

На правах рукописи



Царёва Анна Вячеславовна

**АЛГОРИТМИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ИНФОРМАЦИОННО-
ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВРЕМЕННЫХ
ПАРАМЕТРОВ ШАГА ЧЕЛОВЕКА**

Специальность 05.11.16 – Информационно-измерительные и управляющие
системы (приборостроение)

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Санкт-Петербург – 2020

Работа выполнена в ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)» (СПбГЭТУ «ЛЭТИ») на кафедре информационно-измерительных систем и технологий.

Научный руководитель: **Королев Павел Геннадьевич**
кандидат технических наук, доцент, профессор кафедры «Информационно-измерительные системы и технологии» ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)» (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), г. Санкт-Петербург

Официальные оппоненты: **Фрейман Владимир Исаакович**
доктор технических наук, доцент, профессор кафедры «Автоматика и телемеханика» ФГБОУ ВО «Пермский национальный исследовательский политехнический университет» (ПНИПУ), г. Пермь

Грязин Дмитрий Геннадьевич
доктор технических наук, доцент, главный метролог ГНЦ РФ АО «Концерн "ЦНИИ "Электроприбор», г. Санкт-Петербург

Ведущая организация: ОАО «Научно-производственное предприятие «Радар ммс», г. Санкт-Петербург

Защита диссертации состоится «10» декабря 2020 г. в 14 часов на заседании диссертационного совета Д 212.238.06 при ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)» по адресу: 197376, Санкт-Петербург, ул. Профессора Попова, 5, ауд. 5108.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)» и на сайте университета www.etu.ru в разделе «Подготовки кадров высшей квалификации» - «Объявление о защитах»

Отзывы на автореферат в двух экземплярах, заверенные печатью, просим направлять по адресу: 197376, Санкт-Петербург, улица Профессора Попова, д. 5.

Автореферат разослан “9” октября 2020 года.

Ученый секретарь совета Д 212.238.06,
к.т.н, доцент

А.А. Великосельцев

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность

Анализ информативных параметров сигналов всегда вызывал большое внимание со стороны исследователей. В работе рассматривается вопрос повышения точности измерения времени пересечения зашумленного сигнала с заданным уровнем при измерении временных характеристик фаз шага человека.

В настоящее время получили широкое распространение технические средства, применяемые при диагностике, лечении и реабилитации человека. Такими средствами являются ИИС, позволяющие исследовать параметры движения для количественной оценки техники ходьбы, особенно в послеоперационный реабилитационный период.

Измерение характеристик фаз шага обеспечивает возможность оценки вариативности темпа человека, ритма движения. Эти параметры необходимы для количественной оценки техники ходьбы пациентов в послеоперационный период реабилитации.

Работы ряда авторов Shull P.V., Nukala V.T., Senanayake S., Sun B., Будков В.Ю., Денисов А.В. и др. посвящены созданию информационно-измерительных систем (ИИС) для исследования параметров движения в области медицинской диагностики, реабилитационных мероприятий, тренировочного процесса. На сегодняшний день особое внимание уделяется вопросу разработки мобильной ИИС, поэтому интерес представляют системы, реализованные на базе инерциальных датчиков.

Существующие в практике и рекомендованные к применению методики, направленные на оценку степени восстановления навыка ходьбы, такие как шкала Тинетти, шкала НИИ неврологии РАМН, классификационная шкала передвижений и др., к сожалению, не могут считаться достаточными, поскольку опираются исключительно на метод визуальной оценки, отражают преимущественно степень независимости пациента от посторонней помощи, что является только косвенным признаком качества восстановления двигательного действия и не затрагивают информативных пространственно-временных характеристик техники ходьбы (темп, ритм, скорость и др.). Результаты оценки восстановления способности к ходьбе, выраженные в баллах, не дают возможности детальной оценки и прогнозирования результатов реабилитации.

Целью работы является разработка алгоритмического обеспечения измерений временных характеристик шага человека на основе анализа сигналов, приведение результатов измерений к качественной шкале, обеспечивающей поддержку формирования диагностических решений.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Выбор метода фильтрации сигнала для установления временных характеристик сигнала на фоне аддитивного шума.

2. Разработка алгоритма определения временных координат пересечения зашумленного сигнала с заданным уровнем на примере измерения временных границ фаз шага.
3. Статистическое обоснование сопоставления применяемой качественной шкалы количественным значениям временных информативных параметров на базе статистической обработки.
4. Вывод функций соответствия для перехода от количественного к качественному значению шкалы.
5. Программная реализация алгоритмического обеспечения оценки временных характеристик техники ходьбы.

Объект исследования: информационно-измерительная система для определения временных информативных параметров кинематического портрета человека.

Предмет исследования: алгоритмическое обеспечение распределенной информационно-измерительной системы, направленной на решение задач оценки временных характеристик сигнала на фоне аддитивного шума.

Научная задача: разработка теоретических основ измерения момента времени пересечения сигнала с заданным уровнем на фоне аддитивного шума как базового алгоритмического обеспечения определения временных характеристик сигнала, качественной шкалы для классификации результатов измерений.

Методы исследования: для решения поставленных задач предлагается использовать математический аппарат теории измерений, системы пространственно-линейных уравнений, прикладной статистики, вейвлет-анализа. Вейвлет-анализ применяется для повышения точности определения временных характеристик сигнала.

Научная новизна. В процессе проведения исследований получены новые научные результаты:

1. Доказано, что применение дискретного вейвлет-преобразования, отличающегося локализацией информативного сигнала, обеспечивает повышение точности определения пересечения сигнала с заданным уровнем по сравнению с оконным преобразованием Фурье и по сравнению с цифровыми фильтрами нижних частот.
2. Разработан алгоритм измерения значений временных координат пересечения сигнала с заданным уровнем на фоне аддитивного шума для задачи оценки техники ходьбы.
3. Впервые статистически обоснована качественная шкала временных характеристик техники ходьбы, которая обеспечивает разделение результатов измерений в процессе анализа и контроля тенденции развития состояния человека в период реабилитации.
4. Разработан алгоритм получения оценки временных характеристик техники ходьбы на основании количественных результатов измерений.

5. Впервые разработаны функции соответствия результатов измерений качественным значениям шкалы для оценки временных характеристик техники ходьбы.

Практическая значимость: разработанное алгоритмическое обеспечение для информационно-измерительной системы применяется с целью оценки информативных параметров временных характеристик техники ходьбы в послеоперационный период для оценки результативности реабилитационных мероприятий.

Внедрение результатов диссертации: результаты работы использованы в рамках дисциплины «Технологии спортивной тренировки в легкой атлетике» в НГУ им. П.Ф. Лесгафта с целью оценки переносимости нагрузок на опорно-двигательный аппарат спортсменов в тренировочном процессе. Результаты внедрены также в научную и практическую деятельность РНХИ им. проф. А. Л. Поленова – филиала Центра Алмазова для оценки информативных параметров временных характеристик техники ходьбы в процессе реабилитационных мероприятий. Также результаты диссертационной работы используются в Санкт-Петербургском государственном электротехническом университете «ЛЭТИ» по дисциплинам: «Преобразование измерительных сигналов», «Теоретические основы измерительной техники» бакалаврской образовательной программы по направлению 12.03.01 «Приборостроение».

Положения, выносимые на защиту:

1. Применение дискретного вейвлет-преобразования, отличающегося локализацией информативного сигнала, обеспечивает повышенную точность определения пересечения сигнала с заданным уровнем по сравнению с оконным преобразованием Фурье и цифровыми фильтрами нижних частот.
2. Методика измерения временных координат пересечения сигнала с заданным уровнем, построенная на базе системы линейных пространственных уравнений, обеспечивает автоматизацию определения его временных характеристик.
3. Качественная шкала, построенная на базе статистической обработки количественных значений информативных параметров, обеспечивает разделение результатов в процессе анализа и контроля тенденции развития состояния человека в период реабилитации.

Апробация: основные положения, выносимые на защиту, а также результаты экспериментов докладывались и обсуждались на конференциях различного уровня: Международная конференция по мягким вычислениям и измерениям (Санкт-Петербург, 2017, 2018 гг.), международная конференция молодых исследователей в области электротехники и электроники (EIconRusNW) (Санкт-Петербург, 2015, 2016, 2017, 2018, 2019 гг.), Всероссийская научно-практическая конференция нейрохирургов с международным участием «Поленовские чтения» (Санкт-Петербург, 2018, 2019 гг.), открытая региональная межвузовская конференция молодых ученых

с международным участием «Человек в мире спорта» (Санкт-Петербург, 2019 г.), V Всероссийская научно-практическая конференция «Физическая реабилитация в спорте, медицине и адаптивной физической культуре» (Санкт-Петербург, 2019 г.), международная конференция "Менеджмент качества, транспортная и информационная безопасность, информационные технологии"(IT&QM&IS) (Сочи, 2019).

Публикации: по теме диссертации опубликовано 22 печатные работы, из них 6 статей в рецензируемых научных изданиях, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученых степеней доктора и кандидата наук, 13 публикаций в сборниках трудов конференций, также зарегистрированы 3 программы для ЭВМ. В 2017 г. работа на тему: «Алгоритмы обработки данных для исследования кинематики движений нижних конечностей», стала победителем конкурса грантов Санкт-Петербурга для студентов, аспирантов, молодых ученых, молодых кандидатов наук 2017 г.

Соответствие паспорту специальности: диссертация соответствует паспорту специальности «05.11.16 Информационно-измерительные и управляющие системы (техника и технологии)». Область исследований:

- методы и системы программного и информационного обеспечения процессов отработки и испытаний образцов информационно-измерительных и управляющих систем.

Личный вклад автора: все результаты, представленные в работе, получены соискателем лично.

Структура и объем диссертации: диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы, включающего 131 наименование, и приложения. Основной текст изложен на 179 страницах машинописного текста, содержит 136 рисунков, 36 таблиц. Приложения изложены на 16 страницах, содержат 22 рисунка.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во **введении** обоснована актуальность темы, сформулированы цель и задачи исследования, отражены научная новизна и практическая значимость работы, приведены научные положения, выносимые на защиту.

В **первой главе** приведен обзор по вопросу проектирования систем для исследования кинематики движений, а также изучена проблема текущей ситуации оценки реабилитационных мероприятий.

Последние годы были предприняты попытки создания измерительных систем для исследования кинематики движения человека. В главе показаны варианты подобных систем, также проанализированы такие информативные составляющие процесса ходьбы, как фазы шага. Обзор измерительных систем и современного состояния вопроса исследования кинематики движений показал, что вопрос создания мобильных персонализированных информационно-измерительных систем с целью оценки пространственно-временных характеристик движения в рамках реабилитационных

мероприятий, а также для определения тенденции изменения состояния исследуемых характеристик движения является актуальным.

Таким образом, в настоящее время интерес представляет создание доступной персонафицированной информационно-измерительной системы, а также алгоритмического обеспечения с целью возможности оценки реабилитационных мероприятий в послеоперационный период, а также для определения тенденции изменения состояния исследуемых характеристик.

Во **второй главе** описана методика измерения пересечений сигнала с заданным уровнем при использовании метода вейвлет-анализа, проведены машинные эксперименты для оценки достоверности получаемых результатов измерения моментов пересечения сигнала с заданным уровнем.

Решение задачи обнаружения пересечения сигнала с заданным уровнем представлено на примере сигналов линейных ускорений, характеризующих технику ходьбы, а именно кинематику движений нижних конечностей. Моделирование сигнала произведено на основании работ ряда авторов, а также с учетом проведенных экспериментов. С помощью сигналов линейных ускорений нижних конечностей осуществляют определение фаз шага. Согласно определению из области физической культуры «фазы шага – длительности между моментами времени, после которых происходят изменения движений». Таким образом, задача определения длительностей фаз шага осуществляется, как разность моментов времени, характеризующих изменение движения:

$\theta_1^* = t_2 - t_1$, $\theta_2^* = t_3 - t_2$, $\theta_3^* = t_4 - t_3$, $\theta_4^* = t_5 - t_4$, $\theta_5^* = t_1' - t_5$,
где t_i – момент пересечения сигнала с заданным уровнем, θ_i^* – длительность фазы шага.

$$\begin{aligned} \text{Тогда:} \quad \theta_1^* \pm \Delta\theta_1^* &= (t_2 \pm \Delta t_2) - (t_1 \pm \Delta t_1); \\ \theta_2^* \pm \Delta\theta_2^* &= (t_3 \pm \Delta t_3) - (t_2 \pm \Delta t_2); \\ \theta_3^* \pm \Delta\theta_3^* &= (t_4 \pm \Delta t_4) - (t_3 \pm \Delta t_3); \\ \theta_4^* \pm \Delta\theta_4^* &= (t_5 \pm \Delta t_5) - (t_4 \pm \Delta t_4); \\ \theta_5^* \pm \Delta\theta_5^* &= (t_1' \pm \Delta t_1') - (t_5 \pm \Delta t_5), \end{aligned}$$

где Δt_i – погрешность определения пересечения сигнала с заданным уровнем, $\Delta\theta_i^*$ – погрешность определения длительности фазы шага.

Алгоритм измерения моментов пересечения сигнала с заданным уровнем осуществляется по трем осям (S_x , S_y , S_z – сигналы линейных ускорений), взаимно перпендикулярно ориентированных в пространстве, где реализуется определение следующих временных параметров: 1 – время начала фазы отрыва каблука, 2 – время начала фазы переноса (задний шаг), 3 – время начала фазы переноса (передний шаг), 4 – время начала фазы постановки стопы, 5 – время начала фазы опоры.

Общая схема измерения пересечения сигнала с заданным уровнем на фоне аддитивных помех представлена на рис.1, где S_x , S_y , S_z – сигналы линейных ускорений по трем осям (подаются на вход алгоритма); ДВП (S_x , S_y , S_z) – блок, в котором осуществляется дискретное вейвлет-преобразование (ДВП) по каждой оси; i – порядковый номер значения, определенного по

критерию «идеального наблюдателя»; l – порядковый номер начала интервала поиска значения уровня; M_i – математическое ожидание значений в диапазоне интервала уровня; K – объем выборки, где определен текущий шаг; N – объем выборки.

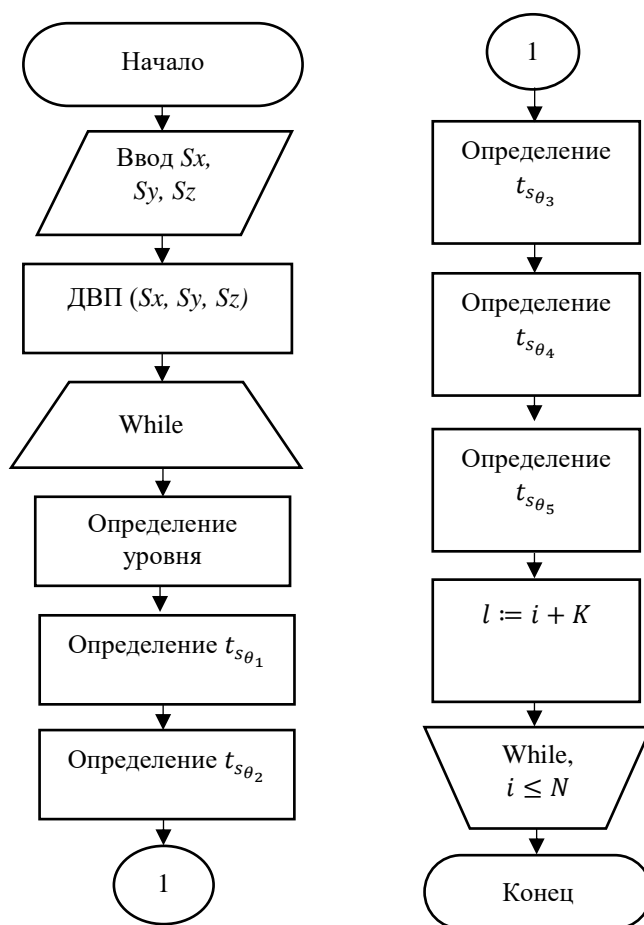


Рисунок 1 – Алгоритм измерения моментов пересечения сигнала с заданным уровнем на фоне помех

Методика измерения временных характеристик сигнала на фоне помех

Этап 1. Операция свертки базиса функции с сигналом

Дискретное прямое вейвлет-преобразование (ДВП) заключается в выполнении вейвлет разложения текущей выборки на аппроксимирующие и детализирующие коэффициенты. В алгоритме измерения моментов пересечения сигнала с заданным уровнем операция восстановления сигнала после разложения на аппроксимирующие и детализирующие коэффициенты представлена как:

$$W_{LH}^{-1}\{W\{S_l\}\} = W_{LH}^{-1} \begin{pmatrix} 0,0 \\ 0, H_4 \\ 0, H_5 \\ L_6, H_6 \end{pmatrix} = \{S_{lL}\}. \quad (4)$$

где S – исследуемый сигнал, W^{-1} – функция восстановления сигнала после разложения на аппроксимирующие и детализирующие коэффициенты, L_j – аппроксимирующий коэффициент, H_j – детализирующий коэффициент соответствующего уровня разложения j .

Этап 2. Определение уровня пересечения

Согласно критерию «идеального наблюдателя», в случае, когда априорная вероятность появления сигнала неизвестна, часто полагают $p=0,5$, считая, что априорно равновероятно, как наличие, так и отсутствие сигнала. Тогда величина порога оказывается равной $h=S/2$, где S – исследуемый сигнал, h – порог. Для задачи оценки временной координаты момента времени пересечения сигнала с заданным уровнем данный критерий дает грубый результат, однако он позволяет избежать ложных срабатываний алгоритма. Определение уровня осуществляется с помощью данного критерия с последующим постепенным уточнением уровня. Оценив порог далее осуществляется поиск прямой с $k \leq 0$ и последующим расчетом медианы.

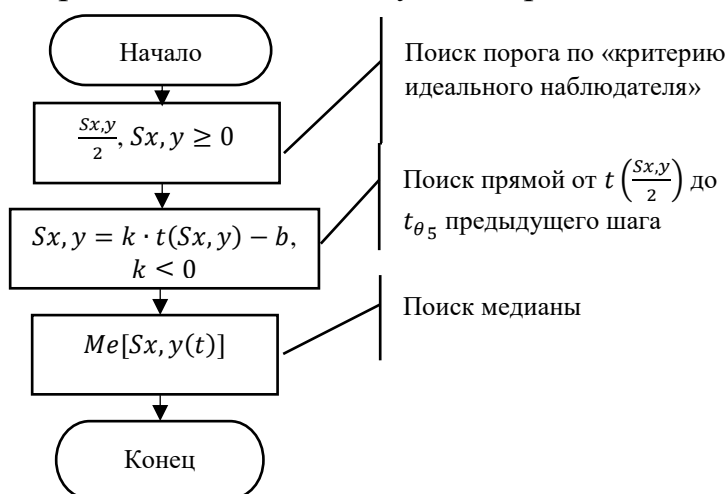


Рисунок 2 – Блок-схема алгоритма определения уровня пересечения, где $S_{x,y}$ – сигнал линейных ускорений по оси X или Y соответственно; k – коэффициент наклона прямой; t_{θ_5} – начало фазы опоры предыдущего шага; Δt – шаг дискретизации; Me – медиана выборки.

Этап 3. Измерение моментов времени пересечения сигнала с заданным уровнем (поиск фаз шага)

1. Определение времени начала фазы отрыва стопы:

$$t_{s\theta_1} = \frac{\begin{vmatrix} -h_y \cdot (t_{a_{h_2}} - t_{a_{h_1}}) & t_{a_{h_1}} - t_{a_{h_2}} \\ -t_{a_{y_1}} \cdot (a_{y_1} - a_{y_2}) - a_{y_1} \cdot (t_{a_{y_2}} - t_{a_{y_1}}) & t_{a_{y_1}} - t_{a_{y_2}} \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} 0 & t_{a_{h_1}} - t_{a_{h_2}} \\ a_{y_2} - a_{y_1} & t_{a_{y_1}} - t_{a_{y_2}} \end{vmatrix}} \wedge t \left\{ \left(S_y \left[t_{a_{y_1}}, t_{a_{y_1}} - j \right] \right)' = 0 \right\}, \quad (5)$$

где $t_{s\theta_1}$ – время начала фазы отрыва стопы; a_{y_1}, a_{y_2} – координаты пар точек по оси ординат линейных ускорений по вертикальной ориентации; $h_{y_{max}}$ – порог обнаружения сигнала (рис. 2. а); $j \in [0 \dots 30 \text{ мс}]$; $t_{a_{h_1}}, t_{a_{h_2}}$ и $t_{a_{y_1}}, t_{a_{y_2}}$ – координаты данных пар точек по оси абсцисс линейных ускорений для уровня локализации сигнала линейных ускорений по вертикальной оси и для самого сигнала. Данные пары координат точек образуют пересекающиеся отрезки. На рис. 3 а) показан момент перехода зашумленного сигнала через уровень, где окружностью показан интересующий момент пересечения. На рис. 3 б) показан процесс расчета координат точки пересечения сигнала после обработки с уровнем.

2. Определение времени начала фазы переноса 1 («задний шаг» – термин используется в области лечебной физкультуры):

$$t_{f\theta_1} = t_{s\theta_2} = \frac{\begin{vmatrix} -ta_{x_1} \cdot (a_{x_1} - a_{x_2}) - a_{x_1} \cdot (ta_{x_2} - ta_{x_1}) & ta_{x_1} - ta_{x_2} \\ -h_x \cdot (ta_{h_2} - ta_{h_1}) & ta_{h_1} - ta_{h_2} \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} a_{x_2} - a_{x_1} & ta_{x_1} - ta_{x_2} \\ 0 & ta_{h_1} - ta_{h_2} \end{vmatrix}} \wedge t \left\{ \left(S_x [ta_{x_1}, ta_{x_1} - j] \right)' = 0 \right\}, \quad (6)$$

где h_x – порог обнаружения сигнала (рис. 3 а) по горизонтальной оси, ориентированной по направлению движения.

Время конца фазы отрыва стопы $t_{f\theta_1}$ совпадает с началом фазы переноса 1 («задний шаг») $t_{s\theta_2}$.

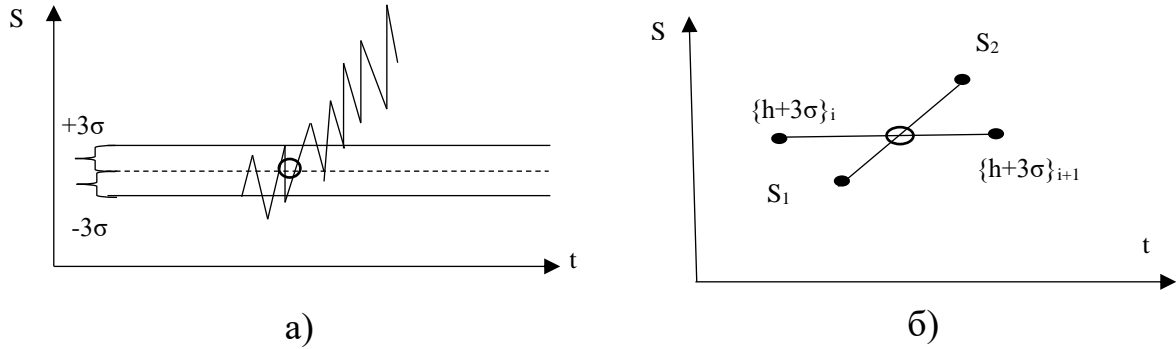


Рисунок 3 – Пересечение сигнала с заданным уровнем: а) до обработки сигнала, б) после обработки

3. Определение времени начала фазы переноса 2 («передний шаг» - термин используется в области лечебной физкультуры):

$$t_{f\theta_2} = t_{s\theta_3} = \frac{\begin{vmatrix} -ta_{x_1} \cdot (a_{x_1} - a_{x_2}) - a_{x_1} \cdot (ta_{x_2} - ta_{x_1}) & ta_{x_1} - ta_{x_2} \\ -h_x \cdot (ta_{h_2} - ta_{h_1}) & ta_{h_1} - ta_{h_2} \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} a_{x_2} - a_{x_1} & ta_{x_1} - ta_{x_2} \\ 0 & ta_{h_1} - ta_{h_2} \end{vmatrix}}, \quad (7)$$

где h_x – порог обнаружения сигнала.

Время конца фазы переноса 1 («задний шаг») $t_{f\theta_2}$ совпадает по времени с началом фазы переноса 2 («передний шаг») $t_{s\theta_3}$.

4. Поиск времени начала фазы постановки стопы:

$$t_{f\theta_3} = t_{s\theta_4} = \frac{\begin{vmatrix} -ta_{y_1} \cdot (a_{y_1} - a_{y_2}) - a_{y_1} \cdot (ta_{y_2} - ta_{y_1}) & ta_{y_1} - ta_{y_2} \\ -h_y \cdot (ta_{h_2} - ta_{h_1}) & ta_{h_1} - ta_{h_2} \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} a_{y_2} - a_{y_1} & ta_{y_1} - ta_{y_2} \\ 0 & ta_{h_1} - ta_{h_2} \end{vmatrix}}, \quad (8)$$

где h_y – порог обнаружения сигнала.

Время начала фазы постановки стопы $t_{s\theta_4}$ совпадает с временем конца фазы переноса 2 («передний шаг») $t_{f\theta_3}$.

5. Определение времени начала фазы опоры:

$$t_{f\theta_4} = t_{s\theta_5} = \begin{cases} h_{x\min} \leq (a_{x_i} \cup a_{x_{i+1}}) \leq h_{x\max} \\ h_{y\min} \leq (a_{y_i} \cup a_{y_{i+1}}) \leq h_{y\max} \\ h_{z\min} \leq (a_{z_i} \cup a_{z_{i+1}}) \leq h_{z\max} \end{cases} \quad (9)$$

Время конца фазы постановки стопы $t_{f\theta_4}$ совпадает со временем начала фазы опоры $t_{s\theta_5}$. Время конца опорного состояния ноги совпадает со временем начала фазы отрыва стопы $t_{f\theta_5} = t_{s\theta_1}$.

В таблице 1 показаны результаты исследования влияния методов обработки сигнала на работу алгоритма измерения моментов пересечения сигнала с заданным уровнем при изменении отношения сигнал-шум (ОСШ). При применении ДВП алгоритм устойчив к изменению ОСШ. Проведены эксперименты с низкочастотными фильтрами и преобразованием Габора при изменении ОСШ и изменении периода сигнала. Частота среза ФНЧ составляет 25 Гц. Снижение частоты среза приводит к потере части полезного сигнала. Также ФНЧ неустойчив к малым значениям ОСШ. Применении преобразования Габора имеет следующие недостатки: с увеличением разрешения по времени уменьшается разрешение по частоте и наоборот.

Таблица 1 – Результаты измерения моментов пересечения сигнала с заданным уровнем с использованием ДВП, ФНЧ Баттерворта, преобразования Габора при изменении ОСШ

Тип фильтра	ОСШ, дБ			$\gamma_{\theta_1}, \%$	$\gamma_{\theta_2}, \%$	$\gamma_{\theta_3}, \%$	$\gamma_{\theta_4}, \%$	$\gamma_{\theta_5}, \%$
	X	Y	Z					
ДВП	17	18	13	0,83	0,5	0,6	0,5	2,7
	11	11	7	1,07	0,8	0,7	0,6	2,6
ФНЧ	17	18	13	3,20	3,1	2,3	2,5	18,5
	11	11	7	4,50	3,3	2,2	2,5	19,7
Преобраз. Габора	17	18	13	3,20	2,2	1,4	2,2	7,6
	11	11	7	4,10	2,6	1,3	2,3	6,9

Таким образом, применение в данной задаче метода вейвлет-анализа обеспечивает работу алгоритма с наименьшими значениями погрешности измерения моментов пересечения сигнала с заданным уровнем на фоне аддитивных помех вследствие объединения в себе двух важных свойств: выраженной локализации в пространстве и времени, подобия.

При проведении экспериментальных исследований установлены метрологические характеристики алгоритма: исходя из отличия от нормального закона распределений абсолютных погрешностей $\Delta\theta$ (разность моментов моделируемого сигнала θ_m и момента пересечения, полученного после обработки θ_w), рассчитаны медиана выборок Me , границы (min , max), а также вариация центральной части Q . С учетом максимальных и минимальных границ данных распределений оценены погрешности измерения γ_{θ_i} моментов пересечения сигнала с заданным уровнем: определение 1 момента пересечения сигнала с заданным уровнем происходит с погрешностью не более 2,1%, моментов 2, 3, 4 – не более 1%, момента 5 – не более 7,5%.

Таким образом, в главе описана методика поиска временных характеристик сигнала на фоне помех. Проведенные эксперименты показали, что использование дискретного вейвлет-преобразования имеет преимущество перед рассмотренными методами анализа сигнала для задачи измерения временных характеристик сигнала.

В третьей главе разработан алгоритм получения качественного значения оценки временных характеристик техники ходьбы на основании количественных результатов измерений. Разработаны функции соответствия для временных характеристик техники ходьбы, и показано построение тенденции восстановления состояния пациента.

Плоскость получения качественного значения оценки временных характеристик техники ходьбы на основании количественных результатов показана на рис.4. Функция соответствия значений результатов измерения контролируемого информативного параметра значениям качественной шкалы (КШ) (определяется на основе анализа большого количества данных врачом – экспертом). Качественные отношения представлены в виде нормированной шкалы с равными отрезками и условными отношениями, где цифры – это баллы оценки значений информативных параметров, характеризующие степень ухудшения исследуемого параметра (1 – очень плохо, 10 – отлично).

Значение контролируемой величины на нормированной шкале качественных отношений определяется как вероятность нахождения результата измерения в соответствующем интервале КШ.

В ходе экспериментов на базе РНХИ им. проф. А.Л. Поленова установлены функции соответствия для таких временных параметров техники ходьбы, как ритм и темп. На основании многократных экспериментов экспертами и специалистами РНХИ им. проф. А.Л. Поленова и НГУ им. П.Ф. Лесгафта сформированы качественные оценки (баллы) для группы испытуемых (42 человека). На рис. 5 представлен график функции с установленными интервалами результатов. По практическим данным получены аппроксимирующие функции, математические выражения которых представлены под графиком.

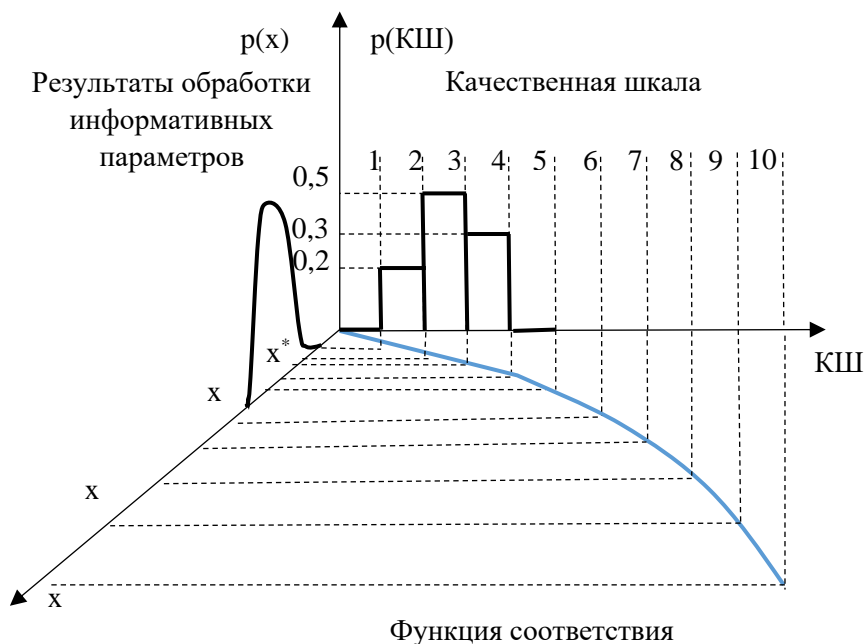


Рисунок 4 –Плоскость нормирования количественных измерений

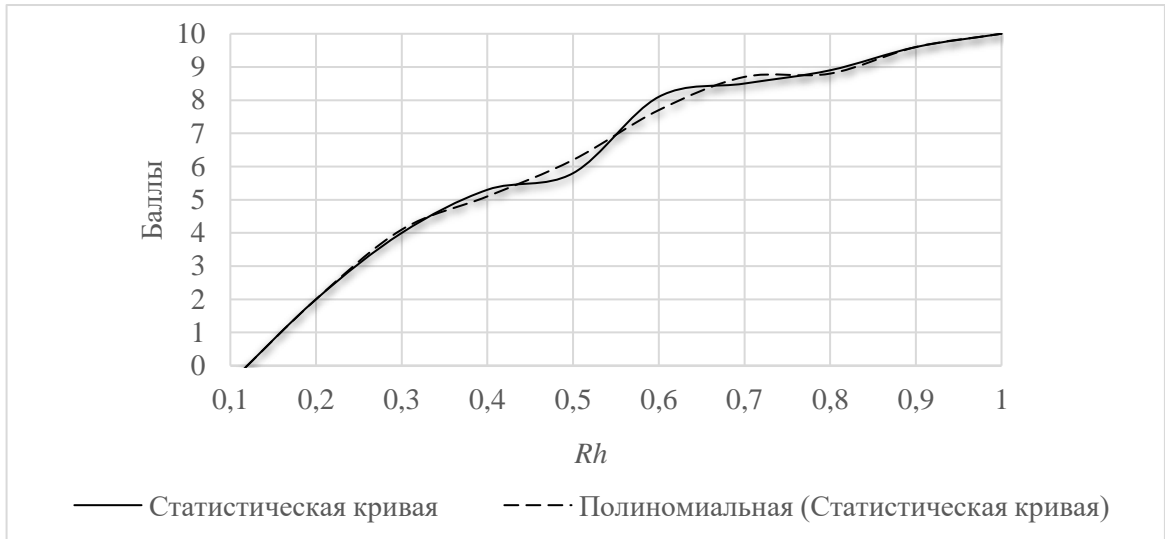


Рисунок 5 – Функция соответствия для оценки ритма

При этом получены следующие функции соответствия:

1) Функция соответствия темпа представляет собой выражение:

$$KШ(R) = -2048,1R^5 + 7903,9R^4 - 11935R^3 + 8751,7R^2 - 3076,8R + 413,85; \quad (10)$$

2) Функцию соответствия ритма описывает выражение:

$$KШ(Rh) = -7,1 Rh^3 + 4,5Rh^2 + 12,8 Rh - 0,29; \quad (11)$$

где $KШ(R)$ – значение качественной шкалы, характеризующее темп, $KШ(Rh)$ – значение качественной шкалы, характеризующее ритм, R – количественное значение результата оценки темпа, Rh – количественное значение результата оценки ритма.

На рис.6 показан алгоритм получения и представления результата, где Rh – массив количественных значений ритма, $\chi^2(Rh)$ – проверка на нормальность распределения значений ритма, M , Me – расчет характеристик выборки в зависимости от закона распределения, $KШ(Rh)$ – соответствие количественных значений значениям КШ.

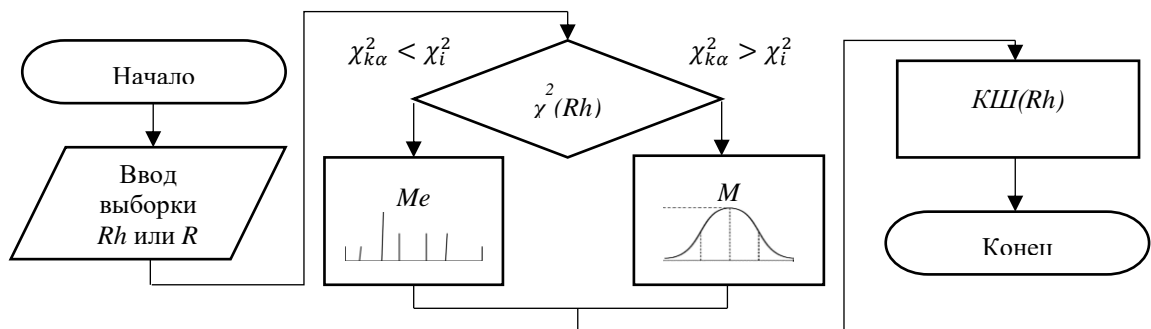


Рисунок 6 – Алгоритм получения и представления результата

Предлагается шаблон определения тенденции влияния реабилитационных мероприятий на ход изменения временной характеристики техники ходьбы. Гипотеза об изменении характеристики техники ходьбы в реабилитационный период заключается в том, что с улучшением состояния пациента плотность распределения результатов оценки сужается. На рис.7 показана тенденция развития состояния пациента в зависимости от времени: с

увеличением времени доверительный интервал плотности вероятности сужается.

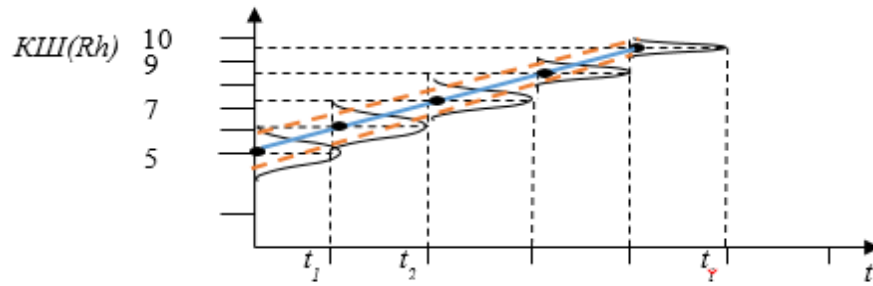


Рисунок 7 – Тенденция развития состояния пациента в зависимости от времени

Таким образом, в данной главе приведен алгоритм обработки измерительной информации с целью перехода к качественным значениям оценки диагностических характеристик, показано построение тенденции развития результатов реабилитационных мероприятий, получены статистически обоснованные функции соответствия временных характеристик техники ходьбы, разработан алгоритм получения и представления результата.

В четвертой главе приведено описание реализованной распределенной информационно-измерительной системы (ИИС), анализируются экспериментальные результаты, полученные на базе РНХИ им. проф. Поленова и НГУ им. П.Ф. Лесгафта.

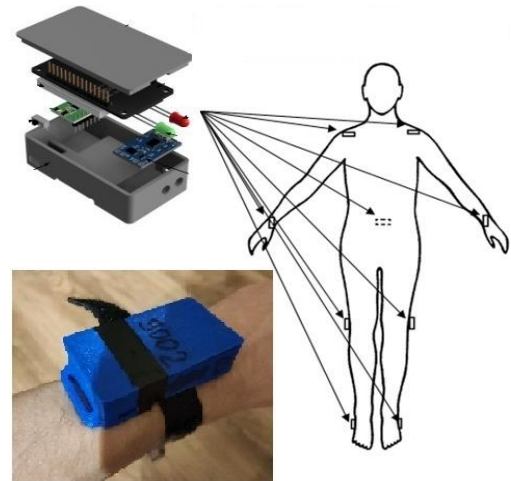
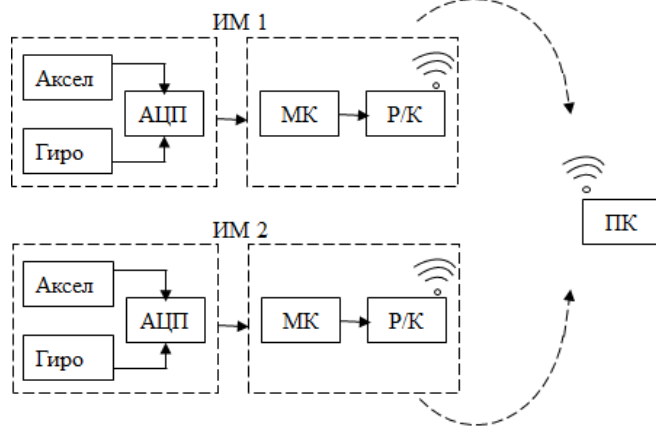


Рисунок 8 Структура ИИС с реализацией сервера на ПК

Рисунок 9 – ИИС для исследования КПЧ

На рис.8 представлена структура ИИС, где ИМ 1 и ИМ 2 – измерительные модули с цифровым выходом, программируемой частотой дискретизации и возможностью передачи данных по WiFi; Аксел, Гиро, АЦП – акселерометр, гироскоп, аналогово-цифровой преобразователь в едином исполнении; МК – микроконтроллер и Р/К – радиоканал; ПК – вычислительное устройство (персональный компьютер, обеспечивающий хранение и обработку результатов измерений). Информация передается по беспроводному каналу связи в персональный компьютер, где расположено

автоматизированное рабочее место для анализа характеристик кинематического портрета человека КПЧ (КПЧ – это установленное множество контролируемых (измеряемых) параметров и характеристик движения заданных точек тела человека). Распределение измерительных каналов, приведенное на рис.9, необходимо для контроля параметров ходьбы.

В ходе экспериментальных исследований определены предельные СКО длительностей фаз шага группы здоровых людей. СКО длительностей фаз для данной категории испытуемых находится в пределах 20 мс, при этом прослеживается равномерное распределение СКО относительно фаз шага.

На рис. 10–11 показаны СКО фаз шага пациента с удалением новообразования на уровне грудного отдела спинного мозга. СКО фаз шага после проводимых реабилитационных мероприятий стало меньше рис. 12, что свидетельствует об улучшении временных характеристик техники ходьбы, а именно: прослеживается улучшение в способности удерживания постоянной скорости движения.

При оценке временных характеристик техники ходьбы проведены эксперименты по определению тенденции изменения данных характеристик. На рис.12–14 приведены качественные значения результатов контроля ритма при разных интервалах времени: 3 дня после операции, 6 дней после операции, 8 дней после операции.

По графикам видно, что в период реабилитации пациент улучшил двигательные навыки. Данная тенденция прослеживается, исходя из результатов оценки временных характеристик.

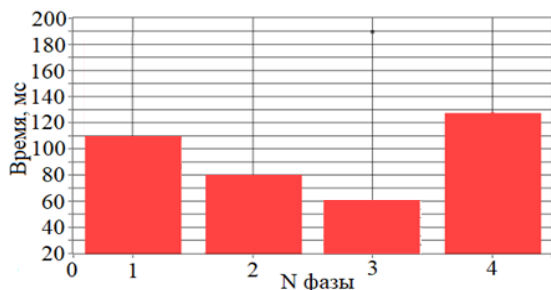


Рисунок 10 – 3 дня после операции

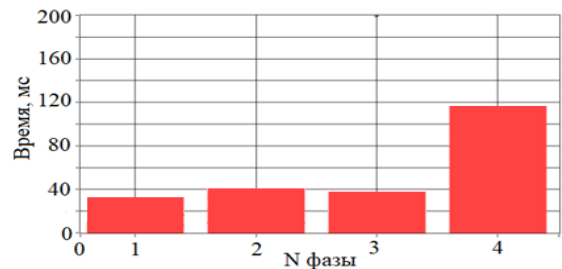


Рисунок 11 – 6 дней после операции

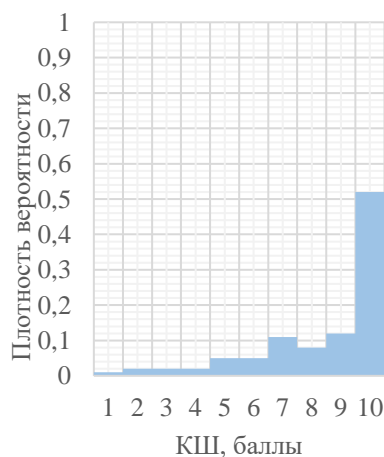


Рисунок 12 – 3 дня после операции

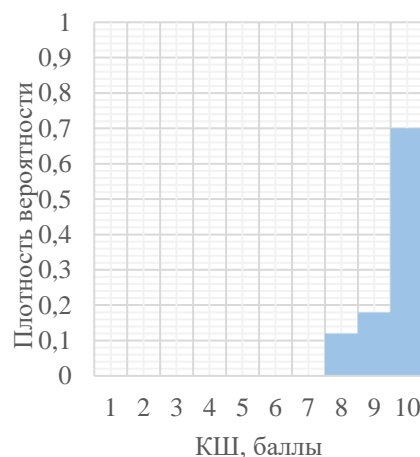


Рисунок 13 – 6 дней после операции

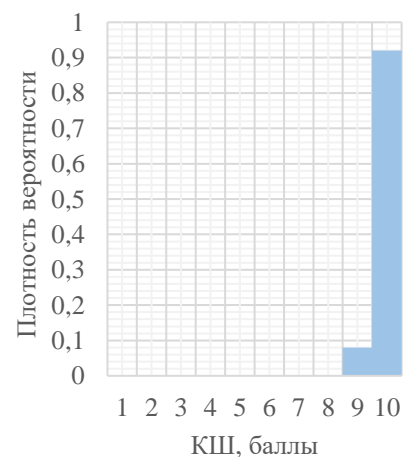


Рисунок 14 – 8 дней после операции

В главе показаны результаты использования алгоритма определения моментов пересечения сигнала с заданным уровнем на фоне аддитивных помех применительно к задаче оценки временных характеристик техники ходьбы в период послеоперационной реабилитации с использованием распределенной ИИС, приведены результаты контроля тенденции текущей ситуации

В **приложении** представлено описание разработанного программного обеспечения: алгоритма поиска фаз с использованием дискретного вейвлет-преобразования, приведена таблица расписания опроса измерительных каналов.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ И ВЫВОДЫ

В работе получены следующие основные результаты:

1. Разработан алгоритм определения фаз шага человека, характеризующих технику ходьбы, отличающийся построением на базе системы пространственных и линейных уравнений

2. Доказано, что применение дискретного вейвлет-преобразования обеспечивает повышенную точность измерения времени пересечения сигнала с заданным уровнем по сравнению с оконным преобразованием Фурье и рассмотренными цифровыми фильтрами нижних частот.

3. Впервые статистически обоснована качественная шкала временных характеристик КПЧ, которая обеспечивает достоверное разделение результатов в процессе анализа и контроля тенденции развития состояния человека в период реабилитации.

4. Разработан алгоритм получения качественного значения оценки временных характеристик техники ходьбы на основании количественных результатов.

5. Впервые разработаны функции соответствия для оценки временных характеристик техники ходьбы.

6. Выполнена программная реализация разработанного алгоритмического обеспечения для распределенной информационно-измерительной системы, которая применяется для оценки информативных параметров временных характеристик техники ходьбы в процессе реабилитационных мероприятий.

Результаты работы использованы в рамках дисциплины «Технологии спортивной тренировки в легкой атлетике» в НГУ им. П. Ф. Лесгафта. Также результаты внедрены в научную и практическую деятельность РНХИ им. проф. А. Л. Поленова – филиал ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова» МЗ РФ.

СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Публикации в научных изданиях, рекомендованных ВАК РФ:

1. Царёва А.В. /Алгоритмы измерительных систем для исследования фазовой структуры походки человека // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2018.– №2. – С. 61–66.
2. Н.В. Романцова, А.В. Царева. / Составление расписания работы измерительной системы методом направленного поиска. // Известия СПбГЭТУ "ЛЭТИ". – 2013, №10, с. 65 – 68.

3. П.Г. Королев, Н.В. Романцова, А.В. Царева. / Составление расписаний работы информационно-измерительных и управляющих систем. // Приборы № 2015. – № 10. С. 22–28.
4. Алексеев В.В., Иванова Н.Е., Соколова Ф.М., Королев П.Г., Царева А.В./ Измерительная система для контроля параметров кинематического портрета человека. Ч. 1. Система контроля//Приборы № 9.– 2019. С. 16-24.
5. Алексеев В.В., Иванова Н.Е., Соколова Ф.М., Королев П.Г., Царева А.В./ Измерительная система для контроля параметров кинематического портрета человека. Ч. 2. Система вывода// Приборы № 9.– 2019. С. 24-32.
6. А.В. Царёва, А.Ю. Курочкин, В.В. Алексеев / Информационно-измерительная система для исследования кинематики движений человека. Беспроводная передача данных// «Моделирование, оптимизация и информационные технологии» Т.7, № 3.– 2019.

Публикации в журналах и материалах конференций, входящих в базу Scopus и WOS:

1. Алексеев В.В., Иванова Н.Е., Королёв П.Г., Соколова Ф.М., Царёва А.В. Исследование кинематики движений пациентов нейрохирургического профиля на стационарном этапе // СТМ, 2019, том 11, номер 3, стр. 81–88.
2. Systems design for movement kinematics research. Efficiency criteria. Alekseev, V.V., Korolyov, P.G., Olar, V.O., Tsareva, A.V. 2017 IEEE Russia Section Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering Conference, ElConRus 2017; St. Petersburg; Russian Federation; 1 February 2017 до 3 February 2017. Pages 251–253.
3. Means of statistically well-founded correction of the transformation characteristic of the measuring channel. Areshko, E.O., Korolev, P.G.E, Tsareva, A.V. 20th IEEE International Conference on Soft Computing and Measurements, SCM 2017; St. Petersburg; Russian Federation; 24 May 2017 до 26 May 2017; Pages 586–588.
4. Wireless Mobile Measurement System Optimization / N.V. Romantsova, A.V. Tsareva// 20th IEEE International Conference on Soft Computing and Measurements, SCM 2017; St. Petersburg; Russian Federation; 24 May 2017 до 26 May 2017; Pages 635–637.
5. Tsareva A.V., Mikus O.A., Kuk S.A. Systems Design For Movement Kinematics Research. Determination Of Parameters For Describing Linear Movements Of The Lower Limbs // 2018 IEEE NW Russia Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering Conference (2018ElConRus). – Pages 1008-1010.
6. Lomachenko A.A., Romantsova N.V., Tsareva A.V. Telecommunication subsystem algorithmic maintenance of a distributed measurement system // 2018 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (ElConRus 2018). – Pages 916 – 918.
7. Tsareva, A.V., Ivanova, T.S., Alekseev, V.V. Applications of discrete wavelet transformation for analysis of informative signals of person's kinematic portrait // 2019 Proceedings of the 2019 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering, p. 713–715.

8. Tsareva, A.V., Zhurbilo, P.G., Kurochkin A.Y. Research of the kinematics of the lower limbs movements. Statistical processing of linear acceleration // Proceedings of the 2019 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering, p. 709–712.
9. Anna V. Tsareva ; Natalia V. Romantsova ; Pavel G. Korolev. Information-Measuring System for the Study of Motion Kinematics. Select the Frequency of Measurement Information Transmission // 2019 International Conference "Quality Management, Transport and Information Security, Information Technologies" (IT&QM&IS), Sochi, Russia, 23–27 Sept. 2019, P.380–382.
10. Anna V. Tsareva ; Sergey P. Veroynen ; Oleg V. Groshev. Visualization of Human Movements Kinematics for Personalized Mobile Information-Measuring System // 2019 International Conference "Quality Management, Transport and Information Security, Information Technologies" (IT&QM&IS), Sochi, Russia, 23–27 Sept. 2019, P.383–385.

Публикации в других научных изданиях и материалы конференций:

1. Алексеев В.В., Королёв П.Г., Царёва А.В. Иванов А.А., Соколова Ф.М., Иванова Н.Е. Опыт и анализ результатов измерений динамики движения нижних конечностей // XVII Всероссийская научно-практическая конференция нейрохирургов с международным участием «Поленовские чтения», Санкт-Петербург, 23–25 апреля 2018 г. – С. 14–15.
2. Царева А. В., Журбило П. Г., Гостева Д. Р. Исследование кинематического портрета нижних конечностей // XXI Международная конференция по мягким вычислениям и измерениям (SCM-2018). Сборник докладов в 2-х томах. Санкт-Петербург. 23–25 мая 2018 г. СПб.: СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – С 454 – 457.
3. Алексеев В.В., Королёв П.Г., Царёва А.В. Иванов А.А., Соколова Ф.М., Иванова Н.Е. Исследование возможности количественной оценки результативности реабилитационных мероприятий // XVIII Всероссийская научно-практическая конференция нейрохирургов с международным участием «Поленовские чтения», Санкт-Петербург, 16–18 апреля 2019 г. – С.196–197.

Регистрация программ для ЭВМ:

1. Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ «Программа идентификации фаз шага» (свидетельство о государственной регистрации №2018617996 05.07.2018).
2. Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ «Оценка временных характеристик техники ходьбы» (свидетельство о государственной регистрации №2020613721 23.03.2020).
3. Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ «Идентификация моментов пересечения нестационарного сигнала с заданным уровнем на фоне помех с использованием каскадного алгоритма вейвлет-преобразования» (свидетельство о государственной регистрации №2020615253 19.05.2020).