

На правах рукописи

Попов Александр Игоревич

МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ И КОМПЛЕКС ПРОГРАММ ДЛЯ
ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ БИМЕДИЦИНСКИХ
СИГНАЛОВ ИНФРАНИЗКОЧАСТОТНОГО ДИАПАЗОНА

Специальность: 05.13.18 – Математическое моделирование,
численные методы и комплексы программ

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Петрозаводск – 2010

Работа выполнена в Поморском государственном университете
имени М.В. Ломоносова.

Научный руководитель: доктор технических наук, профессор
Свиньин Сергей Федорович

Официальные оппоненты: доктор технических наук, профессор
Воробьев Владимир Иванович,
кандидат технических наук, доцент
Белый Евгений Константинович

Ведущая организация: Вологодский государственный
технический университет

Защита состоится «___» _____ на заседании
диссертационного совета Д 212.190.03 при Петрозаводском государственном
университете по адресу: 185910, Россия, Республика Карелия,
г. Петрозаводск, пр. Ленина, 33.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Петрозаводского
государственного университета

Автореферат разослан «___» _____

Ученый секретарь

диссертационного совета

доктор технических наук, профессор

А.А. Рогов

(пр. № 5 от 11.01.2010 г.)

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы диссертации. Современный этап развития систем медицинской информатики характеризуется дальнейшим развитием методов и алгоритмов обработки информации и улучшением характеристик специализированной диагностической аппаратуры.

Широко применяемые инвазивные методы обследования двигательной функции органов желудочно-кишечного тракта (ЖКТ) обладают тем общим недостатком, что инородное тело (зонд, гастроскоп, радиокапсула и др.) вызывает болезненные реакции стенок органов и дополнительные нарушения моторики. Как следствие, такие методы неприменимы при обследовании соматически тяжелых больных. В последнее время во всем мире активно развиваются неинвазивные электрофизиологические методы обследования моторики ЖКТ: электрогастрография (ЭГГ) и электроэнтерография (ЭГЭГ), основанные на регистрации и последующем частотно-временном анализе изменений биопотенциалов с поверхности тела. При ЭГГ обследованию подвергается желудок, при ЭГЭГ – несколько отделов ЖКТ одновременно.

Основателем ЭГГ является У.К. Альварес (США), проводивший исследования в 20-е годы XX века. В 50-е годы начались интенсивные исследования в области ЭГЭГ, в развитие которых большой вклад внес М.А. Собакин (СССР). Образовалось содружество медиков-гастроэнтерологов и инженеров, являющихся специалистами в области электроники и компьютерных средств обработки. В настоящее время ЭГГ и ЭГЭГ, вслед за электрокардиографией и электроэнцефалографией, выходят на современный уровень компьютеризации процессов функциональной диагностики, постановки диагнозов и лечения. Во многих странах (США, Канада, Великобритания, Швеция, Финляндия, Израиль, Япония, Южная Корея, Китай, Тайвань, Россия и др.) ведутся клинические исследования с применением специализированной аппаратуры. В последние годы быстрое развитие ЭГГ и ЭГЭГ обязано работам таких ученых, как В.Х. Василенко, В.А. Васильев, Г.К. Жерлов, А.А. Гейбуллаев, В.Т.Ивашкин, О.А. Саблин, В.А. Ступин, М.А. Кацадзе, В.И. Смирнова, Н. Parkman, А. Fernstrom, М. Mintchev, К. Masako, Y. Chen и др.

Процессы в органах ЖКТ отличаются наиболее низкочастотным характером колебаний по сравнению с другими органами и нестационарностью. Полезной и широко распространенной при частотно-временном анализе гастро- и энтерограмм является локально-стационарная модель сигнала, базирующаяся на дискретном кратковременном преобразовании Фурье (КПФ), которое, в частности, позволяет исследовать изменения спектральной плотности мощности и других характеристик сигналов во времени. Возможность более детальной обработки сигналов ЭГЭГ появляется с применением вейвлет-анализа, при котором базис пространства сигналов формируется путем смещений и масштабных

преобразований некоторой осциллирующей функции, локализованной во времени и по частоте. В данной работе рассматриваются результаты исследований по направлению спектральной обработки наиболее низкочастотных (порядка 0.01 Гц) биомедицинских сигналов и выявления их локальных особенностей, как во временной, так и в частотной областях.

Актуальной является необходимость перехода к современным, цифровым методам и средствам обобщенного спектрального анализа особенно с целью точного выявления локальных характеристик биомедицинских сигналов. В частности, должны быть раскрыты возможности математического аппарата локальных базисных функций. На этой основе могут быть созданы портативные и экономичные приборы для экспресс-анализа сигналов.

Исследование проводилось при поддержке РФФИ (региональный проект 08-01-98802-р_север_а «Разработка математических моделей и алгоритмов диагностики для систем исследования ЖКТ пациентов в условиях высоких широт»).

Цель и задачи исследования

Целью диссертационной работы является разработка методов и средств обобщенного спектрального анализа для компьютерной диагностики биомедицинских сигналов инфранизкочастотного диапазона.

Для достижения заданной цели решаются следующие задачи:

1. Исследование вариантов аналоговой и цифровой фильтрации медленных перистальтических волн (МПВ) на основе метода многоканальной селективной электрогастроэнтерографии (СЭГЭГ).
2. Анализ спектрально-временных характеристик МПВ методами вейвлет-функций.
3. Разработка алгоритма исследования гастроэнтерограмм большой длительности.
4. Создание аппаратно-программного обеспечения для реализации метода СЭГЭГ.

Методы исследования. В основе решения поставленных задач лежат методы теории цифровой обработки сигналов, теории временных рядов, математический аппарат вейвлет-анализа.

На защиту выносятся:

1. Методика первичной цифровой многоканальной обработки аналоговых данных гастроэнтерографии.
2. Алгоритм вейвлет-анализа, основанный на линейном сканировании тестовых сигналов вдоль цифровых записей гастро- и энтерограмм.
3. Ускоренный метод вейвлет-анализа сигналов с применением быстрого преобразования Хаара.

4. Метод статистической обработки записей гастро- и энтерограмм большой длительности.
5. Комплекс прикладных программ для ввода и обработки гастро- и энтерограмм.

Научная новизна. Новыми являются алгоритм первичной цифровой обработки гастроэнтерограмм на основе полосовой фильтрации, алгоритмы вейвлет-анализа гастроэнтерограмм для обнаружения пиков МПВ и временных расстояний между ними, алгоритмы и программы статистической обработки данных вейвлет-анализа.

Практическая значимость и реализация. Разработаны и применены на практике в условиях клиники экспериментальные образцы медицинской информационно-измерительной системы (МИИС), предназначенные для проведения функциональной диагностики органов ЖКТ методом селективной электрогастроэнтерографии. Система отличается малыми аппаратными затратами и, соответственно, малой стоимостью и применялась в клинических условиях для диагностики состояния ЖКТ пациентов с острыми заболеваниями органов брюшной полости.

Апробация работы. Результаты работы докладывались и обсуждались на следующих конференциях и семинарах:

1. XI Санкт-Петербургская международная конференция «Региональная информатика - 2008» (Санкт-Петербург, 2008);
2. X Ломоносовские чтения в Поморском государственном университете им. М.В. Ломоносова (Архангельск, 2008);
3. Научный городской семинар «Информатика и компьютерные технологии» при Санкт-Петербургском институте информатики и автоматизации РАН (Санкт-Петербург, 2009);
4. XI Ломоносовские чтения в Поморском государственном университете им. М.В. Ломоносова (Архангельск, 2009);
5. XVII Международная конференция «Лазерно-информационные технологии в медицине, биологии и геоэкологии — 2009» (Абрау-Дюрсо, 2009).
6. Семинар математического факультета Петрозаводского государственного университета (Петрозаводск, 2009).

Обоснованность и достоверность научных положений и основных выводов обеспечивается корректным использованием математических моделей и спектральных методов обработки биомедицинских сигналов заданного диапазона, проверкой результативности алгоритмов обработки данных на экспериментальном материале.

Публикации. Основные результаты диссертационной работы изложены в 5 научных публикациях, среди которых 3 опубликованы в изданиях, включенных в перечень ВАК.

Структура и объем диссертации. Диссертация изложена на 116 страницах машинописного текста и состоит из введения, трех глав, заключения, списка литературы, глоссария, списка сокращений, приложения. Текст иллюстрирован 11 таблицами, 27 рисунками. Библиографический указатель включает 109 источников, из них 94 отечественных и 7 иностранных авторов, 15 ссылок на ресурсы интернет.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы диссертационной работы, сформулированы цель работы и основные задачи, которые необходимо решить для ее достижения, сформулированы выносимые на защиту положения, научная новизна и практическая значимость полученных результатов исследований.

В первой главе проводится анализ методов функциональной диагностики сигналов ЭГЭГ, способов построения медицинских информационных систем, предназначенных для ЭГГ и ЭГЭГ, раскрывается сущность методов обобщенного спектрального анализа биомедицинских сигналов инфранизкочастотного диапазона.

Изменения трансмембранного потенциала клеток ЖКТ (медленные перистальтические волны, МПВ) вызывают сокращения стенок трубчатых органов, что способствует продвижению их содержимого. Так реализуется моторно-эвакуаторная функция (МЭФ) ЖКТ. Изучение характера и динамики нарушений моторной деятельности органов ЖКТ при патологических состояниях и в частности, при острых хирургических заболеваниях, прежде всего, требует объективной регистрации их двигательной активности. МПВ регистрируются с поверхности тела.

МПВ являются инфранизкочастотными, т.е. имеют спектры в диапазоне, который значительно ниже (примерно на 2 десятичных порядка) наименьшей частоты звукового диапазона. Частота МПВ, иначе называемая доминантной частотой (ДЧ), является диагностическим параметром каждого органа. Так, ДЧ желудка для режима нормогастрии находится в диапазоне 0.03-0.07 Гц (2-4 цикла в минуту), ДЧ 12-перстной кишки – 0,18-0,25 Гц (11-15 циклов в минуту), ДЧ тощей кишки – 0.10-0.18 Гц (6-11 циклов в минуту), ДЧ подвздошной кишки – 0.07-0.13 Гц (4-8 циклов в минуту) и ДЧ толстой кишки - 0,01-0,03 Гц (0.6-2.0 цикла в минуту).

В последние годы при ЭГЭГ-обследованиях широко применяются различные стационарные и портативные электронные системы, такие, как

многоканальные электрогастрографы Digitrapper EGG (фирма «Medtronic», США), отечественные приборы серии ЭГС, ElectroGastroGraphy system (Synectics Medical, Швеция), Blue Runner (Menfis BioMedica, Италия) и др.

Большинство зарубежных исследований по направлению компьютерной диагностики органов ЖКТ находится в сфере корпусной ЭГЭГ, причем наблюдения ведутся детально, могут быть многочасовыми, ориентированы на два основных режима исследования: либо в условиях физического голода, либо в процессе и после пищеварения. Эти режимы характерны для терапевтических методов лечения. Дискретизация аналоговых сигналов осуществляется с частотами в диапазоне от 1 до 4 Гц. При расположении электродов на корпусе число датчиков находится в пределах от 3 до 8. Основной целью при спектральном анализе является обнаружение ритмических нарушений в деятельности желудка и других органов (т.е. режимов брадикастрии и тахикастрии). Эти нарушения диагностируются по показателям распределения мощностей в различных диапазонах частот.

Наиболее современным прибором, выпускаемым в России для периферической ЭГЭГ с использованием компьютера, является «Гастроскан-ГЭМ» (НПП «Исток-Система», г. Фрязино Московской области). Он, кроме проведения периферической ЭГЭГ, обеспечивает мониторинг кислотности верхних отделов ЖКТ.

В НИИ хирургии им. А.В. Вишневского (Москва) разработан новый неинвазивный метод периферической регистрации биомедицинских сигналов, названный селективной гастроэнтерографией, или СЭГЭГ (Смирнова В.И., Яковенко В.Н., Ульянов А.А.) и ряд биомедицинских приборов – селективных гастрографов. Эти приборы функционируют на принципе частотного разделения каналов аналоговыми фильтрами, выделяющими области ДЧ гастро- и энтерограмм.

Достоинствами метода являются возможность многоканальной записи электрических инфранизкочастотных колебаний и параллельная фильтрация ДЧ. Метод успешно применен в ряде организаций. Так, в Санкт-Петербургской медицинской академии последипломного образования (СПбМАПО) СЭГЭГ используется при обследовании пациентов с острыми заболеваниями органов ЖКТ и последующем комплексном лечении хирургическими и терапевтическими методами.

Возникает задача разработки специальных медицинских информационно-измерительных систем (МИИС), которые обеспечивали бы возможность цифровой обработки гастро- и энтерограмм и расчета требуемых показателей состояния обследуемых органов современными цифровыми средствами.

Научно-исследовательские работы в области компьютерной, функциональной диагностики на основе принципов СЭГЭГ начали проводиться в 2004 году в Санкт-Петербургском институте информатики и автоматизации РАН (СПИИРАН) и в СПбМАПО под руководством

профессоров М.А. Кацадзе и С.Ф. Свиньина. С 2006 года в этих исследованиях участвует Поморский государственный университет им. М.В. Ломоносова.

Сигнал на выходе селективного гастрографа можно описать аддитивной моделью следующего вида:

$$z_k(t) = x_k(t) + tr_k(t) + \gamma_k(t), \quad (1)$$

где k – номер канала, $z_k(t)$ – суммарный сигнал, $x_k(t)$ – выделяемая гастро- или энтерограмма, $tr_k(t)$ – тренд, $\gamma_k(t)$ – совокупность помех различного рода, включая перекрестные.

На рис. 1 показан пример участка гастрограммы пациента, принадлежащего группе «норма». На нем явно выражены максимальные значения амплитуд (локальные пики МПВ), сигнал имеет колебательный характер.

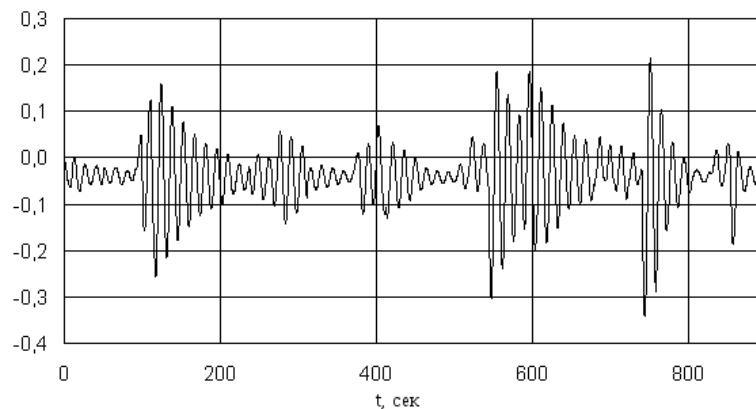


Рис.1. Гастрограмма пациента группы «норма».

Локальную область перистальтической волны, характеризуемую возрастанием амплитуды колебаний и последующим ее убыванием (затуханием), назовем всплеском. Обследование большого количества пациентов группы «норма» и некоторых категорий больных пациентов позволяет с достаточной степенью приближения описать всплеск следующей моделью:

$$x(t) = A \sin(\omega_d t) \exp(-\beta t), \quad (2)$$

где A – пиковое значение амплитуды колебаний, ω_d – значение ДЧ (рад/сек), β – коэффициент затухания. У основных групп больных с острыми заболеваниями, требующими хирургического вмешательства, всплески имеют более сложный характер, более острые пики и меньшую длительность, причем проявляются дополнительные гармоники.

Такие факторы, как величина максимального пика, значение ДЧ и время затухания огибающей всплеска до определенного уровня, отражают качественное состояние того или иного органа ЖКТ. Анализ динамики этих показателей в послеоперационные периоды позволяет судить об успешном

или неуспешном ходе лечения пациента.

Большинство зарубежных и отечественных авторов при исследованиях опираются на локально-стационарные модели гастрোগрам, причем указывают на ограничения по величинам временных интервалов действия этих моделей. Для исключения влияния факторов нестационарности широко применяется метод кратковременного преобразования Фурье (КПФ, RSA - Running Spectral Analysis) с применением традиционных алгоритмов быстрого преобразования Фурье (БПФ) и спектральных окон. Однако КПФ не позволяет проводить общий спектрально-временной анализ, в частности выявлять локальные особенности перистальтических волн.

Во второй главе отмечается, что гастро- и энтерограммы по своим свойствам могут быть отнесены к временным рядам (ВР), причем измерения осуществляются синхронно в нескольких каналах. Первичная обработка ВР, сопровождающаяся графическими представлениями, должна содержать этап разделения инфранизкочастотных составляющих, таких как полезный сигнал и тренды. Полезный сигнал необходимо выделять, опираясь на аддитивную модель, которая описывается формулой (1), и подвергать дальнейшей обработке с целью получения основных диагностических параметров. Тренд – составляющая значительно более низкочастотная по сравнению с сигналом и в ряде случаев имеющая сложную форму. Он должен быть выявлен, математически описан в виде аппроксимирующей модели и исключен из рассмотрения.

Сигналы периферической ЭГЭГ на отрезках длительностью до 3-4 минут могут рассматриваться как локально-стационарные. Более длительные процессы неизбежно должны изучаться как нестационарные. Функционирование органов ЖКТ в работе иллюстрируется тремя типами графиков гастроэнтерограмм, отличающихся друг от друга рядом особенностей:

- Энтерограммы пациента группы «норма» и больного пациента, в которых практически отсутствует тренд;
- Гастрограммы больных пациентов, содержащие линейные тренды. Для них характерен нерегулярный, негармонический характер колебаний. График одной из таких гастрোগрам приведен на рис. 2.
- Гастрограмма и энтерограмма тяжело больного пациента, которые отличаются исключительно малыми амплитудами и значительным уровнем трендов сложной формы.

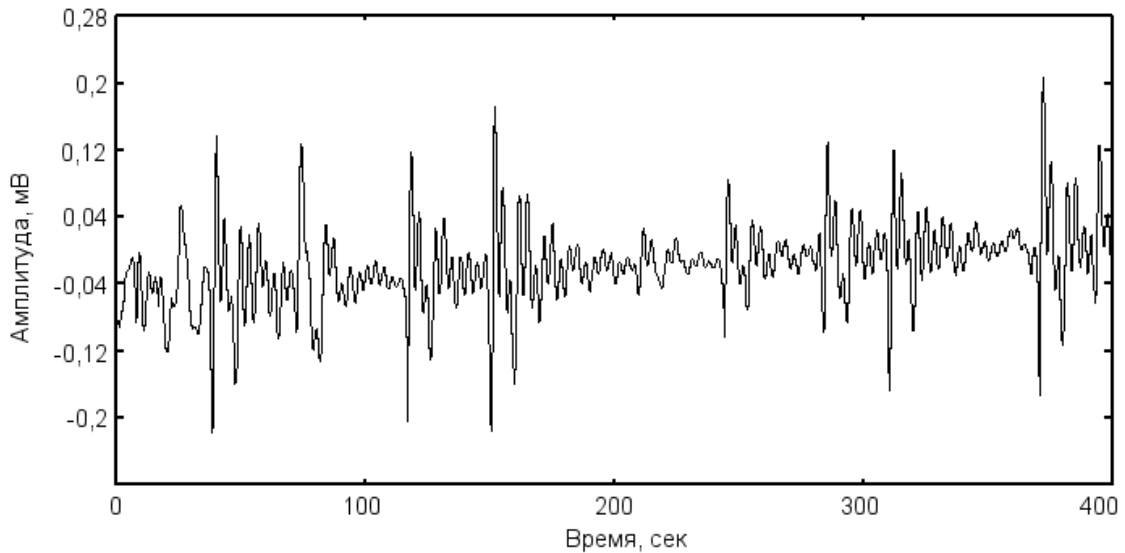


Рис. 2. Гастрограмма пациента с острым заболеванием ЖКТ

С математической точки зрения гастро- и энтерограммы анализируются в пространствах C и L_2 (непрерывная во времени модель процесса) или l_2 (дискретная модель) как сигналы с конечной энергией E . Если ввести скалярные произведения, то такие сигналы можно рассматривать как элементы пространства Гильберта. Так, скалярное произведение двух непрерывных сигналов x_1 и x_2 можно вычислять по формуле

$$(x_1, x_2) = \int_a^b x_1(t) x_2(t) dt . \quad (3)$$

Получение спектральных характеристик сигналов может выполняться в принципе в произвольном базисе заданного пространства, как в глобальном смысле, т.е. с охватом всего зафиксированного ряда, порой достаточно большой длительности, так и в локальном смысле, т.е. с разбиением на фрагменты. В последнем случае базисные функции могут отличаться от нуля на очень ограниченном количестве отсчетов.

Если рассматривать сигнал x как элемент пространства Гильберта H , то число

$$C_k = \frac{1}{\|\phi_k\|^2} (x, \phi_k), \quad k=1, 2, \dots \quad (4)$$

представляет собой коэффициент Фурье относительно элемента ϕ_k базиса $\{\Phi\}$, а ряд

$$x \sim \sum_{k=1}^{\infty} \frac{1}{\|\phi_k\|^2} (x, \phi_k) \phi_k, \quad (5)$$

порождаемый элементом $x \in H$, – ряд Фурье элемента x по ортогональной системе $\{\Phi\}$.

В связи с необходимостью перехода к полностью цифровым методам обработки гастро- и энтерограмм необходимо рассмотреть возможность про-

граммной реализации цифровой фильтрации по всему множеству каналов практически в реальном масштабе времени, что и делается в работе.

Фильтрация полезного сигнала может быть выполнена без явного перехода в частотную область. По теореме о свертке умножение спектра сигнала на функцию прямоугольного окна эквивалентно свертке во временной области сигнала и оператора фильтра – функции, получаемой в результате обратного преобразования Фурье окна. Сумма коэффициентов фильтра определяет коэффициент усиления средних значений сигнала в окне фильтра и постоянной оставляющей в целом по массиву данных, причем сумма коэффициентов фильтра нормируется.

Нерекурсивный полосовой фильтр осуществляет операцию свертки отсчетов дискретного сигнала $\{x_i\}$ и оператора цифрового фильтра $\{h_j\}$:

$$y_i = \sum_{j=0}^{m-1} h_j x_{i-j}. \quad (6)$$

Если кратко охарактеризовать применяемые сглаживающие окна, то можно заметить, что процедура сглаживания посредством окна Гудмена-Эноксона-Отнеса (ГЭО) по 7-точечному алгоритму:

$$\bar{x}_i = \sum_{l=-3}^3 a_l x_{i+l},$$

(7)

дает следующие односторонние коэффициенты: $a_0=1$, $a_1=0.1817$, $a_2=-0.1707$, $a_3=0.1476$. Она является одной из наиболее действенных в плане эффективности подавления боковых составляющих частотной характеристики. Применяются при цифровой фильтрации также 5-точечные и 3-х-точечные окна Хэмминга и Хэннинга, но они ослабляют дополнительные составляющие в меньшей степени.

Алгоритм расчета двустороннего симметричного фильтра включает следующие этапы:

1. Задание идеальной амплитудно-частотной характеристики передаточной функции фильтра.
2. Расчет функции импульсного отклика идеального фильтра.
3. Ограничение функции отклика до определенного числа членов.
4. Выбор весовой функции для нейтрализации явления Гиббса, расчет ее коэффициентов, получение рабочего импульсного отклика фильтра.

Для обеспечения визуализации гастро- и энтерограмм непосредственно во время измерений, с одной стороны, и соблюдения высоких требований к качеству фильтрации с другой, предлагается применение двух групп фильтров (рис. 3). Быстрота вычисления свертки при фильтрации в режиме реального времени (Ф1) достигается необходимым укорачиванием оператора фильтра, длина которого может задаваться, например, в файле конфигурации. Получаемые таким образом гастро- и энтерограммы (ГЭГ_В) при достаточном быстродействии ЭВМ годятся для предварительной оценки состояния органов экспертом-медиком. Из диаграммы видно, что такая фильтрация ни-

как не связана с хранением данных. Исходный суммарный сигнал (СУМ) сохраняется и по окончании сеанса измерений, когда требования к быстродействию значительно ниже, подвергается эффективной фильтрации (Ф2). Результатом являются гастро- и энтерограммы (ГЭГ), по которым рассчитываются количественные показатели активности органов ЖКТ.

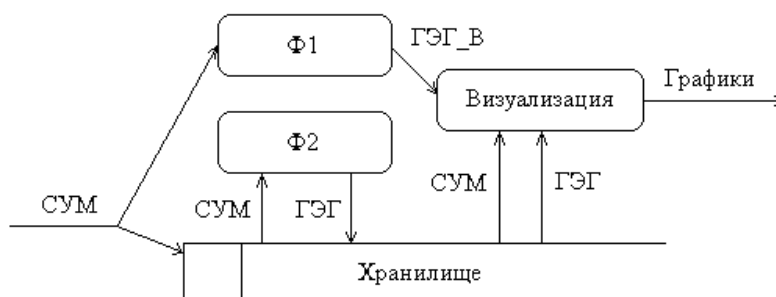


Рис. 3. Потоки данных при цифровой фильтрации

В работе для спектрально-временного анализа гастро- и энтерограмм как нестационарных сигналов применен математический аппарат вейвлет-функций.

Вейвлет в соответствующей литературе определяется как функция $\psi(t)$ конечной энергии, локализованная и во времени, и по частоте, удовлетворяющая условию знакопеременности $(\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0)$ и имеющая постоянное количество осцилляций при масштабных преобразованиях. Возможности масштабных преобразований вейвлета и его сдвигов вдоль временной оси реализует базисная функция вида:

$$\psi_{a,b}(t) = |a|^{-0.5} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right). \quad (8)$$

Вейвлет-преобразование (ВП) сигнала определяется, как представление его в виде обобщенного ряда или интеграла Фурье по базисным функциям вида:

$$CW(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt. \quad (9)$$

Результатом ВП является вейвлет-спектр – функция масштаба и временного смещения. Величины $CW(a,b)$ при заданных a и b называются вейвлет-коэффициентами.

Т.к. целью применения локальных базисных функций в гастроэнтерологии является точное определение абсцисс пиков и ДЧ, то наиболее приемлемо выбрать в качестве материнских вейвлетов функции, не содержащие высокочастотного наполнения, например, функцию Хаара или вейвлеты, сконструированные как производные функции Гаусса: WAVE-вейвлет, вейвлет «Мексиканская шляпа» и др. (рис. 4).

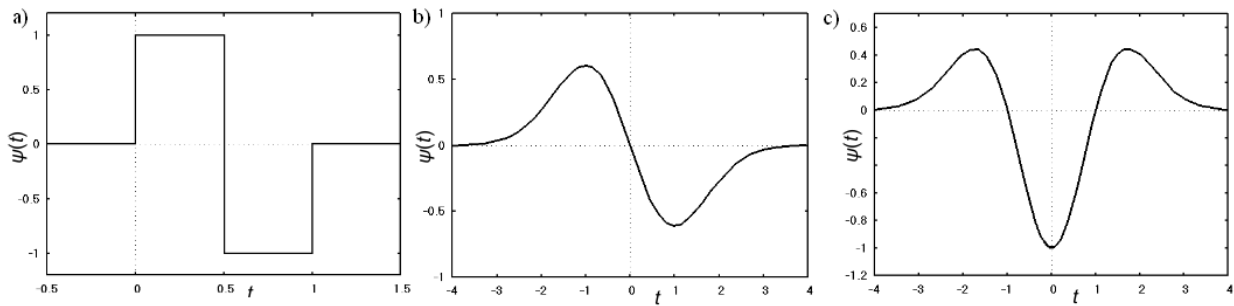


Рис. 4. Вейвлет Хаара (а), WAVE-вейвлет (b) и вейвлет «Мексиканская шляпа» (b)

В работе предлагается алгоритм вычисления частотно-временных параметров гастро- и энтерограмм длительности, достаточной для проведения экспресс-анализа электрических колебаний. Его можно назвать алгоритмом линейного сканирования вдоль записи сигнала. В качестве параметров выбраны масштаб M и общий сдвиг s абсциссы текущего пика по отношению к началу координат. В качестве примера выбран вейвлет Хаара.

Последовательность шагов, реализующих алгоритм:

1. Устанавливается начальное значение масштаба $M = M_0$, определяемое из априорных соображений.
2. Выполняется последовательность шагов по вычислению значений модулей коэффициентов Хаара по формулам дискретного ВП:

$$C_h(M, i) = \frac{1}{\sqrt{M}} \sum_{k=i}^{i+M} x_k H_{i+k}. \quad (10)$$

3. Производится смещение s до получения нового локального максимума C_H и выявляется максимум модуля из накопленных локальных $|C_H|$. При этом вейвлет-коэффициенты с малыми абсолютными значениями (например, менее 10% от глобального максимума) игнорируются.

4. Шаги 2 и 3 повторяются до получения глобального максимума.

Для статистического исследования МПВ большой длительности (более 1 часа, вплоть до суток) требуются быстрые алгоритмы анализа. В таких случаях вместо алгоритма, сканирующего всю последовательность отсчетов, можно применить алгоритмы на основе быстрых вейвлет-преобразований. Если рассмотреть полное число отсчетов порядка нескольких десятков тысяч или сотен тысяч, то следует сформировать его в виде

$$N = d2^p, \quad (11)$$

где d и p – целые (при необходимости дополнив массив нулями), и применить последовательность алгоритмов быстрого преобразования Хаара на локальных интервалах длиной d отсчетов.

После формирования последовательности быстрый алгоритм поиска всплесков по максимумам модулей вейвлет-коэффициентов состоит из следующих шагов:

1. На каждом подынтервале длиной $T=2^p$, начиная с 1-го, выполняется быстрое вейвлет-преобразование.

2. Фиксируются номера отрезков, в пределах которых находятся выделенные локальные модули $|C_H|$.

3. Уточняются абсциссы локальных $|C_H|$ путем вариации внутри отрезка начального масштаба M_0 и фиксируется уточненное значение модуля коэффициента и его масштаба.

4. Пункты 2-3 повторяются для следующего по номеру подынтервала и так далее до конца записи.

После этого может быть построен пространственный график зависимости выделенных локальных вейвлет-коэффициентов как функции s и M .

На двухчасовой записи гастро- или энтерограммы быстродействие данного алгоритма примерно в 3 раза выше, чем алгоритма сканирования.

При выявлении локальных особенностей сигналов важно, чтобы анализирующая функция обеспечивала высокое разрешение как во времени, так и по частоте. Согласно принципу частотно-временной неопределенности в теории сигналов имеет место соотношение:

$$T\Delta\omega \geq \text{const} > 1,$$

где T – длительность сигнала, $\Delta\omega$ – ширина спектра, $b=T \cdot \Delta\omega$ – база сигнала.

В работе проанализировано множество аналитически заданных функций времени импульсного характера с целью обнаружения новых сигналов, обладающих минимальными оценками величины b . С целью повышения точности оценок b задана область частот, в пределах которой сосредоточено 99% полной энергии сигнала.

Одним из классов финитных базисных функций, широко используемых при обработке сигналов, являются полиномиальные базисные сплайны (В-сплайны). Они имеют простые аналитические формулы для описания спектров:

$$|g_m(\omega)| = Ah \left| \frac{\sin(\omega h/2)}{\omega h/2} \right|^{m+1},$$

(11)

где m – степень сплайна, A – его амплитуда, h – шаг интерполяции. Другой класс импульсных базисных функций – вейвлет-функции, причем они имеют практически финитные спектры.

Поиск значений произведения b для значительного числа сигналов показал, что наименьшие произведения соответствуют базисным сплайнам степеней выше первой. Так, база квадратического сплайна равна 3.16, а база кубического сплайна – 3.17. Это противоречит известному утверждению, что наименьшей базой обладает гармоническое колебание, модулированное импульсом Гаусса и выраженное в комплексной форме. Только вещественная составляющая этого колебания, называемая вейвлетом Морле, дает базу равную 6.75. Из рассмотренных вейвлет-импульсов наименьшую базу, равную $b=5.67$, имеет WAVE-вейвлет.

В третьей главе рассматривается построение двух образцов МИИС, а также излагается организация программного обеспечения (ПО). Аппаратура и алгоритмы были реализованы при проведении функциональной диагностики ЖКТ в одной из медицинских клиник Санкт-Петербурга, которая специализируется на оперативном лечении острых заболеваний органов брюшной полости. Система способствует проведению ранней диагностики и контролю за лечением после операции.

В работе приводятся схемы применения вариантов системы. В состав первого образца системы входят электроды, аналоговый селективный электроэнтерогастрограф, выносной модуль АЦП, компьютер ноутбук, управляемый операционной системой Windows XP.

Взаимодействие с модулем АЦП производилось с помощью приложения, разработанного в Borland C++ Builder 6.0. Для визуализации данных в режиме реального времени использовались методы быстрой графики OpenGL. К возможностям данной программы относятся непрерывное отображение данных, принимаемых от модуля АЦП одновременно по всем каналам или по отдельно выбранному каналу, автомасштабирование графиков, применение цветовой карты по уровню сигнала и т.п. В процессе эксплуатации образца выявились такие его недостатки, как, неэффективная аналоговая фильтрация, наличие перекрестных помех между аналоговыми каналами, отсутствие интерфейса, ориентированного на сопряжение гастроэнтерографа с цифровым компьютером, хранение выходных данных прибора только в текстовых форматах.

В результате был разработан новый образец МИИС, свободный от этих недостатков. К его особенностям относятся переход к алгоритму и программе цифровой полосовой фильтрации, более современная база данных для хранения информации о пациентах, результатах обследований, и сигналах, использование открытых технологий, переносимость программного обеспечения.

МИИС используется в хирургическом отделении клиники в качестве инструментального средства при определении состояния больных с острыми заболеваниями органов брюшной полости. Как предварительное обследование больного, так и последующие, с помощью системы должны проводиться в течение не менее 10-20 минут ввиду исключительно низких частот колебаний гладких мышц органов ЖКТ. Послеоперационные измерения и комплексная обработка данных проводятся в среднем с интервалами 2-3 суток. После 7-10 суток принимается решение о выписке пациента или необходимости повторной операции. Для исследования статистических распределений диагностических параметров требуется записей гастроэнтерограмм не менее 2-х часов.

После каждого сеанса измерений и обработки медиками-гастроэнтерологами анализируются величины максимальных пиков сигналов в каждом канале, отклонения значений ДЧ от номиналов и скорость

затухания колебаний. Пики колебаний на выходе гастрографа, превышающие 0.5 В, свидетельствуют о выздоравливании пациента после операции. Колебания с амплитудой менее 0.3 В свидетельствуют об ослаблении активности органа.

В работе приведены формы отчетов о результатах расчетов параметров гастроэнтерограмм пациента группы «норма» и больного пациента. Очевидны различия в величинах максимальных пиков колебаний и в значениях ДЧ. В частности, у больного пациента все амплитуды находятся в диапазоне от 0.08 В до 0.32 В, что говорит об ослаблении моторики органа. В двух каналах значения ДЧ значительно отклоняются от номиналов (на 33% и на 49%), что также свидетельствует о нарушениях функционирования.

Также приведены результаты измерений и обработки для 4-х каналов данных от ЖКТ, полученные в процессе проведения 4-х сеансов обследований (один сеанс – до операции и 3 сеанса – после операции) и свидетельствующие об успешном ходе лечения. В частности, величины пиков, находившиеся в диапазоне 0.14-0.24В до операции выросли в итоге до уровней порядка 2В. Периоды затухания колебаний также увеличились от значений порядка долей секунды до 4 - 10 секунд.

В состав ПО МИИС нового образца входят программы обработки гастро- и энтерограмм, выполненные в виде отдельных утилит. Обработка может осуществляться как методами традиционного амплитудно-спектрального анализа, так и на основе вейвлет-алгоритмов. Визуализация исходных записей и спектрограмм осуществляется при помощи утилиты `gnuplot` – свободно распространяемой программы для создания двух- и трехмерных графиков.

Массив вейвлет-коэффициентов, отображаемый поверхностью в трехмерном пространстве может быть использован как исходный объект для образования плоскости масштаб-смещение (масштабно-временной плоскости). Появляется возможность проследить изменение интенсивности пиков в зависимости от масштабов и времени.

Для получения достоверных, статистически обоснованных значений диагностических параметров необходимо иметь их распределения. С этой целью разработан пакет прикладных программ, к основным возможностям относится выполнение вейвлет-преобразований в различных базисах. В качестве примеров выбраны базисы Хаара, WAVE и МНАТ, основой для построения экспериментальных статистических распределений пиков волн и расстояний между пиками служит запись энтерограммы пациента, произведенная непрерывно в течение двух часов. Статистики сформированы на основе анализа значений примерно 100 пиков амплитуд сигнала, пиков вейвлет-коэффициентов и расстояний между ними. Значения пиков и периодов подвергаются равномерному разбиению на 10 групп. Результаты расчетов гистограмм распределения и их аппроксимаций приведены в данной главе и в Приложении. Расчеты показывают, что графики распределений

пиков амплитуд и коэффициентов имеют несимметрический характер, причем график коэффициентов имеет два локальных максимума для любого из рассмотренных вейвлетов.

Применение данной МИИС в гастроэнтерологических клиниках для обследования и лечения пациентов (как хирургическими, так и терапевтическими методами) даст возможность максимально упростить и ускорить получение объективных оценок функционального состояния органов ЖКТ. Система является значительно более дешевой, чем зарубежные и отечественные стационарные системы аналогичного назначения.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В диссертационной работе разработаны и созданы методы, алгоритмы и программы для функциональной диагностики состояния органов желудочно-кишечного тракта на основе современных технологий.

Основные результаты исследований:

1. Предложен и реализован алгоритм динамического разделения каналов аналоговых сигналов ЖКТ на основе метода цифровой полосовой фильтрации.
2. Разработан метод сканирования записей медленных перистальтических волн, основанный на применении вейвлет-функций, обеспечивающий определение диагностических параметров – пиков волн и масштабов.
3. На основе методов вейвлет-анализа сигналов разработан быстрый алгоритм обнаружения локальных пиков на гастро- и энтерограммах большой длительности и вычисления параметров всплесков в окрестностях пиков.
4. На базе серийно выпускаемого типового оборудования и открытых технологий разработки программного обеспечения построен экономичный образец медицинской информационно-измерительной системы, автоматизирующей проведение обследований пациентов методом селективной электрогастроэнтерографии.
5. Разработано программное обеспечение для экспериментального определения статистик пиков перистальтических волн и расстояний между ними.

СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Попов, А.И. Медицинская информационно-измерительная система функциональной диагностики в гастроэнтерологии [Текст] / С.Ф. Свиньин и др. // «Известия ВУЗов – Приборостроение». – СПб.: ГОУ ВПО «Санкт-Петербургский университет информационных технологий, механики и оптики». 2009. – С.11-16 (*Издание включено в Перечень ВАК*).

Попов, А.И. Соотношение неопределенности в теории сигналов и спектральные свойства вейвлет-функций [Текст] / Е.А. Латухина и др. // Вестник ПГУ. – Архангельск: Издательство Поморского государственного университета им. М.В. Ломоносова. 2009. № 4.– С.108-112 (*Издание включено в Перечень ВАК*).

Попов, А.И. Алгоритм частотно-временного анализа биомедицинских сигналов с применением быстрого преобразования Хаара [Текст] / А.И. Попов // Вестник ПГУ. – Архангельск: Издательство Поморского государственного университета им. М.В. Ломоносова. 2009. № 4. – С.77-80 (*Издание включено в Перечень ВАК*).

Попов, А.И. Информационно-измерительная система, алгоритмическое и программное обеспечение функциональной диагностики в гастроэнтерологии [Текст] / Е.А. Латухина и др. // Материалы XI Санкт-Петербургской международной конференции «Региональная информатика – 2008 (РИ-2008)». – СПб.: СПОИСУ. 2008. – С.314.

Попов, А.И. Спектрально-корреляционные методы обработки данных электрогастроэнтерографии [Текст] / Латухина Е.А. и др. // Труды XVII Международной конференции «Лазерно-информационные технологии в медицине, биологии и геоэкологии – 2009». – п. Абрау-Дюрсо. г. Новороссийск. – 2009. – С. 94-95.