1) проводится при малом интервале аппроксимации. Преимущество параметра r_{in_out} заключается в том, что при низком уровне шума значение параметра n для фильтрации QRS комплекса по алгоритму A2 меньше (рис. 2), а при высоком уровне шума – больше (рис. 3), что позволяет лучше подавить шум и сохранить QRS-зубцы. Параметры Z (5), Qz (6) имеют флуктуирующий характер [9] – наблюдается многократное переключение размера апертуры. Как видим, при низком уровне шума (рис. 2) малые значения апертуры отвечают не только высокочастотному QRS комплексу, но и участкам низкочастотных P- и T- волн ЭКС, соответственно их обработки проводятся компонентным фильтром, имеющим высокие динамические свойства и малый размер окна, что приводит к лучшему сохранению

формы сигнала. При высоком уровне шума (рис.3) компонент с малым размером апертуры для ЛАФ A4'(med5) используется только для фильтрации QRS комплекса, а для ЛАФ A4 также и в точках начала и конца T-зубца. Обработка P- и T- волн в основном осуществляется компонентом со средними свойствами и промежуточным размером окна. Ошибочные переключения компонента с высокими статистическими свойствами на компонент со средними свойствами на изопотенциальных участках ЭКС существенно не влияют на степень подавления шума.

Разумеется, можно использовать более сложные процедуры распознавания формы ЭКС, однако на их точность влияют помехи. Также следует акцентировать внимание на высокой эффективности рассмотренных адаптивных фильтров с динамическим изменением размера окна и их простой реализации, на применимости нелинейных ЛАФ на основе Z-параметров в реальном времени.

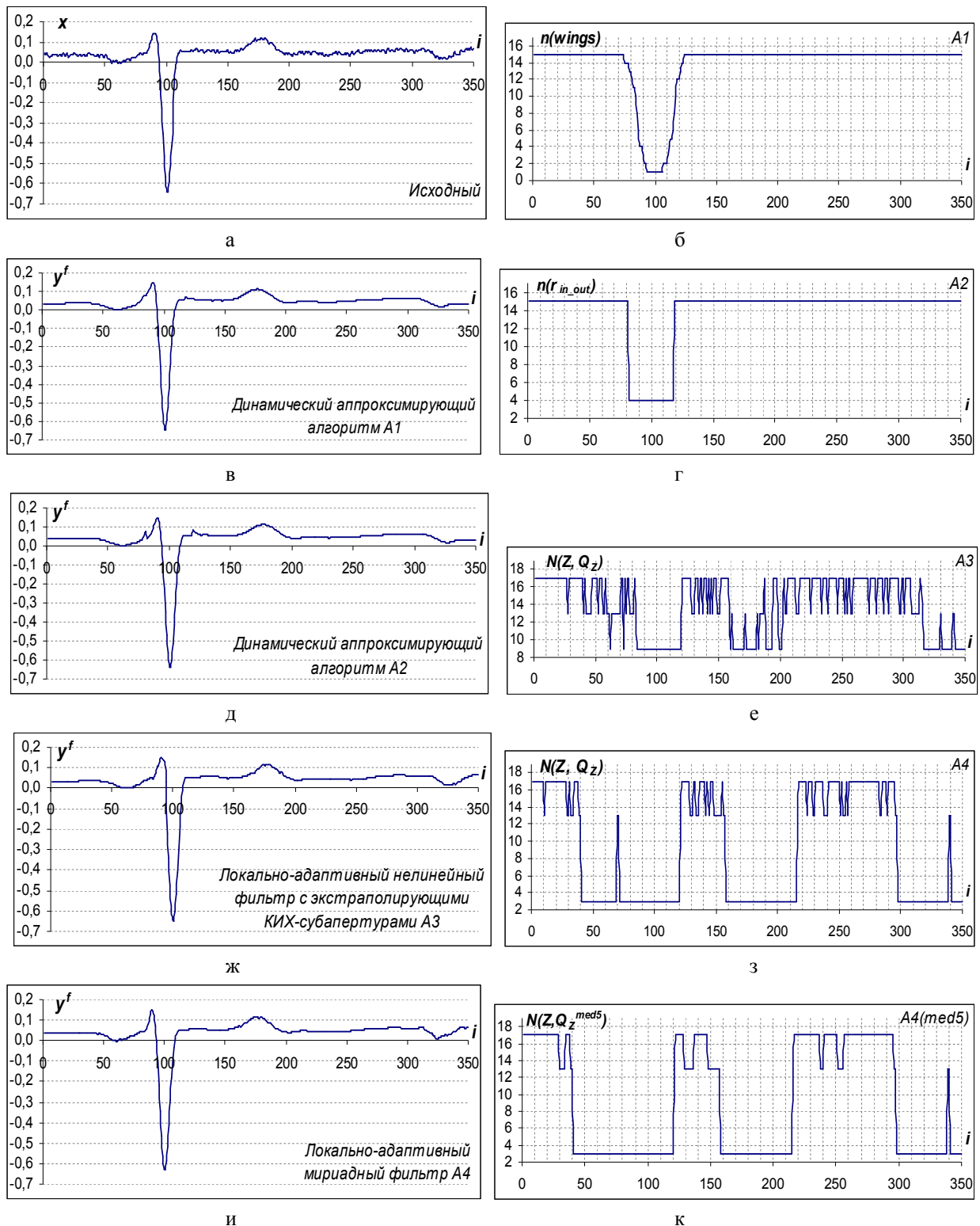


Рис. 2. Выходные сигналы адаптивных фильтров при низком уровне шума: а – входной сигнал; б – изменение интервала аппроксимации на основе wings- функции; в – выходной сигнал динамического аппроксимирующего фильтра A1; г – изменение интервала аппроксимации на основе параметра r_{in_out} ; д – выходной сигнал динамического аппроксимирующего фильтра A2; е – изменение размера окна на основе параметров Z, Q_z (ЛАФ A3); ж – выходной сигнал ЛАФ A3; з – изменение размера окна на основе параметров Z, Q_z (ЛАФ A4); и – выходной сигнал мириадного ЛАФ A4; к – изменение размера окна на основе Z - параметра, отфильтрованного медианным фильтром с апертурой $N=5$

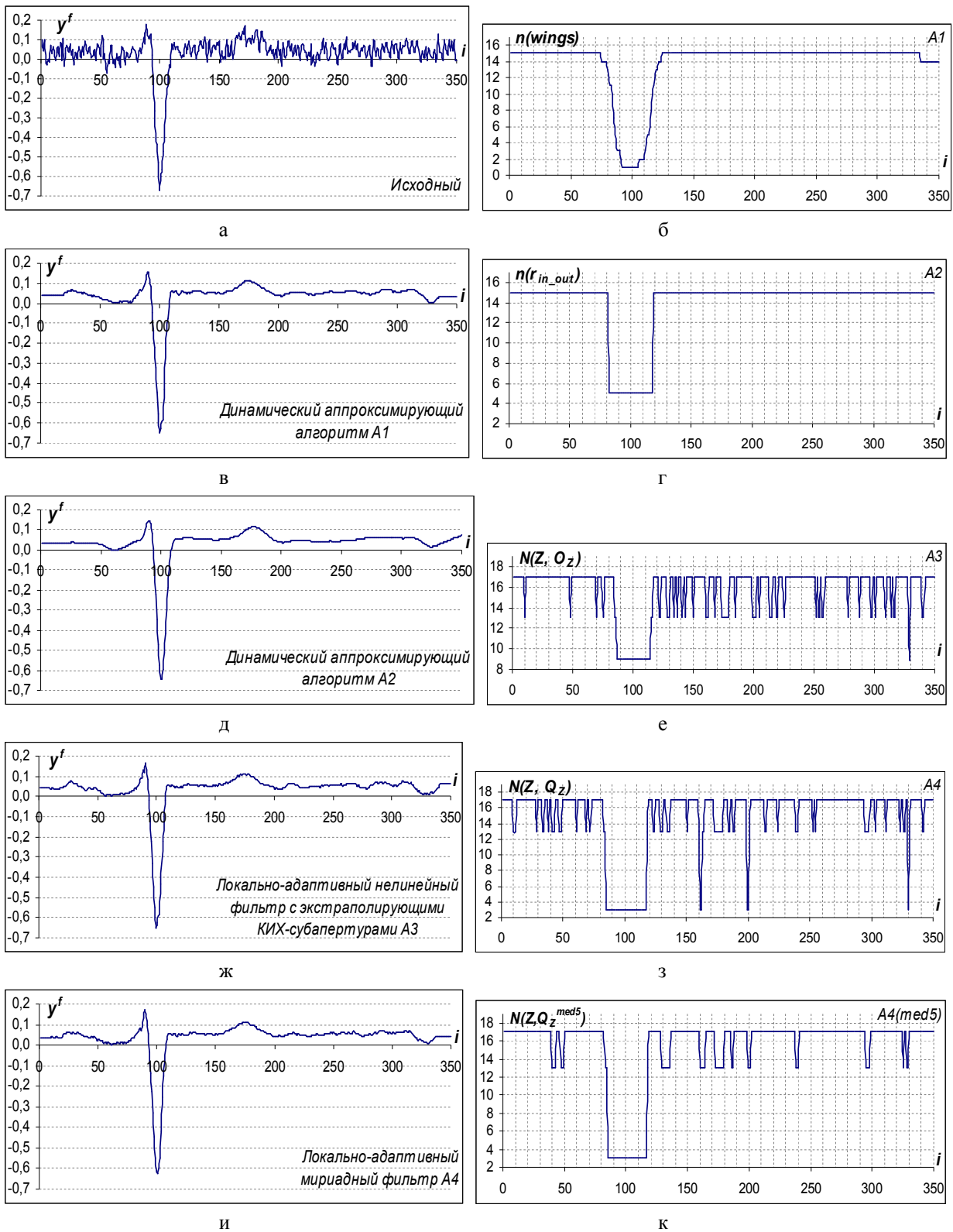
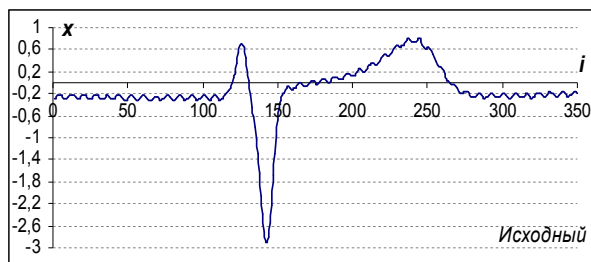


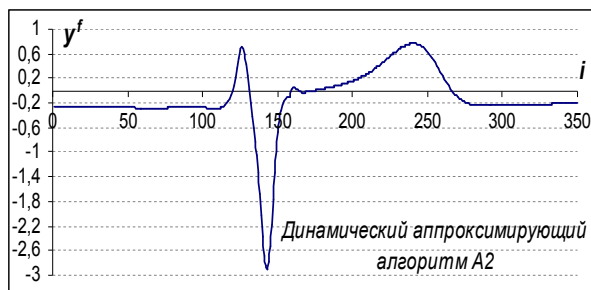
Рис. 3. Выходные сигналы адаптивных фильтров при высоком уровне шума: а – входной сигнал; б – изменение интервала аппроксимации на основе wings- функции; в – выходной сигнал динамического аппроксимирующего фильтра A1; г – изменение интервала аппроксимации на основе параметра r_{in_out} ; д – выходной сигнал динамического аппроксимирующего фильтра A2; е – изменение размера окна на основе параметров Z, Q_z (ЛАФ A3); ж – выходной сигнал ЛАФ A3; з – изменение размера окна на основе параметров Z, Q_z (ЛАФ A4); и – выходной сигнал мириадного ЛАФ A4; к – изменение размера окна на основе Z - параметра, отфильтрованного медианным фильтром с апертурой $N=5$



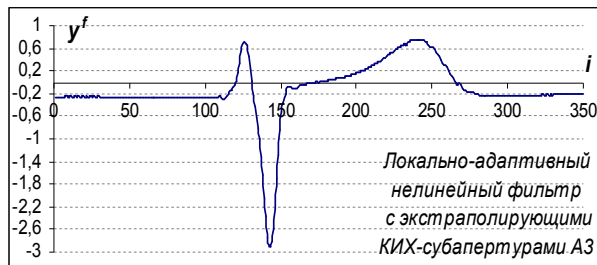
а



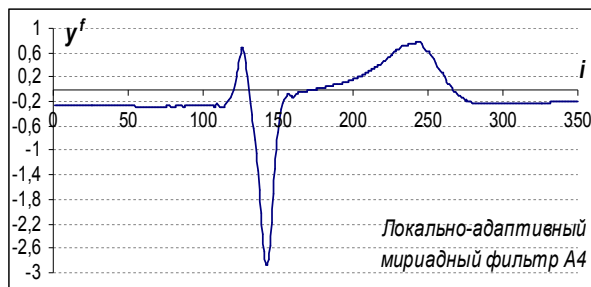
б



в

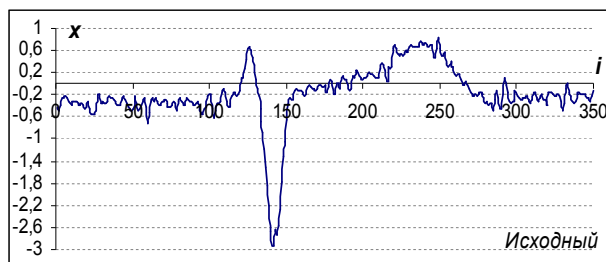


г

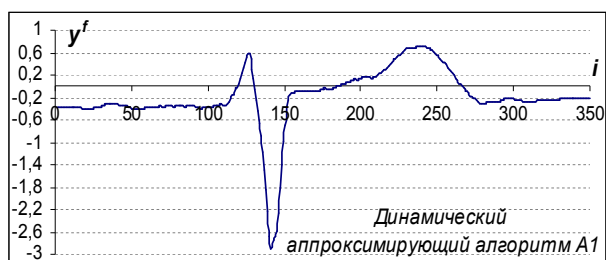


д

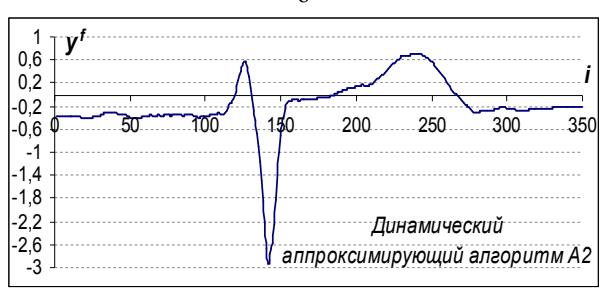
Рис. 4. Фильтрация ЭКС с сетевой наводкой в отсутствие ЭМГ шума: а – входной сигнал; б – выходной сигнал динамического аппроксимирующего фильтра А1; в – выходной сигнал динамического аппроксимирующего фильтра А2; г – выходной сигнал нелинейного ЛАФ А3; д – выходной сигнал мириадного ЛАФ А4



а



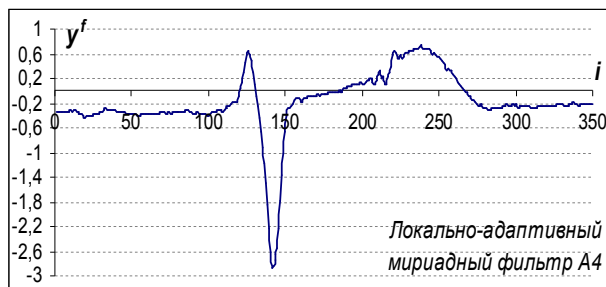
б



в



г



д

Рис. 5. Фильтрация ЭКС с ЭМГ шумом: а – входной сигнал; б – выходной сигнал динамического аппроксимирующего фильтра А1; в – выходной сигнал динамического аппроксимирующего фильтра А2; г – выходной сигнал нелинейного ЛАФ А3; д – выходной сигнал мириадного ЛАФ А4

Заключення

Для ЭКС при частоте дискретизации 400 Гц показано, что в широком диапазоне изменения дисперсии шума наиболее эффективен мириадный ЛАФ с сигнально-зависимым изменением размера окна и параметра мириадной оценки [7]. В отличие от динамического аппроксимирующего алгоритма [4], использующего адаптивную в зависимости от уровня остаточного шума настройку длины интервала аппроксимации для обработки QRS комплексов, мириадный ЛАФ не требует процедуры их предварительного обнаружения. Динамическая аппроксимирующая фильтрация [4] оказывается более эффективной при интенсивном шуме, превышающем мощность сигнала. Такие ситуации возможны при возникновении ЭМГ шума во время физической нагрузки, однако при этом необходимо, чтобы достаточно точно определялись QRS комплексы ЭКГ. Принимая во внимание высокие динамические свойства мириадного ЛАФ, возможно улучшение его эффективности при высоком уровне шума за счет повторной фильтрации.

Достоинством параметров адаптации r_{in_out} , Z , Q_Z является то, что они представляют собой относительные величины, т.е. не зависят от масштаба сигнала. Данные параметры реагируют на изменение дисперсии шума, что позволяет адаптировать размер окна фильтра не только к сигналу, но и к уровню помех. Благодаря Z -параметру мириадный ЛАФ функционирует в условиях априорной неопределенности модели сигнала и дисперсии шума, что позволяет рекомендовать применение в системах длительного мониторинга ЭКС. Для таких систем немаловажно также то, что мириадный ЛАФ обрабатывает сигнал в реальном времени.

Литература

1. Gotchev, A. *Spline and Wavelet Based Techniques for Signal and Image Processing [Text] : Thesis for the degree of Doctor of Technology: 5th September / Gotchev Atanas ; Tampere University of Technology (Finland). – 2003. – 171 p.*
2. Тулякова, Н. О. Методы устранения миографического шума в электрокардиограмме [Текст] / Н. О. Тулякова // *Радиоелектронні і комп'ютерні системи. – 2014. – №2 (66). – С. 85- 92.*
3. Christov, I. *Filtering of electrocardiogram artifacts from the electrocardiogram [Text] / I. Christov, I. Daskalo // Medical Engineering & Physics. – 1999. – Vol. 21. – P. 731-736.*
4. Bortolan, G. *Dynamic Filtration of High-Frequency Noise in ECG Signal [Text] / G. Bortolan, I. Christov // Computing in Cardiology. – 2014. – Vol. 41. – P. 1089-1092.*

5. Бых, А. И. Методы локально-адаптивной устойчивой фильтрации с линейными субапертурами с конечной импульсной характеристикой [Текст] / А. И. Бых, Н. О. Тулякова // *Радиоелектронні і комп'ютерні системи. – 2012. – №2 (54). – С. 25-34.*

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

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

8. Gonzalez, J. G. *Statistically-Efficient Filtering in Impulsive Environments: Weighted Myriad Filters [Text] / J. G. Gonzalez, GR. Arce // EURASIP Journal on Applied Signal Processing. – 2002. – Vol. 1, № 1. – P. 4-20. doi: 10.1155/S1110865702000483.*

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

10. Heinonen, P. *Median type filters with predictive FIR substructures [Text] / P. Heinonen, Y. Neuvo // Proc. of the IEEE Trans. Acoust. Speech and Signal Process. – 1988. – Vol. 36, № 6. – P. 892-899. doi:10.1109/ICASSP.1987.1169794.*

References

1. Gotchev, A. *Spline and Wavelet Based Techniques for Signal and Image Processing*. Thesis for the degree of Doctor of Technology. Tampere, University of Technology, 2003. 171 p.
2. Tuljakova, N. O. *Metody ustraneniya miograficheskogo shuma v elektrokardiogramme [Methods for removing myographic noise in electrocardiogram]. Radioelektronni i komp'uterni sistemi – Radioelectronic and computer systems, 2014, no. 2 (66), pp. 85-92.*
3. Christov, I., Daskalov, I. *Filtering of electrocardiogram artifacts from the electrocardiogram. Medical Engineering & Physics, 1999, vol. 21, pp. 731-736.*
4. Bortolan, G., Christov, I. *Dynamic Filtration of High-Frequency Noise in ECG Signal. Computing in Cardiology, 2014, vol. 41, pp. 1089-1092.*
5. Bykh, A. I., Tuljakova, N. O. *Metody lokal'no-adaptivnoi ustoichivoi fil'tratsii s lineinymi subaperturami s konechnoi impul'snoi kharakteristikoi [Methods of locally adaptive robust filtering with linear finite impulse response sub-apertures]. Radioelektronni i komp'uterni sistemi – Radioelectronic and computer systems, 2012, no. 2 (54), pp. 25-34.*
6. Astola, J. *Fundamentals of Nonlinear Digital Filtering*. New York, CRC Press Publ., 1997. 276 p.
7. Tuljakova, N. O. *Lokal'no-adaptivnaya miriadnaya fil'tratsiya signala elektrokardiogrammy [Locally-*

adaptive myriad filtering of electrocardiogram signal]. *Radiotekhnika : All-Ukr. Sci. Interdep. Mag.*, 2015, vol. 180, pp. 152-162.

8. Gonzalez, J. G., Arce GR. Statistically-Efficient Filtering in Impulsive Environments: Weighted Myriad Filters. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, 2002, vol. 1, no. 1, pp. 4-20. doi: 10.1155/S1110865702000483.

9. 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.

10. Heinonen, P., Neuvo, Y. Median type filters with predictive FIR substructures. *Proc. of the IEEE Trans. Acoust. Speech and Signal Process*, 1988, vol. 36, no. 6, pp. 892-899. doi:10.1109/ICASSP.1987.1169794.

Поступила в редакцію 1.04.2016, рассмотрена на редколлегии 12.05.2016

АЛГОРИТМИ ФІЛЬТРАЦІЇ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ З ДИНАМІЧНО ЗМІНЮВАНИМ РОЗМІРОМ ВІКНА

Н. О. Тулякова, О. М. Трофимчук, О. Є. Стрижак

Розглянуто апроксимуючі та нелінійні локально-адаптивні фільтри з динамічно змінюваним розміром ковзного вікна, що мають прості реалізації, для обробки сигналів ЕКГ, що реєструються з частотою дискретизації 400 Гц. Отримано статистичні оцінки якості фільтрів за критеріями середньоквадратичної помилки та відношення сигнал-шум. Показано високу ефективність досліджених алгоритмів як при низькому рівні шуму, так і при сильному його впливі. Проаналізовано параметри адаптації, що залежать від сигналу та рівня шуму, та відповідні графіки змінення розміру вікна для обробки вхідного сигналу. Для сигналів ЕКГ при різному рівні шуму наведено вихідні сигнали адаптивних фільтрів. Дані рекомендації щодо їх застосування. Відмічено переваги використаних параметрів адаптації.

Ключові слова: динамічні апроксимуючі алгоритми, нелінійні локально-адаптивні фільтри, електрокардіограма, електроміографічний шум, оцінки ефективності.

ALGORITHMS OF ECG FILTERING WITH DYNAMICALLY VARIABLE WINDOW SIZE

N. O. Tulyakova, A. N. Trofimchuk, A. Ye. Strizhak

Approximating and nonlinear locally adaptive filters with dynamically variable size of scanning window that have simple implementation for processing ECGs registered with sampling frequency 400 Hz are considered. Statistical estimates of filter quality according to MSE and SNR criteria are obtained. Adaptation parameters that depend on signal and noise level are analyzed as well as the corresponding plots of window variation for processing input signal. Adaptive filter output signals are presented for ECG with different noise levels. Recommendations on their application are given. Advantages of applied adaptation parameters are marked.

Keywords: dynamic approximating algorithms, nonlinear locally adaptive filters, ECG, efficiency estimates

Тулякова Наталя Олегівна – канд. техн. наук, науч. сотр. научно-исследовательского центра учебно-научных приборов, Институт прикладной физики НАНУ, Сумы, Украина, e-mail: natashatu@ukr.net.

Трофимчук Александр Николаевич – д-р техн. наук, проф., член-кор. НАНУ, зам. директора по научной работе, Институт телекоммуникаций и глобального информационного пространства НАНУ, Киев.

Стрижак Александр Евгеньевич – д-р техн. наук, вед. науч. сотр. отдела онтологических систем и прикладной алгебраической комбинаторики, Институт телекоммуникаций и глобального информационного пространства НАНУ, Киев, e-mail: sae953@gmail.com.

Tulyakova Nataliya Olegovna – PhD, research assistant of Research Center of Equipment for Education and Research, Institute of Applied Physics, NAS of Ukraine, Sumy, Ukraine, e-mail: natashatu@ukr.net.

Trofimchuk Aleksandr Nikolayevich – Doctor of Technical Sciences, Prof., Corresponding Member of the NAS of Ukraine, Deputy Director for Science, Institute of Telecommunications and Global Information Space, NAS of Ukraine, Kiev, e-mail: itelua@kv.ukrtel.net.

Strizhak Aleksandr Yevgenyevich – Doctor of Technical Sciences, Ass. Prof., Senior research assistant of Department of the ontological systems and applied algebraic combinatorics, Institute of Telecommunications and Global Information Space, NAS of Ukraine, Kiev, Ukraine, e-mail: sae953@gmail.com.