На правах рукописи

Горбунов Дмитрий Владимирович

Методы и алгоритмы анализа и воспроизведения динамики движений конечности человека

Специальность 2.3.1. –
«Системный анализ, управление и обработка информации, статистика»

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Сургут – 2025

Работа выполнена в Сургутском филиале федерального государственного автономного учреждения «Федеральный научный центр Научно-исследовательский институт системных исследований Национального исследовательского центра «Курчатовский институт».

Научный руководитель: кандидат технических наук
Гавриленко Тарас Владимирович

Официальные оппоненты: **Старков Сергей Олегович**
доктор физико-математических наук,
Обнинский институт атомной энергетики — филиал федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», начальник отделения интеллектуальных кибернетических систем

Черноверская Виктория Владимировна
кандидат технических наук, ФГБОУ ВО «МИРЭА – Российский технологический университет», доцент кафедры конструирования и производства радиоэлектронных средств Института радиоэлектроники и информатики

Ведущая организация: ФГАОУ ВО «Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева»

Защита состоится 09 декабря 2025 г. в 11:00 на заседании диссертационного совета 24.1.224.01 на базе Федерального государственного учреждения «Федеральный исследовательский центр «Информатика и управление» Российской академии наук» (ФИЦ ИУ РАН), по адресу 117312, г. Москва, проспект 60-летия Октября, 9.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ФИЦ ИУ РАН по адресу: г. Москва, ул. Вавилова, д.40 и на официальном сайте ФИЦ ИУ РАН: http://www.frccsc.ru.

Отзыв на автореферат в двух экземплярах, заверенный печатью учреждения, выслать по адресу: 119333, г. Москва, ул. Вавилова, д. 44, кор. 2, ученому секретарю диссертационного совета 24.1.224.01.

Автореферат разослан: «____ » ______________ 2025 г.

Телефон для справок: +7 (499) 135-51-64.

Ученый секретарь
диссертационного совета 24.1.224.01,
доктор технических наук, доцент И.В. Смирнов

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы исследования. Исследование и моделирование биосистем и их подсистем имеют ключевое значение в современном мире. В 19 веке механизмы великого русского математика П.Л. Чебышёва, и в частности «стопоходящая машина», задали вектор в изучении и создании новых механизмов и механик. В области биомеханики исследования А.В. Хилла, Б.С. Эббота, Д.Р. Уилки, А.Ф. Хаксли и В.И. Дещеревского имеют огромное значение и положили начало развитию науки в данном направлении. Например, модель А.В. Хилла является одной из основополагающих теорий в области физиологии мышц и описывает механизмы, которые лежат в основе сокращений скелетной мышцы, она базируется на предположении о постоянной длине мышцы и постоянной скорости движения, а модель А.Ф. Хаксли описывает механизм сокращения мышц на молекулярном уровне. В.И. Дещеревский разработал модель, которая описывает процесс сокращений миофиламентов в мышечных волокнах и учитывает влияние внешних сил на движение. Несмотря на значительный прогресс в моделировании биомеханических систем, остается нерешенным ряд задач, связанных со сложностью и недетерминированностью реализации двигательных актов. В 20 веке исследования вышли на совершенно новый уровень благодаря созданию более совершенных систем регистрации данных о том или ином процессе и развитию научного знания в таких областях, как математика, физика, биология и медицина. Биомеханическая система, как и любая другая функциональная подсистема организма, обладает рядом специфических особенностей и является крайне сложной для изучения и диагностики. Особое место при этом занимает задача, связанная с созданием моделей биомеханических систем.

Параллельно с развитием математических моделей в биомеханике проводились исследования в области изучения функциональных систем организма человека, которые сейчас необходимо учитывать при разработке и совершенствовании математических моделей. Гипотеза «повторения без повторений» Н.А. Бернштейна, системы третьего типа У. Уивера и непрерывное изменение вероятностей у биосистем В.С. Степина являются важными теоретическими разработками в области биомеханики и моделирования. Они помогают понимать, как биологические системы могут адаптироваться к изменяющимся условиям и как они могут регулировать свою динамику.

Следует отметить, что двигательная функция относится к числу важных функций организма человека. В процессе жизнедеятельности человек подвергается воздействию различных психологических, физических, метеорологических и других факторов, способных в определённых условиях существенно влиять на реализацию того или иного двигательного акта, например, низкие температуры в северных широтах приводят к снижению точности выполнения операций, существенное влияние может оказывать и психоэмоциональный фон. От точности и эффективности реализации двигательных актов зависят эффективность и качество выполнения той или иной работы. Кроме того, реализация механических движений является одним из самых ярких диагностических признаков, определяющих состояние наблюдаемого объекта. Моделирование как нормальных физиологических, так и патологических процессов в биомеханике (раздел механики) является в настоящее время одним из актуальных направлений в научных исследованиях современной математики, механики, биомеханики, медицины и биофизики. Создание более совершенных моделей и систем симуляционного моделирования динамики движений биомеханической системы человека позволит решить целый спектр задач, связанных с диагностикой, прогнозом развития того или иного процесса, а также созданием новых систем регулирования и человеко-машинного взаимодействия.

Объединение современных теоретических представлений, математических методов и вычислительной техники позволяет говорить о возможности решения задачи на новом уровне. Разработка симуляционной модели для биомеханической системы организма человека является актуальной и важной задачей, имеющей теоретическую и практическую значимость для большого спектра направлений народного хозяйства. Несмотря на достигнутый прогресс в этой области, существуют нерешённые проблемы в уже разработанных моделях, которые не позволяют решать определённый спектр задач. В этой связи исследования в области изучения функциональных систем организма человека и теоретические разработки в области биомеханики и симуляционного моделирования являются важными для дальнейшего совершенствования моделей и создания более точных и универсальных методов моделирования динамики движений биомеханической системы человека.

Повышение эффективности методов и подходов к анализу и моделированию динамики движений человека позволит по-новому создавать человеко-машинный интерфейс. Теоретическое и практическое решение этой проблемы могут быть достигнуты с помощью новых подходов к моделированию динамики движений биомеханической системы человека на основе теории дифференциальных уравнений с разрывной правой частью. Создание систем моделирования и анализа позволит разработать серию программ и технических средств для автоматизированного и автоматического тестирования эффективности человеко-машинных интерфейсов.

Степень разработанности темы исследований. При разработке математического обеспечения и симуляционной модели необходимо учитывать сложную структуру и организацию работы внутренних процессов биосистем. Для понимания этого аспекта можно отметить исследования трех ученых: Н.А. Бернштейна, У. Уивера и В.С. Степина. Имеются также многочисленные попытки описывать сложные биосистемы в рамках термодинамики неравновесных систем, фрактальной размерности, мультифракталами и т.д. в работах И.Р. Пригожина, М. Гелл-Мана и Д.А. Уилера. За развитие теории хаоса-самоорганизации и уточнение наличия неопределенностей в динамике изменения параметров функциональных систем можно отметить научную школу В.М. Еськова и его учеников и последователей О.Е. Филатову, В.В. Еськова, М.А. Филатова и В.В. Козлову. Также следует отметить ученых П.К. Анохина, И.И. Горбаня, В.В. Смолянинова, У.Б. Кеннона, Г.Р. Иваницкого за существенный вклад в понимание работы функциональных систем организма человека.

Значительный вклад в разработку моделей мышечных сокращений на уровне сокращений отдельных мышечных волокон и их групп внесли А.В. Хилл, Б.С. Эббот, Д.Р. Уилки, А.Ф. Хаксли и В.И. Дещеревский. Для воспроизведения динамики движений конечности человека требуются новые подходы к анализу и созданию моделей. Одним из вариантов моделирования является применение решений А.Ф. Филиппова, который активно развивал теорию дифференциальных уравнений с разрывной правой частью для решения задач различного уровня, в том числе для проектирования и разработки технических систем управления. Применение теории дифференциальных уравнений с разрывной правой частью для моделирования биомеханической системы человека стало возможным благодаря доказательству В.А. Галкина о том, что метод ломаных Эйлера равномерно сходится к F-решениям.

Целью диссертационной работы является исследование и разработка математического и алгоритмического обеспечения и симуляционной модели биомеханической системы человека на их основе для повышения эффективности воспроизведения динамики движений конечности, а также совершенствование методов и алгоритмов анализа и оценки гомеостаза биомеханической системы человека.

Задачи исследования:

1. Сбор и анализ статистических данных по произвольным и непроизвольным движениям конечности человека для выявления и верификации закономерностей в их динамике.
2. Разработка метода проверки эффективности симуляционной модели.
3. Разработка математического и алгоритмического обеспечения на основе теории дифференциальных уравнений с разрывной правой частью по результатам анализа параметров движений конечности человека с учетом биофизики мышечных сокращений.
4. Реализация специального программного обеспечения для генерации и последующего сравнительного анализа экспериментальных и модельных данных.
5. Применение методов и критериев математической статистики и теории хаоса-самоорганизации для проверки эффективности получаемых результатов симуляционного моделирования динамики движений конечности человека.

Научная новизна:

1. Разработан метод построения математического обеспечения на основе теории дифференциальных уравнений с разрывной правой частью с учетом установленных закономерностей в динамике движений биомеханической системы, зафиксированных в натурных экспериментах. Отличительной особенностью данного метода является то, что необходимо установить ограничение стационарного состояния системы, а также учесть движение границ области, внутри которой осуществляется определение траектории движения конечности.
2. Впервые разработаны математическое и алгоритмическое обеспечение и реализована симуляционная модель динамики движений конечности человека на их основе. В отличие от существующих подходов и методов моделирования разработанные обеспечения и симуляционная модель реализованы на основе теории дифференциальных уравнений с разрывной правой частью и позволяют повысить эффективность воспроизведения динамики движений биомеханической системы человека с учетом установленных особенностей.
3. Метод оценки эффективности разработанной симуляционной модели для биомеханической системы человека на основе математической статистики и теории хаоса-самоорганизации. В отличие от существующих методов оценки

адекватности моделей, предложенный метод позволяет оценивать результаты моделирования параметров биомеханических систем в соответствии с выявленными особенностями динамики изменения параметров движения конечности человека.

К теоретической значимости работы относится математическое и алгоритмическое обеспечение для моделирования динамики движений биомеханической системы человека, которое может быть адаптировано для моделирования других функциональных систем организма человека.

Практическая значимость работы заключается в исследовании и разработке математического и алгоритмического обеспечения, а также симуляционной модели биомеханической системы человека на их основе, что существенно повышает эффективность воспроизведения динамики движений конечности. Созданная симуляционная модель может быть использована для решения инженерно-технических задач, требующих моделирования динамики движений конечности человека, например, для проведения тонкой настройки системы управления в контуре человеко-машинных систем. Результаты диссертационного исследования также имеют практическое значение в медицине для исследований причин возникновения патологических процессов опорно-двигательного аппарата человека за счет изменения параметров модели (характеристики из биофизики мышечных сокращений), например, таких заболеваний, как болезнь Паркинсона, болезнь Альцгеймера, эссенциальный тремор и др. Дополнительно результаты диссертационной работы имеют серьезное значение для спортсменов, чья деятельность связана с точностью выполнения двигательных функций со спортивным инвентарем (например, бильярд, биатлон, стрельба из лука и тд.). Следует отметить то, что модификация алгоритмов движений конечности позволит осуществлять моделирование в пространстве.

Внедрение результатов исследования. Разработанные подходы, алгоритмы и программы для ЭВМ, предназначенные для генерации и анализа параметров произвольных и непроизвольных движений человека внедрены в деятельность Сургутского филиала Федерального государственного учреждения «Федеральный научный центр «Научно-исследовательский институт системных исследований Российской академии наук» и в учебный процесс бюджетного учреждения высшего образования Ханты-Мансийского автономного округа – Югры «Сургутский государственный университет» по направлениям подготовки 09.03.01 «Информатика и вычислительная техника», профиль «Автоматизированные системы обработки информации и управления» и 09.04.01 «Информатика и вычислительная техника», профиль «Информационное и программное обеспечение автоматизированных систем».

Объектом исследования являются произвольные и непроизвольные движения биомеханической системы конечности человека.

Предметом исследования являются методы математического моделирования, численные методы и алгоритмы, математические методы и алгоритмы валидации математических моделей, методы и алгоритмы анализа движений биомеханической системы.

Методология исследования базируется на основах методов математического моделирования, численных методов, методов математической статистики, теории хаоса-самоорганизации, термодинамики неравновесных систем и теории дифференциальных уравнений с разрывной правой частью.

Основные положения, выносимые на защиту.

1. Метод построения математического обеспечения на основе теории дифференциальных уравнений с разрывной правой частью.
2. Математическое и алгоритмическое обеспечение, а также симуляционная модель динамики движений конечности человека на их основе, позволяющие повысить эффективность воспроизведения динамики движений биомеханической системы человека.
3. Метод оценки эффективности разработанной симуляционной модели биомеханической системы человека на основе математической статистики и теории хаоса-самоорганизации, позволяющий оценивать результаты симуляционного моделирования динамики движений конечности в соответствии с выявленными особенностями.

Соответствие паспорту научной специальности. Диссертационная работа соответствует паспорту специальности 2.3.1. – Системный анализ, управление и обработка информации, статистика: п. 2 «Формализация и постановка задач системного анализа, оптимизации, управления, принятия решений, обработки информации и искусственного интеллекта», п. 3 «Разработка критериев и моделей описания и оценки эффективности решения задач системного анализа, оптимизации, управления, принятия решений, обработки информации и искусственного интеллекта», п. 4 «Разработка методов и алгоритмов решения задач системного анализа, оптимизации, управления, принятия решений, обработки информации и искусственного интеллекта», п. 5 «Разработка специального математического и алгоритмического обеспечения систем анализа, оптимизации, управления, принятия решений, обработки информации и искусственного интеллекта», п. 7 «Методы и алгоритмы структурно-параметрического синтеза и идентификации сложных систем».

Достоверность полученных результатов работы подтверждена данными экспериментов и основана на анализе и оценке движений биомеханической системы человека с помощью апробированных научных положений и методов исследований, корректном применении теории дифференциальных уравнений с разрывной правой частью при разработке математического и алгоритмического обеспечения и последующей реализации его в виде симуляционной модели, согласованности новых результатов исследования с известными теоретическими положениями, а также результатах экспериментальной проверки разработанных методов и алгоритмов.

Апробация результатов исследования. Основные результаты и положения диссертации представлены и обсуждены на 15 международных и российских конференциях: Всероссийской научно-практической конференции «Север России: стратегии и перспективы развития» (г. Сургут, 2015 г.); IV Всероссийской конференции (г. Нижний Новгород, 2015 г.); V Съезде биофизиков России (г. Ростов-на-Дону, 2015 г.); Russian conference with international participation in memory of professor Vladimir S. Markhasin «Experimental and Computational Biomedicine» (г. Екатеринбург, 2016 г.); 20 Международной Пущинской школе-конференции молодых ученых «Биология – наука XXI века» (г. Пущино, 2016 г.); XII Международном междисциплинарном конгрессе

«Нейронаука для медицины и психологии» (г. Судак, 2016 г.); XI Международной школе-конференции «Хаотические автоколебания и образование структур» (г. Саратов, 2016 г.); VI Всероссийском симпозиуме с международным участием, посвященном 85-летию образования Удмуртского государственного университета (г. Ижевск, 2016 г.); XIII Международном междисциплинарном конгрессе «Нейронаука для медицины и психологии» (г. Судак, 2017 г.); XXIII Съезде Физиологического общества имени И.П. Павлова (г. Воронеж, 2017 г.); V Всероссийской конференции «Нелинейная динамика в когнитивных исследованиях» (г. Нижний Новгород, 2017 г.).

Публикации по теме исследования. По теме диссертации опубликовано 17 работ, из них: 8 публикаций в журналах, рекомендованных ВАК Минобрнауки России [4-8], 2 статьи в других рецензируемых журналах [17, 18], 4 публикации в сборниках трудов и тезисах докладов конференций [19-22], 3 свидетельства о государственной регистрации программ для ЭВМ [14-16]. Опубликовано 5 статьи в других научных журналах, рекомендованных ВАК при Минобрнауки России [9-13].

В процессе работы автор принимал участие в следующих проектах, связанных с темой диссертации: грант РФФИ №18-37-00113 мол_а (руководитель гранта); грант РФФИ №18-07-00162 А (исполнитель гранта); грант РФФИ №15-41-00034 р_урал_а (исполнитель гранта).

Личный вклад автора. Научные публикации [9, 17, 18] подготовлены лично автором. В работах [1, 2, 6-8, 10-13, 19-22] участие автора заключается в сборе и обработке данных натурных экспериментов, а также формулировании выводов. В работах [3-5, 9] представлено разработанное автором математическое и алгоритмическое обеспечение, алгоритмы и их реализации в виде программ [14, 15, 16], включая выбор оптимальных значений параметров модели, тестирование и проведение вычислительного эксперимента [4, 9]. В совместных исследованиях автор принимал участие на всех этапах работы: постановка задачи, выявление и верификация закономерностей в динамике движений конечности на основе натурного эксперимента, выбор и формулировка модели. В совместных работах научному руководителю к.т.н. Т.В. Гавриленко принадлежит первоначальная постановка задачи моделирования динамики движений биомеханической системы человека на примере произвольных и непроизвольных движений конечности. В статьях [6, 22] автор организовывал проведение натурного эксперимента, обработку данных и формулировал основные выводы по результатам исследований для выявления основных закономерностей в динамике поведения произвольных и непроизвольных движений, которые легли в основу метода математического моделирования, математической модели, выбора численных методов и алгоритмов моделирования, опубликованных в работах [3-5]. Автор самостоятельно реализовал методы и алгоритмы на высокоуровневом языке программирования C# в виде комплекса проблемно-ориентированных программ [14, 15, 16].

Структура и объем и работы. Диссертация состоит из введения, четырех глав, выводов и списка литературы. Объем диссертации составляет 164 страницы, включая 65 рисунков и 25 таблиц. Список литературы содержит 101 наименование.

КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обосновывается актуальность исследования, сформулированы цель и задачи диссертации, перечислены положения, выносимые на защиту, а также раскрыты научная новизна и практическая значимость работы.

В первой главе представлен обзор литературы и обоснование наличия особого хаоса в динамике поведения параметров нервно-мышечной системы (НМС) организма человека который отличается от детерминированного хаоса.

Обосновано применение термодинамики неравновесных систем И.Р. Пригожина, а также предложен подход к анализу параметров биомеханической системы человека на основе энтропии Шеннона. Также представлена методика расчета параметров квазиаттрактора для выявления и верификации закономерностей в динамике поведения параметров произвольных и непроизвольных движений человека в рамках теории хаоса-самоорганизации. Дана характеристика проблемы идентификации гомеостаза человека на основе математической статистики. Приводится количественная оценка гипотезы Н.А. Бернштейна «повторение без повторений» в рамках математической статистики. Далее выполнен обзор аналогов моделей для описания движений.

Также в первой главе представлены основы теории дифференциальных уравнений с разрывной правой частью. Особенности работы биомеханической системы человека позволяют применить теорию дифференциальных уравнений с разрывной правой частью для моделирования параметров движений конечности человека. Решение подобных уравнений может быть получено с помощью предельного перехода, с учетом физического смысла рассматриваемой системы. В силу того, что динамика параметров движений человека ведет себя непредсказуемо, с точки зрения математической статистики, можно полагать, что эта динамика связана с разрывной правой частью по x, по аналогии решений дифференциальных уравнений с разрывной правой частью.

Во второй главе представлены методика проведения исследования для выявления и верификации закономерностей в динамике произвольных и непроизвольных движений, а также методы обработки параметров биомеханической системы человека. Для проведения эксперимента была отобрана группа испытуемых (25 человек в возрасте 25–28 лет). Перед началом регистрации параметров движений конечности у испытуемых проводился опрос о наличии патологий. Каждому испытуемому выдавалась инструкция (рекомендации) по поведению в период проведения экспериментов в различных состояниях с целью максимального приближения состояния организма испытуемых к единому гомеостазу. В рамках одной серии эксперимента (всего 15 серий) с каждым испытуемым проводилась регистрация параметров в режиме многократных повторов сбора данных (не менее 30 выборок). Для регистрации биомеханических параметров движений конечности человека использовался биоизмерительный комплекс с частотой дискретизации μ = 100 Гц.

В рамках проверки низкой диагностической ценности термодинамики неравновесных систем производился расчет значений энтропии Шеннона по формуле:

$$E = -\sum_{i=1}^{n} p(i) log_2 p(i), \quad (1)$$

где p – функция вероятности.

Далее представлен метод расчета параметров квазиаттракторов в рамках теории хаоса-самоорганизации. Квазиаттрактор (КА) – пересечение в заданном m-мерном пространстве всех параллелепипедов Q, включающее в себя все реализации случайной величины χ_i^l (l=1, 2, …, m, i=j,…, e, [j, e], $j \in Z$, $e \in Z$, $j \ll e$) в m-мерном фазовом пространстве L, с координатами центра $\bar{M}=\{M^1(\overline{\chi^1}),\ldots,M^m(\overline{\chi^m})\}$, расположенного на пересечении главных диагоналей, и с длинами сторон $D^l(\bar{x}^l)$, ориентированными параллельно осям координат. Мерой квазиаттрактора V_G принимается его объем, рассчитываемый по формуле:

$$V_G = mes(Q) = \prod_{i=1}^{m} D^l \bar{x}^l, \quad (2)$$

где m – количество пространственных измерений;

$D^l(\bar{x}^l)$ – размах вариации случайной величины x^l в пространственном измерении l.

С помощью параметров КА полученные выборки параметров движений были исследованы на однородность. Из общего числа выборок исключаются все, которые не удовлетворяют следующему условию: центр KA_i x_i^c выходит за пределы ограниченной области любого другого KA_j из общего числа выборок, все выборки должны удовлетворять неравенству:

$$0,5 \leq V_{Gi}/V_{Gj} \leq 2 \,, \quad (3)$$

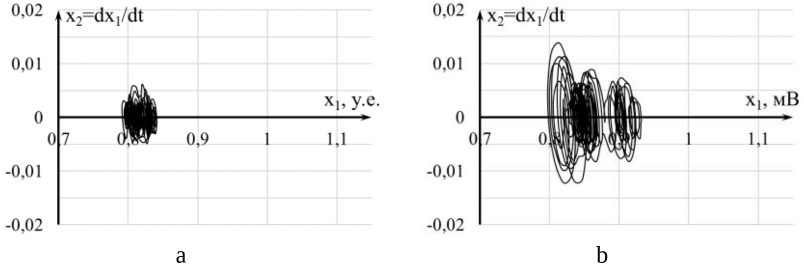
где V_{Gi} – любой i-й КА из одной совокупности выборок;

V_{Gj} – любой j-й КА этой же совокупности выборок, причем $i \neq j$.

Далее представлены результаты анализа по выявлению и верификации закономерностей динамики поведения параметров биомеханической системы человека в рамках математической статистики, термодинамики неравновесных систем и теории хаоса-самоорганизации.

С позиций теоремы Гленсдорфа–Пригожина не удалось установить статистически достоверных изменений энтропии, т.е. скорость прироста энтропии $P = dH/dt$ почти нулевая. При выходе из положения равновесия энтропия не может продемонстрировать существенных изменений. Опираясь на базовую теорему термодинамики неравновесных систем, в точке покоя (или равновесия) должны получить $H \rightarrow max$, а $dH/dt \rightarrow 0$. При выходе из равновесия энтропия должна убывать, а dH/dt, наоборот, нарастать, но она статистически не изменяется, т.к. $dH/dt = 0$.

Также во второй главе представлены результаты анализа на основе метода расчета параметров КА для параметров произвольных и непроизвольных движений, которые позволили подтвердить высокую степень информативности данного подхода, а также установить возможность его использования для проверки эффективности симуляционной модели на основе данных реальных экспериментов. Установлено увеличение значений площадей КА в эксперименте с нагрузкой. На основе статистического анализа динамики изменения площадей КА идентифицировать спокойное состояние и состояние после холодового воздействия достаточно сложно, но если построить фазовый портрет (рис. 1a и рис. 1b), то видно, что после холодового воздействия появляется некоторая генерализационная составляющая и внешний вид КА существенно изменяется.



a b

Рис. 1. Пример двухмерного изображения фазовой плоскости треморограмм: a – в спокойном состоянии, b – после холодового воздействия

Применение метода расчета параметров КА в виде координат центров x_i^c и расчета отношений V_G КА позволило оценить выборки на однородность. Для облегчения восприятия графического отображения на рис. 2 представлены 6 областей КА, две из которых не удовлетворяют критерию однородности выборок.

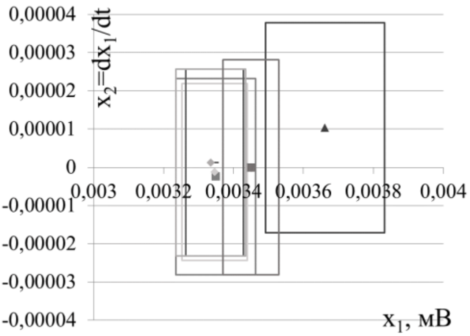


Рис. 2. Демонстрация отбора выборок по критерию однородности на примере 6 выборок с 2 неоднородными выборками

Анализ данных экспериментов методами математической статистики позволил установить и оценить закономерности в динамике движений биомеханической системы, а также учесть эти результаты для проверки эффективности симуляционной модели. Для всех параметров биомеханической системы наблюдается устойчивая закономерность: получаемые выборки могут удовлетворять закону нормального распределения не более чем в 2 % случаев. При построении матриц парных сравнений число k пар совпадений выборок для одного испытуемого невелико, для треморограмм (ТМГ) оно составляет в среднем $<k>\approx 5$ %. Число пар совпадений закономерно для определенного состояния, например, для ТМГ при удержании груза $k_{mp}\approx 13$ %, для теппинграмм (ТПГ) число совпадений выше ($k_{mn}\approx 16$-17 %).

Третья глава посвящена авторскому методу построения математического обеспечения на основе теории дифференциальных уравнений с разрывной правой частью, математическому обеспечению, разработанному на его основе, а также алгоритмическому обеспечению и реализации симуляционной модели. Таким образом, детальное изучение основ теории дифференциальных уравнений с разрывной правой частью позволило разработать метод построения математического обеспечения для описания динамики любых параметров функциональных систем организма (ФСО) человека. Механизм регуляции ∀b ФСО человека внутри некоторой δ-окрестности представлен системой дифференциальных уравнений:

$$dx/dt = f\big(t, x, u_1(t,x), \dots, u_r(t,x)\big), \tag{4}$$

где $u_i(t, x)$, $i=1,\dots,r$, – независимые части биологической системы, которые могут независимо пробегать множества $U_i(t, x)$. Также необходимо наложить следующее ограничение: пусть физическая система вне δ-окрестности M^δ некоторого множества M, на которой функции уравнений (4) разрывны, $x(t)$ должна удовлетворять уравнению (4), а в самой окрестности при почти всех t:

$$|dx(t)/dt - f\big(t, q(t)\big)| \le \delta, \tag{5}$$

где $q(t)$ –любая функция из M^δ, которая находится на расстоянии, не большем δ, от областей непрерывности G_i, G_j, G_k,….

Движение системы может осуществляться по любому из законов (в зависимости от ФСО и известных сведений о процессах в этой ФСО):

$$\begin{gathered} dx/dt = f_i\big(t, x, u_1(t,x), \dots, u_r(t,x)\big), \\ dx/dt = f_j\big(t, x, u_1(t,x), \dots, u_r(t,x)\big), \\ dx/dt = f_k\big(t, x, u_1(t,x), \dots, u_r(t,x)\big). \\ \dots \end{gathered} \tag{6}$$

Если точка $(t,x)\in M$ лежит на границах сечения двух или нескольких областей G_1, …,G_k, то множество $F(t, x)$, содержащее все предельные значения вектор-функции $f(t, x^*)$, является отрезком или выпуклым многоугольником, или многогранником с вершинами $f_i(t, x)$, $i\le k$, где:

$$\begin{gathered} f_i\big(t, x, u_1(t,x), \dots, u_r(t,x)\big) = \lim_{(t,x^*)\in G_i, x^*\to x} f\big(t, x^*, u_1(t,x), \dots, u_r(t,x)\big), \\ f_j\big(t, x, u_1(t,x), \dots, u_r(t,x)\big) = \lim_{(t,x^*)\in G_j, x^*\to x} f\big(t, x^*, u_1(t,x), \dots, u_r(t,x)\big), \\ f_k\big(t, x, u_1(t,x), \dots, u_r(t,x)\big) = \lim_{(t,x^*)\in G_k, x^*\to x} f\big(t, x^*, u_1(t,x), \dots, u_r(t,x)\big). \\ \dots \end{gathered} \tag{7}$$

В случае разрыва функции f на поверхностях G_i, G_j, G_k, … эти поверхности делят свою окрестность в пространстве на области. Пусть при $t=const$ и приближении точки x^* к точке $x\in G$ из областей функция $f\big(t, x^*, u_1(t,x), \dots, u_r(t,x)\big)$ имеет предельные значения с обеих сторон $G_i^+, G_i^-, G_j^+, G_j^-, G_k^+, G_k^-, \dots$.

Таким образом, вектор-функция $x(\cdot)$, которая определена на интервале $(t_1, t_2)\in\delta$, непрерывна и при почти всех $t\in(t_1, t_2)$ при любом выборе ортогональной системы координат в пространстве R_n (в зависимости от известных сведений о процессе работы ФСО):

$$m\{f^{(i)}(t, x, u_1(t,x), \dots, u_r(t,x))\} \le dx(u_i)/dt \le M\{f^{(i)}(t, x, u_1(t,x), \dots, u_r(t,x))\},$$
$$i = 1,2,\dots,r,$$

(8)

где $f^{(i)}$ – правые части системы уравнений (4).

В случае математического описания процессов работы ФСО человека необходимо учесть и тот факт, что некоторые параметры $u_1(t,x),\dots,u_r(t,x)$ в процессе самоорганизации удержания ∇b в определенной δ-окрестности могут независимо пробегать соответствующие множества $U_1(t,x),\dots,U_r(t,x)$. Тогда пусть:

$$F_1(t,x) = f\big(t,x,U_1(t,x),\dots,U_r(t,x)\big) \tag{9}$$

является множеством значений функции $f\big(t,x,u_1(t,x),\dots,u_r(t,x)\big)$, когда t и x постоянны. Решением дифференциального уравнения (4) называются решения дифференциального включения $dx/dt \in F(t,x)$, где $F(t,x)\equiv F_1(t,x)$. Таким образом, система дифференциальных уравнений (4) способна описать динамику удержания внутренних градиентов ∇b внутри некоторой δ-окрестности, которая представляет собой некоторое стационарное состояние. С некоторой упрощенной структурой данное математическое описание динамики поведения параметров ФСО было перенесено на описание динамики произвольных и непроизвольных движений человека.

Пусть в формуле (4) $u_i(t,\ x)$, $i=1,\dots,r$ представляют отдельные части биомеханической системы. С помощью этих функций $u_i(t,\ x)$ можно определить ключевые параметры симуляционной модели на основе известных сведений о механизме и динамике поведения параметров движений конечности человека. Также необходимо отметить, что для каждой функции $u_i(t,\ x)$ существуют соответствующие множества $U_i(t,\ x)$, которые пробегают эти функции независимо. Следует обратить внимание на то, что если $u_i(t,\ x)$ непрерывна, то $U_i(t,\ x)$ является точкой. Соответственно, система дифференциальных уравнений с разрывной правой частью для описания динамики движений человека имеет вид:

$$\begin{gathered}
dx/dt = f(t,x,u_1^{br}(t,x),u_2^{br}(t,x),u_1^{fbr}\big(t,x,Q^+(t,x)\big),u_2^{fbr}\big(t,x,Q^-(t,x)\big),\\
u_{tr}\big(t,x,Qq(t,x)\big),u_{1,o}^+\left(x,t,m_{1,o}^+(t,x),t_{se}^+(x,t)\right),u_{2,w}^+\left(x,t,m_{2,w}^+(t,x),t_{ak}^+(x,t)\right),\\
u_{3,s}^+\left(x,t,m_{3,s}^+(t,x),t_{lj}^+(x,t)\right),u_{1,o}^-\left(x,t,m_{1,o}^-(t,x),t_{se}^-(x,t)\right),\\
u_{2,w}^-\left(x,t,m_{2,w}^-(t,x),t_{ak}^-(x,t)\right),u_{3,s}^-\left(x,t,m_{3,s}^-(t,x),t_{lj}^-(x,t)\right),
\end{gathered} \quad , \tag{10}$$

где o, w, s – количество мышечных волокон определенного типа, $u_1^{br}(t,x), u_2^{br}(t,x)$ осуществляют установку верхней и нижней границы, являются непрерывными и пробегают множества $U_1^{br}(t,x),\ U_2^{br}(t,x)$. Особое внимание необходимо обратить на функции $u_1^{fbr}\big(t,x,Q^+(t,x)\big), u_2^{fbr}\big(t,x,Q^-(t,x)\big)$, отвечающие за формирование коридора, в котором генерируется линия разрыва (траектория движения), при ее пересечении происходит переключение работы мышечных пучков. Эти функции являются разрывными и пробегают соответствующие множества $U_1^{fbr}(t,x,QQ^B), u_2^{fbr}(t,x,QQ^H)$, здесь решением QQ^B считаются значения из множества $Q_{i-1}^+(t,x)$, а решение QQ^H формируем на основе множества $Q_{i-1}^-(t,x)$ по формулам соответственно:

$$\begin{matrix} Q_{i-1}^+(t,x) \geq \frac{u_{tr_{i-1}}}{2}, QQ^B(-q^B+\Delta t) \\ Q_{i-1}^+(t,x) < \frac{u_{tr_{i-1}}}{2}, QQ^B(-q^B-\Delta t) \end{matrix}, \Delta t = u_{tr_{i-1}}, \tag{11}$$

$$\begin{matrix} Q_{i-1}^{-}(t,x) \geq \frac{u_{tr_{i-1}}}{2}, QQ^{H}(-q^{H}+\Delta t) \\ Q_{i-1}^{-}(t,x) < \frac{u_{tr_{i-1}}}{2}, QQ^{H}(-q^{H}-\Delta t) \end{matrix}, \Delta t = u_{tr_{i-1}}. \quad (12)$$

Соответственно, формирование траектории линии разрыва для воспроизведения динамики произвольных и непроизвольных движений осуществляется на основе функции $u_{tr}(t,x,Qq(t,x))$, где $Qq(t,x)$ пробегает множество $QQq(QQ^H, QQ^B)$, а решение u_{tr} пробегает множество $U_{tr}(t,x,QQq)$.

Далее необходимо детально рассмотреть реализации работы мышечных волокон в системе дифференциальных уравнений с разрывной правой частью. Таким образом, $u_{1,o}^{+}\left(x,t,m_{1,o}^{+}(t,x),t_{se}^{+}(x,t)\right)$ осуществляет контроль работы мышечных волокон одного типа (всего в модели присутствуют 3 типа мышечных волокон как и в мышечных пучках). Функция $t_{se}^{+}(x,t)$ отвечает за величину потенциала мышечного волокна и пробегает множество $T_{se}^{+}(x_{se},y_{se})$, а решение для функции $m_{1,o}^{+}(t,x)$ записывается в виде $U_{1,o}^{+}(x,t,M_{1,o}^{+},T_{se}^{+})$ и принимает значение по формуле:

$$\begin{cases} \frac{dx_{i-1}}{dt} < u_{tr} & \begin{cases} m > 0 & M_{1,o}^{+}(t,x)-1, M \in R_n, T_{se}^{+}(x_{se},y_{se}) \\ m \leq 0 & \begin{cases} p = 1 & M_{1,o}^{+}(t,x) * -1, M \in R_n, T_{se}^{+}(x_{se},y_{se}) \\ p < 1 & M_{1,o}^{+}(t,x), M \in R_n, T_{se}^{+}(x_{se},y_{se}) \end{cases} \end{cases} \\ \frac{dx_{i-1}}{dt} > u_{tr} & M_{1,o}^{+}(t,x), T_{se}^{+}(0) \end{cases} . \quad (13)$$

Аналогично и для $u_{1,o}^{-}\left(x,t,m_{1,o}^{-}(t,x),t_{se}^{-}(x,t)\right)$ за исключением условий формирования решения:

$$\begin{cases} \frac{dx_{i-1}}{dt} > u_{tr} & \begin{cases} m > 0 & M_{1,o}^{-}(t,x)-1, M \in R_n, T_{se}^{-}(x_{se},y_{se}) \\ m \leq 0 & \begin{cases} p = 1 & M_{1,o}^{-}(t,x) * -1, M \in R_n, T_{se}^{-}(x_{se},y_{se}) \\ p < 1 & M_{1,o}^{-}(t,x), M \in R_n, T_{se}^{-}(x_{se},y_{se}) \end{cases} \end{cases} \\ \frac{dx_{i-1}}{dt} < u_{tr} & M_{1,o}^{-}(t,x), T_{se}^{-}(0) \end{cases} . \quad (14)$$

Руководствуясь такими же соображениями, формируем множества $U_{2,w}^{+}(x,t,M_{2,w}^{+},T_{ak}^{+})$, $U_{3,s}^{+}(x,t,M_{3,s}^{+},T_{lj}^{+})$, $U_{2,w}^{-}(x,t,M_{2,w}^{+},T_{ak}^{-})$, $U_{3,s}^{-}(x,t,M_{3,s}^{+},T_{lj}^{-})$ для $u_{2,w}^{+}\left(x,t,m_{2,w}^{+}(t,x),t_{ak}^{+}(x,t)\right)$, $u_{3,s}^{+}\left(x,t,m_{3,s}^{+}(t,x),t_{lj}^{+}(x,t)\right)$, $u_{2,w}^{-}\left(x,t,m_{2,w}^{-}(t,x),t_{ak}^{-}(x,t)\right)$, $u_{3,s}^{-}\left(x,t,m_{3s}^{-}(t,x),t_{lj}^{-}(x,t)\right)$. Соответственно, решением системы дифференциальных уравнений (10) называется дифференциальное включение:

$$\begin{gathered} F_1(t,x) = f(t,x,U_1^{br},U_2^{br},U_1^{fbr},U_2^{fbr},U_{tr}(t,x,QQq),U_{1,o}^{+}(t,x,M_{1,o}^{+},T_{se}^{+}), \\ U_{2,w}^{+}(t,x,M_{2,w}^{+},T_{ak}^{+}),U_{3,s}^{+}(t,x,M_{3,s}^{+},T_{lj}^{+}),U_{1,o}^{-}(t,x,M_{1,o}^{-},T_{se}^{-}), \\ U_{2,w}^{-}(t,x,M_{2,w}^{-},T_{ak}^{-}),U_{3,s}^{-}(t,x,M_{3,s}^{-},T_{lj}^{-})). \end{gathered} \quad (15)$$

Решения задачи удержания определенного уровня мышечной структурой в виде x=*const* не существует для биосистем. Для определения уровня удержания позиции за основу были взяты исследования реальных данных. Из рис. 3a для ТМГ и рис. 3b для ТПГ видны некоторые изменения положения конечности в пространстве и траектория их движений.

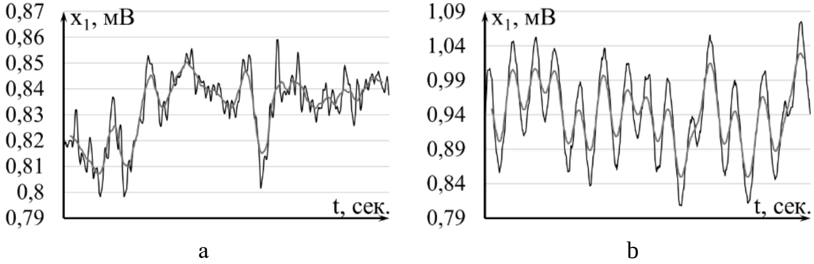


Рис. 3. Временная развертка сигнала (черные линии) и траектория уровня удержания конечности в пространстве (серые линии): a – треморограмма, b – теппинграмма

В соответствии с концепцией организации работы модели происходит включение в работу того мышечного пучка, который необходим для поддержания уровня траектории движения конечности. Уровень удержания задается хаотически (рис. 4).

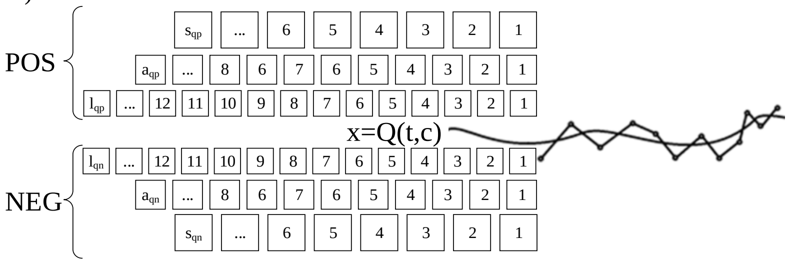


Рис. 4. Схематическое изображение модели в интерпретации машинного алгоритма с учетом генерации траектории удержания позиции из диапазона

В соответствии с биологической составляющей сокращений мышц и разработанного математического обеспечения работу мышц можно представить в численной форме:

$$S_i = \begin{cases} S_{i-1} + \sum_{e=1}^{s_{qp}} \sum_{k=1}^{a_{qp}} \sum_{j=1}^{l_{qp}} f_1(m_{pe}^+, t_{se}^+) f_2(m_{pk}^+, t_{ak}^+) f_3(m_{pj}^+, t_{lj}^+), \\ S_i \le g_z(t), m_{pe}^+ - 1, m_{pk}^+ - 1, m_{pj}^+ - 1, z \in N, z < h, h \in N; \\ S_{i-1} + \sum_{e=1}^{s_{qn}} \sum_{k=1}^{a_{qn}} \sum_{j=1}^{l_{qn}} f_4(m_{ne}^+, t_{se}^-) f_5(m_{nk}^+, t_{ak}^-) f_6(m_{nj}^+, t_{lj}^-), \\ S_i > g_z(t), m_{ne}^+ - 1, m_{nk}^+ - 1, m_{nj}^+ - 1, z \in N, z < h, h \in N \end{cases}, \quad (16)$$

где S_i – моделируемый сигнал; $s_{qp}, a_{qp}, l_{qp}, s_{qn}, a_{qn}, l_{qn}$ – количество мышечных волокон определенной группы мышц, которые могут быть включены в работу модели; $f_i, i = 1 \ldots 6$ – функция включения определенной группы мышц и генерации потенциала усилия; $m_{pe}^+, m_{pk}^+, m_{pj}^+, m_{ne}^+, m_{nk}^+, m_{nj}^+$ – значения счетчика, отслеживающего утомление определенного мышечного волокна из определенный группы мышц; $t_{se}^+ \in [x_{se}; y_{se}], t_{ak}^+ \in [x_{ak}; y_{ak}], t_{lj}^+ \in [x_{lj}; y_{lj}]$ – случайное значение потенциала мышечного волокна из определенного диапазона; $t_{se}^- \in [x_{se}; y_{se}], t_{ak}^- \in [x_{ak}; y_{ak}], t_{lj}^- \in [x_{lj}; y_{lj}]$ – случайное «отрицательное» значение потенциала мышечного волокна из определенного диапазона; $g_z(t)$ – генерация уровня удержания определенной позиции на i-ой итерации; h – значения счетчика удержания позиции $g_z(t)$. Счет удержаний h необходим для адекватной работы модели, т.к. хаотический принцип организации функциональных систем не позволяет на длительном интервале времени Δt удерживать изолинию, т. е уровень удержания позиции $g_z(t) \neq const$ на определенном Δt.

Уровень удержания позиции $g_z(t)$ устанавливается по формуле:

$$g_z(t) = Q(t,c), S_i < g_z(t), z = 0, h \in N, z+1, z < h, \tag{17}$$

где $Q(t)$ – случайное значение из определенного диапазона. Функция $Q(t)$ производит генерацию нового уровня при $z=h$ или при условии $g_z(t)<S_i$ при включенных в работу «отрицательных» мышцах, или при условии $g_z(t)>S_i$ при работе «положительных» мышц.

Диапазон генерации траектории варьируется на каждой итерации для $g_z(t)$. Смещение диапазона генерации уровня удержания устанавливается по формуле:

$$Q(c) = \begin{cases} A \in [-x+\Delta t; y+\Delta t], A(t) \geq \frac{g_{z-1}(t)}{2}, \Delta t = g_{z-1}(t), y < y_0 = \text{const} \\ A \in [-x-\Delta t; y-\Delta t], A(t) < \frac{g_{z-1}(t)}{2}, \Delta t = g_{z-1}(t), x > -x_0 = \text{const} \end{cases}, \tag{18}$$

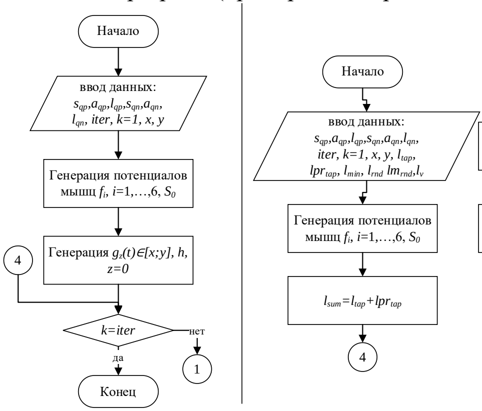
где A – значение уровня удержания позиции, x и y – нижняя и верхняя границы генерации траектории, Δt – приращение к границам траектории.

Стоит отметить, что уравнения (17) и (18) способны описывать непроизвольные движения человека, т.е. тремор. Для описания произвольных движений необходим совершенно другой механизм генерации траектории:

$$Q(c) = \begin{cases} \begin{cases} A_{i-1}+\Delta a, \Delta a \in R, A_{i-1} \geq \left(\frac{R[x,y]}{3}\right)*2 \\ A_{i-1}+\Delta b, \Delta b = \frac{\Delta a}{2}*3 \in R, A_{i-1} < \left(\frac{R[x,y]}{3}\right)*2 \\ A_{i-1}-\Delta b, \Delta b = \frac{\Delta a}{2}*3 \in R. R[u,w] < p, A_{i-1} > \Delta a \end{cases} , A \in R^+, A_{i-1} \geq A_{i-2} \\ \begin{cases} A_{i-1}-\Delta a, \Delta a \in R, A_{i-1} \geq \left(\frac{R[x,y]}{3}\right)*2 \\ A_{i-1}-\Delta b, \Delta b = \frac{\Delta a}{2}*3 \in R, A_{i-1} < \left(\frac{R[x,y]}{3}\right)*2 \\ A_{i-1}+\Delta b, \Delta b = \frac{\Delta a}{2}*3 \in R. R[u,w] < p, A_{i-1} > \Delta a \end{cases} , A \in R^+, A_{i-1} < A_{i-2} \\ \begin{cases} A_{i-1}-\Delta a, \Delta a \in R, A_{i-1} \geq -\left(\frac{R[x,y]}{3}\right)*2 \\ A_{i-1}-\Delta b, \Delta b = \frac{\Delta a}{2}*3 \in R, A_{i-1} < -\left(\frac{R[x,y]}{3}\right)*2 \\ A_{i-1}+\Delta b, \Delta b = \frac{\Delta a}{2}*3 \in R. R[u,w] < p, A_{i-1} > -\Delta a \end{cases} , A \in R^-, A_{i-1} \leq A_{i-2} \\ \begin{cases} A_{i-1}+\Delta a, \Delta a \in R, A_{i-1} \geq -\left(\frac{R[x,y]}{3}\right)*2 \\ A_{i-1}+\Delta b, \Delta b = \frac{\Delta a}{2}*3 \in R, A_{i-1} < -\left(\frac{R[x,y]}{3}\right)*2 \\ A_{i-1}-\Delta b, \Delta b = \frac{\Delta a}{2}*3 \in R. R[u,w] < p, A_{i-1} > -\Delta a \end{cases} , A \in R^-, A_{i-1} > A_{i-2} \end{cases}, \tag{19}$$

где Δa, Δb – приращение траектории движения A, $R[x,y]$ и $R[u,w]$ – множество действительных чисел из диапазона, p – вероятность.

Для реализации симуляционной модели было разработано алгоритмическое обеспечение для воспроизведения динамики движений биомеханической системы человека (рис. 5–7). Реализация алгоритма для моделирования произвольных и непроизвольных движений отличается начальными блоками программы (представлено на рис. 5) и блоками решения при попадании на линию разрыва (пример для непроизвольных движений – на рис. 7).



a b

Рис. 5. Ввод данных при моделировании непроизвольных (a) и произвольных (b) движений

Базовая часть алгоритма (включение мышечных волокон в работу) для произвольных и непроизвольных движений представлена на рис. 6.

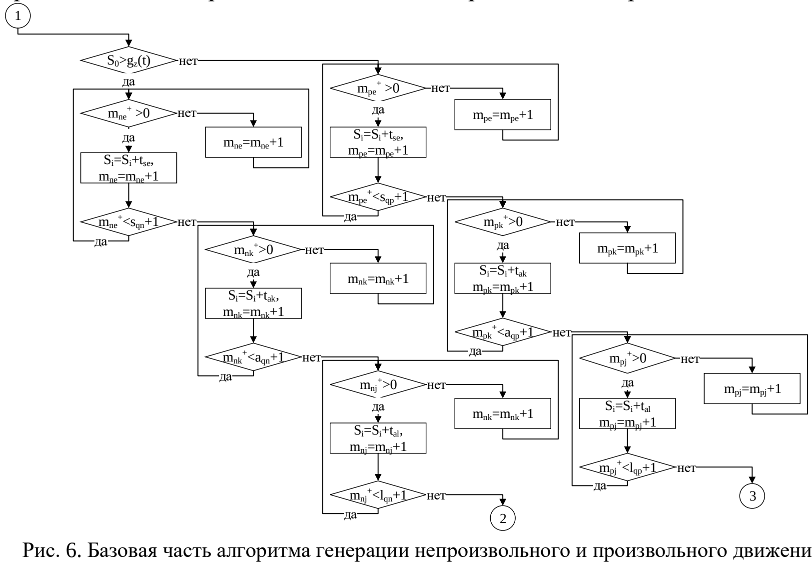


Рис. 6. Базовая часть алгоритма генерации непроизвольного и произвольного движения человека

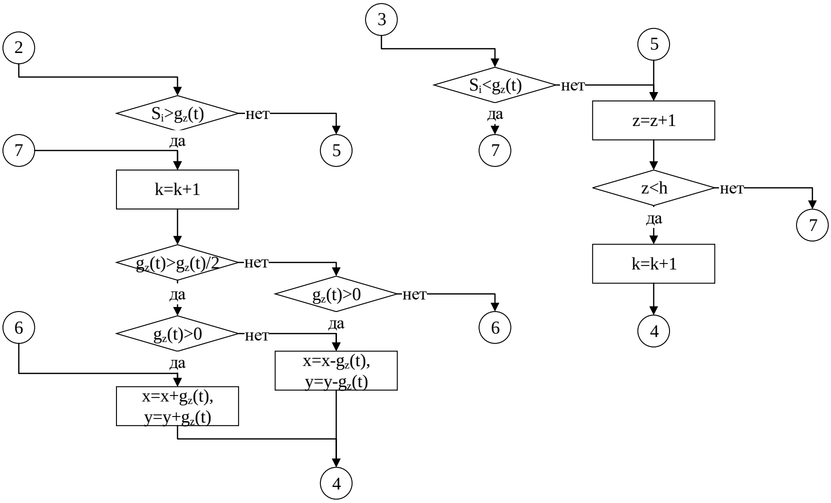


Рис. 7. Алгоритм модели для генерации непроизвольного движения человека при попадании на линию разрыва

Реализация симуляционной модели и анализа данных включает в себя несколько программ для ЭВМ. Программа для моделирования произвольных и непроизвольных движений человека реализована на основе оригинальных математического (формулы (10)-(19)) и алгоритмического (рис. 5-7) обеспечения, разработанных автором в рамках проведения диссертационного исследования. Проверка распределения данных экспериментов, которые являются фазовыми координатами квазиаттрактора, осуществляется с помощью разработанной программы для ЭВМ. Для этого рассчитываются длины сторон квазиаттракторов, для оси x по формуле: $\Delta x=x_{max}-x_{min}$; для оси y по формуле; $\Delta y=y_{max}-y_{min}$. Далее квазиаттрактор разбивается на сетку 2x2 ($\Delta x/2+x_{min}$; $\Delta y/2+y_{min}$) или 3x3 ($\Delta x/3+x_{min}=\Delta_1 x$; $\Delta x/3+\Delta_1 x$; $\Delta y/3+y_{min}=\Delta_1 y$; $\Delta y/3+\Delta_1 y$), или 4x4 ($\Delta x/4+x_{min}=\Delta_1 x$; $\Delta x/4+\Delta_1 x=\Delta_2 x$; $\Delta x/4+\Delta_2 x$; $\Delta y/4+y_{min}=\Delta_1 y$; $\Delta y/4+\Delta_1 y=\Delta_2 y$; $\Delta y/4+\Delta_2 y$) и считается количество элементов, попавших в ячейку сетки для оценки равномерности реальных биологических данных с учетом форматов хранения и представления. Также реализована программа для ЭВМ, предназначенная для расчета матриц парных сравнений условно одинаковых выборок, получаемых при проведении повторных натурных экспериментов. Рассчитываются элементы матрицы A, где каждый элемент матрицы представляет собой значения p_{ij} критерия Вилкоксона (или Краскела-Уолеса) для пары выборок из N, где число n независимых выборок пар $n=(N_2-N)/2$, а N – общее число выборок. Требуется, чтобы критерий $p_{ij}<0{,}05$, тогда справедлива гипотеза о различии выборок. Надежность используемых статистических оценок принимается не менее 95%. Количество элементов k матрицы $p_{ij}>0{,}05$ показывает решение задачи автоматической идентификации состояния биосистемы. При изменении состояния биосистемы k изменяется.

Четвертая глава посвящена визуализации и сравнительному анализу результатов модели с данными эксперимента. На рис. 8a представлена временная развертка модельного сигнала ТМГ. Видно, что модельный сигнал носит пилообразный характер и существенно отличается от экспериментально полученной выборки ТМГ человека. Такая динамика модельного сигнала связана с особенностями дискретизации при регистрации данных. Моделирование происходит на основе тиков (процессорного времени). В этом случае частота дискретизации существенно выше, чем у биоизмерительного комплекса. Для сглаживания модельного сигнала был применен метод скользящей средней. Результат сглаживания модельного сигнала (рис. 8a) представлен на рис. 8b.

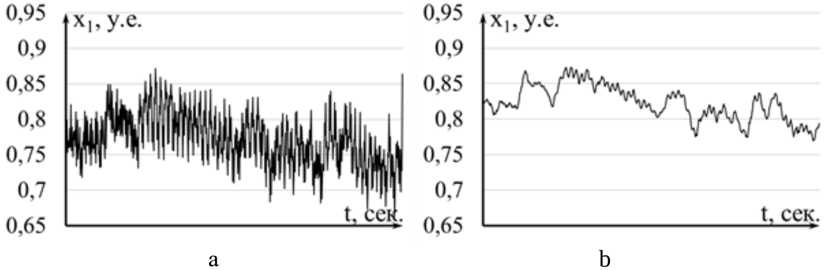


Рис. 8. Временная развертка сигнала: a – модельные данные ТМГ,
b – сглаженный модельный сигнал ТМГ методом скользящей средней

В результате статистической обработки данных установлено, что среднее число пар совпадений модельных выборок $\langle k_м \rangle = 11{,}9$ против $\langle k_э \rangle = 10{,}7$ для реальных выборок ТМГ.

Для объективной оценки реальных и модельных данных был выполнен расчет параметров КА в рамках ТХС. Статистически реальные и модельные выборки ТМГ по параметрам КА могут быть отнесены к одной генеральной совокупности. На рис. 9 представлен типовой пример КА для реальных данных (рис. 9a) и модельных данных (рис. 9b). Результат расчета значений энтропии Шеннона для данных вычислительного и натурного экспериментов также позволяет установить соответствие получаемых выборок.

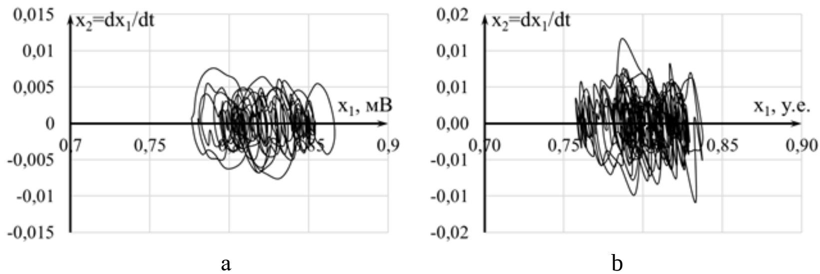
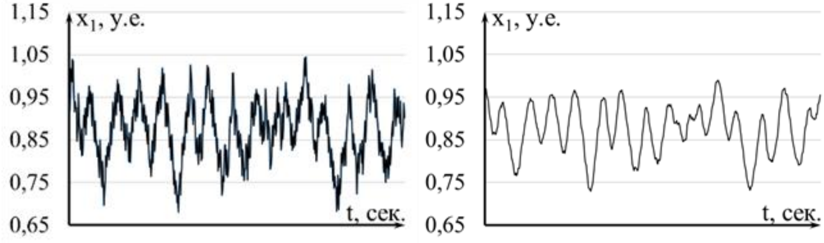


Рис. 9. Фазовый портрет треморограмм эксперимента:
a – натурного, b – вычислительного

Для объективной оценки визуальных характеристик ТПГ представлена временная развертка сигнала модельной выборки ТПГ (рис. 10a). Для сглаживания модельного сигнала был применен метод скользящей средней. Результат сглаживания модельного сигнала (рис. 10a) представлен на рис. 10b.

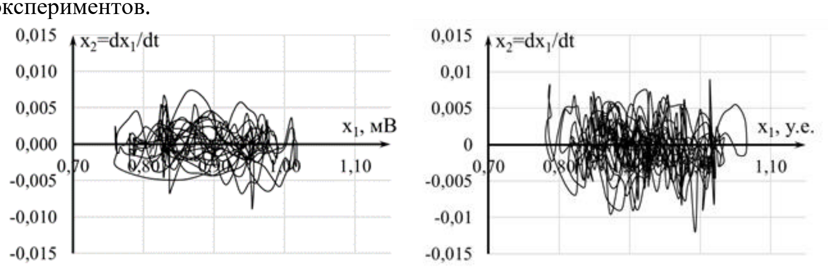
Сводный расчет по 15 матрицам позволил установить среднее значение $<k>=15,9\ \%$. Такая динамика числа k пар совпадений для модельных выборок полностью совпадает с динамикой числа k для реальных выборок ТПГ.



a b

Рис. 10. Временная развертка сигнала: a – модельные данные ТПГ,
b – сглаженный модельный сигнал ТПГ методом скользящей средней

В качестве дополнительного метода анализа полученных модельных выборок ТПГ использовался метод расчета параметров КА. Для примера на рис. 11a представлен фазовый портрет КА, построенного для реальной выборки ТПГ, а на рис. 11b – фазовый портрет для выборки, полученной на основе симуляционной модели. При сравнении площадей КА установлено полное соответствие модельных и экспериментальных выборок ТПГ. Расчет значений энтропии Шеннона также демонстрирует статистическое совпадение данных экспериментов.



a b

Рис. 11. Фазовый портрет теппинграмм эксперимента:
a – натурного, b – вычислительного

Также проводились эксперименты, направленные на воспроизведение динамики патологических процессов. Один из выразительных примеров представлен на рис. 12. Для качественного анализа представлен пример данных реального эксперимента (человек с болезнью Паркинсона) рис. 12a-I, и результатов моделирования болезни Паркинсона рис. 12b-I. При проведении качественного анализа наблюдается весьма схожая динамика движений. Для углубленного анализа были построены фазовые портреты как представлено на рис. 12a-II для натурного эксперимента и рис. 12b-II для вычислительного эксперимента.

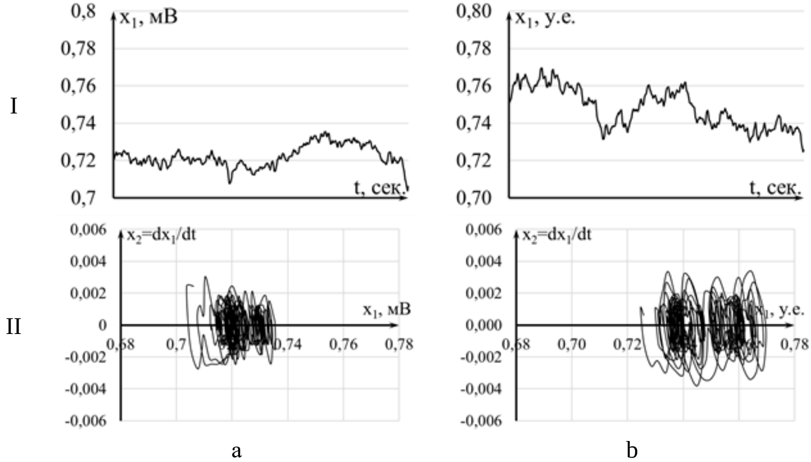


Рис. 12. Пример тремора болезни Паркинсона: a – натурный эксперимент, b – вычислительный эксперимент; I – временная развертка сигнала; II – фазовый портрет

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В процессе проведения исследования были получены новые научные и практические результаты, направленные на повышение качества генерации параметров биомеханической системы человека на основе анализа закономерностей в динамике поведения параметров биомеханической системы человека и разработки модели и алгоритмов на основе теории дифференциальных уравнений с разрывной правой частью.

1. Верифицированы закономерности и сведения биомеханической системы, лежащие в основе разработки алгоритмов и подхода к моделированию динамики поведения параметров произвольных и непроизвольных движений на основе анализа в рамках математической статистики, термодинамики неравновесных систем и теории хаоса-самоорганизации.

2. Установлено, что траектория движения конечности в пространстве для каждой выборки произвольных и непроизвольных движений носит уникальный характер, и вектор направления траектории движения хаотически изменяется в некотором ограниченном коридоре. Данный результат стал основой алгоритма генерации уровня удержания позиции для моделирования динамики поведения параметров биомеханической системы человека с применением дифференциальных уравнений с разрывной правой частью.

3. Разработано математическое обеспечение на основе дифференциальных уравнений с разрывной правой частью, позволяющее эффективно осуществлять моделирование параметров биомеханической системы человека с хаотической динамикой движений конечности в пространстве.

Эффективность доказана на основе верифицированных закономерностей методами математической статистики и теории хаоса-самоорганизации.

4. Установлено, что в рамках математической статистики для экспериментальных выборок треморограмм при парном сравнении число пар совпадений $<k_{etr}>$=10,7%, для модельных выборок $<k_{mtr}>$=11,9% (число пар для теппинграмм: экспериментальные выборки $<k_{ept}>$=17%, модельные выборки $<k_{mtp}>$=16,8%). Также установлено, что на основе расчета параметров квазиаттракторов движение вектора состояния систем происходит в одной ограниченной области, а средние значения площадей квазиаттракторов максимально близки (для треморограмм: $<S_{etr}>$=0,002129 у.е., $<S_{mtr}>$=0.002045 у.е.; для теппинграмм $<S_{etp}>$=0,0287 у.е., $<S_{mtp}>$=0,0267 у.е.). Предложенные подходы анализа параметров биомеханической системы человека в рамках математической статистики, термодинамики неравновесных систем и теории хаоса-самоорганизации могут быть использованы в качестве проверки адекватности работы моделей и идентификации произвольных и непроизвольных устройств.

5. Разработаны алгоритмы и специальное программное обеспечение, которые позволяют моделировать динамику поведения параметров произвольных и непроизвольных движений человека. Также в программе предусмотрен функционал по обработке данных, который включает в себя проверку распределения выборок, парное сравнение выборок, расчет площади квазиаттракторов, построение ограниченных областей квазиаттракторов для оценки однородности выборок, расчет энтропии Шеннона.

Перспективы дальнейших исследования. На основе полученных научных и практических результатов исследований в области медицины открывается возможность разработки различных подходов к персонализированной реабилитации для восстановления двигательных функций после инсультов и травм. Также результаты исследования можно использовать в области спорта и биомеханики, в частности оптимизация тренировочных процессов (корректировка техники спортсменов, например, в беге, плавании, стрельбе), протезирование и экзоскелеты (например, применение результатов моделирования для повышения стабильности управления бионическими протезами). Стоит отметить, что результаты исследования важны и могут быть применены в области искусственного интеллекта: для разработки адаптивных алгоритмов управления роботами (например, создание роботов с естественной динамикой, таких как гуманоиды и медицинские ассистенты), а также для обучения ИИ с целью прогнозирования состояния сложных систем.

СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ АВТОРА

Статьи в изданиях, индексируемых в базе Scopus, MathSciNet, zbMATH

1. Энтропия Шеннона в изучении стационарных режимов и эволюции complexity / В. М. Еськов, В. В. Еськов, *Д. В. Горбунов* [*и др.*] // Вестник Московского университета. Серия 3: Физика. Астрономия. – 2017. – № 3. – С. 90–98. **Scopus (Q4)**

2. Хаотическая динамика параметров нервно-мышечной системы и проблема эволюции complexity / В. В. Еськов, О. Е. Филатова, Т. В. Гавриленко, *Д. В. Горбунов* // Биофизика. – 2017. – Т. 62. – № 6. – С. 1167-1173. **Scopus (Q4)**

3. *Горбунов, Д. В.* Симуляционное моделирование непроизвольных движений человека / Д. В. Горбунов, Т. В. Гавриленко // Вестник КРАУНЦ. Физико-

математические науки. – 2019. – Т. 29. – № 4. – С. 67–76. – DOI 10.26117/2079-6641-2019-29-4-67-76. **MathSciNet, zbMATH**

Статьи в научных журналах, рекомендованных ВАК при Минобрнауки России

4. *Горбунов, Д. В.* Математическое моделирование динамических процессов организма человека на основе дифференциальных уравнений с разрывной правой частью / Д. В. Горбунов, Т. В. Гавриленко // Успехи кибернетики. – 2023. – № 1. – С. 15–20. – DOI: 10.51790/2712-9942-2023-4-1-02. **(К3)**
5. *Горбунов, Д. В.* Математическое моделирование движений конечности человека с хаотической динамикой / Д. В. Горбунов, Т. В. Гавриленко // Успехи кибернетики. – 2022. – № 4. – С. 24–32. – DOI 10.51790/2712-9942-2022-3-4-03. **(К3)**
6. Однородность треморограмм в рамках термодинамики неравновесных систем I. R. Prigogine и неоднородность в рамках теории хаоса-самоорганизации / Т. В. Гавриленко, Д. В. *Горбунов, Д. В.* Белощенко, М. Н. Горбунова // Вестник кибернетики. – 2018. – № 4(32). – С. 95–99. **(К3)**
7. Расчет квазиаттракторов для параметров движений человека / Т. В. Гавриленко, Д. В. Горбунов, Д. В. Белощенко, Ю. В. Башкатова // Вестник кибернетики. – 2018. – № 3(31). – С. 195–199. **(К3)**
8. Теория Н. А. Бернштейна об организации движений и кибернетические механизмы регуляции / О. Е. Филатова, В. А. Галкин, Т. В. Гавриленко, *Д. В. Горбунов* // Вестник кибернетики. – 2018. – № 3(31). – С. 217–221. **(К3)**

Статьи в других научных журналах, рекомендованных ВАК при Минобрнауки России

9. *Горбунов, Д. В.* Симуляционное моделирование движения конечности человека / Д. В. Горбунов // Математическая физика и компьютерное моделирование. – 2020. – Т. 23. – № 1. – С. 32–43. – DOI 10.15688/mpcm.jvolsu.2020.1.4. **MathSciNet (К1)**
10. Граница применимости теоремы Гленсдорфа-Пригожина в описании биомеханических систем / Т. В. Гавриленко, Д. В. Горбунов, Б. Р. Гимадиев, А. А. Чертищев // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. – 2017. – № 1. – С. 68-73. – URL: http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2017-1/1-9.pdf (дата обращения: 16.10.2019). **(К2)**
11. Теорема Гленсдорфа-Пригожина в оценке параметров треморограмм / Т. В. Гавриленко, Д. В. Горбунов, Д. В. Белощенко, А. А. Чертищев // Вестник новых медицинских технологий. – 2017. – Т. 24. – № 2. – С. 16-21. – DOI 10.12737/article_5947ca1ae38667.30772161. **(К2)**
12. Энтропии в оценке параметров тремора с позиции теории хаоса и самоорганизации / Д. В. Горбунов, Д. К. Берестин, Н. А. Черников, Т. В. Стрельцова // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. – 2016. – № 1. – С. 206-211. – DOI 10.12737/18451. – URL: http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2016-1/3-2.pdf (дата обращения 15.04.2019). **(К2)**
13. Эффект Еськова-Зинченко в оценке параметров теппинга / Т. В. Гавриленко, Е. В. Якунин, Д. В. Горбунов [и др.] // Вестник новых медицинских технологий. – 2017. – Т. 24. – № 1. – С. 9-14. **(К2)**

Государственная регистрация программ для ЭВМ

14. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2023615959 Российская Федерация. Моделирование динамики движений биомеханической системы человека : № 2023614686 : заявл. 03.03.2023 : опубл. 21.03.2023 / Д. В. Горбунов, Т. В. Гавриленко, С. А. Смородинов.
15. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2016617594 Российская Федерация. Программа расчета матриц парных сравнений

условно одинаковых выборок в идентификации гомеостаза : № 2016614814 : заявл. 12.05.2016 : опубл. 07.07.2016 / В. М. Еськов, Т. В. Гавриленко, Д. В. Горбунов [и др.].

16. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2016617606 Российская Федерация. Программа проверки равномерного распределения хаотических выборок : № 2016615292 : заявл. 12.05.2016 : опубл. 08.07.2016 / В. М. Еськов, Т. В. Гавриленко, Д. В. Горбунов [и др.].

Статьи в других рецензируемых научных журналах

17. Горбунов, Д. В. Расчет параметров квазиаттракторов в рамках проверки выборок треморограмм на однородность / Д. В. Горбунов // Сложность. Разум. Постнеклассика. – 2019. – № 4. – С. 75–84. – DOI 10.12737/2306-174X-2019-85-92.

18. Горбунов, Д. В. Однородность и неоднородность параметров движений человека / Д. В. Горбунов // Сложность. Разум. Постнеклассика. – 2018. – № 4. – С. 68–75. – DOI 10.12737/article_5c2201c82feb71.88457170.

Статьи в материалах конференций

19. Limit of applicability the theorem of Glansdorf–Prigogine in the describing homeostatic system / G. R. Garaeva, D. V. Gorbunov, D. V. Sinenko, V. V. Grigorenko. // Russian conference with international participation in memory of professor Vladimir S. Markhasin «Experimental and Computational Biomedicine». – Ekaterinburg : Издательство Уральского университета, 2016. – С. 54.

20. Теорема Гленсдорфа–Пригожина в описании треморограмм при физических возмущениях / Д. В. Горбунов, Т. В. Стрельцова, А. А. Пахомов, И. Н. Самсонов. // Хаотические автоколебания и образование структур: материалы XI Международной школы-конференции. – Саратов : ООО «Издательский центр «Наука», 2016. – С. 145–146.

21. Энтропийный подход в оценке параметров тремора и теппинга / Д. В. Горбунов, К. А. Эльман, Д. С. Горбунова, М. А. Срыбник // Современные проблемы развития фундаментальных и прикладных наук : II международная научно-практическая конференция, Praha, 25 февраля 2016 года. Том 1. – Praha: Publishing House, 2016. – С. 100–106.

22. Справедливость теоремы Гленсдорфа-Пригожина в описании параметров произвольных движений при холодовом воздействии / Д. В. Горбунов, Т. В. Гавриленко, И. Н. Самсонов, Т. В. Стрельцова // Север России: стратегии и перспективы развития : материалы II Всероссийской научно-практической конференции, Сургут, 27 мая 2016 года. Том 4. – Сургут: Сургутский государственный университет, 2016. – С. 85–89.