

АДАПТИВНЫЙ ФИЛЬТР НИЗКИХ ЧАСТОТ ДЛЯ ВЕЛОЭРГОМЕТРИИ

А.Н. Тушев

В 1991 году в центре "Медицина и электроника" при Алтайском государственном техническом университете под руководством профессора А.Г. Якунина был разработан программно-аппаратный медицинский диагностический комплекс ЭФКР-4. К настоящему времени данный комплекс используется в 35 лечебных и исследовательских учреждениях Алтайского края.

Комплекс многофункционален и позволяет проводить широкий спектр кардиографических, реографических, фонокардиографических и спирометрических исследований организма человека. Особенностью ЭФКР-4 являлся цифровой способ регистрации всех сигналов с их передачей через последовательный порт в компьютер. Именно компьютерный анализ сигналов позволил на современном уровне выполнять диагностические процедуры [1].

В данной работе рассматривается проблема подавления низкочастотных помех при велоэргометрических тестах. При выполнении велоэргометрии (ВЭМ) пациент подвергается динамической нагрузке в виде вращения педалей велотренажера, при этом мощность нагрузки регулируется и меняется по мере проведения исследования.

Указанная нагрузка приводит к значительному увеличению роли фильтрации верхних частот в ВЭМ по сравнению с обычными измерениями электрокардиограммы (ЭКГ). Если при спокойном мониторинге ЭКГ низкочастотный дрейф изолинии кардиосигнала невелик по амплитуде и сосредоточен на частотах 0,01-0,2 Гц, то в велоэргометрии из-за мышечного тремора, изменения проводимости кожи вследствие потливости, смещения электродов, артефактов, вызванных движением пациента, ситуация меняется. Амплитуда низкочастотной помехи значительно возрастает и может превышать величину R-зубца, а ее интервал частот увеличивается до 10 Гц (рис.1).

Значительный дрейф изолинии приводит к усложнению анализа ЭКГ в медицинской диагностике. Особенно это проявляется при определении депрессии ST-сегмента (смещение относительно изолинии сигнала не менее чем на 0,2 мВ), которая является важнейшим признаком наличия ишемической

болезни сердца. Визуально врачи часто ошибочно фиксируют такое смещение. Аналогично автоматические системы определения положения ST-сегмента, основанные на аппроксимации изолинии через точки PQ-интервалов дают ложный сигнал тревоги для многих здоровых пациентов.



Рис. 1. Пример дрейфа изолинии при регистрации ЭКГ в велоэргометрии прибором ЭФКР-4

Кубический сплайн в области ST-сегментов существенно отклоняется от истинной изолинии сигнала. Использование сплайнов более высокого порядка, а также других интерполяционных методов (полиномы Лагранжа, Чебышева и др.) не приводит к улучшению положения, а лишь замедляет вычисление коэффициентов аппроксимирующих функций из-за необходимости решать более сложные, чем трехдиагональные системы уравнений.

Недостаточная надежность определения положения ST-сегмента объясняется малым числом точек PQ-интервалов, поэтому спектр интерполяционной функции не может быть качественно приближен к спектру низкочастотной помехи. В результате на практике признаки ИБС определяются статистически при систематической фиксации депрессии ST-сегмента. При ИБС продолжительность и интенсивность нагрузки на пациента являются негативными факторами, и поэтому необходимо повышение качества анализа ЭКГ для уменьшения действия указанных факторов.

В связи с этим, перед проведением аппроксимации необходима фильтрация верхних частот сигнала. Но в отличие от высоко-

АДАПТИВНЫЙ ФИЛЬТР ВЕРХНИХ ЧАСТОТ ДЛЯ ВЕЛОЭРГОМЕТРИИ

частотной помехи, где полезный сигнал отсутствует, перекрытие частотных диапазонов кардиосигнала и помехи является серьезной проблемой при проектировании фильтров верхних частот (ВЧ фильтров). В частности, применение стандартных КИХ и БИХ цифровых фильтров приводит к существенному искажению сигнала. На рис.2 показан пример фильтрации сигнала на частоте среза 5 Гц.

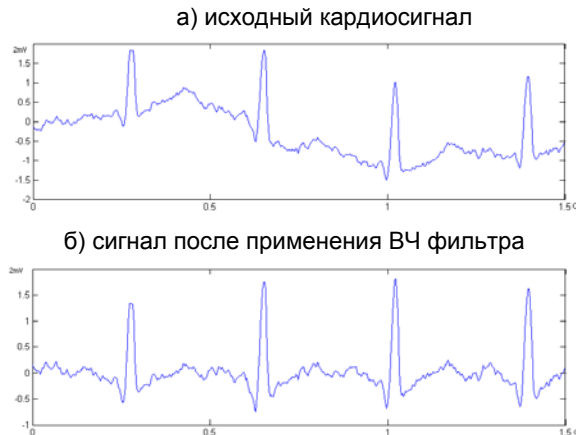


Рис.2. Применение ВЧ фильтра к кардиосигналу

В результате реальное смещение ST-сегмента может снизиться до нормы, а нормализация Т-зубца, свидетельствующее о миокардиодистрофии, может быть не обнаружено.

В качестве решения проблемы предлагается использование адаптивных фильтров верхних частот [2], причем в качестве минимизирующего функционала используется суммарный квадрат разности спектральных мощностей реального сигнала, получаемого дискретным преобразованием Фурье на различных интервалах и модели сигнала, умноженной на ограничивающий параметр ε -слоя, наложенного на выходной сигнал.

Моделью ЭКС для данной задачи является кусочно-полиномиальная функция, причем для Р и Т зубцов используются полиномы второй степени, а остальные составляющие аппроксимируются линейными отрезками (рис. 3).

Обозначив через $f(t)$ – модель сигнала, получаем:

$$f(t) = \xi(i) a_i t^2 + b_i t + c_i, \quad t \in [t_{i-1}, t_i], i = 1, 9;$$

где $\xi(i)=1$, при $i=1, i=9$ и равна нулю для остальных значений i .

Параметры a_i, b_i, c_i , а также интервалы $[t_{i-1}, t_i]$ вычисляются для каждого реального

сигнала, после оценки всех параметров ЭКГ для этого сигнала.

Пусть $H(j\omega)$ – частотная характеристика ВЧ фильтра. Введем интегральную нормированную характеристику коэффициента передачи ВЧ фильтра в зоне пропускания:

$$A = \frac{1}{\omega_0} \int_0^{\omega_0} |H(j\omega)|^2 d\omega, \quad (1)$$

где ω_0 – частота среза фильтра

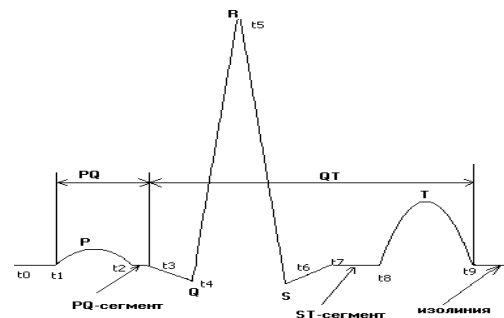


Рис. 3. Модель электрокардиосигнала для построения адаптивного ВЧ фильтра

Очевидно, что $0 \leq A \leq 1$ и для идеального фильтра верхних частот $A=0$. Поставим задачу определить оптимальную форму кривой амплитудно-частотной характеристики фильтра при заданном значении A , при которой суммарное квадратичное отклонение сигнала после фильтрации от исходного модельного сигнала будет минимальным. При этом будет учитываться значимость каждого временного интервала ЭКС для медицинской диагностики.

Таким образом, задача сводится к минимизации функционала:

$$V = \int_0^{T_k} E(t) [f(t) - \hat{f}(t)]^2 dt, \quad (2)$$

где $f(t)$ – исходный сигнал, $\hat{f}(t)$ – сигнал после фильтрации, T_k – общая длительность сигнала, $E(t)$ – функция, определяющая удельный вес каждого зубца или сегмента входного сигнала. Функция $E(t)$ может быть различной в зависимости от характера исследования [3]. Например, если требуется наиболее точно определять смещение ST-сегмента, то можно задать на интервале $[t_7; t_8]$ значение функции равное 10 и положить во всех остальных точках значение равное единице. С другой стороны, если наиболее важным показателем является нормали-

зация Т-зубца, то значение функции $E(t)$ следует увеличить на соответствующем интервале.

Фильтрованный сигнал представляет собой обратное преобразование Фурье от произведения $H(j\omega)\hat{f}(\omega)$, где $\hat{f}(\omega)$ - преобразование Фурье от модели сигнала:

$$\begin{aligned} \hat{f}(\omega) = & \sum_{i=1}^9 \left\{ e^{-j\omega t_i} [\xi(i)ja_it_i^2 + jb_it_i + jc_i] \right. \\ & + \sum_{i=1}^9 \left\{ \frac{1}{\omega} (2\xi(i)a_it_i + b_i) - \frac{2\xi(i)ja_i}{\omega^2} \right\} \\ & - \sum_{i=1}^9 \left\{ e^{-j\omega t_{i-1}} [\xi(i)ja_{i-1}t_{i-1}^2 + jb_{i-1}t_{i-1} + jc_{i-1}] \right. \\ & \left. - \sum_{i=1}^9 \left\{ \frac{1}{\omega} (2\xi(i)a_{i-1}t_{i-1} + b_{i-1}) - \frac{2\xi(i)ja_{i-1}}{\omega^2} \right\} \right\}. \quad (3) \end{aligned}$$

Задача минимизации функционала (2) с условием связи (1) сводится к поиску безусловного экстремума функционала:

$$\begin{aligned} \hat{V} = & \int_0^{T_k} E(t) [f(t) - \hat{f}(t)]^2 dt \\ & + \lambda \left(\frac{1}{\omega_0} \int_0^{\omega_0} |H(j\omega)|^2 d\omega - A \right), \quad (4) \end{aligned}$$

где λ - постоянный неопределенный множитель.

Варируя $\delta \hat{V} = 0$, получаем соотношения для определения оптимальной частотной характеристики фильтра:

$$\begin{aligned} \int_0^{T_k} E(t) \left\{ f(t) - \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} H(j\omega) e^{j\omega t} \hat{f}(\omega) d\omega \right\} \\ + \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} H(j\omega) e^{j\omega t} \left[\hat{f}(\omega) - \left(\sum_{i=1}^9 e^{-j\omega t_i} \left(\frac{2}{\omega^2} (2\xi(i)a_it_i + b_i) - \frac{6\xi(i)ja_i}{\omega^3} \right) \right. \right. \\ \left. \left. - \frac{2}{\omega^2} (2\xi(i)a_{i-1}t_{i-1} + b_{i-1}) + \frac{6\xi(i)ja_{i-1}}{\omega^3} \right) + j\omega \hat{f}(\omega) \right] \right\} dt. \quad (5) \end{aligned}$$

Приведенные уравнения позволяют исследовать свойства оптимального фильтра в зависимости от значений $E(t)$. На практике используются дискретные соотношения, которые позволяют численно рассчитать характеристики фильтра, но затрудняют исследование общих зависимостей, в частности оценку чувствительности по параметрам.

Пусть имеются отчеты сигнала: $f_0, \dots, f_{N-1}$ и отчеты дискретного преобразо-

вания Фурье этого сигнала: $\hat{f}_0, \dots, \hat{f}_{N-1}$. Обозначим через:

$$H_k = H(e^{j\frac{2\pi jk}{N}}), k=0, K; H_k=1, k=K+1, N-1 \quad (6)$$

частотную характеристику цифрового КИХ – фильтра, где $H(z)$ – Z – преобразование импульсной характеристики фильтра.

Задача минимизации функционала (2) сводится в дискретном случае к минимизации суммы:

$$S = \sum_{i=0}^{N-1} [f_i - \hat{f}_i^0]^2 E_i, \quad (7)$$

где: $\hat{f}_i^0$ - отчеты фильтрованного сигнала, E_i - отчеты функции удельных весов зубцов и сегментов ЭКГ. Ограничения (1) принимают вид:

$$\sum_{k=0}^K |H_k|^2 = A. \quad (8)$$

Для нахождения оптимальных значений H_k используем метод множителей Лагранжа, что приводит к системе уравнений:

$$\begin{aligned} \frac{\partial S}{\partial H_k} = & \sum_{i=0}^{N-1} \left\{ [f_i - \hat{f}_i^0] E_i \left(\sum_{l=0}^{N-1} f_l e^{-2\pi jkl} \right) e^{2\pi jik} \right\} - \lambda |H_k| = 0 \\ \frac{\partial S}{\partial \lambda} = & \sum_{k=0}^K |H_k|^2 - A = 0, \end{aligned}$$

где:

$$\hat{f}_k^0 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} H_k \hat{f}_k e^{2\pi jik}. \quad (9)$$

Систему (9) можно решить итерационным методом, поскольку обеспечено достаточное условие сходимости этого метода. На рис.4 приведены два примера расчета оптимального КИХ-фильтра при различных значениях весовых отчетов E_i . На рис.5 приведены спектральные мощности данных фильтров.

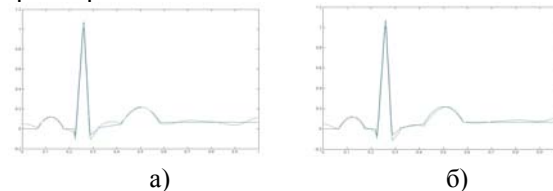


Рис.4. Пример расчета КИХ – фильтра: а) $E(t)=5$ для Р и Т – зубцов и $E(t)=1$ в остальных случаях б) $E(t)=5$ для PQ-интервала и ST-сегмента и $E(t)=1$ в остальных случаях

По заданной спектральной характеристике H_k далее можно построить Nb отчетов

АДАПТИВНЫЙ ФИЛЬТР ВЕРХНИХ ЧАСТОТ ДЛЯ ВЕЛОЭРГОМЕТРИИ

импульсной характеристики h_k КИХ – фильтра, которые совпадают с коэффициентами фильтра $b(k)$:

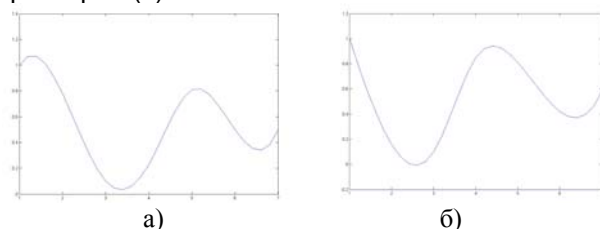


Рис. 5. Спектральные мощности КИХ-фильтров, обеспечивающих максимальное сохранение формы сигнала: а) сохранение формы Р и Т – зубцов, б) сохранение PQ-интервала и ST-сегмента

$$y_n = \sum_{k=0}^{N_b} b(k)x_{n-k}, \quad (10)$$

x_n, y_n – соответственно отчеты входного и выходного сигналов.

Расчет коэффициентов $b(k)$ выполняется методом частотной выборки с использованием окна Хэмминга для уменьшения эффекта Гиббса.

Построенные коэффициенты $b(k)$ КИХ-фильтра являются начальными значениями адаптивного КИХ-фильтра:

$$y_n = \sum_{k=0}^{N_b} b^n(k)x_{n-k}. \quad (11)$$

В адаптивном КИХ – фильтре коэффициенты $b(k)$ меняются во времени с целью минимизации некоторого функционала E . После выбора функционала, настройка коэффициентов выполняется по антиградиенту:

$$b^{n+1}(k) = b^n(k) - \Delta \frac{\partial E}{\partial b(k)} \Big|_{b(k)=b^n(k)}, \quad (12)$$

Δ – скорость обучения.

В работе предложен вариант ошибки E для дискретного сигнала:

$$E = \sum_{k=1}^K \varepsilon_g T^2(j\omega_0 k) H^2(j\omega_0 k), \quad (13)$$

где

$H^2(j\omega_0 k)$ – отчеты спектральной мощности адаптивного фильтра;

$T^2(j\omega_0 k)$ – отчеты спектральной мощности разности реального сигнала и модели с оцененными параметрами;

ε – параметр ε -слоя, наложенного на входной сигнал.

Если рассмотреть разность реального кардиографического сигнала и модели с оцененными параметрами (рис. 6), то суммарная

спектральная мощность такой разности будет составлять не более 5-10% от мощности исходного сигнала. При динамической нагрузке в велоэргометрии к сигналу добавляется низкочастотный шум и суммарная мощность разности сигналов может возрастать до 30%. (рис. 7). Эта мощность и является составляющей ошибки (13).

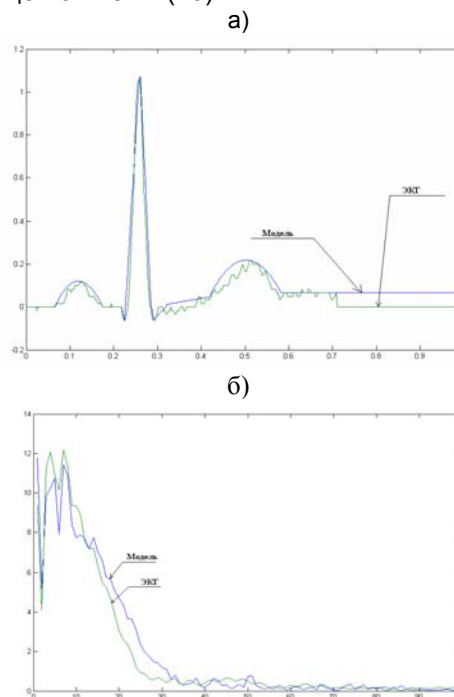


Рис. 6. а) кардиографический сигнал и его модель б) спектры мощности сигнала и модели

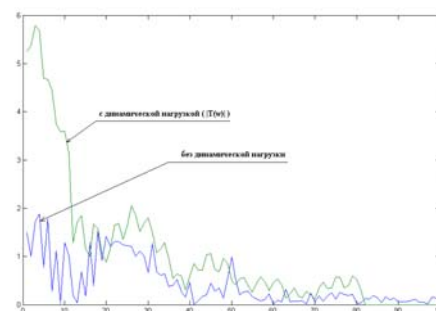


Рис. 7. Спектры разности сигнала и модели с оцененными параметрами

Вторая часть минимизируемой ошибки связана с понятием ε -слоя. В соответствии с моделью ε -слоя предполагается, что наблюдаемый сигнал имеет некоторый слой неопределенности, причем в общем случае толщина слоя неодинакова для положительных и отрицательных отклонений. Иначе говоря, на сигнал $f(t)$ накладываются два однопараметрических ограничения $f_1(t, \varepsilon)$ и $f_2(t, \varepsilon)$, причем обе функции совпадают с $f(t)$ при $\varepsilon=0$. Для каждой функции можно определить ε_g – зна-

чение параметра, при котором для всех $\varepsilon > \varepsilon_g$ сигнал не пересекает ε - слой, а при значениях меньших ε_g пересекает. Значение ε_g определяет в данной задаче степень отклонения фильтрованного сигнала от исходного и является параметром в ошибке (13). Параметр ε_g эффективно определяется методом дихотомии.

В качестве модели ε -слоя для задачи велоэргометрии используются квадратичные функции для зубцов Т и Р:

$$f_1(t, \varepsilon) = f_2(t, \varepsilon) = a_i(\varepsilon)t^2 + b_i(\varepsilon)t + c_i(\varepsilon),$$

где: $a_i(\varepsilon) = a_i + k_a \varepsilon$, k_a - постоянная. (14)

Для остальных зубцов используются линейные функции, в которых a_i равны нулю.

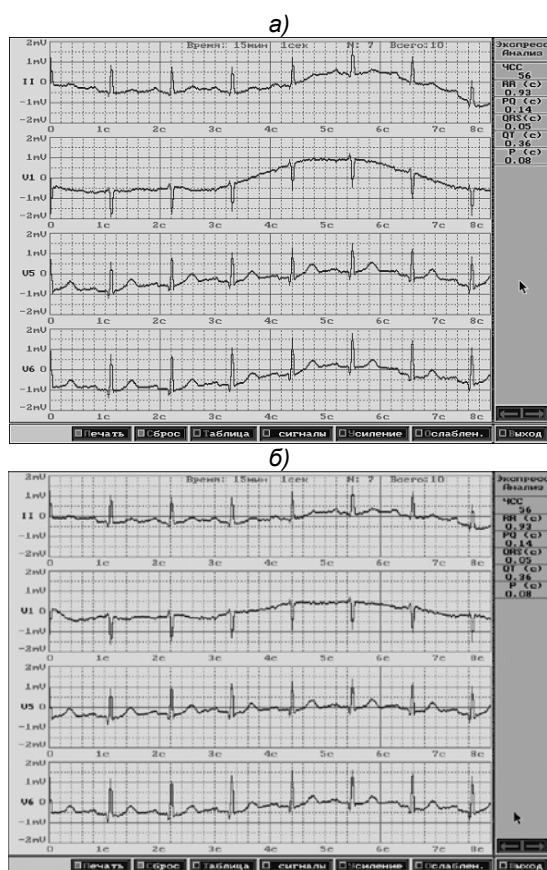


Рис. 8. Пример использования адаптивного фильтра верхних частот: а) сигнал без использования фильтра, б) сигнал с применением фильтра

Построенный адаптивный фильтр работает в двух режимах. В первом происходит аппроксимация сигнала, при этом работает адаптивный фильтр с оцененными парамет-

рами. Далее выполняется дискретное преобразование Фурье сигнала и модели доля получения оценки адаптивного фильтра. Во втором режиме выполняется антиградиентная настройка параметров адаптивного фильтра. Такой метод позволил повысить точность распознавания положения ST-сегмента по крайней мере на 15% и на 10% улучшить определение параметров Т-зубца. Данная оценка выполнена по 4000 записям ЭКГ комплекса ЭФКР-4. На рис. 8 приведен пример использования адаптивного фильтра для определения положения ST-сегмента.

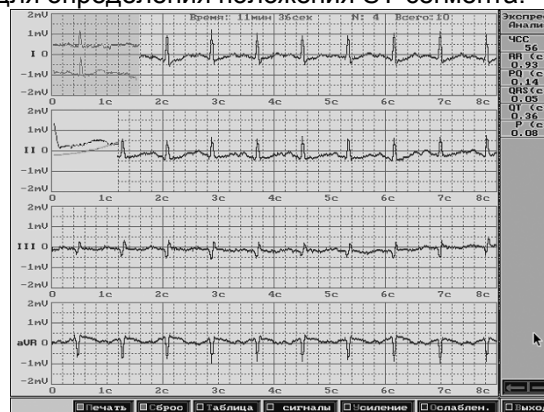


Рис.9. Преобразование велоэргометрического сигнала для повышения точности диагностики

На рис.9 приведен анализ ST-сегмента и амплитуды Т-зубца. При этом положение ST-сегмента определяется проведением кубического сплайна, что изображается во время регистрации в верхнем углу. Кроме этого в углу изображены ЭКГ в текущий момент и в состоянии покоя, приведенные к одному временному масштабу. Это позволяет визуально следить за изменением формы ЭКГ во время нагрузки, в частности фиксировать нормализацию Т-зубца.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Гордиенко Г.Ю., Тушев А.Н., Якунин А.Г. Автоматизированный диагностический комплекс для кардиологических исследований ЭФКР-4. //Приборы и техника эксперимента. М.:1995. -№2. -С.207.
2. Лэм Г. Аналоговые и цифровые фильтры. Расчет и реализация. М.: Мир. 1982.
3. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. М.: Медицина. 1984.