

На правах рукописи
УДК 681.518.54(043.3)

Тушев Александр Александрович

**ПРИМЕНЕНИЕ АНТИГРАДИЕНТНЫХ МЕТОДОВ НАСТРОЙКИ
ПАРАМЕТРОВ В СИСТЕМАХ АНАЛИЗА ДИАГНОСТИЧЕСКИХ
ВЕЛОЭРГОМЕТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ**

05.13.01 «Системный анализ, управление и
обработка информации»

А В Т О Р Е Ф Е Р А Т
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Барнаул – 2007

Работа выполнена в ГОУ ВПО «Алтайский государственный технический университет им. И.И. Ползунова» на кафедре «Автоматика и вычислительные системы».

Научный руководитель: доктор технических наук, профессор
Якунин Алексей Григорьевич

Официальные оппоненты: доктор технических наук, профессор
Тищенко Андрей Иванович

кандидат технических наук, профессор
Шатохин Александр Семенович

Ведущая организация: Институт проблем управления
им. В.А. Трапезникова,
РАН, г. Москва

Защита диссертации состоится 29 мая 2007 г. в 14:00 на заседании регионального диссертационного совета КМ 212.004.01 при ГОУ ВПО «Алтайский государственный технический университет им. И.И. Ползунова» по адресу: 656038, г. Барнаул, пр. Ленина, 46.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ГОУ ВПО «Алтайский государственный технический университет им. И.И. Ползунова».

Автореферат разослан 27 апреля 2007г.

Ученый секретарь регионального
диссертационного совета, к.э.н., доцент

А.Г. Блем

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность проблемы. Искусственные нейронные сети (ИНН) являются одним из наиболее используемых методов обработки информации. Их широкое распространение обусловило открытие Румелхартом (Rumelhart) в 1987 году метода обратного распространения ошибки (backpropagation), который позволял проводить эффективное обучение ИНН, в отличие от ранее используемых методов. В настоящее время широко применяются многочисленные модификации этого метода в зависимости от характера проводимого исследования.

Метод обратного распространения ошибки опирается на более широкий класс методов антиградиентной настройки параметров технических и других систем, которые позволяют проводить анализ их поведения в изменяющихся условиях внешней среды и разрабатывать оптимальные управляющие воздействия.

Вместе с тем антиградиентные методы настройки параметров, не сводящиеся к нейронным сетям, значительно менее распространены, в частности в задачах обработки диагностических сигналов. Анализ литературных источников показал перспективность применения антиградиентных методов для задач проектирования и анализа диагностических систем, поскольку они имеют ряд преимуществ перед традиционными методами.

Цель диссертационной работы.

Математическая разработка и программная реализация адаптивных фильтров с использованием антиградиентной настройки параметров для повышения достоверности работы системы анализа велоэргометрических сигналов и неинвазивного обнаружения порога анаэробного обмена.

Задачи исследования:

1. Разработка методов проектирования адаптивных фильтров для велоэргометрии с настройкой параметров фильтра антиградиентным методом по критерию сохранения формы сигнала в фиксированном ограничивающем слое с целью эффективного подавления низкочастотной помехи.

2. Реализация адаптивных фильтров по различным критериям минимизации функции ошибки с дополнительной обработкой сигналов для более качественного анализа велоэргометрического сигнала.

3. Разработка неинвазивных методов обнаружения порога анаэробного обмена с целью профилактики сердечно-сосудистых заболеваний и проверки работоспособности мышечных клеток.

4. Реализация программно-аппаратного комплекса для оценки порога анаэробного обмена неинвазивными методами по изменению частоты сердечных сокращений и частоты дыхания.

Объектом исследований являются велоэргометрические методы обследований и их применение для нужд практической медицины.

Предметом исследований является улучшение достоверности обработки велоэргометрических сигналов.

Методы исследований. Применялись методы обработки информации искусственными нейронными сетями, методы проектирования цифровых фильтров, методы математического моделирования, методы цифровой обработки сигналов, методы математической статистики.

Научную новизну представляют:

1. метод проектирования адаптивного фильтра для велоэргометрии, основанный на подавлении низкочастотной помехи с настройкой параметров фильтра антиградиентным методом по критерию сохранения формы сигнала в фиксированном ограничивающем слое;

2. критерии построения формы ограничивающего слоя и методы обработки сигналов на их основе в велоэргометрии для улучшения выявления кардиологических заболеваний;

3. метод выявления порога анаэробного обмена антиградиентным поиском точки резкого изменения производной сигналов частоты дыхания и частоты сердечных сокращений для оценки работоспособности мышечных клеток с целью профилактики заболеваний сердечно-сосудистой системы.

Практическая ценность и реализация результатов работы. В результате проведенных исследований в 2005 году был добавлен модуль цифровой адаптивной фильтрации для велоэргометрии в диагностический кардиологический комплекс ЭФКР-4, который используется в ряде лечебных учреждениях Алтайского края в течении 10 лет. Метод неинвазивного определения порога анаэробного обмена используется с 2005 года в лаборатории патологической физиологии Барнаульского государственного педагогического университета с целью оценки оптимальной нагрузки для больных с риском сердечно-сосудистых заболеваний. Таким образом проведенные исследования оказались важными для нужд практической медицины.

Защищаемые положения. На защиту выносятся:

- метод проектирования адаптивных фильтров на основе антиградиентной настройки параметров для подавления помехи в виде разности реального и аппроксимированного сигнала;

- метод выявления порога анаэробного обмена с применением антиградиентного поиска для более точной оценки точек резкого изменения характера сигналов;

- реализация адаптивных фильтров по различным критериям минимизации функции ошибки с дополнительной обработкой сигналов для более качественного анализа велоэргометрического сигнала;

- реализация программно-аппаратного комплекса для оценки порога анаэробного обмена неинвазивными методами по изменению частоты сердечных сокращений и частоты дыхания.

Апробация работы. Разработанный автором метод построения адаптивных фильтров был реализован в виде блока цифровой фильтрации для многофункционального диагностического комплекса ЭФКР-4 и внедрен в 5 лечебных учреждениях, где используется данный комплекс. Результаты

исследований докладывались на конференциях в Москве, Рязани, Томске и Барнауле.

Личный вклад. Постановка задач, способы решения, основные научные результаты принадлежат автору.

Публикации. По теме диссертации опубликовано 11 работ, из них 2 журнальных публикаций, в т.ч. 1 в изданиях, рекомендованных ВАК для публикации основных результатов диссертаций.

Структура и объем диссертации. Диссертация состоит из введения, четырех глав, выводов, списка литературы и приложений, изложена на 105 листах машинописного текст, содержит 35 рисунков, список литературы, включающий 76 наименований.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснованы актуальность, научная и практическая значимость работы, сформулированы цель работы и ее научная новизна, изложены выносимые на защиту положения, приведена краткая характеристика работы.

В первой главе рассматриваются теоретические основы антиградиентных методов настройки параметров систем, их место и роль в системном анализе и обработке диагностической информации. Также в главе рассматривается проблема качества диагностической информации при обработке велоэргометрических сигналов и предлагаются методы ее улучшения.

При выполнении велоэргометрии (ВЭМ) пациент подвергается динамической нагрузке в виде вращения педалей велотренажера, при этом мощность нагрузки регулируется и меняется по мере проведения исследования. При наличии ишемической болезни сердца (ИБС) продолжительность и интенсивность нагрузки на пациента являются негативными факторами, и поэтому необходимо повышение качества анализа ЭКГ для уменьшения действия указанных факторов.

Динамическая 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 ситуация меняется. Амплитуда низкочастотной помехи значительно возрастает и может превышать величину R-зубца, а ее рабочий интервал частот увеличивается до 10 Гц (рис. 1).

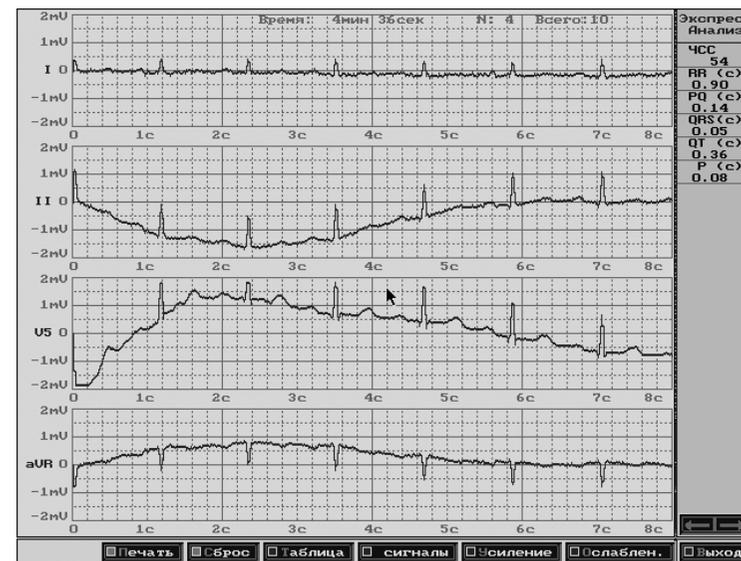


Рис. 1. Пример дрейфа изолинии при регистрации ЭКГ в велоэргометрии

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 (ИБС). 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. В частности кубический сплайн в области ST-сегментов существенно отклоняется от истинной изолинии сигнала. На рисунке 2 показан ST-сегмент, положение которого по сплайновой аппроксимации выше изолинии, но ИБС на самом деле отсутствует.

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.

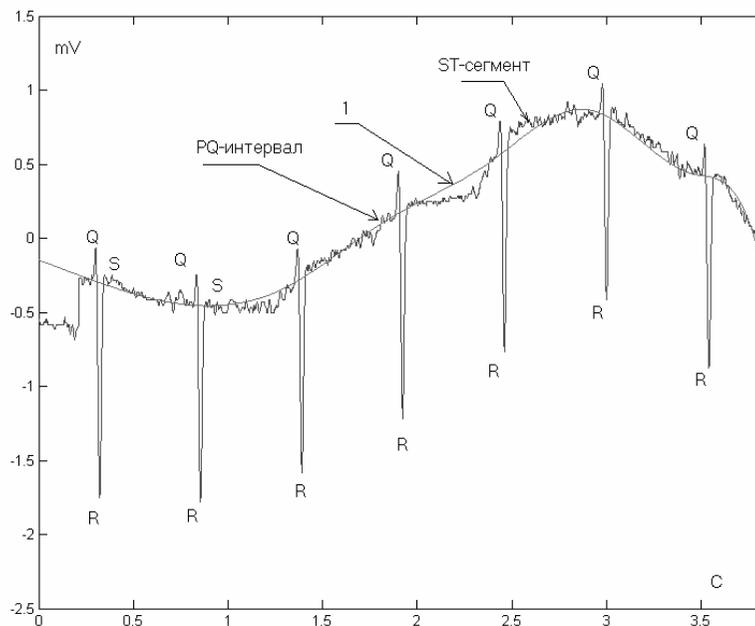
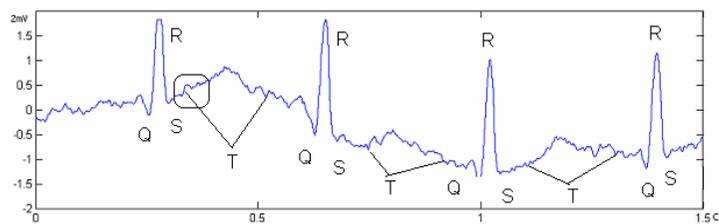


Рис. 2. Аппроксимация сплайном (1) через PQ-интервалы велоэргометрического сигнала

В связи с этим, перед проведением аппроксимации необходима фильтрация верхних частот сигнала. Но в отличие от высокочастотной 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 рисунке 2 показан пример фильтрации сигнала на частоте среза 5 Гц.

а)



б)

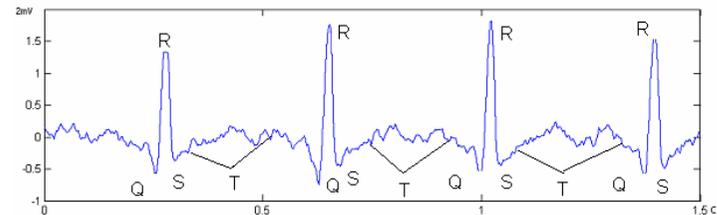


Рис. 3. Искажения велоэргометрического сигнала при использовании ВЧ фильтра
а)-исходный сигнал, б) – сигнал после фильтрации

В исходном сигнале выделен ST-сегмент, находящийся выше изолинии, а после фильтрации данный ST-сегмент находится на изолинии. Таким образом, реальное смещение ST-сегмента снизилось до нормы, кроме этого в результате фильтрации отсутствует нормализация Т-зубца, свидетельствующая о миокардиодистрофии.

Таким образом, стандартными методами проектирования цифровых фильтров существенно подавить низкочастотную помеху без существенного искажения формы сигнала не удастся и в работе предлагается использование адаптивных цифровых фильтров с аппроксимацией кардиосигнала и антиградиентной настройкой параметров.

Велоэргометрия кроме своего основного назначения выявления ИБС применяется и как составная часть комплексных исследований пациентов. При этом также остается актуальной задача улучшения качества обработки информации от всех диагностических сигналов проводимого исследования. В работе рассматривается задача определения порога анаэробного обмена (ПАНО) по данным велоэргометрии и спирографии.

Порог анаэробного обмена (ПАНО) представляет собой момент перехода от аэробного метаболизма клеток к анаэробному, связанному с окислительными процессами, при большой нагрузке, когда приток кислорода к мышцам становится недостаточным. Данный порог определяется стандартными методами по периодическому взятию пробы крови при постепенном увеличении двигательной нагрузки. При переходе к анаэробному метаболизму фиксируется увеличение содержания молочной кислоты. Нагрузка дозируется обычно установкой мощности на велоэргометре. ПАНО является одной из важнейших характеристик для спортсменов, а также при реабилитации больных с сердечно сосудистыми заболеваниями. Вместе с тем периодический анализ крови представляет трудоемкий процесс и актуальной является задача разработки неинвазивных методов фиксации указанного порога.

Проведенные исследования показали достаточно четкую связь момента ПАНО с частотой сердечных сокращений (ЧСС) и частотой дыхания (ЧД) (рис. 4). При равномерном увеличении динамической нагрузки для обоих

параметров характерен момент резкого изменения их скорости возрастания. Частота сердечных сокращений сначала возрастает достаточно быстро, а затем наступает момент, когда сердечная мышца не в состоянии увеличивать частоту сокращений с прежней скоростью, и тогда, ЧСС начинает увеличиваться плавно. Частота дыхания, наоборот, сначала возрастает с относительно невысокой скоростью, но затем, при приближении к порогу анаэробного обмена нехватка кислорода становится ощутимой, и частота дыхания начинает резко возрастать. Моменты резкого изменения скорости роста обеих параметров корреляционно связаны с истинным значением ПАНО (рис. 4).

Таким образом, традиционные методы обработки велоэргометрических сигналов недостаточно эффективны в ряде задач и требуются новые подходы к их решению. Одним из таких подходов является антиградиентный метод настройки параметров систем.

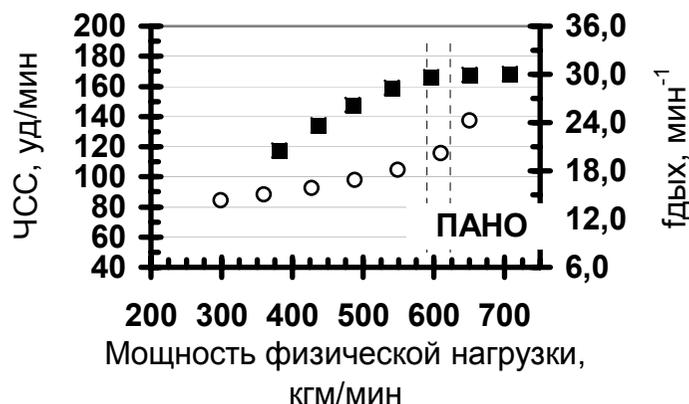


Рис. 4. Связь порога анаэробного обмена с частотой сердечных сокращений и частотой дыхания

Во **второй** главе рассмотрена задача построения адаптивных фильтров с использованием антиградиентной настройки параметров систем с ограничивающим слоем на сигнал для снижения уровня низкочастотных шумов в велоэргометрии.

Общая формула связи отчетов входного и выходного сигналов для адаптивного КИХ фильтра имеет вид:

$$y_n = \sum_{k=0}^{N_b} b^n(k) x_{n-k}, \quad (1)$$

где: X_k – отсчеты входного сигнала, Y_k – отсчеты выходного сигнала, N_b – порядок фильтра, $b^n(k)$ – коэффициенты фильтра. Адаптивность фильтра означает зависимость коэффициентов фильтра от номера отсчетов сигнала. Антиградиентная настройка параметров фильтра выполняется по формуле:

$$b^{n+1}(k) = b^n(k) - \Delta \frac{\partial E}{\partial b(k)} \Big|_{b(k)=b^n(k)}, \quad (2)$$

где: $E(b(1), \dots, b(N_b))$ – минимизируемая функция ошибки, Δ – шаг перемещения по антиградиенту.

Для эффективной минимизации функции ошибок адаптивного фильтра важно выбрать начальную точку коэффициентов фильтра $b^0(1), \dots, b^0(N_b)$ как можно ближе к минимуму E . Таким образом, работа фильтра разбивается на два этапа: выбор начальных значений коэффициентов и модификация коэффициентов в соответствии с формулой (2). В реализованном фильтре эти режимы работы чередуются. Каждый этап длится в течение нескольких секунд.

На этапе выбора начальных значений коэффициентов фильтра кардиосигнал аппроксимируется кусочно-полиномиальной функцией вида:

$$f(t) = \xi(i) a_i t^2 + b_i t + c_i, \quad t \in [t_{i-1}, t_i], \quad i = 1, 9; \quad (3)$$

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

T и P – зубцы аппроксимируются полиномом второй степени, а остальные элементы ЭКГ – линейными функциями (рис. 5).

Конкретные значения интервалов и амплитуд зубцов вычисляются для конкретных сигналов в реальном масштабе времени по разработанному алгоритму, основанному на последовательной фильтрации верхних частот и нижних частот стандартными КИХ фильтрами, с последующим пороговым поиском.

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

$$A = \frac{1}{\omega_0} \int_0^{\omega_0} |H(j\omega)|^2 d\omega, \quad (4)$$

где: ω_0 – частота среза фильтра.

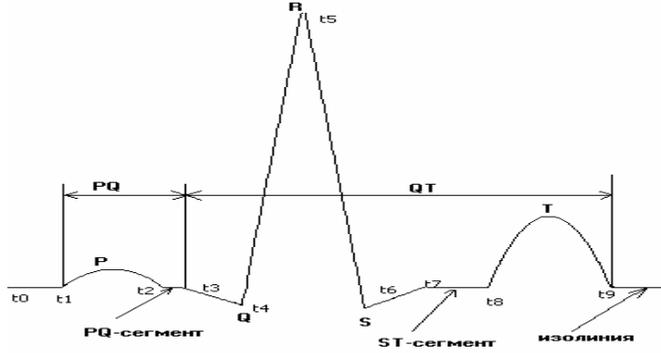


Рис. 5. Модель кардиологического сигнала

Очевидно, что $0 \leq A \leq 1$ и для идеального фильтра верхних частот $A=0$. Задача на первом этапе построения фильтра состоит в определении минимального значения A , при котором аппроксимируемый сигнал после фильтрации целиком находится внутри ограничивающего слоя (ϵ слоя).

При фиксированном значении A задача поиска оптимальной частотной характеристики $H(j\omega)$ сводится к минимизации функционала:

$$V = \int_0^{T_k} E(t) [f(t) - \tilde{f}(t)]^2 dt, \quad (5)$$

где: $f(t)$ – исходный сигнал, $\tilde{f}(t)$ – сигнал после фильтрации, T_k – общая длительность сигнала, $E(t)$ – функция, обратная ширине ϵ – слоя, определяющая удельный вес каждого зубца или сегмента входного сигнала. Минимум функционала (5) вычисляется с ограничениями (4).

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

$$\begin{aligned} \mathbf{f}(\omega) = & \sum_{i=1}^9 \left\{ e^{-j\omega t_i} [\xi(i)ja_i t_i^2 + jb_i t_i + jc_i] \right\} + \\ & + \sum_{i=1}^9 \left\{ \frac{1}{\omega} (2\xi(i)a_i t_i + b_i) - \frac{2\xi(i)ja_i}{\omega^2} \right\} - \\ & - \sum_{i=1}^9 \left\{ e^{-j\omega t_{i-1}} [\xi(i)ja_{i-1} t_{i-1}^2 + jb_{i-1} t_{i-1} + jc_{i-1}] \right\} - \\ & - \sum_{i=1}^9 \left\{ \frac{1}{\omega} (2\xi(i)a_{i-1} t_{i-1} + b_{i-1}) - \frac{2\xi(i)ja_{i-1}}{\omega^2} \right\}. \end{aligned} \quad (6)$$

В дискретном случае имеются отсчеты сигнала: f_0, \dots, f_{N-1} и отсчеты дискретного преобразования Фурье этого сигнала: $\mathbf{f}_0, \dots, \mathbf{f}_{N-1}$. Обозначим через:

$$H_k = H(e^{j\frac{2\pi}{N}k}), k=0, K; H_k = 1, k=K+1, N-1, \quad (7)$$

частотную характеристику цифрового КИХ – фильтра, где $\mathbf{H}(z)$ – Z – преобразование импульсной характеристики фильтра $\mathbf{h}_k, k=0, N-1$

Задача минимизации функционала (5) сводится в дискретном случае к минимизации суммы:

$$S = \sum_{i=0}^{N-1} [f_i - \tilde{f}_i]^2 E_i, \quad (8)$$

где: \tilde{f}_i – отсчеты фильтрованного сигнала, E_i – отсчеты функции удельных весов зубцов и сегментов ЭКГ. Ограничения (4) принимают вид:

$$\sum_{k=0}^K |H_k|^2 = A. \quad (9)$$

Для нахождения оптимальных значений \mathbf{H}_k используем метод множителей Лагранжа, что приводит к системе уравнений:

$$\begin{aligned} \frac{\partial S}{\partial H_k} = \sum_{i=0}^{N-1} \left\{ [f_i - \tilde{f}_i] E_i \left(\sum_{l=0}^{N-1} f_l e^{-2\pi jkl} \right) e^{2\pi jik} \right\} - \lambda |H_k| = 0 \\ \frac{\partial S}{\partial \lambda} = \sum_{k=0}^K |H_k|^2 - A = 0, \end{aligned} \quad (10)$$

$$\text{где: } \tilde{f}_k = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} H_k \mathbf{f}_k e^{2\pi jki}.$$

Система (10) решается итерационным методом, в результате чего определяются частотная характеристика цифрового КИХ фильтра, по которой обратным Z – преобразованием вычисляются отсчеты импульсной характеристики $\mathbf{h}_k, k=0, N-1$ фильтра. Далее методом половинного деления определяется минимальное значение A , при котором фильтрованный сигнал фильтром с полученной импульсной характеристикой целиком находится внутри заданного ограничивающего ϵ – слоя. На рисунке 6 приведен пример построения фильтров с различными ограничивающими слоями для случаев фиксации положения ST-сегмента и величин зубцов P и T.

На втором этапе работы фильтра выполняется антиградиентная настройка параметров фильтра в соответствии с (2). В качестве ошибки в работе предложена следующая функция:

$$E = \sum_{k=1}^K T^2(j\omega_0 k) H^2(j\omega_0 k), \quad (11)$$

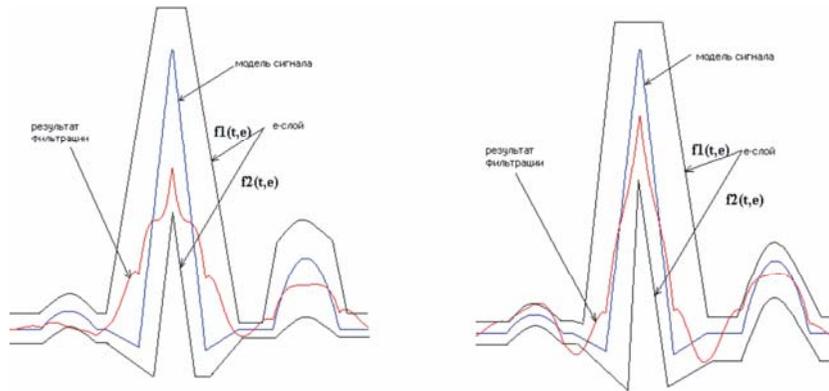


Рис. 6. Фильтрация модельного сигнала фильтром с различными ε -слоями

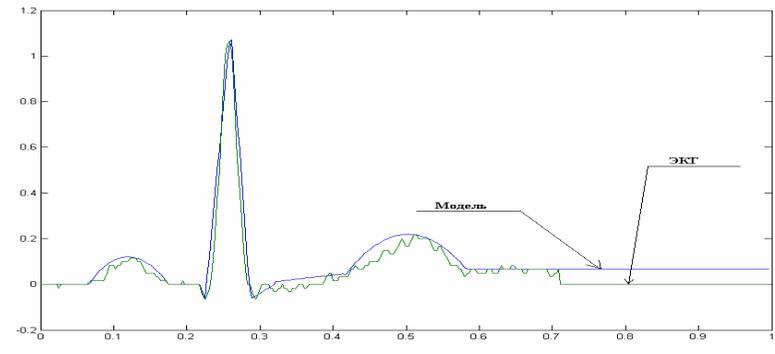
где:

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

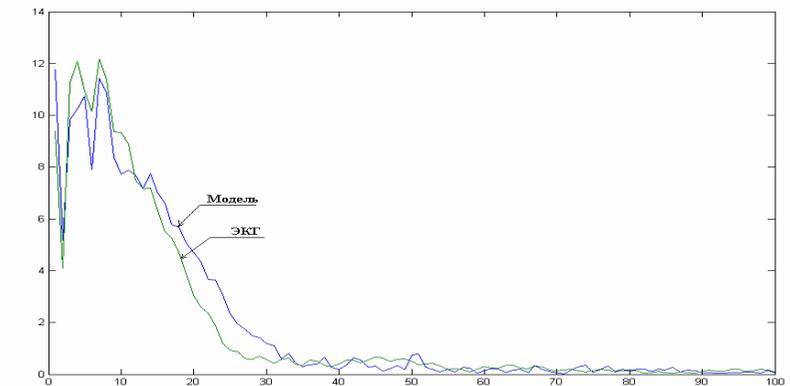
$T^2(j\omega_0 k)$ – отчеты спектральной мощности разности реального сигнала и модели с оцененными параметрами.

Если рассмотреть разность реального кардиографического сигнала и модели с оцененными параметрами (рис. 7), 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. 8). Эта мощность и является составляющей ошибки (11).

Предложенный метод построения адаптивных фильтров позволяет существенно снизить величину низкочастотного шума при допустимом сохранении формы сигнала. На рисунке 9 приведен пример работы фильтра.



а)



б)

Рис. 7. а) кардиографический сигнал и его модель
б) спектры мощности сигнала и модели

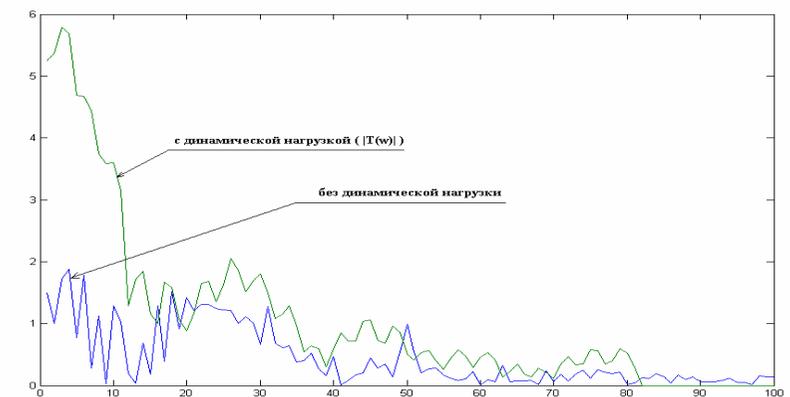
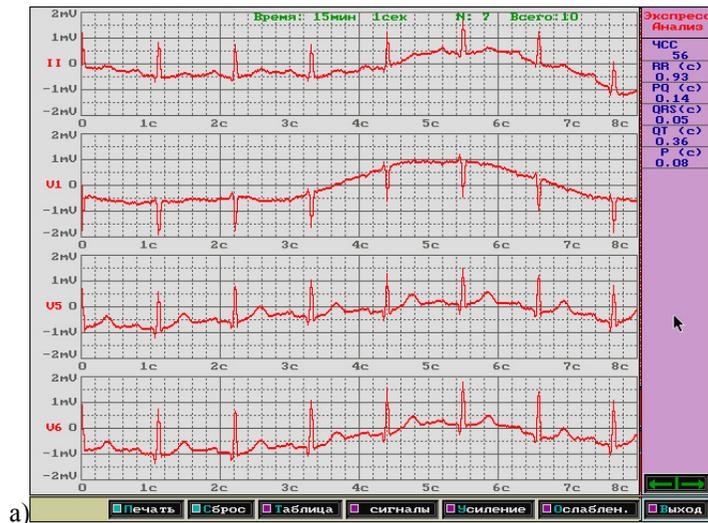
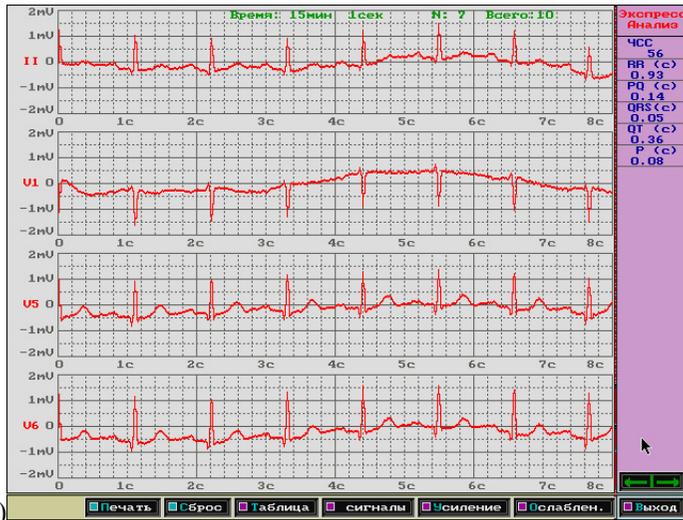


Рис. 8. Спектры разности сигнала и модели с оцененными параметрами, при добавлении низкочастотного шума в велоэргометрии



а)



б)

Рис. 9. Пример применения адаптивного фильтра верхних частот
а) – исходный сигнал, б) – сигнал после фильтрации

В третьей главе рассматривается применение антиградиентной настройки параметров обучающей системы радиального типа для решения задачи оценки порога анаэробного обмена неинвазивными методами.

Задача оценивания ПАНО по ЧСС и по частоте дыхания сводится к определению точки скачка производной соответствующих графиков от времени или мощности. Для решения задачи первоначально была предложена аппроксимация зависимостей двумя линейными отрезками методом наименьших квадратов (МНК) и ПАНО определяется при соотношении углов наклона больше заданной пороговой величины.

В стандартном МНК аппроксимация по двум отрезкам выполняется при заданном значении величины k – номера точки разделения отрезков и \bar{t} – точки пересечения отрезков, которая и определяет точку скачка производной (рис. 10). При заданных значениях параметров коэффициенты отрезков a_1, b_1, a_2, b_2 – вычисляются решением системы линейных уравнений.

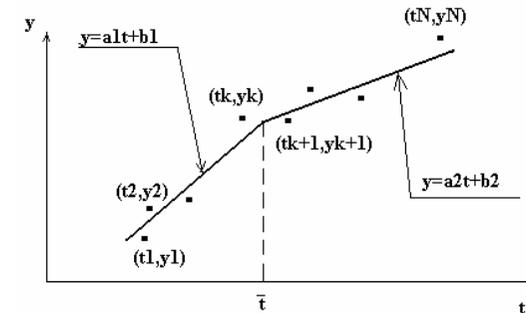


Рис. 10. Расчет точки скачка производной методом наименьших квадратов

Величину k можно определить перебором, а \bar{t} – методом половинного деления по критерию минимума среднеквадратичного отклонения аппроксимирующих отрезков от экспериментальных данных. Однако оптимизация по двум параметрам затрудняет поиск скачка производной в реальном масштабе времени, поэтому в работе предложен вариант МНК с оптимизацией только по дискретному параметру k . Пусть параметр k задан. Построим регрессионное уравнение со вспомогательными переменными:

$$y = \beta_0 + \beta_1 T^1 + \beta_2 T^2 + \beta_3 T^3 + \varepsilon \quad (12)$$

Значения вспомогательных переменных:

$T^1 : t_1, \dots, t_k, t_k, \dots, t_k; T^2 : 0, \dots, 0, t_{k+1}, t_{k+2}, \dots, t_N$. Для переменной T^3 первые k значений равны 0, остальные 1. После нахождения минимума суммы квадратов:

$$S(b_0, b_1, b_2, b_3) = \sum_{i=1}^N [y_i - b_0 - b_1 T_i^1 - b_2 T_i^2 - b_3 T_i^3]^2 \quad (13)$$

решением системы линейных уравнений, получаем оптимальные значения b_1 и b_2 . Точка пересечения отрезков определяется по формуле:

$$\bar{t} = \frac{(b_1 - b_2)t_k + b_3}{b_1 - b_2} \quad (14)$$

Данный метод обеспечивает высокую скорость работы, но при анализе результатов было обнаружено, что в ряде случаев точка скачка производной функции определяется неточно. В связи с этим был предложен новый метод, основанный на настройке радиальных сетей. В данном методе радиальные функции при настройке минимизируют ошибку:

$$E = \sum_{i=1}^p \left[\sum_{j=1}^K \omega_j \varphi\left(\left\| \frac{t_i - c_i}{\sigma_i} \right\| \right) - y_i \right]^2, \quad (15)$$

где y_i и t_i – аргументы и значения аппроксимируемой функции, а все параметры настраиваются по антиградиенту:

$$\omega_j = \omega_j - \Delta \frac{\partial E}{\partial \omega_j}, \quad c_i = c_i - \Delta \frac{\partial E}{\partial c_i}, \quad \sigma_i = \sigma_i - \Delta \frac{\partial E}{\partial \sigma_i}. \quad (16)$$

В качестве радиальных функций были выбраны гауссовские величины:

$$\varphi(x) = \varphi(\|x - c\|) = \exp\left(-\frac{\|x - c\|^2}{2\sigma^2}\right). \quad (17)$$

На рисунке 11 приведен пример аппроксимации точки скачка производной по двум парам радиальных функций. Метод радиальных сетей оказался значительно точнее МНК, но с существенно большим временем работы. Поэтому МНК используется в программном комплексе для экспресс-анализа в реальном масштабе времени, а радиальные сети для более качественного анализа ранее проведенных исследований.

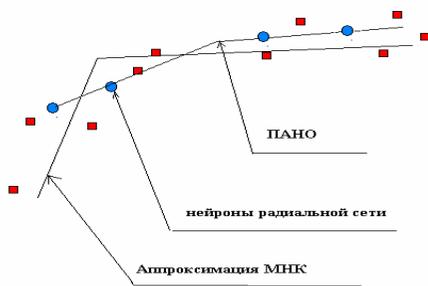


Рис. 11. Расчет момента скачка производной методом наименьших квадратов и радиальной сетью

В четвертой главе рассмотрены вопросы практической реализации разработанных методов и результаты их использования.

Основой для разработанных методов явился многофункциональный комплекс ЭФКР-4, разработанный в центре «Медицина и электроника» в 1992 году. Комплекс позволяет проводить широкий спектр исследований в области кардиологии и используется в ряде лечебных учреждениях Алтайского края. В 2005 году был внедрен адаптивный фильтр для обработки

сигналов в велоэргометрии. При этом для получения более качественных результатов оказалась возможной одновременная фильтрация с различными ϵ -слоями. Обычно работают фильтры по сохранению положения ST-сегмента и величин Р и Т зубцов. Для данных фильтров было разработано дополнительное программное обеспечение, позволяющее выводить на экран интересующие фрагменты ЭКГ в реальном масштабе времени. В частности, на рисунке 12 показано сравнение ЭКГ, снятое в спокойном состоянии и текущей ЭКГ. При этом динамическая ЭКГ масштабируется по времени в соответствии с исходной. Это позволяет наглядно увидеть изменения, происходящие в ЭКГ, в частности нормализацию Т-зубца, свидетельствующую о наличии заболевания.

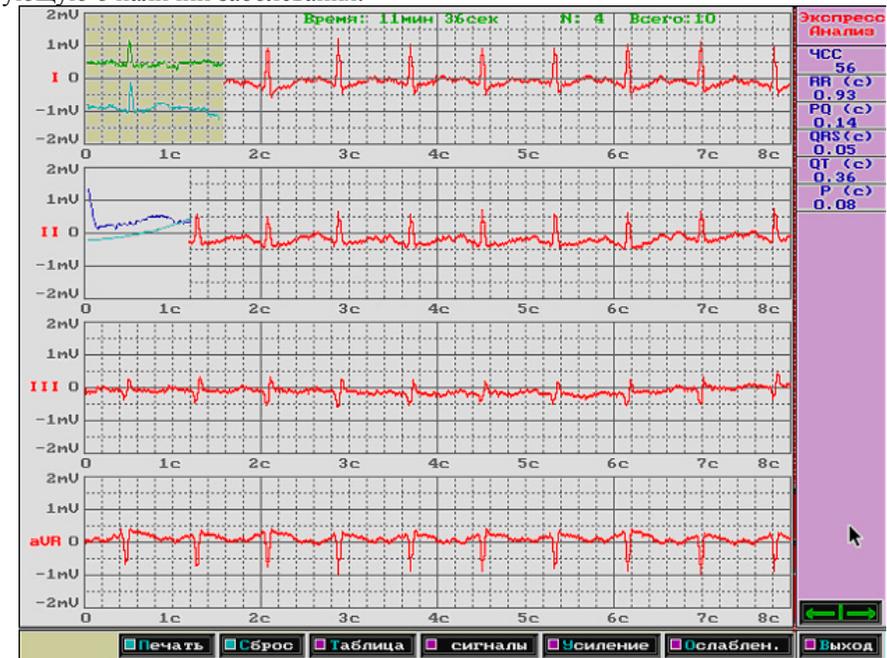


Рис. 12. Просмотр положения ST-сегмента и сравнение динамической ЭКГ с ЭКГ в спокойном состоянии

Кроме этого, через PQ-интервалы, представляющие изолинию ЭКГ проводится кубический сплайн и на экран выводится отдельно ST-сегменты вместе с аппроксимацией изолинии. Это позволяет более четко обнаружить депрессию ST-сегмента, свидетельствующую о ишемии.

Разработанный комплекс ЭФКР-4 явился также основой для программно-аппаратного устройства определения ПАНО. Для вычисления ЧСС регистрируется II стандартное отведение. Для определения ЧД пациент надевает респиратор со встроенным датчиком перепадов давления. По

экстремумам сигнала, переданного через ЭФКР-4 в компьютер определяются моменты вдоха и выдоха (рис.13).

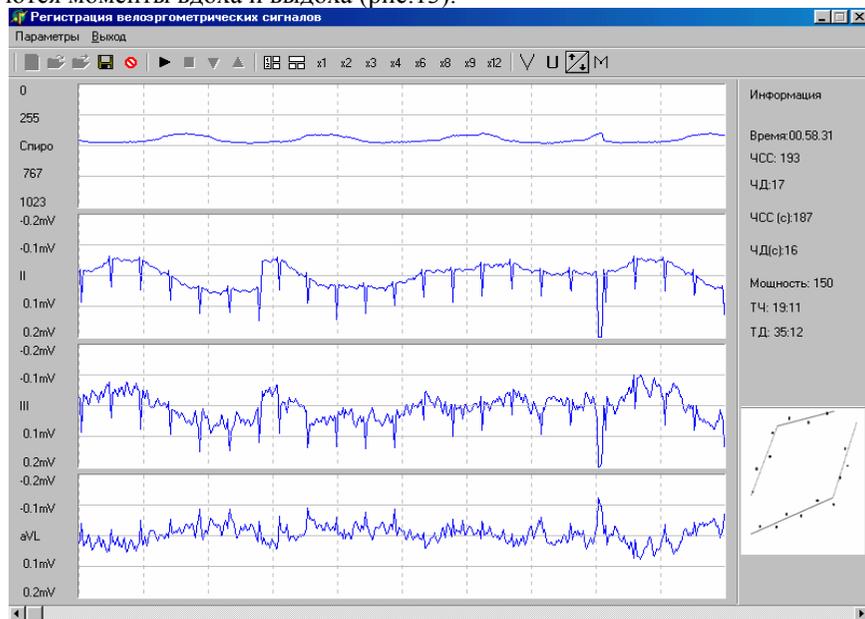


Рис. 13. Пример определения ПАНО разработанным комплексом

После определения точек скачков производных была построена линейная регрессионная модель оценки ПАНО, по экспериментальным данным, полученным по сывороткам крови. При этом было проведено разбиение пациентов по полу и возрасту и для каждой группы получены свои коэффициенты модели. На рисунке 14 приведен пример расчета ПАНО по регрессионной модели для 140 молодых мужчин (19-24 года). Модель имеет вид:

$$\mathcal{F} = \alpha X_1 + \beta X_2, \quad X_1 - \text{ЧД}, \quad X_2 - \text{ЧСС},$$

$$\alpha = 6,15 \pm 0,56; \quad \beta = 2,78 \pm 0,14,$$

и значима по критерию Фишера на уровне 0.99.

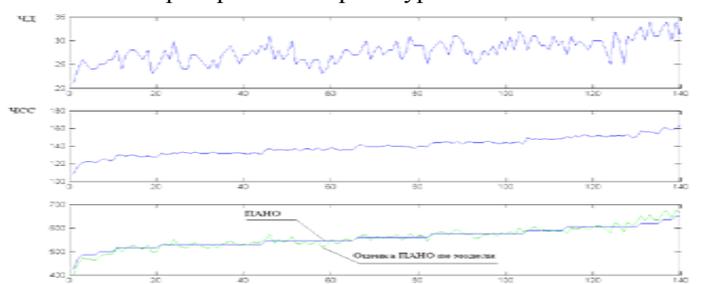


Рис. 14. Оценка ПАНО по регрессионной модели и сравнение оценки с экспериментальными данными

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. Разработан метод проектирования адаптивных фильтров для велоэргометрии с настройкой параметров фильтра антиградиентным методом по критерию сохранения формы сигнала в фиксированном ограничивающем слое с целью эффективного подавления дрейфа изолинии проявляющего себя как низкочастотные помехи.

2. Метод реализован как часть программного обеспечения анализа велоэргометрии в реальном масштабе времени в медицинском диагностическом комплексе применяемом в ряде лечебных учреждений, и позволяет более эффективно выявлять ишемическую болезнь сердца.

3. Разработан неинвазивный метод обнаружения порога анаэробного обмена по критериям резкого нарастание частоты дыхания вследствие накопления углекислого газа в крови и стабилизации частоты пульса как отражения максимальной напряженности систем кислородного обеспечения с целью профилактики сердечно-сосудистых заболеваний и проверки работоспособности мышечных клеток.

4. Метод реализован в виде специального программно-аппаратного комплекса, способствующего ускорению реабилитации и, в частности, позволяющей рассчитывать оптимальные физические нагрузки для больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями.

Список работ, опубликованных по теме диссертации

1. Ануфриев Д.И. Технологии исследования свойств многомерных образов / Д.И. Ануфриев, Н.С. Гарколь, А.А. Тушев, Е.П. Самохвалова // Материалы Международной НТК «Измерение, контроль, информатизация». – Барнаул, 2004. – С. 159-165
2. Копкова Ю.А. Применение адаптивного фильтра верхних частот для улучшения качества диагностики заболеваний в велоэргометрии / Ю.А. Копкова, А.А. Тушев // Материалы 6 Международной научнотехнической конференции «Измерение, контроль, информатизация». – Барнаул, 2005. – С. 85-88.
3. Тушев А.А. Радиальные нейронные сети для оценки разрывов производных функций и их применение в физиологии / А.А. Тушев // Сб.научных трудов VII всероссийской НТК «Нейроинформатика-2005», ч.1 (Медицинские приложения нейроинформатики). – М.: МИФИ, 2005. – С. 48.
4. Тушев А.Н. Разработка и исследование многокритериального адаптивного фильтра для велоэргометрии / А.Н. Тушев, А.А. Тушев // Сб.научных трудов VII всероссийской НТК «Нейроинформатика-2005», ч.2 (Моделирование адаптивного поведения). – М.: МИФИ, 2005. – С. 216-217.
5. Копкова Ю.А. Анализ достоверности определения порога анаэробного обмена с применением ассиметричных статистических оценок. / Ю.А. Копкова, А.А. Тушев // Материалы 2й Всероссийской научно-технической кон-

- ференции студентов, аспирантов и молодых ученых, секция «информационные технологии». – Барнаул, 2005. – С. 24-27.
6. Тушев А.А. Разработка адаптивного фильтра верхних частот по критерию минимизации Е-слоя и его применение для велоэргометрии / А.А. Тушев // Вестник Алтайского государственного технического университета. 2006. № 2. – С. 98-101.
7. Тушев А.А. Нелинейные преобразования сигналов для выделения их структурных особенностей / А.А. Тушев // Материалы международной научной конференции «Измерение, контроль, информатизация-2006», – Барнаул: Изд-во АлтГТУ, 2006. – С.181-184.
8. Тушев А.А. Применение теории ассиметричных ошибок для оценки статистической точности расчета порога анаэробного обмена / А.А. Тушев // Материалы международной научной конференции «Измерение, контроль, информатизация-2006», – Барнаул: Изд-во АлтГТУ, 2006. – С. 185-190.
9. Тушев А.А. Расчет порога анаэробного обмена по динамике частоты сердечных сокращений и частоты дыхания с применением радиальных нейронных сетей / А.А. Тушев // Материалы XI Всероссийской конференции «Новые информационные технологии в научных исследованиях и в образовании» (НИТ-2006). Рязань, 2006. –С. 152.
10. Тушев А.А. Программно-аппаратный комплекс для неинвазивной оценки порога анаэробного обмена по динамике частоты сердечных сокращений и частоты дыхания / А.А. Тушев // Материалы XII международной научно-практической конференции студентов «Современные техника и технологии» (СТТ-2006). Томск, 2006. – С. 358-360.
11. Аль-Гаиль Ш.М.Х. Разработка формализованной модели эквивалентного электрического генератора сердца и ее применение для анализа кардиосигналов / Ш.М.Х. Аль-Гаиль, О.И. Хомутов, А.Н. Тушев, А.Г. Якунин // Ползуновский вестник, 2006. № 4. – С. 354-357.

Подписано в печать 14.03.07. Формат 60x84 1/16.

Усл. п.л. 1,4. Тираж 100 экз. Заказ

Издательство