

Государственное образовательное учреждение
высшего профессионального образования
«Поволжский государственный университет
телекоммуникаций и информатики»

На правах рукописи

Нагорная Марина Юрьевна

**ПРИМЕНЕНИЕ ФРАКТАЛЬНЫХ МЕТОДОВ АНАЛИЗА
К ЭЛЕКТРОГASTРОЭНТЕРОГАФИЧЕСКИМ
СИГНАЛАМ И ИХ ТЕХНИЧЕСКАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ**

05.12.04 — Радиотехника, в том числе системы и
устройства телевидения

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Самара — 2011

Работа выполнена на кафедре радиосвязи, радиовещания и телевидения государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Поволжский государственный университет телекоммуникаций и информатики» (ПГУТИ)

Научный руководитель —
кандидат технических наук,
доцент *Куляс Максим Олегович*

Официальные оппоненты:
доктор технических наук,
профессор Волобуев Андрей Николаевич
доктор технических наук,
профессор Карташевский Вячеслав Григорьевич

Ведущая организация —
Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королева (Национальный исследовательский университет)

Защита диссертации состоится «11» марта 2011 г. в 15 часов на заседании диссертационного совета Д219.003.01 Поволжского государственного университета телекоммуникаций и информатики по адресу:

443010, г. Самара, ул. Льва Толстого, 23

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ПГУТИ

Автореферат разослан « ____ » _____ 2011 г.

Учёный секретарь
диссертационного совета Д219.003.01,
доктор физ.-мат. наук, доцент

О.В. Осипов

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. В настоящее время в радиотехнике и радиофизике на первый план выходит разработка новых быстроедействующих методов решения многомерных задач, а также автоматизация математических расчетов на их основе. Указанные тенденции в значительной степени затрагивают и медицину, где задачи обработки данных являются ещё более актуальными, чем в какой-либо другой области. Построение новых методов обработки и анализа призвано решить проблему универсализации радиотехнических комплексов для исследования биофизического состояния пациента. В частности, значительный интерес представляет собой электрогастроэнтерография — метод исследования, позволяющий оценить биоэлектрическую активность желудка, двенадцатиперстной кишки и других отделов желудочно-кишечного тракта (ЖКТ). Указанный метод основан на регистрации изменений электрического потенциала от органов ЖКТ, то есть представляет собой снятие электрогастроэнтерограмм (ЭГЭГ).

Подобный интерес объясняется тем, что до настоящего времени и зачастую по сей день используются зондовые методы исследования моторно-эвакуаторной функции, которые связаны с необходимостью введения зондов различной толщины, что вызывает дискомфорт как у больного, так и у медперсонала. Кроме того, подобная техника проведения исследований значительно сужает объем их применения ввиду невозможности её использования у соматически тяжелых больных, у больных в раннем послеоперационном периоде и т.п. Именно этими причинами и объясняется не прекращающийся интерес физиологов и клиницистов к изучению моторно-эвакуаторной деятельности желудка и кишечника, а также — к разработке новых методов, позволяющих адекватно, не только качественно, но и количественно оценивать интенсивность и характер моторной активности различных отделов ЖКТ. Подобные методы обладают значительными преимуществами перед зондовыми. Достаточно заметить, что процесс измерения электрической активности является внешним и не требует введения внутрь человека разнообразных зондов.

По видимому, первым высказал предположение об изменении биоэлектрической активности органов пищеварения В. Ю. Чаговец ещё в 1903 году. Затем вплоть до середины XX века в

нашей стране и за рубежом проводились различные исследования биоэлектрической активности органов ЖКТ. Уже в 50-х годах XX века советские и зарубежные физиологи для исследования моторной функции гладкомышечной клетки применяли методы измерения её электрической активности. В проведенных ими экспериментах использовались как внутри, так и внеклеточные способы отведения сигнала. Проведенные эксперименты показали, что в состоянии покоя гладкомышечные клетки обладают градиентом концентрации ионов, проникающих через клеточную мембрану, что в дальнейшем определяет наличие мембранного потенциала покоя [Л1-Л3].

В экспериментах было доказано, что изменения мембранных потенциалов происходят автономно, то есть они не связаны с влиянием нервной системы и не подавляются при воздействии фармакологических агентов. Периодические изменения мембранного потенциала гладкомышечной клетки являются результатом колебаний внутриклеточных процессов метаболизма и проницаемости мембраны гладкомышечных клеток [Л1-Л3].

Зачастую в научной литературе вводится термин «биоэлектрический сигнал», под которым понимается нестационарный электрический сигнал, поступающий с какого-либо органа человека. В частности, к биоэлектрическим сигналам помимо электрогастроэнтерограмм, относятся электрокардиограммы, электроэнцефалограммы и т.п.

Для анализа биоэлектрических сигналов в настоящее время применяются методы статистической обработки, спектрального анализа, классическое дискретное преобразование Фурье, а также методы линейной фильтрации и вейвлет-анализа, обеспечивающие разрешение как по частоте, так и по времени.

Учеными постоянно предпринимаются попытки усовершенствовать методику расшифровки [ЭГЭГ](#) путем создания радиотехнических комплексов, новых методик обработки снятых биоэлектрических сигналов и применения существующих подходов. Однако, несмотря на многочисленные работы, проведенные в этой области, до настоящего времени отсутствует унифицированная методика регистрации и анализа биоэлектрической активности желудка и кишечника. Это связано, в первую очередь, с отсутствием прямой корреляции между электрической активностью органа и сокращениями его гладкой мускулатуры, которые наблюдаются при проведении электрокардиографии. В связи с вышесказанным, интерес представляет разработка и

применение новых быстродействующих алгоритмов анализа биосигналов, позволяющих фиксировать как функциональные изменения, так и более дифференцированно описывать органические изменения в работе органов ЖКТ с учетом сильной индивидуальной вариативности организма.

Таким образом, большой интерес представляет разработка и применение новых методов анализа биосигналов. Одним из примеров таких методов является, популярный в радиофизике и радиотехнике, фрактальный анализ. Фракталы достаточно давно применяют в механике, акустике, физике, медицине и др. Достоинством фрактального анализа является его статистическая природа и возможность оценки как текущего состояния организма, так и предсказания поведения биологической системы в будущем.

В диссертационной работе впервые предпринята попытка построения фрактальной модели ЖКТ, базирующейся на расчете набора фрактальных параметров, по которым можно судить о состоянии ЖКТ при наличии статистической базы проведения экспериментов. Фрактальные методы обработки позволяют исследовать исходный сигнал в целом, в отличие от других методов, которые используются для анализа восстановленных по отдельным спектрам сигналов, отвечающих за работу различных органов ЖКТ.

В работе используются известные и модернизированные алгоритмы расчета показателя Хёрста, корреляционной размерности и других фрактальных мер на примере исследования электрогастроэнтерограмм. Показано, что ЭГЭГ сигналы обладают временной памятью, что позволяет по набору значений фрактальных мер не только определить степень болезни ЖКТ, но и предсказать склонность системы к стабилизации или дестабилизации в будущем.

Для снятия биопотенциалов в работе предложена схема радиотехнического комплекса, позволяющего снимать не только электрогастроэнтерограммы, но и фонограммы, с помощью которых возможна дополнительная оценка состояния ЖКТ. Достоинствами предлагаемого радиотехнического комплекса являются портативность устройства и легкость совмещения с персональным компьютером, что позволяет снимать биопотенциалы даже у тяжело больных пациентов, в том числе в послеоперационный период. Также в диссертационной работе разработан программный комплекс (ПК), позволяющий осуществлять фрак-

тальную обработку электрогастроэнтерограмм, снятых при помощи существующих медицинских приборов. Предлагаемый программный комплекс позволяет решать задачи сбора и хранения информации о биосигналах пациента, обработки полученных данных в режиме online, ведения базы данных пациентов и определения диагнозов, создания интерфейса общения врача с аппаратным комплексом.

Таким образом, предлагаемая работа состоит из трех основных частей — применение известных и модернизированных методов фрактального анализа к ЭГЭГ сигналам и их реализация в виде быстродействующих алгоритмов для ЭВМ, разработка радиотехнического комплекса для снятия ЭГЭГ и программного комплекса для автоматизированной обработки снятых сигналов.

Целью работы является разработка автоматизированного радиотехнического комплекса для компьютерной диагностики органов желудочно-кишечного тракта с использованием фрактальных методов обработки электрогастроэнтерографических сигналов.

Основные задачи работы:

исследование математических методов анализа электрогастроэнтерографических сигналов, позволяющих повысить их диагностическую ценность;

построение фрактальной модели электрогастроэнтерографического сигнала и доказательство персистентности ЭГЭГ сигнала;

разработка модели радиотехнического комплекса для регистрации биоэлектрических потенциалов желудочно-кишечного тракта и фрактального анализа ЭГЭГ сигнала;

апробация радиотехнического комплекса для компьютерной диагностики органов желудочно-кишечного тракта в клинической практике.

Научная новизна работы состоит в разработке новой методики анализа ЭГЭГ сигналов и её применение на практике, а именно:

1. Разработана фрактальная математическая модель электрогастроэнтерографического сигнала на основе ряда фрактальных параметров, позволяющая анализировать сигнал без предварительной спектральной обработки.

2. Предложен модернизированный алгоритм нахождения размерности пространства вложений на основе метода ложных ближайших соседей.

3. Предложена схема радиотехнического устройства для регистрации биоэлектрических потенциалов желудочно-кишечно-

го тракта, позволяющая одновременно производить запись как электрогастроэнтерографического, так фонографического сигналов.

4. Определены интервалы изменения показателя Херста и корреляционной размерности для пациентов с заболеваниями органов ЖКТ.

Обоснованность и достоверность результатов работы подтверждается:

корректным использованием математических моделей и фрактальных методов обработки нестационарных сигналов;

проверкой результативности алгоритмов обработки данных на экспериментальном материале.

Практическая ценность работы состоит в том, что разработан и применен на практике в условиях клиники экспериментальный образец автоматизированного радиотехнического комплекса, предназначенного для проведения функциональной диагностики органов желудочно-кишечного тракта электрогастроэнтерографическим методом. Полученные в работе результаты доказывают возможность применения фрактальных мер к электрогастроэнтерографическому сигналам с целью диагностирования, что может найти дальнейшее применение в медицинской практике. Радиотехнический комплекс для регистрации и анализа ЭГЭГ сигналов внедрен в ФГУ 354 ОВКГ МО РФ г. Самара, что подтверждается актом внедрения.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Математическая модель электрогастроэнтерографического сигнала, основанная на совокупности фрактальных параметров.

2. Модификация алгоритма расчета размерности пространства вложений, основанный на методе ближайших ложных соседей.

3. Схема радиотехнического комплекса для регистрации биоэлектрических потенциалов желудочно-кишечного тракта и фрактального анализа электрогастроэнтерографического сигнала.

4. Фрактальная природа и персистентность электрогастроэнтерографического сигнала.

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

1. Всероссийская научно-практическая конференция с международным участием (г. Йошкар-Ола, 2007).

2. Международная научно-практическая интернет-конференция «Научные исследования и их практическое применение. Современное состояние и пути развития» (г. Одесса, 2008).

3. XVI Российская научная конференция профессорско-преподавательского состава, научных сотрудников и аспирантов (г. Самара, 2009).

4. X Международная научно-техническая конференция «Про-

блемы техники и технологий телекоммуникаций» (г. Самара, 2009).

5. XVII Российская научная конференция профессорско-преподавательского состава, научных сотрудников и аспирантов (г. Самара, 2010).

6. IX Международная научно-техническая конференция «Физика и технические приложения волновых процессов» (г. Челябинск, 2010).

Публикации. Основные результаты диссертационной работы изложены в 13 научных публикациях, среди которых 2 опубликованы в изданиях, включенных в перечень ВАК. В работах, опубликованных в соавторстве, соискатель является автором математических преобразований и реализации алгоритмов на ПЭВМ.

Структура и объем диссертации. Диссертация изложена на 133 страницах машинописного текста и состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы, приложения. Текст иллюстрирован 6 таблицами, 37 рисунками. Библиографический указатель включает 81 источников, из них 62 отечественных и 14 иностранных авторов, 5 ссылок на ресурсы интернет.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы диссертации, определены цели и задачи исследования, показана новизна и практическая ценность работы, перечислены основные положения, выносимые на защиту.

В главе 1 «Анализа методов исследования нестационарных сигналов» описывается модель желудочно-кишечного тракта в виде системы нестационарных сигналов, а также рассматриваются используемые в настоящее время методы обработки электрогастроэнтерографических сигналов.

Многочисленными исследованиями было доказано существование тесной взаимосвязи между электрической и сократительной деятельностью ЖКТ [Л2, Л3]. Электрическая и механическая деятельность ЖКТ взаимообусловлены и отражают разные стороны сократительной деятельности: первая — функциональное состояние мышечного слоя органа, вторая — наличие реализованных, координированных сокращений. При этом характер и величина биоэлектрической активности в достаточно широком диапазоне совпадают с изменениями механической деятельности.

Кроме указанного способа оценки электрогастроэнтерограмм, с учетом ведущей частоты, существует также характеристика ЭГЭГ по величине средней амплитуды биоэлектрической активности, согласно которой выделяют нормокинетический, гипокинетический и гиперкинетический типы кривой ЭГЭГ.

В настоящее время постоянно предпринимаются попытки усовершенствовать методику расшифровки электрогастроэнтерограмм. В основе анализа ЭГЭГ лежат такие характеристики сигнала как амплитуда колебаний U_m , соотношение максимальных и минимальных амплитуд колебаний, их процентный состав и др. В большинстве случаев данные ЭГЭГ обрабатываются с помощью спектрального анализа. Наиболее информативными показателями, характеризующими состояние ЖКТ, по мнению некоторых ученых, являются величины спектральной активности в частотных диапазонах, соответствующих различным его отделам и их изменение во времени.

В результате анализа существующей модели ЖКТ и используемых методов обработки ЭГЭГ сигналов были сделан вывод о целесообразности использования фрактальных методов обработки ЭГЭГ, позволяющих отслеживать изменения состояния органов ЖКТ динамически, а также прогнозировать их состояние в будущем.

В главе 2 «Фрактальные методы анализа нестационарных сигналов в гастроэнтерографии» рассмотрены фрактальные методы анализа ЭГЭГ сигнала и доказано, что данный сигнал обладает фрактальной природой и может быть описан фрактальными мерами.

Известно, что многие биоэлектрические сигналы обладают фрактальной статистикой, анализ которой может быть произведен с помощью эмпирического R/S-анализа, предложенного Мандельбротом и Уоллисом на основе наблюдений Хёрста [Л4]. Как показывают результаты R/S-анализа, нестационарные сигналы, получаемые при наблюдении многих природных явлений, а также биоэлектрические сигналы имеют фрактальную зависимость от времени. Так, фрактальными свойствами обладают все сосудистые системы животного организма – кровеносные сосуды и капилляры, бронхи, лимфотические сосуды, желчные протоки, нервная система и др.

Таким образом, применение фрактальных мер к анализу ЭГЭГ сигналов является логически обоснованным и в тоже вре-

мя актуальным, тем более, что исследований в данной области, судя по открытым печатным изданиям, на данный момент в России и за рубежом не проводилось.

Электрогастроэнтерограммы представляют собой нестационарные сигналы в виде колебаний сложной формы. Природа таких сигналов несколько отлична от классических информационных сигналов, формируемых специальными устройствами и передаваемых по каналу связи, однако исследования этих сигналов, несомненно, представляют интерес как в чисто научных целях, так и в целях использования их в диагностике.

Фрактальный анализ обладает гораздо большей универсальностью, по сравнению, с рассмотренным в главе 1 спектральным анализом. В частности, фрактальный анализ по своей природе является статистическим и позволяет найти в исходном сигнале признаки самоподобия. Этот факт позволяет, во первых, выявить органические изменения в работе органов ЖКТ, во вторых, позволяет надеяться на возможность предсказания динамики поведения системы в ближайшем будущем.

При помощи фрактального анализа возможно рассчитать минимальный временной интервал (так называемый, временной лаг), на котором свойства фрактальности или самоподобия существуют. Этому в диссертационной работе уделено большое внимание.

Фрактальная модель представляет собой совокупность фрактальных параметров (размерностей), поставленных в соответствие состоянию органа ЖКТ. Динамика изменения фрактальных размерностей при проведении ряда измерений состояния одного и того же пациента позволяет судить о динамике состояния его органов ЖКТ.

Таким образом, при использовании новой фрактальной математической модели осуществляется переход от классических параметров расшифровки ЭГЭГ η_i, K_i и $K_{ritm(i)}$, рассмотренных в главе 1, к новым фрактальным параметрам оценки состояния ЖКТ — показателю Херста, корреляционной размерности, размерности пространства вложений, временному лагу.

В п. 2.3 рассматривается метод нормированного размаха Херста для ЭГЭГ сигналов. Основным параметром, который может быть найден методом нормированного размаха, является, так называемый, показатель Хёрста. Достоинство использования указанного параметра заключается в том, что по его значению можно судить как о степени хаотизации системы в целом, так

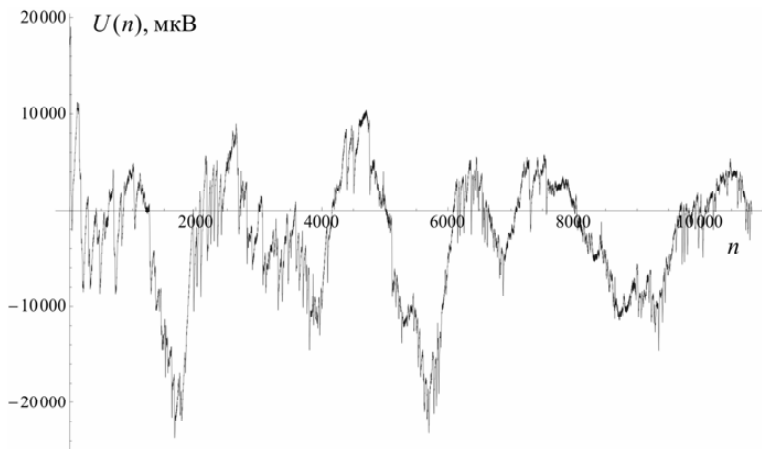


Рис. 1 — Электрогастроэнтерографический сигнал $U[n]$

и о наличии фрактальной природы исследуемого сигнала, в частности.

ЭГЭГ сигнал представляет собой набор дискретных значений напряжений $U[n]$, снятых при помощи электродов с определенных участков поверхности кожи в последовательные, равноотстоящие друг от друга моменты времени. Пример ЭГЭГ сигнала приведен на рисунке 1. Используемый сигнал был снят с испытуемого в течение 20 минут эксперимента. На рис. 1 по оси абсцисс отложены номера отчетов регистрирующего устройства, по оси ординат значения разности потенциалов, фиксируемые в моменты времени, соответствующим номерам отчетов.

В основе R/S-анализа лежит метод нормированного размаха Хёрста [Л4, Л5]. На первом этапе рассчитывается накопившееся отклонение от среднего значения:

$$X(n, N) = \sum_{p=1}^n \left\{ U[p] - \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N U[n] \right\}, \quad (1)$$

где N — число временных отсчетов ЭГЭГ сигнала.

На втором этапе вычисляются размах отклонений сигнала

$$R[n] = \max_{1 \leq n \leq N} X(n, N) - \min_{1 \leq n \leq N} X(n, N) \quad (2)$$

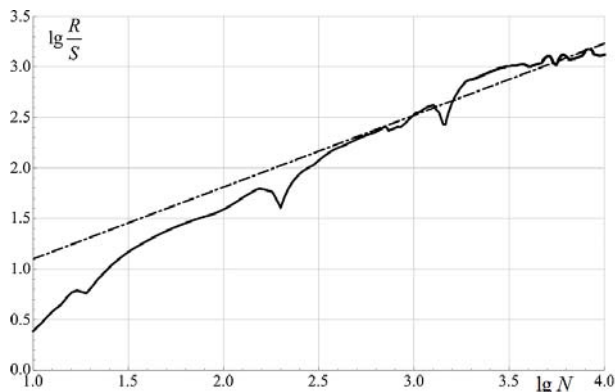


Рис. 2 — Зависимость $\lg(R/S)$ от $\lg N$ для вычисления H

и стандартное отклонение

$$S[N] = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \left\{ U[n] - \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N U[n] \right\}^2}. \quad (3)$$

Как показано в работах Хёрста [Л4], для большинства временных рядов, наблюдаемый нормированный размах R/S описывается эмпирическим соотношением и с использованием (2) и (3) имеет вид:

$$R/S = (\alpha N)^H, \quad (4)$$

где H — показатель Хёрста, α — произвольная постоянная.

Согласно теории фракталов, если полученное значение показателя Хёрста $H < 0.5$, исследуемый ряд обладает «кратковременной» памятью, то есть является антиперсистентным. Это означает, что недавние события в породившей его системе оказывают намного большее значение на дальнейшее поведение самой системы, чем события более ранние. Если $H > 0.5$, временной ряд персистентен и обладает фрактальной природой. При $H = 0.5$ сигнал представляет собой стохастический шум и не содержит полезной информации.

В диссертационной работе показатель Хёрста находится путем вычисления наклона прямой, аппроксимирующей зависимость нормированного размаха R/S как функции запаздывания N в двойном логарифмическом масштабе (по обеим осям системы координат). На рис. 2 приведена зависимость $\lg(R/S)$ от

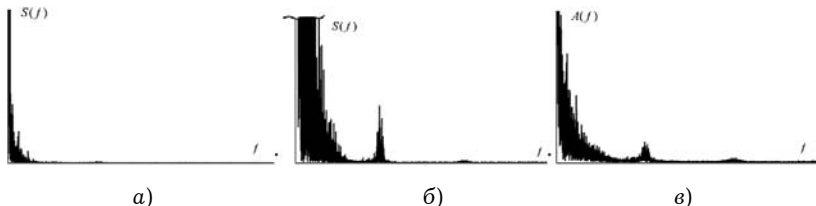


Рис. 3 — Частотные характеристики исследуемого сигнала (а — спектр мощности; б — спектр мощности в масштабе 50:1; в — спектр Фурье)

$\lg N$. Аппроксимирующая прямая, показанная на рис.2 штрихпунктирной линией, была построена с использованием метода наименьших квадратов. Коэффициент наклона аппроксимирующей прямой ЭГЭГ сигнала, приведенного на рис. 1, оказался равным $H = 0.710418$, что говорит о его фрактальной природе.

Таким образом, можно утверждать, что процесс, породивший данный сигнал, обладает долговременной памятью, т.е. является персистентным.

Таким образом, по значению показателя Херста исследуемого ЭГЭГ сигнала можно судить о том, насколько долговременной памятью обладает ЭГЭГ сигнал и можно ли использовать показатель H для предсказания динамики поведения органов ЖКТ в будущем.

В п. 2.4 диссертационной работы проведен анализ спектра мощности исследуемого ЭГЭГ сигнала, который был рассчитан при помощи быстрого преобразование Фурье автокорреляционной функции. Автокорреляционная функция ЭГЭГ сигнала определяется следующим выражением:

$$R[j] = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-j} U[i]U[i+j]. \quad (5)$$

Спектр мощности исходного ЭГЭГ сигнала определяется путем прямого преобразования Фурье автокорреляционной функции (5):

$$S_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N R[i] \exp\left[-j \frac{2\pi k i}{N}\right], \left(k = \overline{0, N-1}\right). \quad (6)$$

На рис. 3 представлены спектры мощности $S(f) = S_k(U)$ и спектр Фурье исследуемого сигнала. На рис. 3а показан спектр мощности, который характерен для сигналов классифицируе-

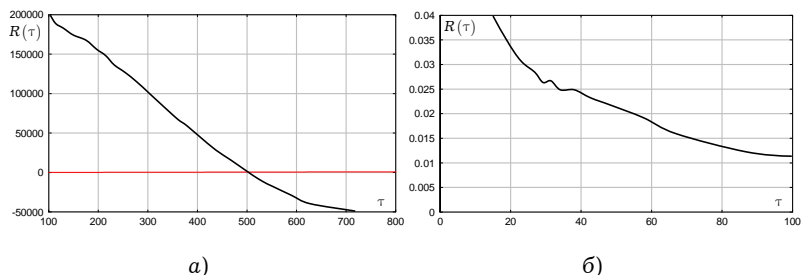


Рис. 4 — Автокорреляционная функция (а) и функция взаимной информации (б) в зависимости от временного лага τ

мых как «коричневый шум», поскольку распределение гармоник по частотам может быть аппроксимировано степенной функцией, пропорциональной $1/f$. На рис. 3б представлен тот же самый спектр, но увеличенный в масштабе в 50 раз. Проведенное масштабирование позволяет идентифицировать пик, находящийся в конце первой трети частотного диапазона. Также можно заметить малозаметный пик в конце второй трети частотного диапазона. Выявленные пики позволяют говорить об определенной квазипериодичности процесса, порождающего исследуемый сигнал. На рис. 3в представлен спектр Фурье, который также по внешнему виду и по предполагаемой аппроксимирующей функции амплитуды позволяет классифицировать исследуемый сигнал как «коричневый шум».

В п. 2.5 произведено исследование электрогастроэнтерограммы с помощью таких фрактальных мер как, корреляционный интеграл и корреляционная размерность.

Для проведения дальнейших исследований потребовалось вычисление **ВРЕМЕННОГО ЛАГА** исследуемого сигнала (то есть минимального количества выборок, при котором однозначно выполняется принцип самоподобия). Правильное определение временного лага позволяет выбирать минимально возможное время проведения эксперимента. С помощью временного лага, согласно теореме Такенса, можно предсказать последующее значение временного ряда и, как следствие, выявить некоторые характеристики системы, породившей данный сигнал. Для выявления временного лага были использованы метод автокорреляционной функции и метод взаимной информации, которые подробно рассмотрены в п. 2.5 [Л6]. На рис. 4 приведены графики зависимости автокорреляционной функции $R(\tau)$ (а) и функции взаимной информации $I(\tau)$ (б) от временного лага τ . Как показал анализ функции взаимной информации, оптимальный вре-

менной лаг τ исследуемого ЭГЭГ сигнала равен 28, что соответствует первому локальному минимуму функции $I(\tau)$.

При анализе нестационарных временных процессов важным является реконструкция фазового пространства и восстановление хаотического аттрактора по одномерной последовательности отсчетов. Для характеристики степени подобия истинного и восстановленного аттракторов служит величина m , называемая размерностью пространства вложения. Для её нахождения используется метод ближайших ложных соседей. Для его применения с использованием метода временных задержек осуществляется переход от одномерной последовательности отсчетов к многомерной векторной структуре вида:

$$\vec{x}(i) = \{x(i - (m - 1)\tau), x(i - (m - 2)\tau), \dots, x(i)\}, \quad (i = \overline{1, N - (m - 1)\tau}).$$

Далее для всех точек восстанавливаемого фазового пространства определяется количество ближайших ложных соседей [Л6]:

$$R_{i(m, m-1)} = \frac{\|\vec{x}_m(i) - \vec{x}_m(j)\|}{\|\vec{x}_{m-1}(i) - \vec{x}_{m-1}(j)\|}, \quad i, j = \overline{1, N - (m - 1)\tau}; \quad m = \overline{1, m_c},$$

где m_c — искомая размерность пространства вложений. Если $R_{i(m, m-1)} > R_t$, то j -точка является ложным ближайшим соседом к точке i . Размерность пространства вложений m_c определяется, когда количество ближайших ложных соседей равно 0, что соответствует ситуации когда исходный и восстанавливаемый аттракторы совпадают.

В диссертационной работе предложена модернизация алгоритма расчета количества ближайших ложных соседей, заключающаяся в том, что для каждого m составляется квадратная матрица размерностью $N - (m - 1)\tau$ из значений $R_{i(m, m-1)}$ и минимизируется величина определителя.

Другой наиболее важной фрактальной мерой является **КОРРЕЛЯЦИОННАЯ РАЗМЕРНОСТЬ** D_C , которая вычисляется по формуле [Л6]:

$$D_C = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \lim_{N \rightarrow \infty} \left[\frac{d \lg C_e(\varepsilon, N)}{d \lg \varepsilon} \right], \quad (7)$$

где $C_e(\varepsilon, N)$ — **КОРРЕЛЯЦИОННЫЙ ИНТЕГРАЛ**, который представляет собой усреднённую вероятность того, что состояния системы в два различных момента времени окажутся близкими:

$$C(\varepsilon, N)|_m = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N(N-1)} \sum_i^N \sum_j^N \theta(\varepsilon - |\vec{x}_m(i) - \vec{x}_m(j)|), \quad (i \neq j; m = \overline{1, m_c}),$$

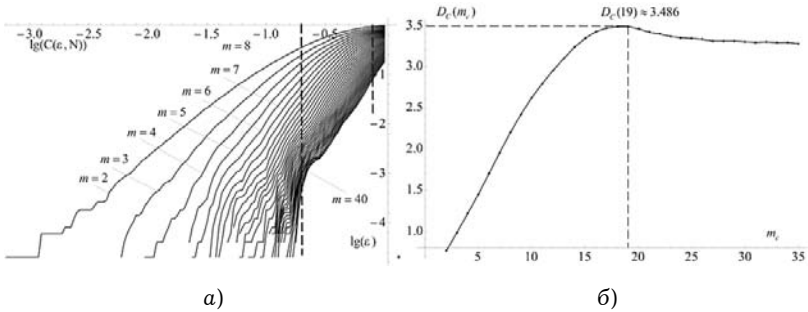


Рис. 5 — Зависимости корреляционного интеграла от размера элементарных ячеек ε для различных значений пространств вложения m (а) и зависимость фрактальной размерности D_C от размерности пространства вложения m_C (б) для временного лага $\tau = 28$ при выборке исследуемого сигнала

где N — количество точек выборки; $|\vec{x}_m(i) - \vec{x}_m(j)|$ — норма вектора; ε — размер разрешающей ячейки; $\theta(\cdot)$ — функция Хевисайда; m — размерность пространства вложения; τ — временная задержка. Размерность пространства вложения m_C определяется по методу ложных ближайших соседей. Для ЭГЭГ сигнала, показанного на рис. 1, $m = 14$.

Для вычисления корреляционного интеграла был использован комбинированный метод Грассбергера-Прокаччия, описанный в п. 2.5. Модификация алгоритма позволила одновременно определять как размерность пространства вложений, так и корреляционную размерность. Зависимости $\lg Ce(\varepsilon, N)$ от $\lg \varepsilon$ приведены на рис. 5а. На графиках были найдены линейные участки и по методу наименьших квадратов произведен поиск аппроксимирующих их прямых. Затем на полученном графике, показанном на рис. 5б, была найдена точка, в которой зависимость $D_C(m)$ имеет максимум. Значение m точки максимума будет соответствовать независимой оценке размерности пространства вложения, а значение D_C — корреляционной размерности.

Основное условие, доказывающее фрактальную природу сигнала оценки формулируется в виде неравенства:

$$D_C < 2 \lg N. \quad (8)$$

Как показал численный расчет и использование неравенства (8), длины исследуемого ЭГЭГ сигнала вполне достаточно для определения размерности вплоть до $D_C \approx 6$. Это свидетельствует о том, что полученному значению $D_C \approx 3.486$ вполне

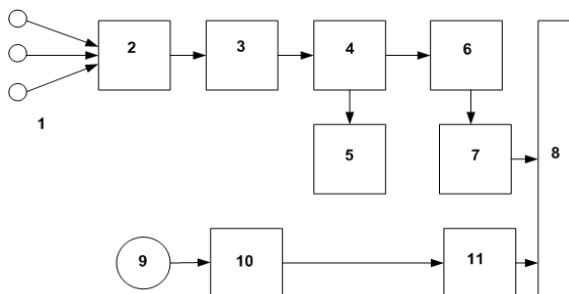


Рис. 6 — Структурная схема прибора ЭФГ-100

можно доверять и что исследуемый в работе сигнал не является стохастическим шумом, а представляет собой одномерное отображение процессов порожденных многомерной системой. Следовательно, дальнейшие исследования ЭГЭГ сигнала с помощью фрактальных мер имеют под собой достаточное обоснование.

Таким образом, во второй главе доказано, что ЭГЭГ сигнал обладает фрактальной природой и для его расшифровки предлагается использовать набор фрактальных параметров — показатель Херста H , временной лаг τ , автокорреляционная функция $R(\tau)$, функция взаимной информации $I(\tau)$, корреляционная размерность D_C и корреляционный интеграл C_e . Набор указанных фрактальных мер составляет основу фрактальной модели ЭГЭГ сигнала.

В главе 3 «Радиотехнический комплекс для регистрации биопотенциалов ЖКТ» была предложена схема радиотехнического комплекса для регистрации биоэлектрических и фонографических сигналов ЖКТ при клинических исследованиях. Регистрация сигналов выполняется с помощью ЭВМ, при этом оцифровка и ввод информации в память выполняется при помощи стандартной звуковой карты или USB-порта, что упрощает применение устройства и настройку. Также, учитывая, что все современные компьютеры оснащаются звуковыми картами и USB-разъемами, автоматически решается проблема совместимости аппаратных средств при развертывании диагностического комплекса.

На рис. 6 приведена структурная схема устройства. На рис. 6 введены следующие обозначения: 1 — электроды; 2 — усилитель биопотенциалов (УБП); 3 — полосовой фильтр; 4 — уси-

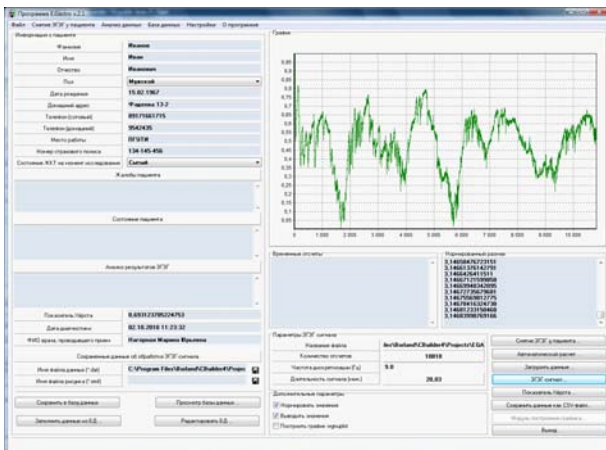


Рис. 7 — Окно программы обработки ЭГЭГ сигналов

литель с регулируемым коэффициентом усиления; 5 — схема детектированной перегрузки по выходу; 6 — модулятор; 7 — развязывающий трансформатор; 8 — звуковая карта ПК; 9 — динамический микрофон; 10 — дифференциальный усилитель; 11 — трансформатор тракта «фоно». Схемы всех указанных блоков и принципы их работы приведены в диссертационной работе.

Схема устройства состоит из двух независимых каналов — канала усиления и фильтрации биопотенциалов и канала усиления звуковых сигналов. Биопотенциалы регистрируются с поверхности кожи пациента при помощи накладных электродов. Звуковые сигналы снимаются микрофоном с передней стенки брюшной полости. После усиления и формирования сигналы рабочих каналов поступают на ПЭВМ одновременно в режиме «стерео». Для передачи ЭГЭГ сигнала на компьютер по стандартному аудиотракту (20 Гц–20 кГц), выполняется модуляция несущей частотой 512 Гц. В последующем, при обработке сигнала на ЭВМ, модулирующая частота удаляется.

Канал усиления биопотенциалов состоит из предварительного усилителя, полосового фильтра, оконечного усилителя и модулятора. Также в состав этого канала входят вспомогательные схемы — генератор несущей частоты и детектор перегрузки по входу.

Разность потенциалов с накожных электродов поступает на входы предварительного усилителя постоянного тока. Далее сиг-

нал поступает на вход полосового фильтра, который представляет собой комбинацию ФНЧ-ФВЧ с характеристикой Баттерворта. С выхода полосового фильтра сигнал поступает на двухкаскадный оконечный усилитель на двух операционных усилителях. После оконечного усилителя сформированный сигнал поступает на модулятор. Модуляция осуществляется изменением смещения при усилении сигнала несущей частоты. Далее сигнал проходит через полосовой фильтр, где приобретает окончательную форму. Центральная частота фильтра соответствует частоте несущей и равна 512 Гц.

Второй частью радиотехнического комплекса является программа для обработки и анализа ЭГЭГ сигналов. Данный программный продукт состоит из трех основных модулей — модуля для записи сигнала ЭГЭГ, поступающего с устройства; модуля для фрактальной обработки сигнала и модуля для работы с базой данных сигналов и пациентов. Главное окно программы показано на рис. 7. Программа позволяет производить фрактальную обработку ЭГЭГ сигнала в режиме online и обладает высоким быстродействием (время обработки сигнала из 10818 выборок составляет 2,34 секунды). В программе существуют большие возможности поиска информации в базе данных, предоставления различных форм отчетов и имеется система анализа статистической информации о состоянии пациента по значению фрактальных параметров его биоэлектрического сигнала.

Таким образом, для диагностики ЖКТ в диссертационной работе разработана схема аппаратно-программного комплекса, включающая электрогастроэнтерограф и программу обработки и фрактального анализа ЭГЭГ сигналов. Данный комплекс позволяет осуществлять регистрацию, фильтрацию и усиление биопотенциалов различных отделов ЖКТ в реальном режиме времени, ведение протокола исследований и цифровую обработку полученных результатов.

Глава 4 «Апробация радиотехнического комплекса в медицинской практике» посвящена практическому применению фрактальной обработки ЭГЭГ сигналов. На основе, предложенной в главе 3 схемы, был разработан электрогастроэнтерограф ЭФГ-100. Клинические испытания проводились в городской больнице №6 г. Самары в период с 1 августа по 1 ноября 2010 года. Методом периферической гастроэлектроэнтерографии было снято 50 гастроэлектроэнтерограмм у лиц без жалоб и с жалобами на

болезни ЖКТ. Первая группа представила ЭГЭГ здоровых людей. В группу входили лица в возрасте от 18 до 40 лет, у которых снимались сигналы прельстатистики сытого ЖКТ. Каждая ЭГЭГ представляет собой 20 минутную временную выборку, с частотой дискретизации 9 Гц. Рассчитанный показатель Херста H для группы здоровых людей оказался больше 0,65. Вторая группа представляла пациентов с заболеваниями ЖКТ. Показатель Херста у пациентов этой группы порядка 0,5 и меньше, а ЭГЭГ сигнал обладал меньшими значениями корреляционной размерности и пространства вложений, чем у пациентов здоровой группы. Отметим, что для предсказания динамики состояния ЖКТ необходимо проводить в течение определенного интервала времени несколько сеансов у одного пациента, а затем исследовать динамику изменения показателя Херста, корреляционной размерности и спектра мощности. В результате практической апробации были выявлены интервалы значений показателя Херста и корреляционной размерности для здоровых и больных людей.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

1. Проведен анализ существующих методов обработки ЭГЭГ сигналов и показано, что их недостатками являются узкие границы применимости, связанные с использованием статических параметров для описания состояния органов ЖКТ и невозможностью предсказывания изменения состояния органов ЖКТ в будущем.

2. Обоснованно, с использованием фрактальных мер, доказана фрактальная природа ЭГЭГ сигнала.

3. Построена математическая модель ЭГЭГ сигнала на основе таких фрактальных мер, как показатель Херста, временной лаг, автокорреляционная функция, функция взаимной информации, корреляционная размерность и корреляционный интеграл. Построены алгоритмы расчета показателя Херста и корреляционной размерности, метода Грассбергера-Прокаччия. Предложен модифицированный алгоритм метода ложных ближайших соседей с использованием минимизации определителя матрицы расстояний в m -мерном фазовом пространстве.

4. Разработана схема радиотехнического комплекса, позволяющего производить регистрацию, фильтрацию и усиление биопотенциалов различных отделов ЖКТ в реальном режиме времени, а также выполнять фрактальную обработку ЭГЭГ сигнала в целом.

5. Проведена апробация радиотехнического комплекса для компьютерной диагностики органов желудочно-кишечного тракта в городской больнице №8 г. Самара, которая позволила определить диапазоны изменения фрактальных параметров ЭГЭГ здоровых и больных людей.

ОПУБЛИКОВАННЫЕ РАБОТЫ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. *Нагорная, М.Ю.* Аппаратный комплекс для регистрации электрических потенциалов органов желудочно-кишечного тракта [Текст] // Сборник материалов всероссийской научно-практической конференции с международным участием: тез. докладов Марийский государственный технический университет. - Йошкар-Ола, 2007 г. - Ч. 1. - С. 207-210.

2. *Нагорная, М.Ю.* Программный модуль для записи и анализа электрических потенциалов органов желудочно-кишечного тракта [Текст] // Сборник материалов всероссийской научно-практической конференции с международным участием: тез. докладов Марийский государственный технический университет. - Йошкар-Ола. - 2008 г. - Ч. 2. - С. 125-128.

3. *Нагорная, М.Ю.* Аппаратный комплекс для диагностики желудочно-кишечного тракта [Текст] // Техника и технология. - 2008. - №8. - С.15-16.

4. *Нагорная, М.Ю.* Аппаратный комплекс для регистрации потенциалов органов желудочно-кишечного тракта [Текст] // Научные исследования и их практическое применение. Современное состояние и пути развития '2008: тез. докладов Международной научно-практической интернет-конференции, г. Одесса. - 2008. - Т.4. - С. 56-60.

5. *Нагорная, М.Ю.* Оценка параметров прибора ЭФГ-100 [Текст] // Современные проблемы и пути их решения в науке, транспорте, производстве и образовании '2008: тез. докладов Международная научно-практическая Интернет-конференция, г. Одесса. - 2008. - Т. 6. - С.45-47.

6. *Нагорная, М.Ю.* Установление рабочего режима прибора ЭФГ-100. [Текст] // В материалах XVI Российской научной конференции: тез. докладов Самара: ПГАТИ, г. Самара. - 2009. - С. 130.

7. *Нагорная, М.Ю.* Проблемы передачи и обработки биоэлектрической информации [Текст] // Проблемы техники и технологий телекоммуникаций: тез. докладов X Международной научно-технической конференции ПТиТТ-2009, г. Самара. - 2009. - С. 11-12.

8. *Антипов, О.И.* Расчет показателя Херста для ЭГЭГ сигнала [Текст] /*О.И. Антипов, М.Ю. Нагорная* // XVII Российская научная конференция профессорско-преподавательского состава, научных сотрудников и аспирантов: тез. докладов, г. Самара. - 2010. - С. 136-137.

9. *Антипов, О.И.* Программный комплекс для фрактального анализа биофизических параметров организма [Текст] /*О.И. Антипов, М.Ю. Нагорная, О.В. Осипов* // Физика и технические приложения волновых процессов: тез. докладов IX Международной научно-технической конференции, 11-17 сент., 2010., г. Челябинск, 2010. - С. 216-217.

10. *Антипов, О.И.* Актуальность применения фрактальный мер к биоэлектрическим сигналам [Текст] /*О.И. Антипов, М.Ю. Нагорная* // Физика и технические приложения волновых процессов: тез. докладов IX Международной научно-технической конференции, 11-17 сент., 2010., г. Челябинск, 2010. - С. 243.

11. *Антипов, О.И.* Фрактальный анализ электрогастроэнтерографического сигнала [Текст] /*О.И. Антипов, М.Ю. Нагорная* // Биомедицинская радиоэлектроника. - 2010. - №10. - С. 40-44.

12. *Антипов, О.И.* Показатель Херста биоэлектрических сигналов [Текст] /*О.И. Антипов, М.Ю. Нагорная* // Инфокоммуникационные технологии. - 2011. - №1 (принято в печать).

13. *Куляс, М.О.* Аппаратно-программный комплекс для записи и обработки электрогастроэнтерографических сигналов [Текст] /*М.О. Куляс, М.Ю. Нагорная* // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. - 2011. - №1 (принято в печать).

СПИСОК ЦИТИРУЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ

Л1. *Ребров, В.Г.* Особенности регистрации электрической активности желудка и кишечника с поверхности тела пациента [Текст] / *В.Г. Ребров, Б.А. Станковский, Г.И. Куланина* // Российский журнал гастроэнтерологии, гепатологии, колопроктологии. — 1996. — №2. — С.48-52

Л2. *Ворновицкий, Е.Г.* Использование наджелудочной электрогастрографии для оценки состояния желудочно-кишечного тракта [Текст] / *Е.Г. Ворновицкий, И.В. Фельдштейн* // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. — 1998. — Т.126. — №11. — С.597-600.

Л3. *Собакин, М.А.* Физиологические поля желудка [Текст] // Н.: Наука, Сибирское отделение. — 1978. — С. 25-64.

Л4. *Петерс, Э.* Хаос и порядок на рынках капитала. Новый аналитический взгляд на циклы, цены и изменчивость рынка. [Текст]: Пер. с англ. // М.: Мир. — 2000. — 333 с.

Л5. *Федер, Е.* Фракталы. [Текст]: Пер. с англ. // М.: Мир. — 1991. — 254 с.

Л6. *Головкин, В.А.* Нейросетевые методы обработки хаотических процессов [Текст]: VII Всероссийская научно-техническая конференция «Нейроинформатика 2005»: Лекции по нейроинформатике // М.: МИФИ. — 2005. — С. 43-91.