

На правах рукописи



Иванов Константин Олегович

**АЛГОРИТМЫ ЛОКАЛЬНОГО АНАЛИЗА
ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ НА БАЗЕ КОНТУРНЫХ
МОДЕЛЕЙ**

Специальность 05.11.17

«Приборы, системы и изделия медицинского назначения»

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Йошкар-Ола 2018

Работа выполнена в ФГБОУ ВО «Поволжский государственный технологический университет» (ПГТУ) на кафедре «Радиотехнические и медико-биологические системы» (РТМБС).

Научный руководитель:

Фурман Яков Абрамович

доктор технических наук, профессор, профессор кафедры радиотехнических и медико-биологических систем ФГБОУ ВО «Поволжский государственный технологический университет», г. Йошкар-Ола

Научный консультант:

Севастьянов Виктор Викторович

доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры радиотехнических и медико-биологических систем ФГБОУ ВО «Поволжский государственный технологический университет»

Официальные оппоненты:

Герашенко Сергей Иванович

доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой «Медицинская кибернетика и информатика» Медицинского института ФГБОУ ВО «Пензенский государственный университет», г. Пенза

Алпатов Алексей Викторович

кандидат технических наук, доцент, доцент кафедры микро- и нанoeлектроники ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет», г. Рязань

Ведущая организация:

ФГБОУ ВО «Тульский государственный университет», г. Тула

Защита состоится «28» сентября 2018 года, в 12.00 на заседании диссертационного совета Д212.211.04 в ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет» по адресу: 390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет» и на сайте www.rsreu.ru.

Автореферат разослан «__» _____ 2018 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
д-р техн. наук, доцент



Г.В. Овечкин

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ДИССЕРТАЦИОННОЙ РАБОТЫ

Актуальность темы. Сигналы электроэнцефалограмм (ЭЭГ), представляющие собой запись биоэлектрической активности мозга, в настоящее время являются наиболее распространенным источником информации для диагностики функциональной активности центральной нервной системы (ЦНС). Такие патологии как воспаления и нейроинфекции, черепно-мозговые травмы, мозговые инсульты, эпилепсия, опухоли отражаются на поведении и параметрах ЭЭГ. Несмотря на многолетний опыт использования электроэнцефалографии в клинической практике, актуальной задачей остается проблема корректной трактовки ее результатов. На практике встречаются ситуации, когда графическое представление одной и той же записи биопотенциалов мозга трактуется различными специалистами по-разному.

Основным способом интерпретации ЭЭГ в настоящий момент является ее визуальный анализ. Различным видам ЭЭГ- активности при визуальном анализе в условиях нормы и патологии соответствуют формы фрагментов, называемых паттернами (образами), например, сочетания «острая волна-медленная волна», дельта- волна и др. Для визуального анализа созданы зарекомендовавшие себя принципы использования ЭЭГ в клинической практике, но к его недостаткам можно отнести высокую трудоемкость и субъективный характер полученного заключения.

Математическая обработка ЭЭГ позволяет сделать работу врача-нейрофизиолога более объективной. Существующие в настоящее время способы *компьютерного вычислительного анализа* дают возможность для каждого из основных частотных диапазонов получить для ЭЭГ амплитудный и фазовый спектры, спектры мощности, кросс-спектры, когерентную мощность, оценить статистические различия спектров. Корреляционный анализ позволяет количественно охарактеризовать степень линейной связи между разнесенными во времени отсчетами сигнала, полученными с одного или нескольких отведений. Таким образом, используемые методы вычислительного анализа обладают *разрешением по частоте*. Они позволяют охарактеризовать насколько детально представлен спектр гармонических составляющих сигнала, причем практический интерес представляют *усредненные показатели* исследуемой эпохи ЭЭГ. При этом в результате взвешенного усреднения всех отсчетов сигнала утрачивается информация о разнородных паттернах в его составе.

В свою очередь, наряду с разрешением по частоте слабо представлены вычислительные алгоритмы анализа ЭЭГ, обладающие *разрешением ЭЭГ по времени*, которые характерны для *визуального анализа*. Развитие таких алгоритмов основано на выделении в ЭЭГ «непроизводных элементов», являющихся *минимальными по длительности* информативными фрагментами ЭЭГ. Алгоритмы, обладающие разрешающей способностью электроэнцефалографических сигналов по времени, дают возможность выполнять операции автоматического обнаружения и распознавания отдельных разнородных паттернов, получать оценки их информативных параметров, а также позволяют представить данные ЭЭГ обследований в привычном и понятном врачу виде, оказать по-

мощь в принятии решения. Таким образом, разработка алгоритмов выполнения подобных операций является на современном этапе актуальной задачей, позволяющей повысить достоверность поставленных по ЭЭГ заключений за счет повышения информационного обеспечения врача и объективизации процесса постановки диагноза.

Степень разработанности темы. Первые исследования в области электроэнцефалографии были опубликованы Гансом Бергером в 1929 году. С момента публикации ЭЭГ является ценным методом, как в клинической диагностике, так и в научных исследованиях. В середине прошлого века были созданы основные методики визуального анализа данных электроэнцефалографии, наибольшую известность среди которых получили классификация ЭЭГ по Е.А. Жирмунской и по Людере (Luders). Современный этап развития метода электроэнцефалографии связан с разработкой количественных методов анализа ЭЭГ. Важнейшие результаты в области анализа электроэнцефалографических сигналов получены отечественными и зарубежными школами В.С. Русинова, Л.Р. Зенкова, А. П. Кулаичева, В.В. Гнездицкого, А.Я. Каплана, Ю.Д. Кропотова, Р. L. Nunez, M. Palus, F. Lopes da Silva и другими учёными, среди которых В.Н. Цыган, О.Ю. Майоров, J. McEwen, Z. Xu-Sheng и др. В области цифровой обработки изображений и сигналов достигли успехов научные школы Ю.И. Журавлева, В.С. Титова, В.А. Сойфера, В.С. Киричука, Ю.Г. Васина. Также известны работы научной школы контурного анализа, сформированной на кафедре РТиМБС ПГТУ.

Целью диссертационной работы является повышение эффективности и достоверности электроэнцефалографии за счет разработки алгоритмов локального анализа ЭЭГ, позволяющих получать количественные характеристики форм отдельных элементов ЭЭГ (волн) и осуществлять их классификацию.

Поставленная цель работы требует решения следующих **задач**:

1 Анализ алгоритмов, методов, систем обработки и анализа электроэнцефалографических сигналов.

2 Разработка новой математической модели ЭЭГ сигнала, допускающей его декомпозицию на отдельные информативные фрагменты и позволяющей получать количественные характеристики их форм.

3 Обоснование алгоритма декомпозиции ЭЭГ, представляющего сигнал в виде упорядоченной последовательности минимальных по длительности информативных фрагментов, и оценка его эффективности.

4 Обоснование алгоритмов и единого аналитического аппарата для количественного определения признаков форм элементов ЭЭГ.

5 Обоснование алгоритма предварительной обработки ЭЭГ для классификации ее элементов в целях повышения объективности и достоверности поставленных по ЭЭГ заключений.

Научная новизна. В рамках диссертационной работы были получены следующие новые научные результаты:

1 Предложена и разработана научная идея использования математического аппарата контурного анализа для локальной обработки сигналов электроэнцефалограмм, отличающаяся тем, что сигнал ЭЭГ впервые представляется контур-

ной математической моделью в виде последовательности комплексных векторов, соединяющих выборочные значения и учитывающих интервалы дискретизации. Модель допускает декомпозицию сигнала на информативные фрагменты (волны) и позволяет с единых аналитических позиций осуществлять количественный анализ их формы.

2 Обоснован алгоритм декомпозиции введенной контурной модели ЭЭГ, позволяющий представить сигнал в виде упорядоченной последовательности импульсов, ограниченных глобально-локальными минимумами, с детальным математическим описанием формы каждого из них. Получены оценки вероятностей правильной сегментации ЭЭГ для δ , θ , α и β частотных диапазонов, составляющие 0,91; 0,94; 0,98 и 0,98 соответственно.

3 Обоснованы алгоритмы для получения объективных признаков форм импульсов ЭЭГ. Определены количественные значения признаков форм импульсов ЭЭГ для различных ЭЭГ феноменов, ранее оцениваемых субъективно.

4 Обоснован алгоритм предварительной обработки ЭЭГ, в отличие от существующих способов компьютерного анализа основанный на анализе формы не всей ЭЭГ в целом, а каждой ее отдельной волны. Алгоритм позволяет классифицировать элементы ЭЭГ по их семиотике и степени патологической значимости. Установлено, что это повышает достоверность клинического заключения до 94% для нормальных ЭЭГ, до 89% для пограничных ЭЭГ и до 98% для ЭЭГ с патологией.

Теоретическая и практическая значимость работы. Представленные в работе алгоритмы получения количественных характеристик форм элементов ЭЭГ на базе математического аппарата контурного анализа и алгоритм предварительной обработки ЭЭГ могут использоваться при создании медицинских диагностических систем, систем автоматизированного формирования протокола ЭЭГ обследования, систем поддержки принятия решений по данным ЭЭГ, а также при разработке новых методов автоматического анализа электроэнцефалограмм по совокупности классов составляющих их элементов.

Практическая значимость работы подтверждается тем, что алгоритмы анализа предложенной контурной математической модели ЭЭГ реализованы в прикладных пакетах программ, защищенных свидетельствами о государственной регистрации программ для ЭВМ (№2014662902, № 2014619523, № 2016617530, №2016614946).

Полученные в диссертационном исследовании результаты приняты для практического применения в ООО «АйТи Юниверс», Государственном бюджетном учреждении Республики Марий Эл «Медико-санитарная часть №1» (ГУ РМЭ МСЧ №1), филиале Коми научного центра Уральского отделения Российской академии наук, а также в учебном процессе кафедры РТиМБС ПГТУ по специальности 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии», что подтверждено соответствующими актами.

Методология и методы исследования. Для решения поставленных в диссертационной работе задач использованы аналитические методы, основанные на аппарате контурного анализа, фундаментальных основах цифровой обработки сигналов и изображений, теории вероятностей, а также эксперименталь-

ная проверка на реальных ЭЭГ достоверности полученных результатов. Экспериментальные исследования выполнены с использованием апробированных баз данных ЭЭГ, расположенных в открытом доступе в сети интернет по адресам: www.isip.piconepress.com/projects/tuh_eeg/, www.physionet.org/. Также использовались записи ЭЭГ из базы данных ГУ РМЭ МСЧ №1 и полученные в ходе оцифровки изображений графиков ЭЭГ, представленных в научных источниках по электроэнцефалографии.

Положения, выносимые на защиту:

1 Контурная математическая модель ЭЭГ в виде последовательности комплекснозначных векторов, заданных в унитарном пространстве S_k , обнаруживает более высокую меру схожести форм сегментов ЭЭГ (до 3%) чем в пространстве R_{2k} и обеспечивает инвариантность результатов к вращению (повороту) сегмента.

2 Алгоритм сегментации ЭЭГ, заданной в контурном виде, позволяющий представить сигнал в виде упорядоченной последовательности *волн*, с оценками вероятностей правильной сегментации, равными 0,91; 0,94; 0,98; 0,98 для электроэнцефалограмм с доминированием δ , θ , α и β частотных диапазонов соответственно при погрешности определения положений границ между сегментами не более 0,008 с.

3 Алгоритм предварительной обработки ЭЭГ, включающий анализ количественных характеристик формы каждой волны ЭЭГ и позволяющий классифицировать элементы ЭЭГ по их семиотике и степени патологической значимости, что повышает достоверность диагноза для нормальных, пограничных и патологических ЭЭГ в среднем на 6%, 7% и 8% соответственно.

Достоверность полученных результатов обосновывается корректным использованием математического аппарата, тестированием разработанных комплексов программ, сравнением результатов анализа электроэнцефалограмм, полученных с использованием обоснованных алгоритмов контурного анализа ЭЭГ, с результатами их анализа, приведенными в верифицированных базах данных www.isip.piconepress.com/projects/tuh_eeg/, www.physionet.org/.

Апробация работы. Материалы диссертационной работы докладывались и обсуждались на: XI Международной научно-технической конференции «Опτικο-электронные приборы и устройства в системах распознавания образов, обработки изображений и символьной информации» (Курск, 2013), XXVII и XXVIII Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» (Рязань, 2014-2015), на ежегодных научно-технических конференциях профессорско-преподавательского состава ПГТУ (Йошкар-Ола, 2013-2017 гг.), на X Международной молодежной научной конференции по естественнонаучным и техническим дисциплинам «Научному прогрессу творчество молодых» (Йошкар-Ола, 2015), III республиканской молодежной научно-практической конференции в рамках Всероссийского студенческого форума «Инженерные кадры - будущее инновационной экономики России» (Йошкар-Ола, 2015), VI Всероссийских Армандовских чтениях (Муром, 2016),

VIII Российской научно-практической конференции с международным участием «Здоровье человека в XXI веке» (Казань, 2016), 1-ой - 3-ей Международной научно-практической конференции «Нейрокомпьютерный интерфейс: Наука и практика» (Самара, 2015-2017).

Публикации. Основные результаты диссертационной работы опубликованы в 15 работах, в том числе в 8 статьях журналов из перечня ВАК, 4 статьях в других научных изданиях, 3 тезисов. Получено 4 свидетельства о государственной регистрации программного обеспечения.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, четырех глав, списка литературы из 163 наименований, приложений, 83 рисунков и 45 таблиц. Объем диссертации составляет 224 страницы, в том числе 149 страниц основного текста, 16 страниц с перечнем литературы и 46 страниц приложений.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы диссертации, сформулированы цель и задачи исследования, научная новизна, практическая ценность, приведены результаты реализации работы.

В первой главе на основе анализа научных источников представлен обзор современного уровня исследований в электроэнцефалографии, определена роль электроэнцефалографии в диагностике состояния центральной нервной системы, дан обзор существующих количественных методов анализа ЭЭГ и обозначены направления их использования, отмечены нерешенные проблемы и задачи, обоснована цель диссертационного исследования. На основе материала главы можно сформулировать следующие основные выводы:

1 Исследование записей биоэлектрических потенциалов мозга в виде электроэнцефалограмм является основным и достаточно информативным методом диагностики функциональной активности центральной нервной системы. При этом актуальной является норма-патологическая классификация ЭЭГ, в соответствии с которой они могут быть классифицированы как норма, пограничная ЭЭГ или патология.

2 Основой современных компьютерных методов обработки сигнала ЭЭГ служат методы спектрального анализа, обладающие способностью разрешения по частоте. Вместе с тем, ряд информативных признаков, по которым оценивается нормальный или патологический характер ЭЭГ, связан с временным положением анализируемого фрагмента сигнала, его формой, распределениями амплитуд и длительностями колебаний потенциала, которые в настоящий момент не учитываются при компьютерной обработке ЭЭГ. Информацию врач получает в интерактивном режиме, вручную выделяя интересующие фрагменты ЭЭГ сигнала в виде отдельных волн, что делает анализ достаточно трудоемким.

3 Основным способом интерпретации ЭЭГ в настоящее время является ее визуальный анализ, для которого созданы зарекомендовавшие себя принципы использования ЭЭГ в клинике. Тем не менее результаты визуального анализа ЭЭГ в большой степени зависят от опыта врача-клинициста. Таким образом, актуальной задачей является повышение объективности поставленных по ЭЭГ заключений за счет создания алгоритмов автоматической классификации эле-

ментов электроэнцефалограммы и систем поддержки принятия решений.

4 Для повышения эффективности анализа ЭЭГ и сохранения информации о ее неоднородной структуре используемые подходы должны в пределах эпохи обеспечивать обнаружение и анализ отдельных сегментов, т.е. обладать разрешением по времени. Однако результаты селекции, оценки параметров и распознавания отдельных импульсов электроэнцефалограмм в настоящее время не используются. Отсутствуют алгоритмы декомпозиции ЭЭГ на отдельные сегменты и оценки их параметров.

Во второй главе для разработки алгоритмов анализа ЭЭГ, обладающих разрешением по времени и позволяющих определять признаки форм элементов электроэнцефалограммы в количественном виде, предложена контурная модель ЭЭГ, характеризующая в аналитическом виде форму сигнала. При компьютерном анализе используется модель ЭЭГ в виде выборки $\mathbf{U}=\{u(n)\}_0^{k-1}$ из k вещественных отсчетов (рисунок 1а).

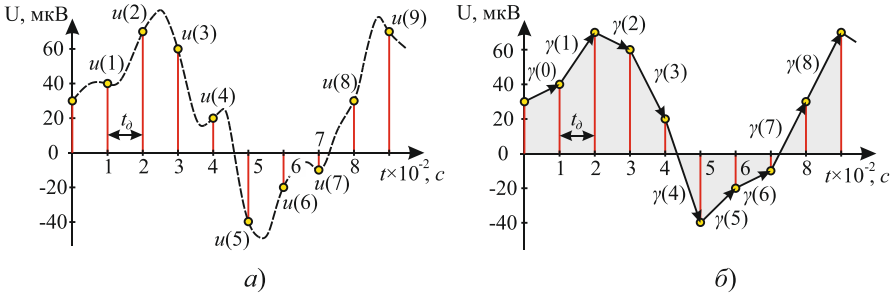


Рисунок 1 - К получению контурной модели ЭЭГ: а) непрерывный сигнал $u=f(t)$, $t=0, 1, \dots, 9$; б) аппроксимирующая ЭЭГ векторная последовательность $\Gamma=\{\gamma(n)\}_0^k$

Информативность модели возрастает при переходе к модели первого порядка, элементами которой служат первые разности $\Delta u(n)=u(n+1)-u(n)$ выборки $\{u(n)\}_0^{k-1}$. Дальнейший рост информативности достигается заданием ее элементов $\gamma(n)$ в комплексном виде, что позволяет учесть влияние интервала дискретизации:

$$\gamma(n) = t_0 + i\Delta u(n) = |\gamma(n)| \exp\{i\psi(n)\}, \quad n = 0, 1, \dots, k-1, \quad (1)$$

где $\Delta u(n) = u(n+1) - u(n)$ - первая разность цифровых отсчетов \mathbf{U} с выхода ЭЭ, $|\gamma(n)|$ и $\psi(n)$ - соответственно модуль и аргумент элементарного вектора (ЭВ) $\gamma(n)$. Модель ЭЭГ в виде $\Gamma=\{\gamma(n)\}_0^{k-1}$, как совокупность ЭВ $\gamma(n)$, аналитически описывающих кривую ЭЭГ, названа *контурной моделью* (рисунок 1б).

Контурная модель ЭЭГ рассматривается как элемент унитарного пространства S_k . Операция скалярного произведения (СП) в S_k определяется выражением:

$$(\Gamma, \mathbf{N})_{C_k} = (\Gamma, \mathbf{N})_{E_{2k}} + i \sum_{n=0}^{k-1} [\text{Im}(\gamma(n)) \text{Re}(v(n)) - \text{Re}(\gamma(n)) \text{Im}(v(n))]. \quad (2)$$

Выбор унитарного пространства для представления ЭЭГ сигналов обусловлен большей информативностью операции СП по сравнению с действительным

пространством R_{2k} за счет наличия мнимой части. Это позволяет обнаруживать более высокую меру схожести (МС) сегментов ЭЭГ с эталоном по сравнению с сигналами, заданными в вещественном пространстве. Неравномерный рост потенциала переднего и заднего фронта волны ЭЭГ приводит к изменению наклона анализируемого сегмента ЭЭГ (рисунок 2а). Модуль СП для сигналов, заданных в пространстве C_k , не зависит от взаимного угла поворота сегментов, что обеспечивает инвариантность результатов к вращению (повороту сегмента).

Для изображенных на рисунке 2 сегментов **E** и **N**, заданных в C_k модуль нормированного СП в вершине импульса **E** выше на 3%, чем для тех же сегментов, заданных в вещественном пространстве.

Рассмотрены вопросы корреляционного и спектрального анализа контурной модели ЭЭГ. Для разложения произвольного контура ЭЭГ Γ используется семейство элементарных контуров (ЭК) Γ_m , образующих ортонормированный базис в пространстве C_k :

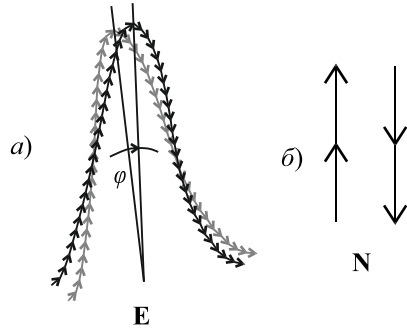


Рисунок 2 – а) Изображение импульса ЭЭГ с углом наклона φ ; б) Эталон **N**

$$\Gamma_m = \{\gamma_m(m)\}_0^{k-1} = \left\{ \exp \left\{ i \frac{2\pi}{k} mn \right\} \right\}_0^{k-1}, \quad m = 0, 1, \dots, k-1.$$

Получены аналитические соотношения, устанавливающие связь между результатом дискретного преобразования Фурье (ДПФ) фрагмента последовательности отсчетов с выхода ЭЭ и результата ДПФ его контурной модели. Для этого контурная модель фрагмента ЭЭГ формируется из циклической разности отсчетов с выхода ЭЭ:

$$\Delta U = \{\Delta u(n)\}_0^{k-1} = \{u(1) - u(0); \dots; u(k-1) - u(k-2); u(0) - u(k-1)\}. \quad (3)$$

С учетом выражения (3) спектр контурной модели ЭЭГ \mathbf{P}_Γ может быть получен путем преобразования спектра выборки вещественных отсчетов $\mathbf{U} = \{u(n)\}_0^{k-1}$ с помощью выражения:

$$\mathbf{P}_\Gamma = \{\rho_\Gamma(m)\}_0^{k-1} = \begin{cases} kt_0 \quad npi & m = 0 \\ i\rho_U(m) [\gamma_1(m) - \gamma_0(m)] \quad npi & m = 1, 2, \dots, k-1 \end{cases} \quad (4)$$

где $\rho_U(m)$ – отсчет ДПФ выборки \mathbf{U} . В свою очередь спектр вещественных отсчетов ЭЭГ $\mathbf{U} = \{u(n)\}_0^{k-1}$ за исключением нулевого отсчета может быть получен путем преобразования спектра их контурной модели $\Gamma = \{t_0 + i(u(1) - u(0)); \dots; t_0 + i(u(k-1) - u(k-2)); t_0 + i(u(0) - u(k-1))\}$ с помощью выражения:

$$\rho_U(0) = 0, \quad \rho_U(m) = \frac{\rho_\Gamma(m)}{i(\gamma_1(m) - \gamma_0(m))}, \quad m = 1, 2, \dots, k-1. \quad (5)$$

С использованием выражений (4) и (5) для реального сигнала ЭЭГ и его

контурной модели получены идентичные результаты вычисления ДПФ, что доказывает адекватность предложенной модели.

Третья глава посвящена обоснованию алгоритма сегментации ЭЭГ. При визуальном анализе ЭЭГ волна колебания определяется как фрагмент, ограниченный двумя последовательными глобально-локальными минимумами. Аналогичный подход был сохранен при сегментации ЭЭГ, в результате которой ее структура представляется разрешенной и пронумерованной последовательностью отдельных импульсов, т.е. в виде $J_n, n = 0, 1, \dots$ (рисунок 3). Это позволяет осуществлять анализ сигнала во временной области. Блок-схема алгоритма сегментации представлена на рисунке 4.

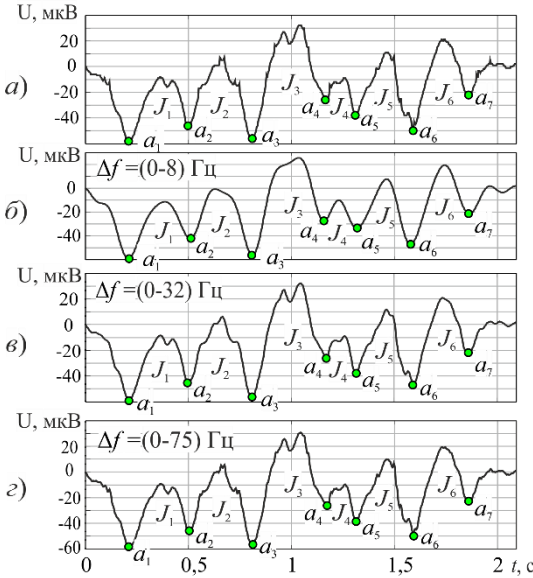


Рисунок 3 - Изменение формы импульсов колебания при изменении полосы пропускания Δf полосового фильтра: а) исходное колебание; б) $\Delta f = (0 \div 8)$ Гц; в) $\Delta f = (0 \div 32)$ Гц; г) $\Delta f = (0 \div 75)$ Гц

Работа алгоритма базируется на глубоком подавлении высокочастотных компонент сигнала (до 10 Гц) и поиске границ между импульсами. Далее уточняются форма и границы между импульсами путем последовательного увеличения полосы пропускания полосового фильтра, границы между импульсами определяются в окрестностях точек, найденных на предыдущей итерации. Формы и границы между сегментами ЭЭГ уточняются до тех пор, пока полоса пропускания фильтра достигнет значения 75 Гц (рисунок 3г). В данном частотном диапазоне сосредоточена практически вся энергия ЭЭГ сигнала, поэтому форма сегментов практически не отличается от их формы в исходном сигнале.

Решена задача формирования спектра эпохи ЭЭГ из спектров ее сегментов. Показано, что результаты вычисления спектра при использовании всей эпохи ЭЭГ и спектров ее сегментов одинаковы, что доказывает получение адекватных результатов.

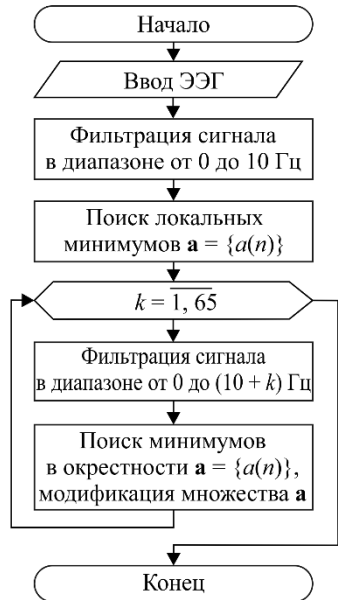


Рисунок 4 - Блок-схема алгоритма сегментации ЭЭГ

Получены оценки правильной сегментации волн ЭЭГ в основных частотных диапазонах. Для этого из открытой базы данных ЭЭГ, находящейся по адресу <https://physionet.org/pn4/sleep-edfx/> выбрано 42 эпохи ЭЭГ с преимущественной активностью в дельта-диапазоне и 43 эпохи ЭЭГ, содержащие колебания в тета-диапазоне. Из базы данных Республиканской клинической больницы выбрана 51 эпоха, содержащая колебания в альфа-диапазоне и 28 эпох с активностью в бета-диапазоне. Выбранные эпохи подвергнуты сегментации, правильность сегментации контролировалась тремя специалистами-неврологами. Погрешность определения границ между импульсами равна минимальному по длительности фрагменту ЭЭГ, используемому в визуальном анализе, и составляет 0,008 с. (соответствует граничной частоте гамма-ритма). Сегментированные эпохи ЭЭГ содержали 650 дельта-волн, 554 тета-волны, 740 альфа-волн, 588 бета-волн из которых было правильно сегментировано 592, 520, 722 и 576 волн соответственно. Таким образом, оценки правильной сегментации волн ЭЭГ составили 0,91; 0,94; 0,98; 0,98 для электроэнцефалограмм в δ , θ , α и β частотных диапазонов соответственно, что доказывает положение 2.

Четвертая глава посвящена обоснованию алгоритмов вычисления информативных признаков форм сегментов ЭЭГ для их автоматической классификации и алгоритма предварительной обработки ЭЭГ. На основании визуальной методики анализа ЭЭГ обоснованы информативные признаки, необходимые для автоматической классификации сегментов, такие как: 1) частотные признаки (распределение энергии по частотным диапазонам δ , θ , α , β_1 , β_2 и γ); 2) признаки формы сегмента (параметры экстремальных точек сегмента, степень синусоидальности формы и значения углов при каждой вершине импульса); 3) Признаки огибающей сегмента (размерность k контура сегмента, размах сигнала, его минимальное и максимальное значения); 4) Временные признаки (длительности импульса на уровне 0,707 от размаха, на уровне нулевой линии и на уровне основания) (рисунок 5).

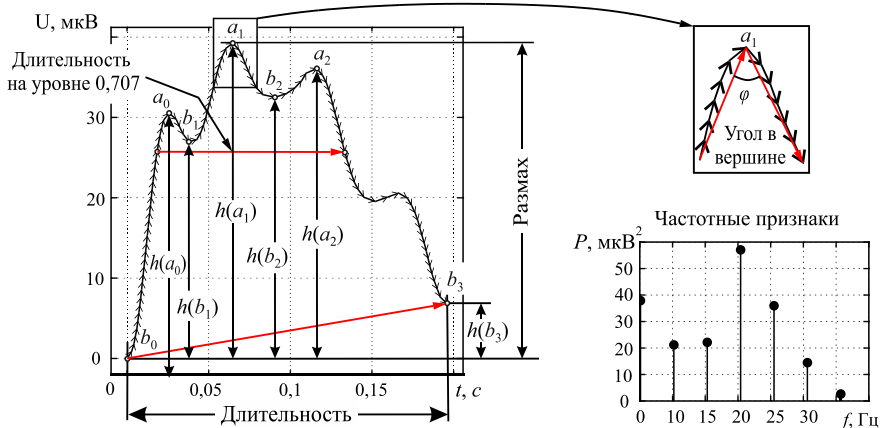


Рисунок 5 - Информативные признаки формы сегментированного импульса ЭЭГ

Оценка частотных свойств импульса сегмента ЭЭГ, заданного в контурном виде, осуществляется в соответствии с выражением (5). Значение $|\rho_U(m)|$

характеризует энергию сегмента на частоте $f = (F_d / k) m$, где F_d - его частота дискретизации сигнала. Для каждого сегмента определяются доли энергий его спектра в основных ЭЭГ частотных диапазонах: $\delta, \theta, \alpha, \beta_1, \beta_2$ и γ .

Перед вычислением остальных признаков каждый сегмент подвергается процедуре эквализации, заключающейся в аппроксимации кривой ЭЭГ векторами одинаковой длины, что позволяет исключить влияние вариаций длин ЭВ на результаты вычислений информативных признаков.

Как правило форма сигнала ЭЭГ искажена случайными флуктуациями, что не позволяет оценивать положения экстремальных точек по смене знака мнимых частей ЭВ. Для определения положений вершин (впадин) сегмента ЭЭГ предложено использовать взаимокорреляционное устройство (ВКУ), работа которого описывается выражением:

$$\eta_m = \left\| (\mathbf{E}^{(m,r)}, \mathbf{V}) / (\|\mathbf{E}^{(m,r)}\| \|\mathbf{V}\|) \right\|, \quad m = 0, 1, \dots, k - r - 1, \quad (6)$$

где $\mathbf{E}^{(m,r)} = \{\varepsilon(n)\}_{n=m}^{m+r-1}$ - фильтруемый фрагмент контура \mathbf{E} , $\mathbf{V} = \{v(n)\}_0^r = \{i_1, 0_2, -i_1\}$ - эталонный импульс. При этом положение вершин определяется как:

$$s = \max_m (\eta_m | \eta_m > \eta_{nop}) + r/2 - 1, \quad m = 0, 1, \dots, k - r - 1,$$

где r - размерность эталонного импульса \mathbf{V} , $\eta_{nop} = 0,5$ - пороговое значение, позволяющее исключить влияние случайных флуктуаций на определение положений вершин.

Выражение (6) определяет величину МС форм участков сигнала с эталонным импульсом \mathbf{V} . Представление сигналов \mathbf{E} и \mathbf{V} в унитарном пространстве S_k позволяет находить более высокое значение МС по сравнению с вещественным пространством, поскольку величина η_m инвариантна взаимному углу поворота \mathbf{E} и \mathbf{V} . Форма эталонного импульса \mathbf{V} обеспечивает максимальный отклик ВКУ при совпадении положения его окна с вершиной импульса благодаря инверсии знака мнимой части векторов одного из фронтов импульса сегмента (рисунок 6). Вычисление МС выполняется несколько раз, при этом на каждой итерации увеличивается размерность окна фильтра (величина l), пока не будет уменьшаться величина η , что обеспечивает более точное определение положения максимумов за счет суммирования большего количества ЭВ. Использование ВКУ позволяет достоверно определять положение вершин (провалов) сегментов ЭЭГ без изменения их формы в отличие от подходов, основанных на предварительной фильтрации сигнала и поиске его производной.

ВКУ может давать ложные значения положения экстремумов из-за разного значения длин ЭВ переднего и заднего фронтов импульса, что иллюстрируется на рисунке 6. Для устранения данного эффекта к каждому импульсу предварительно применяется процедура эквализации с сохранением количества его ЭВ.

Неизбежные флуктуации потенциалов ЭЭГ в области фронтов и крыши импульса сегмента воспринимаются в виде дополнительных случайных вершин. Поэтому возникает необходимость количественно охарактеризовать значимость каждой локально-экстремальной точки контура сегмента ЭЭГ. С этой целью введено понятие статуса вершины. Пусть $\mathbf{a} = \{a_n\}$ множество вершин импульса ЭЭГ, $\mathbf{b} = \{b_n\}$ - множество точек глобальных минимумов.

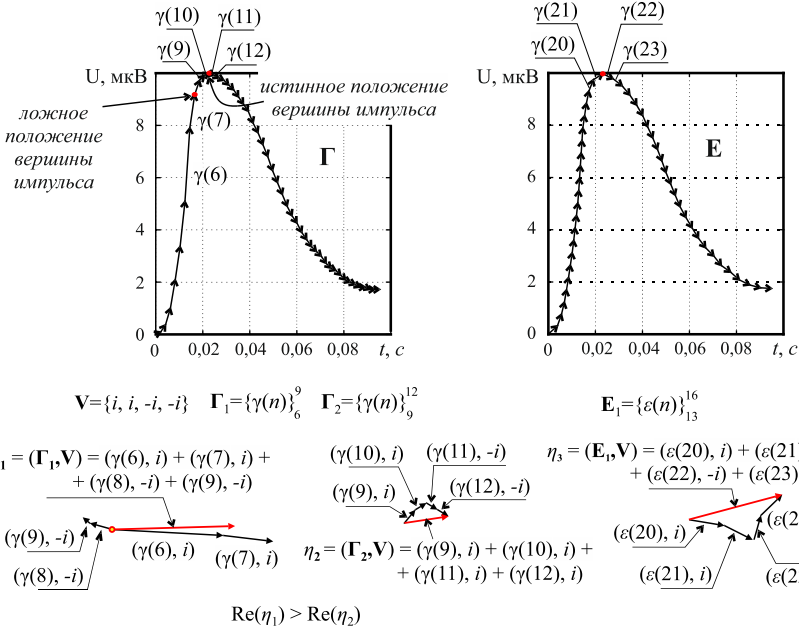


Рисунок 6 - Иллюстрация эффекта вариации изменения потенциала и ошибочного определения положения вершин с использованием ВКУ

Статус $\lambda(a_n)$ количественно характеризует положение a_n относительно точки b_n (абсолютный статус $\lambda(a_n | b_n)$) или относительно соседней вершины a_{n+1} (относительный статус $\lambda(a_n | a_{n+1})$, $n = 0, 1, \dots$):

$$\lambda(a_n | b_n) = \frac{h(a_n) - h(b_n)}{h(a_n)}; \quad \lambda(a_n | a_{n+1}) = \frac{h(a_n) - h(b_n)}{h(a_{n+1})}, \quad n = 1, 2, \dots \quad (7)$$

где $h(a_n) = \text{Im}\beta(n)$, $h(b_i) = \text{Im}\beta(i)$. Если хотя бы один из статусов вершины a_n меньше порогового значения, равного 0,15, она считается незначительной флуктуацией и не учитывается при классификации всего сегмента.

В значимых вершинах импульса определяются значения углов:

$$\varphi_{a_n} = \pi - \arccos \left(\left(\sum_{l=0}^{s-1} \varepsilon(n-l), \sum_{n=1}^t \varepsilon(n+r) \right) \right), \quad (8)$$

где s и t - количество ЭВ слева и справа от вершины a_n соответственно.

Для оценки синусоидальности формы сегмента определяется значение его нормированного СП с контуром той же размерности, огибающим один период синусоиды со сдвигом фазы на $3\pi/2$.

Для вычисления размаха потенциала и величин длительностей импульсов на заданных уровнях осуществляется переход к интегральному представлению (ИП) контура сегмента:

$$\beta(m) = \sum_{n=0}^m \varepsilon(n) = \beta(m-1) + \varepsilon(m), \quad m = 0, 1, \dots, k-1, \quad u(m) = \text{Im} \beta(m).$$

Размах импульса вычисляется как разность максимального и минимального значений мнимых частей его ИП. Под длительностью τ импульса ЭЭГ понимается длина горизонтального отрезка, выраженная в единицах времени, соединяющая две точки, одна из которых расположена на линии переднего, а другая – на линии заднего фронтов импульса. Для оценки длительности импульса на заданном уровне u_n в ИП контура осуществляется поиск векторов $\beta(l)$ и $\beta(m)$, расположенных на левом и правом фронтах импульсов, мнимые части которых находятся на меньшем удалении от величины u_n . В соответствии с введенными обозначениями длительность импульса на уровне u_n равна

$$\tau_{u_n} = \tau_{\text{Im } \beta(m)} = \text{Re } \beta(l) - \text{Re } \beta(m), \quad \tau_{u_n} > 0, \quad \text{Im } \beta(l) - \text{Im } \beta(m) \approx 0. \quad (6)$$

Обоснован алгоритм предварительной обработки ЭЭГ, осуществляющий классификацию элементов электроэнцефалограммы на основании вычисленных информативных признаков. Структурная схема алгоритма представлена на рисунке 7.

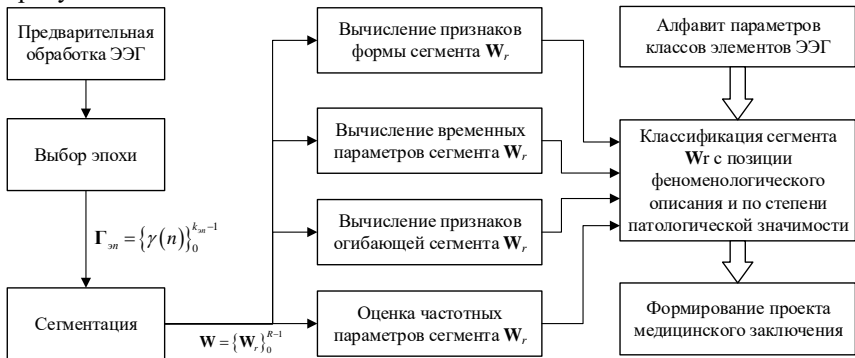


Рисунок 7 – Структурная схема алгоритма предварительной обработки ЭЭГ для классификации ее элементов

В соответствии с рекомендациями по визуальной методике анализа, каждый сегмент ЭЭГ в автоматическом режиме классифицируется по степени патологической значимости как «норма», «элемент пограничной ЭЭГ» и «элемент патологической ЭЭГ». Также выполняется классификация сегментов по типу ЭЭГ феноменов: дельта-волна, тета-волна, альфа-волна, бета-волна, гамма-волна, спайк, острая-волна, «шлемовидная волна», спайк, пик. Классификация сегментов ЭЭГ осуществляется путем вычисления их информативных признаков, обоснованных в главе, и сравнения признаков с диапазонами значений для рассмотренных классов.

Установлены диапазоны значений обоснованных информативных признаков для классификации сегментов ЭЭГ. Интервалы значений информативных признаков для феноменологической классификации определены на выборке, включающей по 50 сегментов дельта-волн, тета-волн, альфа-волн, бета-волн, гамма-волн, спайков, острых-волн, «шлемовидных волн», спайков, пиков. Границы значений информативных признаков для их классификации сегментов

ЭЭГ по степени патологической значимости определены на выборке, состоящей из порядка 150 предварительно проклассифицированных сегментов ЭЭГ, в частности для ЭЭГ в норме: 170 волн с преимущественной активностью в альфа-диапазоне, 156 волн с активностью в бета-диапазоне, 149 дельта-волн, 151 тета-волна; для пограничной ЭЭГ: 175 альфа- волн, 186 волн с активностью в бета1- и бета2- частотном диапазоне; для патологической ЭЭГ 146 тета-волн, 166 дельта-волн, 175 спайков, 116 пиков, 191 острых волн и 75 «Шлемовидных волн». В обоих случаях использовались записи электроэнцефалограмм, полученные в ГУ РМЭ МСЧ №1. В классификации сегментов ЭЭГ участвовали по три специалиста-невролога.

Алгоритм предварительной обработки ЭЭГ реализован в программном продукте, представляющем систему поддержки принятия решений (СППР) по данным ЭЭГ обследований. СППР реализована на языке С++ с использованием библиотек Qt, OpenCV и OpenGL. Результаты анализа представляются врачу в виде проекта медицинского заключения, содержащего информацию о типах ЭЭГ феноменов, входящих в эпоху, а также о степени патологической значимости элементов ЭЭГ, с указанием параметров, выходящим за границу нормы. Разработанная СППР повышает информационное обеспечение врача и способствует объективизации процесса постановки диагноза за счет автоматической классификации элементов ЭЭГ. По совокупности классов элементов ЭЭГ врач принимает решение о классе всей записи в целом.

Произведена сравнительная оценка результатов классификации эпох электроэнцефалограмм, выполняемая врачом-клиницистом с использованием разработанной СППР и без нее. Для этого из нормативных баз данных записей ЭЭГ, расположенных в открытом доступе в сети интернет по адресам: www.isip.piconepress.com/projects/tuh_eeg/downloads/tuh_eeg_abnormal/v1.1.2/, www.physionet.org/physiobank/database/chbmit/ сформировано две выборки записей эпох ЭЭГ. Обе выборки содержали по 147, 140 и 160 эпох нормальной, пограничной и ЭЭГ с патологией соответственно. В оценке участвовали три врача-клинициста. С первой выборкой каждый врач работал без использования СППР, со второй – с использованием СППР. Полученные сравнительные оценки вероятностей верной классификаций ЭЭГ для обоих случаев представлены на рисунке 8.

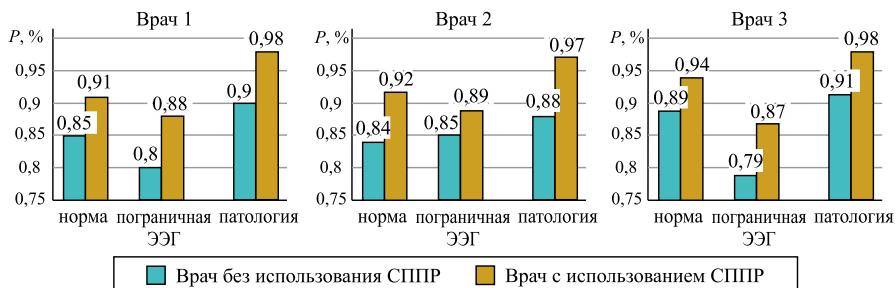


Рисунок 8 – Оценки вероятностей верной классификации ЭЭГ с использованием разработанной СППР и без нее для трех врачей-неврологов

Таким образом, использование обоснованного алгоритма предварительной обработки ЭЭГ за счет предоставления врачу информации о типах паттернов ЭЭГ позволяет сориентировать его в принятии решения, повысить достоверность верного диагноза в среднем на 6%, 7% и 8% для нормальных, пограничных и патологических ЭЭГ соответственно, что доказывает положение 3.

В заключении приведены итоги диссертационной работы и перечислены основные результаты исследований.

В приложениях представлены алгоритм оцифровки аналоговых ЭЭГ по их растровым изображениям, расширенный пример классификации ЭЭГ, примеры анализа реальных ЭЭГ с помощью обоснованных алгоритмов, копии свидетельств о регистрации программ для ЭВМ, копии актов внедрения диссертационной работы.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

1 Проведен анализ существующих алгоритмов математической обработки ЭЭГ сигналов. Выявлены ограничения используемых подходов, заключающиеся в потере информации в результате взвешенного суммирования всех отсчетов при анализе ЭЭГ, содержащей разнородные элементы. Для исключения потерь информации о разнородных паттернах **предложено** анализировать форму каждого отдельного ЭЭГ колебания.

2 Предложена новая контурная математическая модель ЭЭГ в виде последовательности ЭВ унитарного пространства. Контурная модель ЭЭГ обнаруживает более высокую меру схожести (различия) форм сегментов ЭЭГ чем сигнал с выхода электроэнцефалографа, допускает декомпозицию сигнала на отдельные волны и позволяет в количественном виде определять информативные признаки форм элементов ЭЭГ для их последующей классификации в автоматическом режиме.

3 Обоснован алгоритм сегментации ЭЭГ, заданной в контурном виде, позволяющий представить сигнал в виде упорядоченной последовательности волн. Получены оценки вероятностей правильной сегментации, равные 0,91; 0,94; 0,98; 0,98 для электроэнцефалограмм с доминированием δ , θ , α и β частотных диапазонов соответственно при погрешности определения положений границ между сегментами не более 0,008 с.

4 Обоснованы признаки форм волн ЭЭГ, необходимые для их автоматической классификации. **Обоснованы** алгоритмы определения количественных значений параметров форм импульсов ЭЭГ: распределения энергии по частотным диапазонам δ , θ , α , β_1 , β_2 и γ ; размах потенциала и величин длительностей импульсов на заданных уровнях, индексы и статусы вершин, значения углов при вершинах импульсов и коэффициента симметрии формы сегмента. **Установлены** диапазоны изменения информативных признаков для различных классов ЭЭГ волн.

5 Обоснован алгоритм предварительной обработки ЭЭГ, отличающийся анализом количественных характеристик формы каждой волны ЭЭГ, позволяющий классифицировать элементы ЭЭГ по их семиотике и степени патологической значимости. **Произведена** сравнительная оценка результатов класси-

фикации ЭЭГ с использованием предложенного алгоритма и без него. На выборке, состоящей из порядка 500 ЭЭГ, установлено, что применение алгоритма повышает достоверность диагноза для нормальных, пограничных и патологических ЭЭГ в среднем на 6%, 7% и 8% соответственно.

6 Предложены алгоритмы оцифровки электроэнцефалограмм по их зашумленным растровым изображениям в интересах архивации и получения дополнительных экспериментальных данных. **Разработано** программное обеспечение для оцифровки ЭЭГ по их растровым изображениям.

7 На основе алгоритма предварительной обработки ЭЭГ **разработана** СППР по данным ЭЭГ обследований, формирующая клиническое заключение. СППР повышает информационное обеспечение врача и способствует объективизации постановки диагноза за счет классификации сегментов ЭЭГ в автоматическом режиме. Использование СППР повышает достоверность клинического заключения до 94% для нормальных ЭЭГ, до 89% для пограничных ЭЭГ и до 98% для ЭЭГ с патологией.

Таким образом, обоснованные алгоритмы определения количественных параметров форм элементов ЭЭГ и их классификации на основе сравнения полученных значений признаков с диапазонами их значений, принятыми в клинической практике, позволяют повысить достоверность поставленных по ЭЭГ клинических заключений и найдут применение в СППР по данным ЭЭГ обследований.

СПИСОК ОПУБЛИКОВАННЫХ РАБОТ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Публикации в журналах, рекомендованных ВАК

1 К. О. Ivanov, Ya. A. Furman, V. V. Sevastyanov. Contour Analysis of a Fine Structure in an Electroencephalogram // Pattern Recognition and Image Analysis, No. 4, vol. 26, 2016. – P. 758 - 772.

2 К. О. Иванов, Я. А. Фурман, В. В. Севастьянов, Р. Г. Хафизов, С. Н. Свинцов, А. В. Казаринов, С. А. Охотников. Контурная математическая модель электроэнцефалограммы // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Сер.: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. – 2015. №2(26). – С. 50-61.

3 К. О. Иванов, Я. А. Фурман, В. В. Севастьянов, А. В. Казаринов. Сегментация тонкой структуры электроэнцефалограммы // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2015. №54. Часть 2. С. 56-67.

4 Иванов К. О., Севастьянов В. В., Комбинированный подход к анализу изображений аналоговых электроэнцефалограмм с целью получения цифровых дискретных отчетов // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Сер.: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. – 2014. №2(21). – С. 55-66.

5 Иванов К. О. Использование морфологических остовов для оцифровки сигналов, представленных на бинарных растровых изображениях // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Сер.: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. – 2015. №2(26). – С. 50-61.

6 К. О. Ivanov K. O., V. V. Sevastyanov, Ya. A. Furman. Software for Noiseless Digitizing of Analog EEG Recorded on Paper // Biomedical Engineering, No. 1, vol. 49, 2015. – P. 42 – 45.

7 Иванов, К. О. Алгоритм заполнения отверстий с оценкой их параметров при морфологической реконструкции бинарных изображений // Компьютерная оптика. – 2015, №2(39). – С. 281-286.

8 Иванов К. О., Фурман Я. А., Севастьянов В. В. Формирование информативных признаков для автоматической классификации электроэнцефалограмм // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Сер.: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. – 2017. №1(33). – С. 38-50.

Статьи и материалы конференций

1 К. О. Иванов, Я. А. Фурман. Математическая модель тонкой структуры ЭЭГ (тезисы) // XXVIII Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы», Материалы конференции, Рязань, 2014. С. 177-179.

2 Иванов К. О., Фурман Я. А., Севастьянов В. В. Локальный анализ электроэнцефалограмм по их контурным моделям // материалы VII Всероссийской научной конференции Радиотехнические методы в дистанционном зондировании сред, Муром, 2016 – С. 377-383.

3 Иванов К. О., Фурман Я. А., Севастьянов В. В. Распознавание паттернов ЭЭГ синусоидальной формы на основе контурного анализа ее тонкой структуры в альфа диапазоне // Труды Поволжского государственного технологического университета, Йошкар-Ола, 2016, С. 101-106.

4 Иванов К. О., Севастьянов В.В. Помехоустойчивая оцифровка ЭЭГ с бумажных носителей // Труды Поволжского государственного технологического университета, Йошкар-Ола, 2014, С. 117-122.

5 Иванов К. О. Анализ и классификация элементов ЭЭГ на базе ее контурной модели / Я. А. Фурман, И. Л. Егошина, К. О. Иванов // Моделирование систем / под. ред. В. А. Райхлина // Методы моделирования. Вып. 6. – Казань: Наука, 2016. – С. 52 – 94.

6 Иванов К. О., Свинцов С. Н. Система ввода данных электроэнцефалографических исследований, записанных на бумажных носителях, в персональный компьютер // XXVII Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы», Материалы конференции, Рязань, 2014. С. 88-91.

7 Иванов К. О., Фурман Я. А., Севастьянов В. В., Свинцов С. Н. Автоматическая классификация элементов ЭЭГ на основе количественных характеристик их форм // сборник материалов III Международной конференции «Нейрокомпьютерный интерфейс: Наука и практика», Самара, 2017. – С. 54 - 57.

Патенты и свидетельства

1 Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ №2014662902. ЭЭГ визуализатор – Программа для получения характеристик вейвлет-спектров и спектров Фурье фрагментов цифровых электроэнцефалографических сигналов, версия 1.0. // К. О. Иванов; зарег. в реестре прогр. для ЭВМ 09.02.2015

2 Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ №2014619523. Трассировка2D – Программа для получения цифровых дискретных отсчетов графиков электроэнцефалограмм по их зашумленным растровым изображениям, полученным с бумажных носителей, версия 1.0. // К. О. Иванов; зарег. в реестре прогр. для ЭВМ 17.09.2014

3 Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ №2016617530. Программа сегментации ЭЭГ на основе ее контурной модели // Я. А. Фурман, В. В. Севастьянов, К. О. Иванов; зарег. в реестре прогр. для ЭВМ 07.07.2016

4 Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ №2016614946. Программа анализа активности ЭЭГ по ее контурной модели // Я. А. Фурман, В. В. Севастьянов, К. О. Иванов; зарег. в реестре прогр. для ЭВМ 01.07.2016

Иванов Константин Олегович

**АЛГОРИТМЫ ЛОКАЛЬНОГО АНАЛИЗА
ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ НА БАЗЕ КОНТУРНЫХ
МОДЕЛЕЙ**

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Тираж 100 экз.

Отпечатано в ООО «Типография Вертикаль»

424000, г. Йошкар-Ола, ул. Мира, д. 21

тел./факс: (8362) 62-25-74