ИПМ им.М.В.Келдыша РАН • Электронная библиотека

Препринты ИПМ • Препринт № 49 за 2025 г.

ISSN 2071-2898 (Print)
ISSN 2071-2901 (Online)

А.С. Маслов, А.А. Кислицын

Анализ изменения опорных реакций космонавта до и после полета

Рекомендуемая форма библиографической ссылки: Маслов А.С., Кислицын А.А. Анализ изменения опорных реакций космонавта до и после полета // Препринты ИПМ им. М.В.Келдыша. 2025. № 49. 27 с. EDN: YSJCAY
https://library.keldysh.ru/preprint.asp?id=2025-49

О р д е н а Л е н и н а
ИНСТИТУТ ПРИКЛАДНОЙ МАТЕМАТИКИ
имени М.В.Келдыша
Р о с с и й с к о й а к а д е м и и н а у к

А.С. Маслов, А.А. Кислицын

Анализ изменения опорных реакций космонавта до и после полета

Москва — 2025

Маслов А.С., Кислицын А.А.

В работе представлен статистический анализ временных рядов биометрических данных, полученных в ходе локомоторных тестов космонавтов в условиях Земли и невесомости. Цель исследования — оценка динамики изменений локомоторных функций на основе анализа опорных реакций, регистрируемых с беговой дорожки при выполнении стандартизированного протокола движения. Построены и протестированы индикативные статистики, такие как: эталонный паттерн шага, ряд остатков после вычитания паттернов из отдельных шагов в норме L1, согласованный уровень стационарности. В рамках исследования предложен устойчивый алгоритм сегментации шагов, продемонстрирована эффективность методики для диагностики локомоторных изменений.

Ключевые слова: анализ биометрических данных, локомоторные функции, невесомость

Maslov A.S., Kislitsyn A.A.

Analysis of changes in the cosmonaut's support reactions before and after the flight.

The paper presents a statistical analysis of time series of biometric data obtained during locomotor tests of astronauts in conditions of the Earth and weightlessness. The aim of the study is to evaluate the dynamics of changes in locomotor functions based on the analysis of support reactions recorded from a treadmill when performing a standardized movement protocol. Indicative statistics are constructed and tested, such as: a reference step pattern, a number of residuals after subtracting patterns from individual steps in the L1 norm, and a consistent level of stationarity. As part of the study, a stable algorithm for segmentation of steps was proposed, and the effectiveness of the technique for diagnosing locomotor changes was demonstrated.

Keywords: biometric data analysis, locomotor functions, weightlessness, space flight

Содержание

1. Введение

Долговременное нахождение в состоянии невесомости негативно влияет на многие системы человеческого организма, что приводит к изменениям физиологического функционирования тела, к потере костной и мышечной массы, а также к изменениям в работе вестибулярного аппарата. Важной задачей остаётся оценка последствий воздействия космического полета на организм человека в реальном времени.

Физическое состояние космонавтов непосредственно определяет эффективность их работы. Чтобы поддерживать форму, они проходят индивидуальные тренировки, адаптированные под их физические показатели. Сейчас наряду с фиксацией тренировочных процессов применяются и локомоторные тесты. Во время таких тестов космонавты меняют скорость передвижения на беговой дорожке, следуя заранее установленному графику, переходя, к примеру, от ходьбы к бегу. В процессе собираются различные биометрические данные: частота сердцебиения, вертикальная составляющая реакции опоры, скорость перемещения.

Новизна рассматриваемого теста заключается в использовании стандартизированной двигательной нагрузки, которая дает возможность оценить стратегии передвижения и функционирование вегетативной нервной системы при различных скоростях. Такой подход важен для лучшего понимания механизмов адаптации человеческого тела к различным условиям, таким как микрогравитация, и их влияние на физическую работоспособность и здоровье космонавтов.

Исследования, проводимые NASA, показали, что подобные тесты помогают изучить влияние длительного космического полета на стратегии передвижения, функционирование вегетативной системы, а также на изменения в деятельности сердечно-сосудистой системы астронавтов [1; 2]. Проведенные исследования на определение чувствительности и специфичности различных тестов баланса до и после длительного пребывания в космосе показали, что стандартные клинические сравнения не всегда эффективны для выявления проблем с балансом у астронавтов после полёта, и для более точного определения балансовых дефицитов рекомендованы локомоторные тесты с разными скоростями [3]. Эти результаты подчеркивают важность внедрения новых подходов к оценке физических реакций на различные типы нагрузок.

В настоящее время существует множество исследований, направленных на изучение локомоторных функций организма. Их результаты применяются в различных областях: от создания анимации человека и антропоморфной робототехники [4] до протезирования [5]. Для анализа необходимо учитывать множество факторов, таких как тип совершаемого движения, характер постановки стопы, скорость перемещения. Основные инструменты, которые есть в распоряжении ученых, сводятся к тензодатчикам, т.е. силовым платформам, которые могут измерять три составляющие силы реакции опоры и

показывать центр давления стопы, и к инерциальным измерительным блокам (IMU), оснащенным гироскопом и акселерометром. Движение человека анализируется и с помощью видеокамер с высокой частотой записи кадра. Фазы опоры и отталкивания, включая время опоры на одну и две ноги, определяют устойчивость и равновесие во время передвижения [6]. Вариативность походки является важным показателем заболеваний и состояния организма и обычно связана с патологиями суставов, снижением мышечной силы, ограничением диапазона движений и многим другим [7].

В [8] исследуется сила реакции опоры в зависимости от того, шагают или бегут испытуемые, приземляются на пятку или на носок. Исследуется зависимость реакции опоры от скорости передвижения. При этом записывается только один шаг, совершаемый после разгона, по платформе с установленными датчиками давления, записывающими три составляющих компоненты силы. Детектируется зависимость локомоций человека от стратегий передвижения.

В работе [9] производился ретроспективный анализ силы реакции опоры в частотной области на основании группы пациентов с полностью замененными коленными чашечками и сравнения их результатов с результатами контрольной группы. Такие люди испытывают сложности при движении начиная с фазы покоя на месте. Предложены методы количественной оценки динамики изменения вертикальной составляющей сил реакции опоры и сравнения ее поведения с двумя другими составляющими.

Ведется работа по составлению баз данных, содержащих в себе информацию с датчиков давления, установленных на платформе, и датчиков гироскопа и акселерометра, прикрепленных к ногам. Такие базы данных помогают разрабатывать алгоритмы и тестировать гипотезы. Интерес к их составлению показывает возрастающий интерес к этой области. Например, в [10] собраны результаты тестирования 350 здоровых людей в возрасте от 11 до 64 лет. Они отличаются по физиологическим параметрам, таким как рост, вес, пол, скорость ходьбы, тип касания стопы. Каждая из этих характеристик может быть важна. Для каждого из участников тестирования с помощью двух платформ, измеряющих давление, записываются три составляющих силы реакции опоры и точка, отвечающая за центр приложенной силы давления для шага, совершаемого каждой ногой при ходьбе на выбранной скорости. В общей сложности на каждого человека приходится по меньшей мере 8 записанных шагов на каждую ногу в рамках одной сессии тестирования. Есть участники, проходившие до 8 сессий. Эти данные могут помочь в дальнейшем изучении особенностей человеческих локомоций. Другой датасет [11] содержит данные с датчиков гироскопа и акселерометра, прикрепленных к своду стопы. Измерения получены от 230 человек, как от здоровых, так и от людей с проблемами опорно-двигательного аппарата или координации. Тестирование проводилось по определенному протоколу. Испытуемым необходимо было после фазы покоя пройти 10 м вперед, после чего пройти 10 м назад и снова вернуться в состояние покоя. Этот датасет предоставляет детальную разметку для более чем 40000 записанных шагов. На основании него были предприняты попытки дизайна и разработки процедуры детектирования шагов [12].

В [13] собран датасет отмаркированных данных для здоровых людей, людей с болезнью Паркинсона и людей, перенесших инсульт. Эти данные могут быть полезны для медицинских исследований, которые ориентированы на мониторинг состояния пациентов при восстановлении после неврологических и ортопедических расстройств, а также для исследований в области биомеханики. В той же работе исследуются алгоритмы сегментации шагов на основании показаний датчиков акселерометра и гироскопа.

Однако для статистического анализа данных по-прежнему недостаточно. Собранные данные зависят от слишком большого количества параметров. Локомоторные функции отличаются не только от человека к человеку, но могут отличаться и в рамках одного испытуемого в зависимости от его внутреннего психологического, медико-биологического и физиологического состояния. Поэтому предпринимаются попытки автоматической генерации большего количества образцов данных, а также предсказывания дальнейших движений человека с использованием моделей машинного обучения и нейронных сетей [14; 15].

В исследовании [16] изучалось влияние увеличения или уменьшения нагрузки, воздействующей на нижнюю часть тела: на конечности и суставы во время ходьбы. Для этого анализировалась вертикальная составляющая реакции опоры при движении по беговой дорожке в трех группах испытуемых (контрольной, группе высокой нагрузки и группе низкой нагрузки). Также оценивались характер и стабильность динамики координации между каждой из пар голеностопных, тазобедренных и коленных суставов. Из результатов, полученных в этой работе, для текущего исследования важно отметить следующее. Высокая и низкая нагрузка на опорно-двигательный аппарат изменяли характер и стабильность координации внутри конечностей; низкая нагрузка привела к снижению стабильности координации, а высокая нагрузка – к более тесно связанной схеме координации.

Перспективной является область разработки на основании локомоторных функций человека рекомендательных систем для составления и корректирования программ тренировок спортсменов и людей, проходящих клиническое восстановление.

2. Анализ опорных реакций

Для понимания анализируемых данных необходимо разобрать физиологическую сторону основы локомоции – хождения. На Рис. 1 представлен процесс ходьбы. Шаг начинается с постановки пятки. В этот момент носок второй ноги еще находится на земле. С его отрывом наступает период опоры на одну ногу и переката с пятки на носок. После чего происходит касание пятки второй ноги. И после отрыва носка первая нога совершает движение в воздухе.

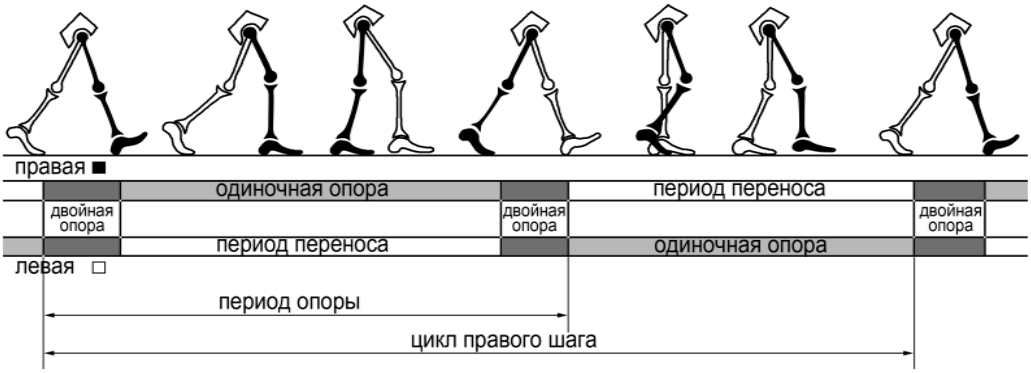

Рис. 1 – Процесс ходьбы [17].

Для понимания того, как выглядит график давления в процессе движения, рассмотрим усредненный паттерн силы реакции опоры для одной ноги (Рис. 2). Важно отметить, что касание пятки на самом деле происходит в момент, когда сила начинает отличаться от нуля, до момента наибольшего переносимого веса. Локальный минимум в середине шага соответствует моменту отрыва пятки и начала переноса веса на носок. Полный отрыв носка заканчивает шаг.

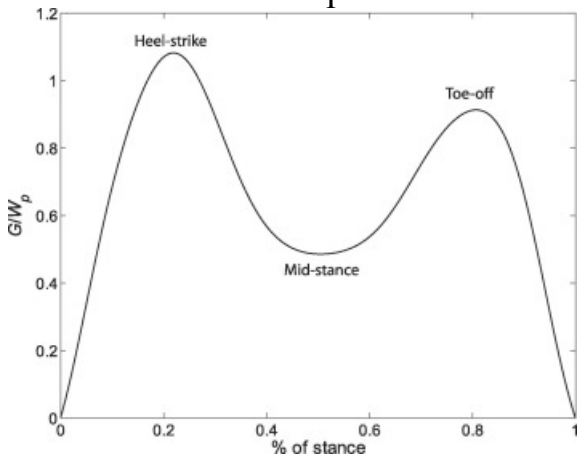

Рис. 2 – Сила реакции опоры для одной ноги [18].

Так как при ходьбе профили давления ног накладываются друг на друга и существует фаза двойной опоры, изображенная на Рис. 1, то график суммарного давления обеими ногами будет состоять из сумм сил реакций опор для каждой ноги, смещенных друг относительно друга так, что отрыв носка одной ноги происходит позже касания пятки другой.

В качестве тестирующего оборудования используется беговая дорожка, работающая в активном и пассивном режимах и оснащенная четырьмя тензодатчиками, фильтрующими вертикальную составляющую реакции опоры. Используемые данные типовых тренировок атлетов состоят из ряда временных отсчетов, скорости, вертикального давления (на каждом из четырех тензодатчиков), суммарного вертикального давления, режима дорожки, ЧСС. Тестируемый атлет движется по дорожке в соответствии с регламентом. Тестирование выполняется за семь дней до полета и на вторые сутки после полета.

Необходимо исследовать, насколько состояние невесомости влияет на опорно-двигательные функции и как это влияние проявляется в показаниях датчиков давления платформы. В частности, надо выяснить, насколько меняется паттерн давления на опору при движениях с разной скоростью во время полета, а также насколько различаются изменения состояний до и после полета. Также следует определить, насколько паттерн давления устойчив и существует ли зависимость паттерна от продолжительности тренировки. Для этого необходимо построить ряд индикативных статистик [19].

В представленном исследовании в качестве локомоторного теста используется тестовый регламент, заключающийся в поочередном чередовании режимов движения со скоростями 3 км/ч (медленная ходьба) и 6 км/ч (быстрая ходьба) с различной продолжительностью. Беговая дорожка при этом работает в активном режиме. Частота измерений приближенно равна 100 данным в секунду, период движения составляет около 200 тыс. отсчетов, т.е. примерно 35 мин. На Рис. 3 представлен регламент анализируемого теста.

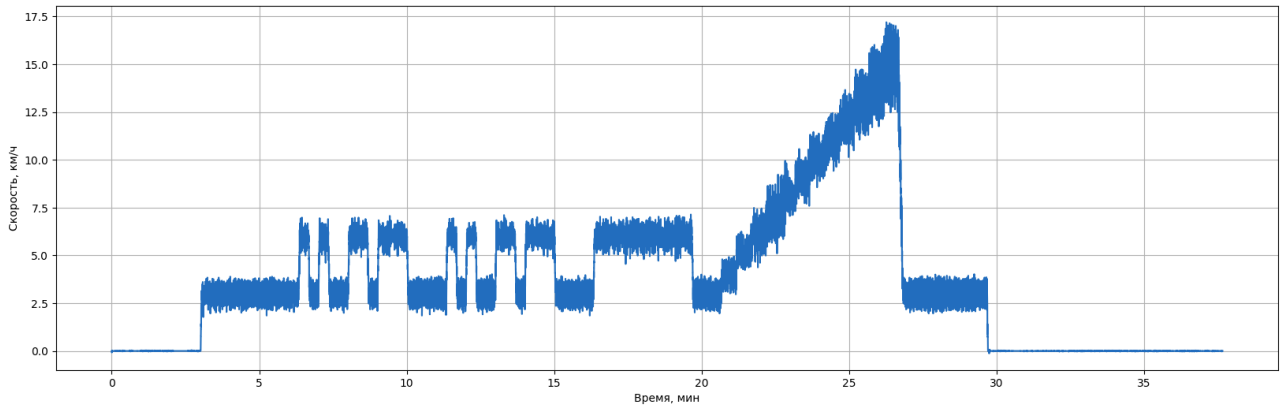

Рис. 3 – Регламент анализируемого теста.

Существует большое количество алгоритмов сегментации временных рядов, которые условно делятся на четыре типа по двум параметрам: онлайн-алгоритмы [20; 21] и офлайн-алгоритмы (ретроспективные) [22] в качестве одного параметра и параметрические [23] и непараметрические [24] алгоритмы в качестве второго. Ретроспективные методы применяются в ситуациях, когда в распоряжении имеется весь массив исследуемых данных, а онлайн-алгоритмы – в ситуации непосредственного получения данных в процессе исполнения. Параметрические методы проще непараметрических, но требуют априорных знаний о распределении данных.

Так как в исследуемой задаче имеется весь массив доступных для анализа данных и регламент теста заранее определен, а значит, заранее известно количество сегментов, на которые необходимо разбить временной ряд, используется ретроспективный параметрический алгоритм сегментации, основанный на использовании ядерной функции [25] и реализованный в [22]. Кратко опишем его.

Пусть $y = \{y_0, y_1, ..., y_{T-1}\}$ – временной ряд из T значений в общем случае в $\mathbb{R}^d$. Этот ряд отображается в Гильбертово пространство H с воспроизводящим

ядром (RKHS) посредством функции $\phi:\mathbb{R}^d \to H$, $\phi(y_t)=k(y_t,\cdot)\in H$, где $k(\cdot,\cdot):\mathbb{R}^d\times\mathbb{R}^d\to\mathbb{R}$ – произвольно заданная функция ядра. Скалярное произведение и норма для любых $y_s, y_t \in \mathbb{R}^d$ выглядит следующим образом:

$$\langle \phi(y_s),\phi(y_t)\rangle_H = k(y_s,y_t),$$
$$\|\phi(y_t)\|_H^2 = k(y_t,y_t).$$

Ядерный алгоритм сегметации представляет собой задачу нахождения оптимальных точек отображенного сигнала $\phi(y)$ посредством минимизации функционала $V(\cdot)$:

$$V(t_1,\ldots,t_K)=\sum_{k=0}^{K}\sum_{t=t_k}^{t_{k+1}-1}\left\|\phi(y_t)-\overline{\mu}_{t_k\ldots t_{k+1}}\right\|_H^2,$$

где $\overline{\mu}_{t_k\ldots t_{k+1}}$ является средним значением выделенной подпоследовательности $\phi(y_{t_k}),\phi(y_{t_k+1}),\ldots,\phi(y_{t_{k+1}-1})$, а $t_1,t_2,\ldots,t_K$ – индексы точек изменения состояния.

Тогда при известном заранее количестве сегментов K задача сводится к нахождению такой последовательности $t_1<t_2<\ldots<t_K$ среди всех возможных перестановок индексов, чтобы

$$\hat{t}_1,\hat{t}_2,\ldots,\hat{t}_K=\arg\min_{t_1,t_2,\ldots,t_K} V(t_1,t_2,\ldots,t_K).$$

Пример работы алгоритма представлен на Рис. 4.

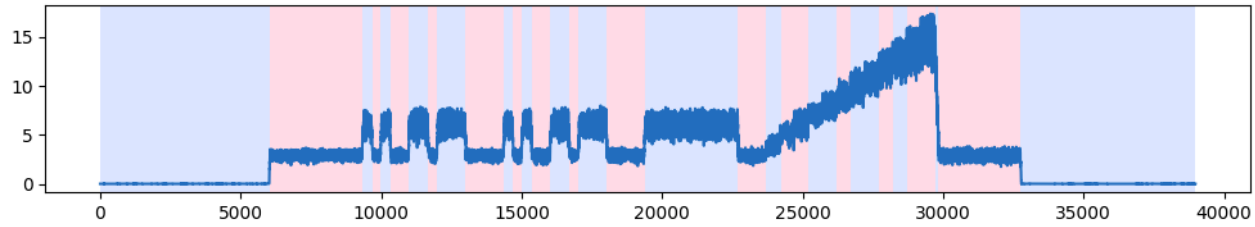

Рис. 4 – Пример сегментации данных по скоростному режиму.

Для выделения паттерна шага в первую очередь необходимо рассмотреть ряды отсчета таймера, значений скорости, суммарного вертикального давления. На каждый тик таймера снимаются соответствующие показания приборов спидометра и тензодатчиков. Тики происходят неравномерно и распределены в диапазоне от 0.002 с до 0.02 с. Беговое полотно в активном режиме работы не поддерживает скорость постоянной заданному уровню и испытывает её колебания (Рис. 7). Заданная скорость реализуется лишь в среднем. При этом отклонения от среднего по амплитуде могут достигать 1.5 - 2 км/ч. Моменты резкого падения скорости до нуля трактуются как ошибки ходьбы. Временные отсчеты $\phi:\mathbb{R}^d\to H$ и данные давления, соответствующие некоторой области близ такого падения, не рассматриваются.

График давления имеет большое количество выбросов. Из Рис. 5 видно, что они имеют различную амплитуду. Выбросы связаны с тем, что независимо друг от друга на каждом из четырех тензодатчиков происходят ложные

срабатывания, в несколько раз отличающиеся от предыдущих показателей, либо значение сбрасывается в ноль.

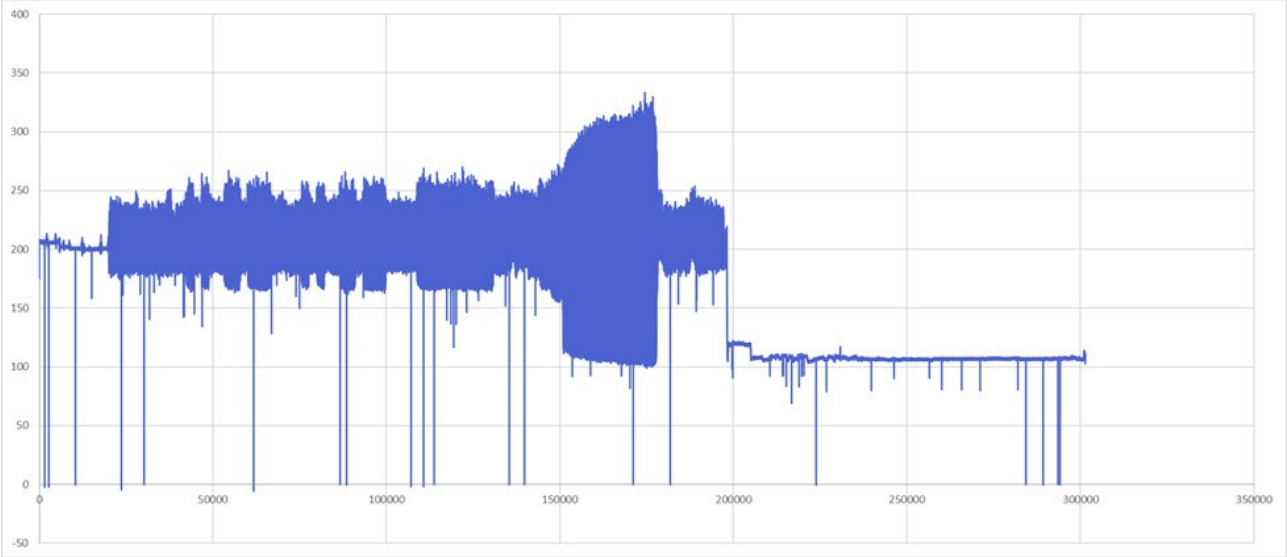

Рис. 5 – Реальный вид данных давления.

Шагом будем считать характерную последовательность данных от пика до пика. Паттерн шага для каждого скоростного режима движения строится отдельно и представляет собой усредненную по количеству шагов функцию зависимости вертикального давления на опору от времени. Рассматриваются как сдвоенный шаг, так и шаги левой и правой ногой в отдельности.

3. Алгоритм

Основной сложностью в задаче построения паттерна шага является детектирование границ шагов на временном ряде давления. Задача носит нестационарный характер, каждый шаг генерируется из новой функции распределения, имеется большое количество шумов, данные сильно отличаются от человека к человеку, поэтому не существует стандартных методов, работающих удовлетворительно.

Были проверены несколько гипотез и эвристических методов. Так как график давления выглядит как изображено на Рис. 8, Рис. 10, то обоснованной представлялась попытка определить границы шагов исходя из средних значений давления в указанном окне наблюдения. Затем была сделана попытка принятия решения на основании определения пар точек минимум-максимум и объединения их в каскады подъемов и падений. Эти попытки не увенчались успехом. Были введены три характерных значения для каждой вершины: длина подъема, длина падения, абсолютное значение давления. Но на каждую комбинацию этих признаков в общей последовательности данных находился контрпример. После этого возникла идея основывать выбор следующего шага на предыдущем. Дополнительно возникает проблема определения первого шага в анализируемом интервале.

На Рис. 6 представлена блок-схема разработанного алгоритма. Сначала проводится предварительная обработка данных, затем реализуется разбиение на отдельные шаги.

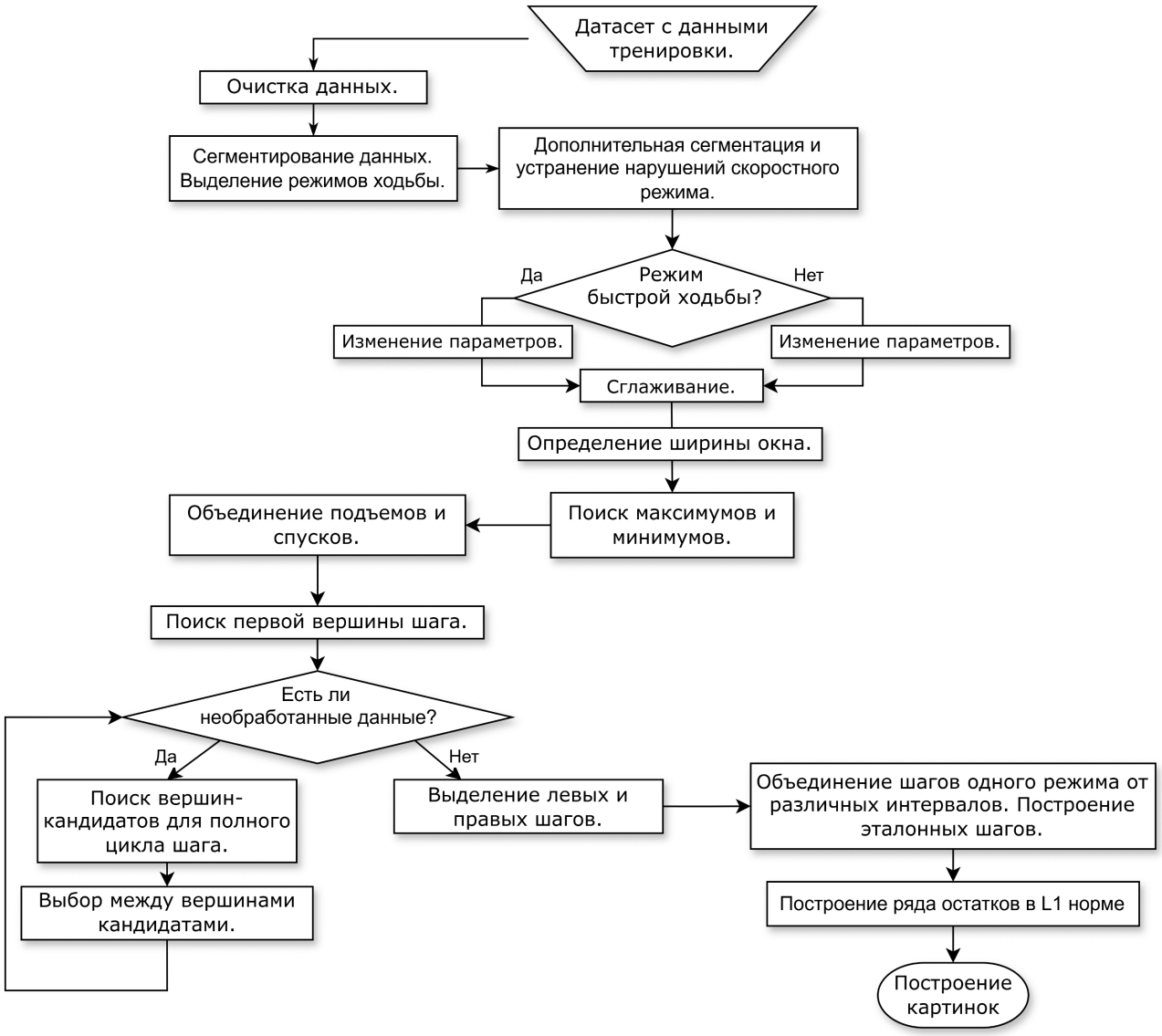

Рис. 6 – Блок-схема алгоритма

4. Подготовка данных

На этапе очистки данных устраняются явные ошибки в срабатывании тензодатчиков: падение до нуля, всплеск значения в несколько раз. Подобные ошибки имеют характер точечных всплесков или сбоев в работе каждого из четырех датчиков независимо, поэтому оказывается возможным не отбрасывать неудачные срабатывания, а переопределить их по непрерывности и пересчитать сумму показаний тензодатчиков.

Сегментирование данных осуществляется алгоритмом поиска переходных точек. Для того чтобы устранить влияние на форму шагов переходных процессов, связанных с изменением скоростного режима, а также нивелировать возможные неточности в определении границ режимов, в начале и в конце от найденных интервалов движения отсекается 0.5 секунды.

Для выделенного режима ходьбы производится поиск данных, содержащих характерное падение скорости до нуля (запинания, остановки). После этого рассматриваемый промежуток разбивается на два, каждый из которых не содержит отсчетов, соответствующих указанным данным. Все получившиеся интервалы дополнительно дробятся на временные промежутки, не превосходящие 20 секунд. Далее работа ведется для каждого промежутка в отдельности.

Внутренние параметры алгоритма поиска паттерна шага устанавливаются в зависимости от режима ходьбы. Перед тем как приступить к анализу давления, необходимо провести процедуру сглаживания и устранить излишние шумы. Для медленного движения отношение шума к содержательной части информации в единицу времени выше, чем для быстрого. В силу этого обстоятельства оказывается целесообразным сильнее фильтровать данные для режима ходьбы со средней скоростью 3 км/ч.

Для сглаживания используется фильтр Савицкого–Голея [26; 27]. Гладкая аппроксимация сглаживающим многочленом для шумоподавления в общем виде описывается следующим образом:

$$Y_j = \sum_{i=\frac{1-m}{2}}^{\frac{m-1}{2}} C_i y_{j+i}, \quad \frac{m+1}{2} \le j \le n - \frac{m-1}{2},$$

где Yj – сглаженная точка данных с индексом j; m – ширина окна сглаживания; Ci – коэффициенты свертки, зависящие от m и степени полинома. Из преимуществ подобного подхода – простота реализации и вычисления. Главный недостаток данного фильтра – возможная потеря высокочастотных составляющих сигнала. Процесс ходьбы не является высокочастотным процессом, поэтому указанный недостаток не является критически важным. Это дополнительно обуславливает выбор именно этого фильтра. Для медленного режима степень полинома устанавливается равной 3, а ширина окна сглаживания m выбирается равной 20 точкам. Для быстрого режима ширина окна 15 точек, степень полинома 3.

На следующем этапе алгоритма определяется ожидаемая средняя продолжительность шага. Тем самым задаются параметры размера окна для последующего поиска границ, отделяющих один шаг от другого. Скорость полотна беговой дорожки флуктуирует по различным причинам, но в среднем поддерживается постоянной. При движении по беговому полотну вследствие ударов ног скорость испытывает дополнительные колебания с частотой, близкой к частоте шагов.

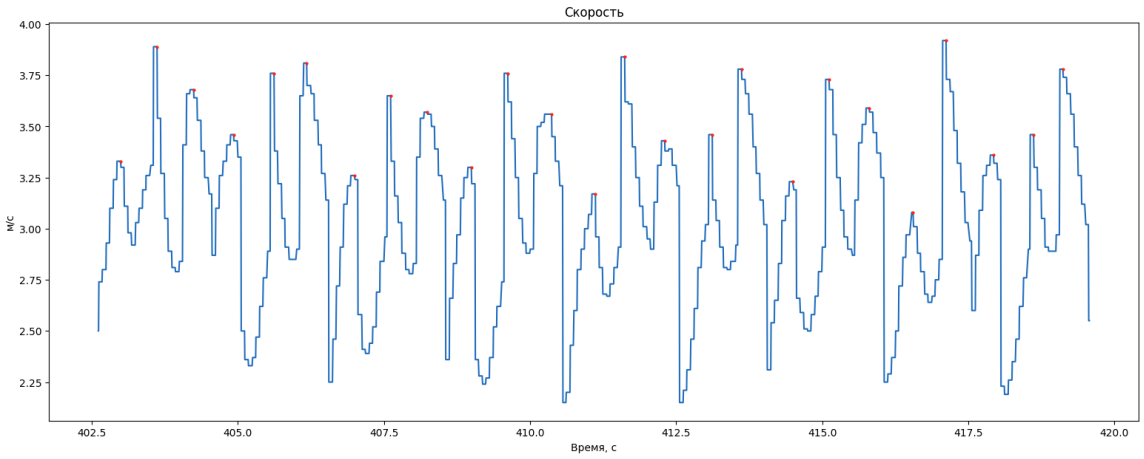

Рис. 7 – Колебания скорости для медленного режима ходьбы.

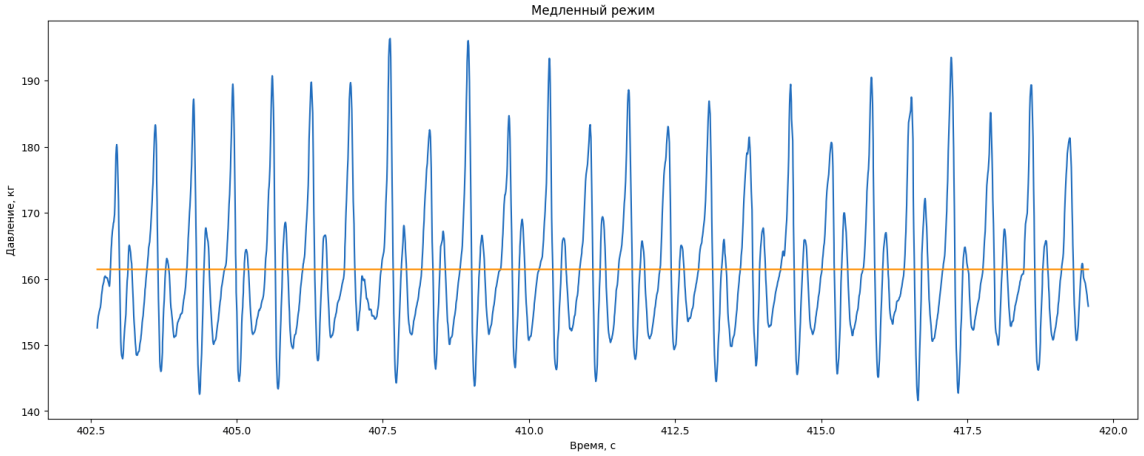

Рис. 8 – График давления для медленного режима ходьбы.

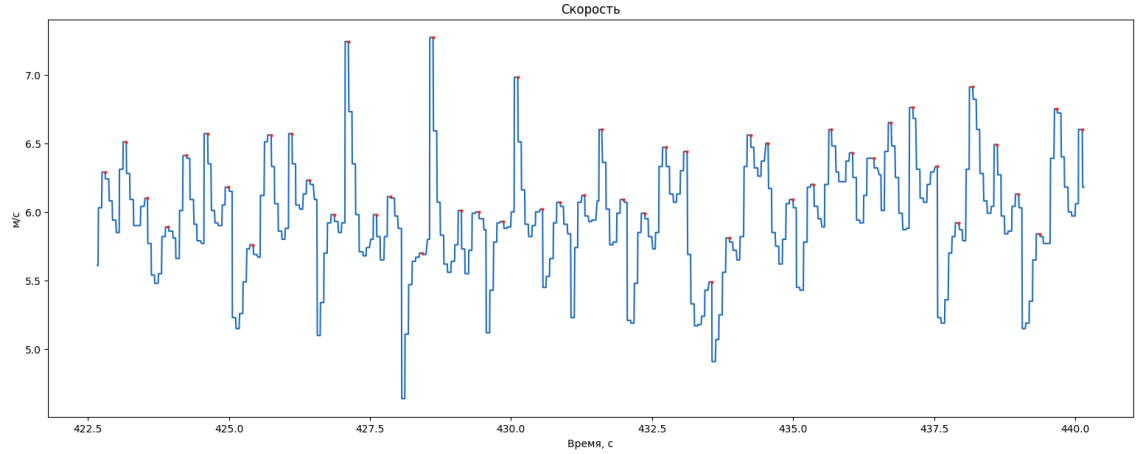

Рис. 9 – Колебания скорости для быстрого режима ходьбы.

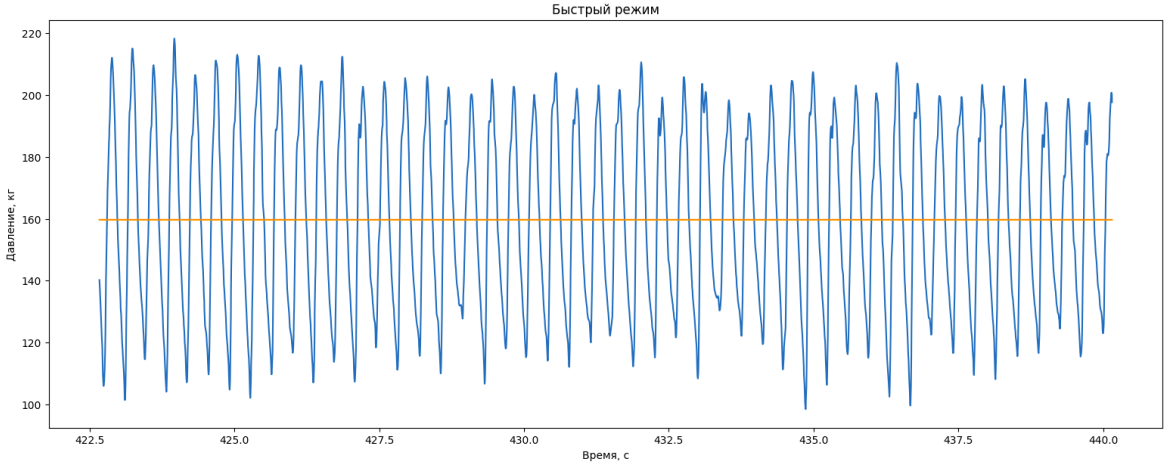

Рис. 10 – График давления для быстрого режима ходьбы.

На Рис. 7 и Рис. 9 представлены характерные колебания скорости в активном режиме дорожки. Для сравнения на Рис. 8 и Рис. 10 представлены графики показаний тензодатчиков, из которых видно, что прямого соответствия между пиками скорости и давления нет.

Среднее расстояние между выделенными максимумами на графике скорости хорошо определяет среднюю длину шага.

На графике давления для выделенного интервала $I_0 = [t_{start}, t_{end}]$ найдем все точки, являющиеся локальными максимумами или минимумами (Рис. 11). Не будем различать вершины, находящиеся друг от друга в пределах десяти отсчетов.

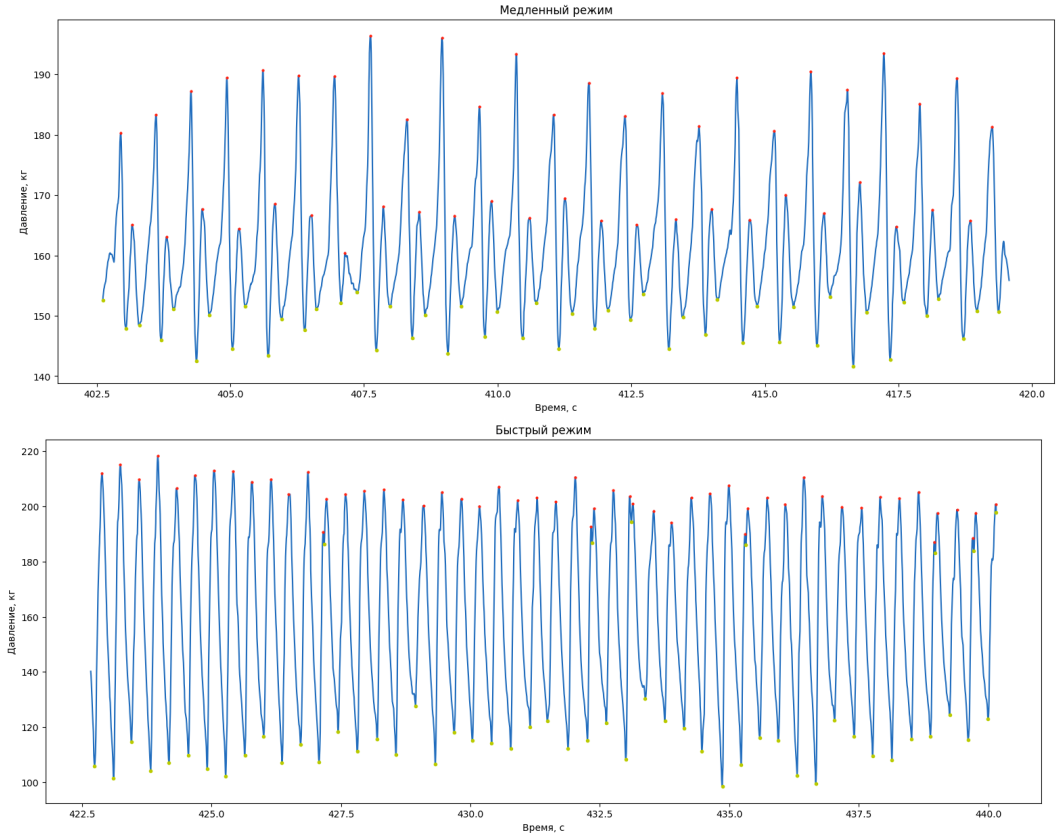

Рис. 11 – Выделение точек локальных экстремумов.

Будем называть упорядоченную пару последовательных точек экстремумов $(x_{\min}, x_{\max})$ подъемом. Аналогично упорядоченную пару $(x_{\max}, x_{\min})$ будем называть спуском.

Два последовательных подъема считаются единым подъёмом при выполнении следующих условий:

1. Минимальное $(x_{\min})$ и максимальное $(x_{\max})$ значения последующего подъёма строго превышают соответствующие значения предыдущего:
$$x_{\min}^{i+1} > x_{\min}^{i} \text{ и } x_{\max}^{i+1} > x_{\max}^{i};$$
2. Разница между минимумами соседних подъёмов не превышает Δ = 2.5 кг (во избежание потери информативности):
$$\left| x_{\min}^{i+1} - x_{\min}^{i} \right| \le \Delta;$$

Суммарная амплитуда объединённого подъёма должна быть больше заданного порога A = 2 кг:
$$x_{\max}^{конечн} - x_{\min}^{нач} \ge A.$$
В противном случае такой подъём исключается из анализа как несущественный и объединяется со следующим подъемом вне зависимости от выполнения остальных условий.

Точно так же два последовательных спуска считаются единым спуском, если:
$$x_{\min}^{i+1} < x_{\min}^{i},\ x_{\max}^{i+1} < x_{\max}^{i},$$
$$\left| x_{\max}^{i+1} - x_{\max}^{i} \right| \le \Delta.$$
А суммарная амплитуда объединённого спуска должна удовлетворять условию
$$x_{\max}^{нач} - x_{\min}^{конечн} \ge A.$$

5. Формальное описание алгоритма идентификации вершин

На следующем этапе начинается поиск шагов. Напомним, что шагом называется характерная последовательность данных от максимума до максимума. Сначала находятся полные циклы (шаги двумя ногами).

Определение исходной вершины

Исходная вершина V_0 определяется как точка глобального максимума давления p на интервале $I_0 = [t_{start}, t_{end}]$:
$$t_0 = \arg\max_{t \in I_0} p(t)$$
$$p_0 = p(t_0)$$
$$V_0 = (t_0, p_0)$$
От вершины V_0 выполняется двунаправленный анализ: при $t < t_0$ и при $t > t_0$.

Процедура анализа

1. Формируется симметричное поисковое окно:
$$W_0 = [t_0 + \mu - \delta, t_0 + \mu + \delta],$$
где μ – ожидаемое расстояние между вершинами шага, δ – полуширина окна.
2. В окне W_0 идентифицируются локальные максимумы:
$$\{M_i\} = \{(t_i, p_i) \mid p_i > p(t_i \pm \varepsilon)\},$$
где ε – параметр локальности.
3. Выбираются два кандидата:
$$V_A = \arg\min_{M_i < t_{expected}} \left| t_i - t_{expected} \right|,$$
$$V_b = \arg\max_{M_i > t_{expected}} \left| t_i - t_{expected} \right|,$$
где $t_{expected} = t_0 + \mu$ – ожидаемое время нахождения пика, разделяющего шаги.
4. Для каждого кандидата вычисляются следующие параметры:
(a) Абсолютное значение давления p_i;
(b) Отклонение от ожидаемого времени $\Delta t_i = \left| t_i - t_{expected} \right|$;
(c) Размах подъёма P_{up};
(d) Размах спуска P_{down}.

Функция принятия решения

5. Введенные параметры могут быть скомбинированы различными способами. Выбор оптимальной вершины осуществляется по двухуровневой схеме:
   - Первичный критерий: минимальность временного отклонения Δt, при условии достаточной отдаленности вершин друг от друга в пределах заданного допуска ξ.
   - Вторичный критерий: максимальность давления, при условии близости вершин ($\left|\Delta t_a + \Delta t_b\right| < \xi$).

$$V_1 = \begin{cases} \underset{V \in \{V_a, V_b\}}{\operatorname{argmin}}\ \Delta t, & \text{если } |\Delta t_a + \Delta t_b| > \xi \\ \underset{V \in \{V_a, V_b\}}{\operatorname{argmax}}\ p, & \text{иначе} \end{cases}$$

6. После выбора V_1 сохраняется отрезок данных $c_1 = [V_0, V_1]$, который является полным циклом одного шага. После этого производится сдвиг окна относительно данной точки:
$$W_1 = [t_1 + \mu - \delta, t_1 + \mu + \delta]$$
Процедура повторяется для n = 1,2,... до границ данных.

На рис. 12 - 13 показан пример работы данного алгоритма для быстрого и медленного режимов.

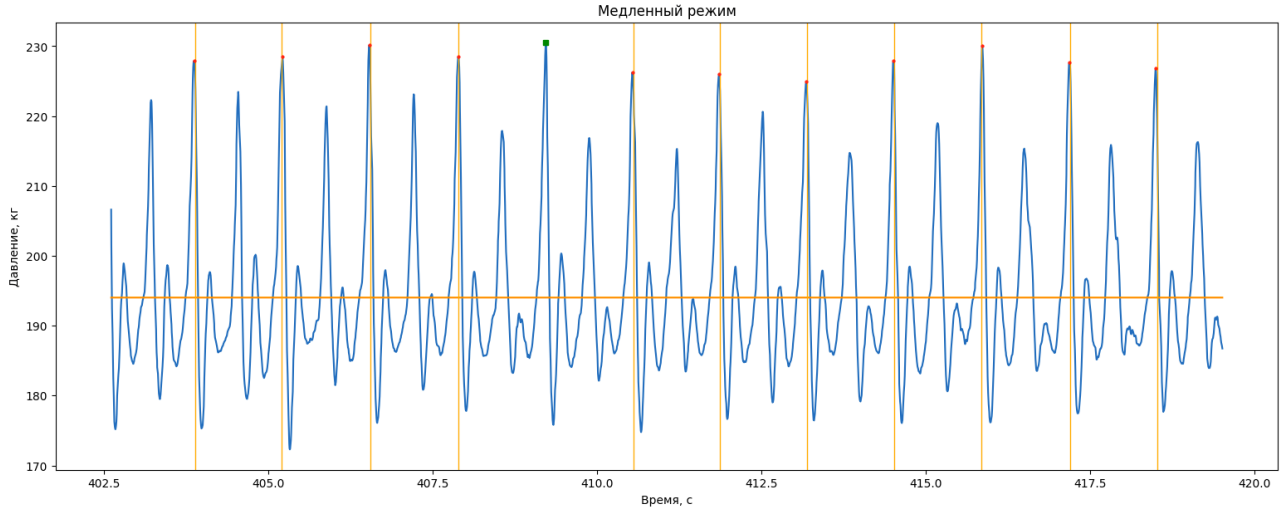

Рис. 12 – Обнаружение полных циклов шага c_i.

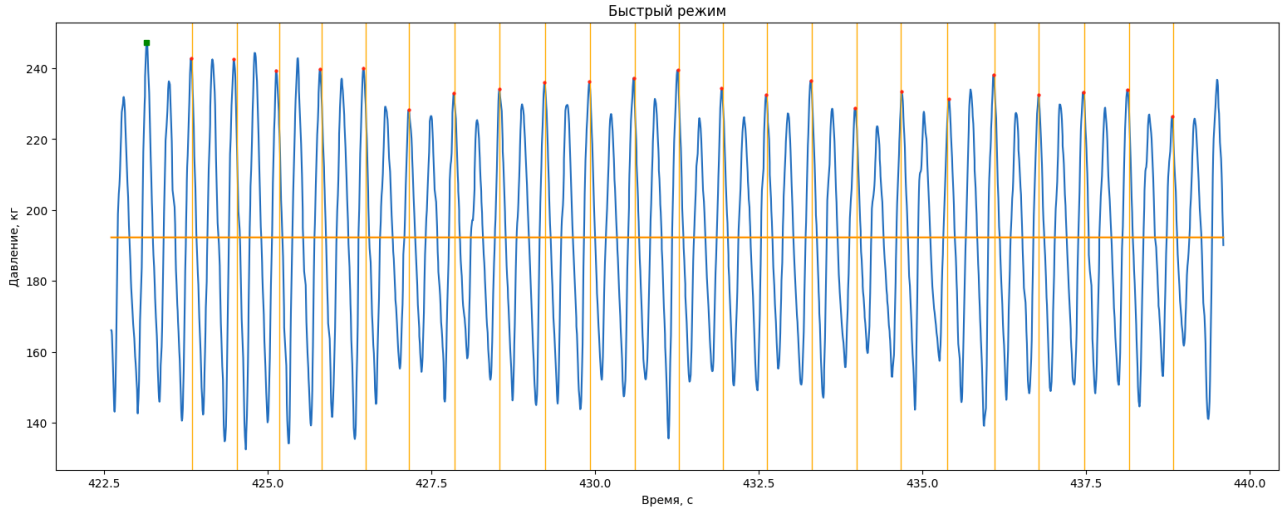

Рис. 13 – Обнаружение полных циклов шага c_i.

Выделение левой и правой ноги

После того как найдены все локомоторные циклы $C = \{c_1, ..., c_n\}$ в данном интервале I, осуществляется их разделение на две составляющие. Левая и правая нога у здоровых людей совершают шаг приблизительно за одно и то же время, поэтому будем полагать середину цикла c_k, характеризуемого временным интервалом $T_k = [t_{k-1}, t_k]$, за ожидаемую точку разделения $V = \frac{V_k - V_{k-1}}{2}$. Будем считать «левым» шагом левую часть полного шага, условно обозначаемую как L (левый компонент), а «правым» шагом – соответствующую правую часть R (правый компонент). Ввиду отсутствия априорной информации о действительной последовательности ног при ходьбе, данные обозначения носят условный характер и могут не соответствовать фактическому распределению левых/правых шагов.

Процедура выделения шагов будет выглядеть следующим образом:

1. Для каждого цикла $ck \in C$ определяется множество локальных максимумов:

$$\{M_i\} = \{(t_i, p_i) \mid p_i > p(t_i \pm \varepsilon), t_i \in [t_{k-1}, t_k]\}.$$

2. Из множества $\{M_i\}$ выбираются две вершины $V(t_a, p_a)$ и $V(t_b, p_b)$

$$t_{mid} = \frac{t_{k-1} + t_k}{2}$$
$$V_a = \arg\min_{M_i < t_{mid}} |t_i - t_{mid}|$$
$$V_b = \arg\min_{M_i > t_{mid}} |t_i - t_{mid}|$$

Для этих вершин рассчитываются те же четыре параметра, которые могут быть скомбинированы различным образом.

3. Выбирается точка разбиения:

$$V_1 = \begin{cases} \operatorname{argmax}_{V \in \{V_a, V_b\}} p, & \text{если } |\Delta t_a + \Delta t_b| < \xi \\ \operatorname{argmax}_{V \in \{V_a, V_b\}} P_{down}, & \text{если } |\Delta t_a + \Delta t_b| > \xi \text{ и } \frac{1}{2} < \frac{\Delta t_a}{\Delta t_b} < 2 \\ \operatorname{argmin}_{V \in \{V_a, V_b\}} \Delta t, & \text{иначе.} \end{cases}$$

После того как выделены все «левые» L и «правые» R компоненты циклов для каждого интервала I_k, необходимо соединить «левые» и «правые» группы различных интервалов.

Строго говоря, для одинаковых режимов пары (I_i, R_i) одного интервала могут не соответствовать парам (I_j, R_j) для другого интервала. Это происходит потому, что начальная точка выбирается без опоры на знание о симметрии шага, и может так оказаться, что циклы $c_i = (I_i, R_i)$ одного интервала соответствуют смещенным циклам $c_j = (R_j, L_{j+1})$ другого. Поэтому необходимо привести к одному виду все парные шаги и, как следствие, группы L и R. Для этого в каждом интервале I_k для каждой группы шагов построим эталонный шаг.

6. Алгоритм построения эталонного шага

Эталонный шаг формируется в соответствии со следующим алгоритмом. Вначале определяется реперная точка r, служащая началом координат для пространственного совмещения всех последующих шагов. Для реперной точки устанавливается значение $t_r = 0$. Затем вычисляется средняя длина шага, на основании которой устанавливается протяженность эталонного шага в обе стороны от реперной точки.

С дискретным временным шагом $\Delta t = 0.003$ с вычисляются средние значения давления. Для всех шагов соответствующий им интервал $[t_{k-1}, t_k]$ не является непрерывным, а содержит конечное число значений. При этом значения, соответствующего точке $t_e = t_r + n * \Delta t$, может не быть. Поэтому давление внутри каждого шага для данного t_r находится посредством линейной интерполяции.

Для одного скоростного режима форма получающихся эталонных шагов для различных промежутков одинакова. «Левой» компонентой L будем считать тот шаг, для которого значение давления в реперной точке t_r больше. Однако это не гарантирует того, что в быстром режиме группы шагов L_f соответствуют группам шагов L_s медленного режима. В реальности это могут быть две различные ноги. Шаги полного цикла сместим таким образом, чтобы они были составлены из последовательных пар (L, R).

Теперь для каждого интервала каждого режима ходьбы сформированы две группы шагов. Объединим все соответствующие группы одинаковых режимов. Получим четыре массива: L_f, R_f, L_s, R_s левых и правых шагов для медленного и быстрого режимов. Повторим операцию построения эталонных шагов для них.

7. Ряд остатков

Строится гистограмма нормированных отклонений профиля отдельного шага $x_k(n,s)$ от эталонного паттерна $X_k(n)$ в норме $L1$:

$$\delta_k(s)_{L1} = \sum_{n=1}^{\tau_k} \left| x_k(n,s) - X_k(n) \right|$$

$$\delta_k(s) = \frac{\delta_k(s)_{L1}}{\max(\delta_k(s)_{L1})}$$

Нормировка в последней формуле происходит для того, чтобы сравнивать шаги космонавтов между собой. В связи с тем, что длина шага у каждого человека своя, необходимо перейти к нормированному значению.

8. Результаты анализа

Были проведены исследования с использованием данных четырех различных атлетов, побывавших в состоянии невесомости. Несмотря на то что каждый атлет имеет уникальные особенности локомоторных функций, удается выделить общие тенденции в изменении процесса ходьбы в результате длительного отсутствия гравитации.

Атлетов будем обозначать номерами. Все атлеты 1, 2, 3 побывали в космосе один раз. Атлет 2 ранее анализировался в [28]. Будем проводить анализ отдельно для медленного и быстрого режимов. Ниже приведен пример характерного эталонного шага для Атлета 1 в быстром режиме ходьбы.

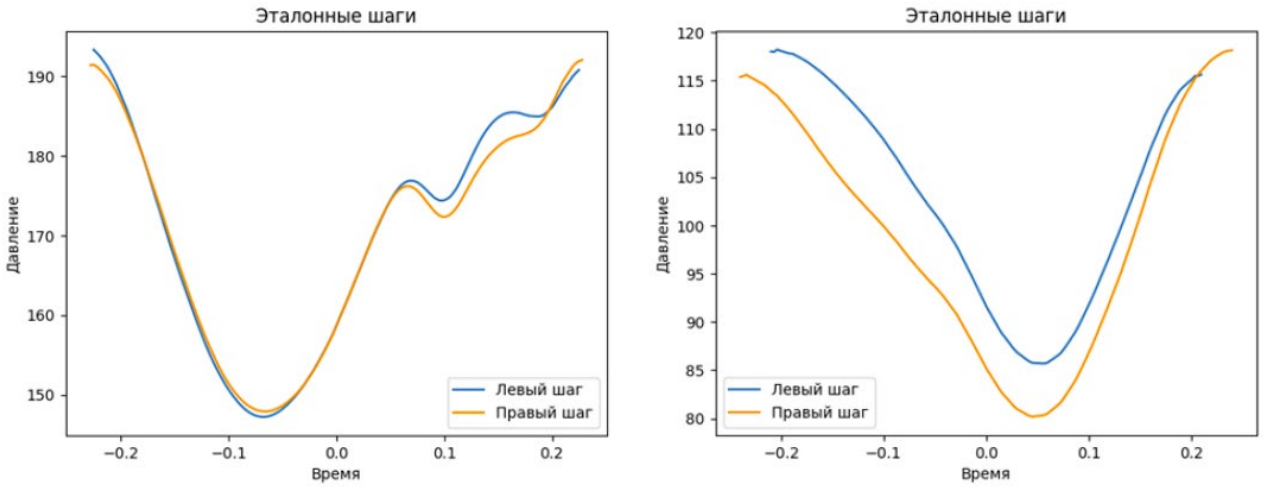

Рис. 14 – Атлет 3 до (слева) и после (справа) полета.

Рассмотрим распределение длин шагов левой и правой ногой, соответствующих данным эталонам (Рис. 15 - 17).

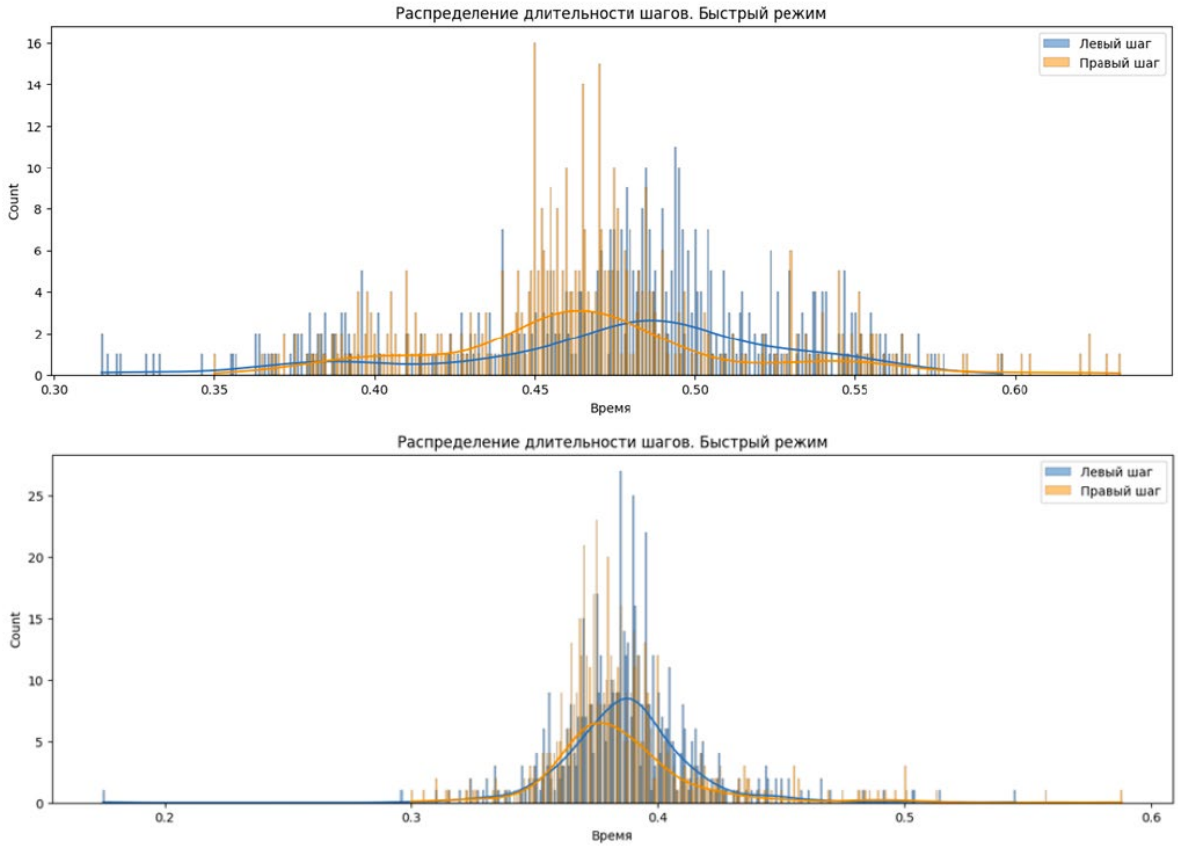

Рис. 15 – Атлет 1. Сверху данные до, снизу – после полета.

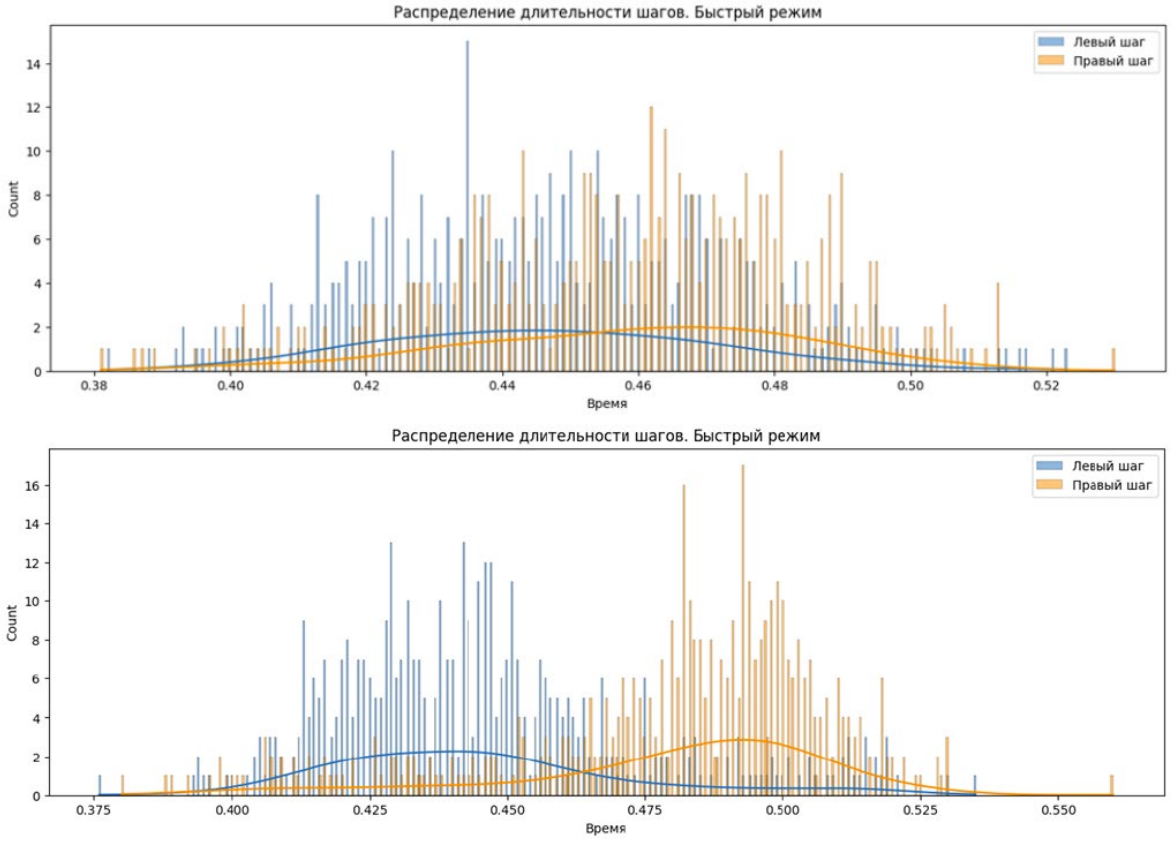

Рис. 16 – Атлет 2. Сверху данные до, снизу – после полета.

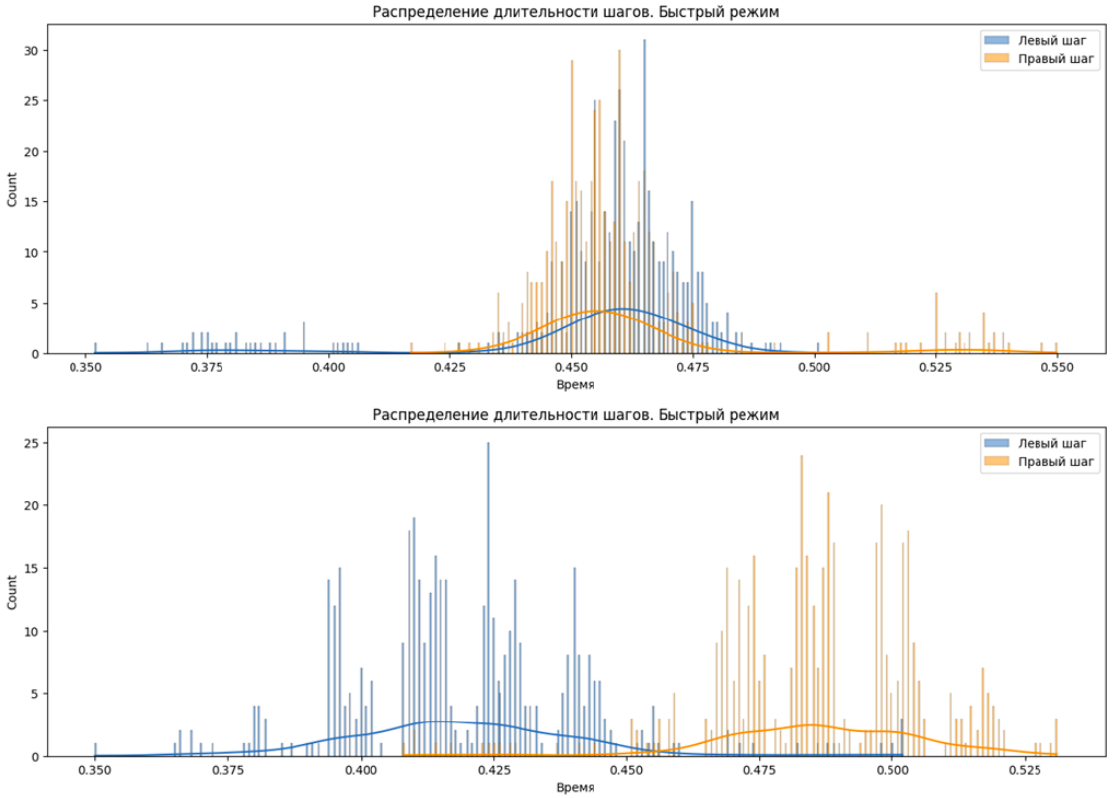

Рис. 17 – Атлет 3. Сверху данные до, снизу – после полета.

Как видно из представленных гистограмм, для Атлетов 2 и 3 левая нога начинает явно отличаться от правой по длине совершаемого шага. Для Атлета 1 такого не происходит, но уменьшается средняя длина шагов каждой ногой.

Рассмотрим изменения, происходящие с рядами остатков от вычитания из шагов эталонов в норме L1. На рисунке ниже приведен типичный случай на примере Атлета 1.

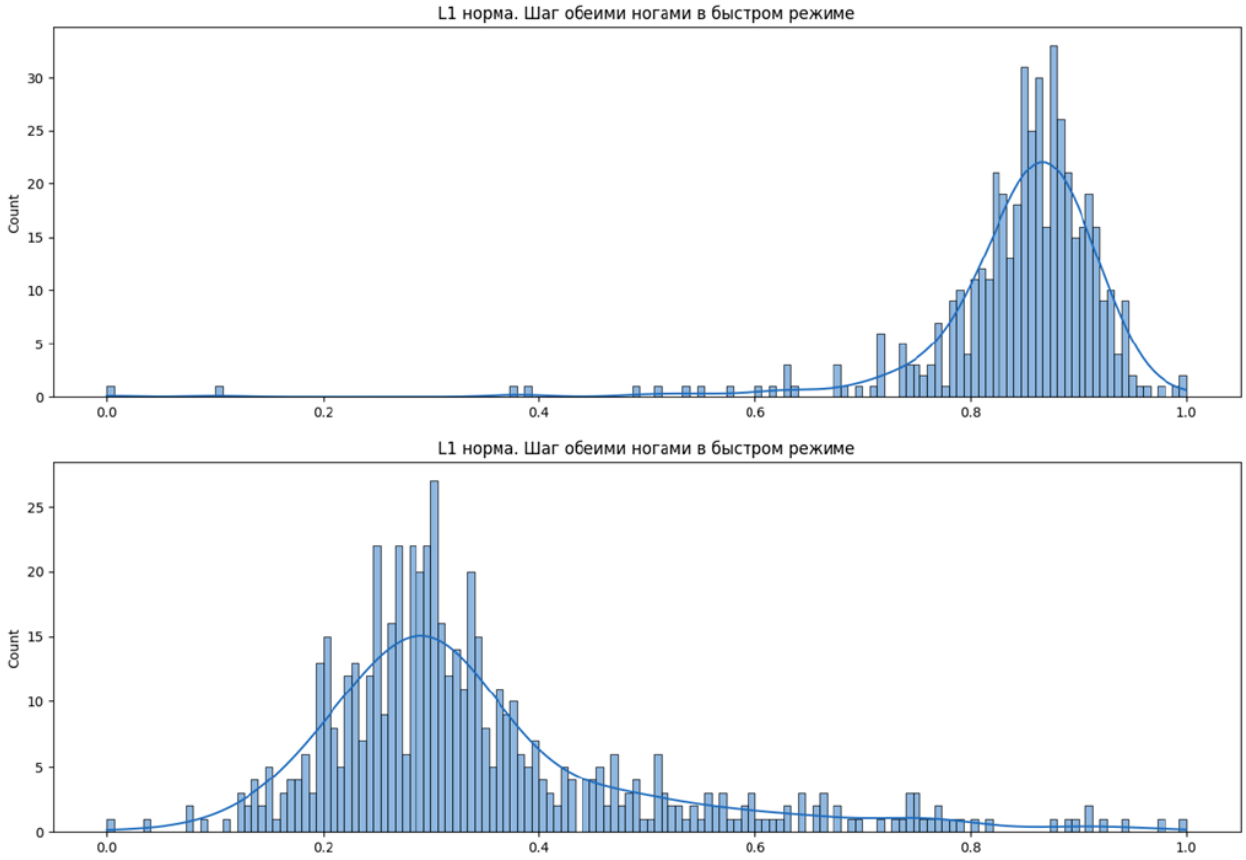

Рис. 18 – Атлет 1. Сверху данные до, снизу – после полета.

Видно, что ряд остатков имеет тенденцию к смещению ненормированной функции плотности распределения. Это означает, что возникающие при ходьбе ошибки меняют свой характер относительно дополётных данных. Уменьшение максимального значения функции распределения и увеличение ширины колокола, то есть расплытие, означает, что после полета шаги начинают быть менее похожими один на другой. Повышается нестационарность ряда данных.

Аналогично быстрому режиму ходьбы проведем анализ медленного режима. Рассмотрим изображённые ниже типичные паттерны шагов, характерные для меньшей скорости ходьбы. Они отличаются от паттернов быстрого режима и имеют вид буквы «W». Изменения под воздействием невесомости на шагах разными ногами сказываются по-разному и отличаются от атлета к атлету.

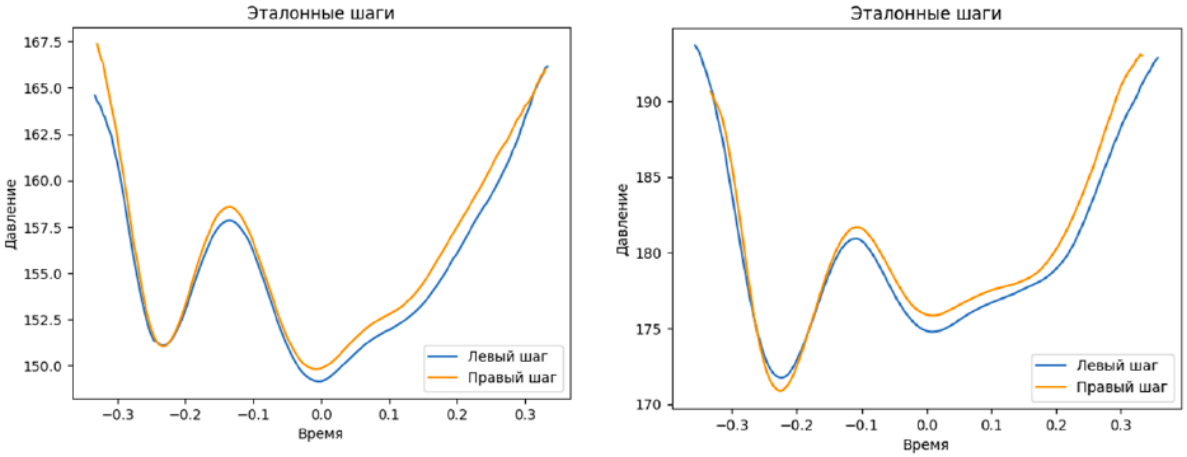

Рис. 19 – Атлет 1 до полета и после полета.

Распределение длин шагов левой и правой ногой ведет себя схожим с быстрым режимом образом.

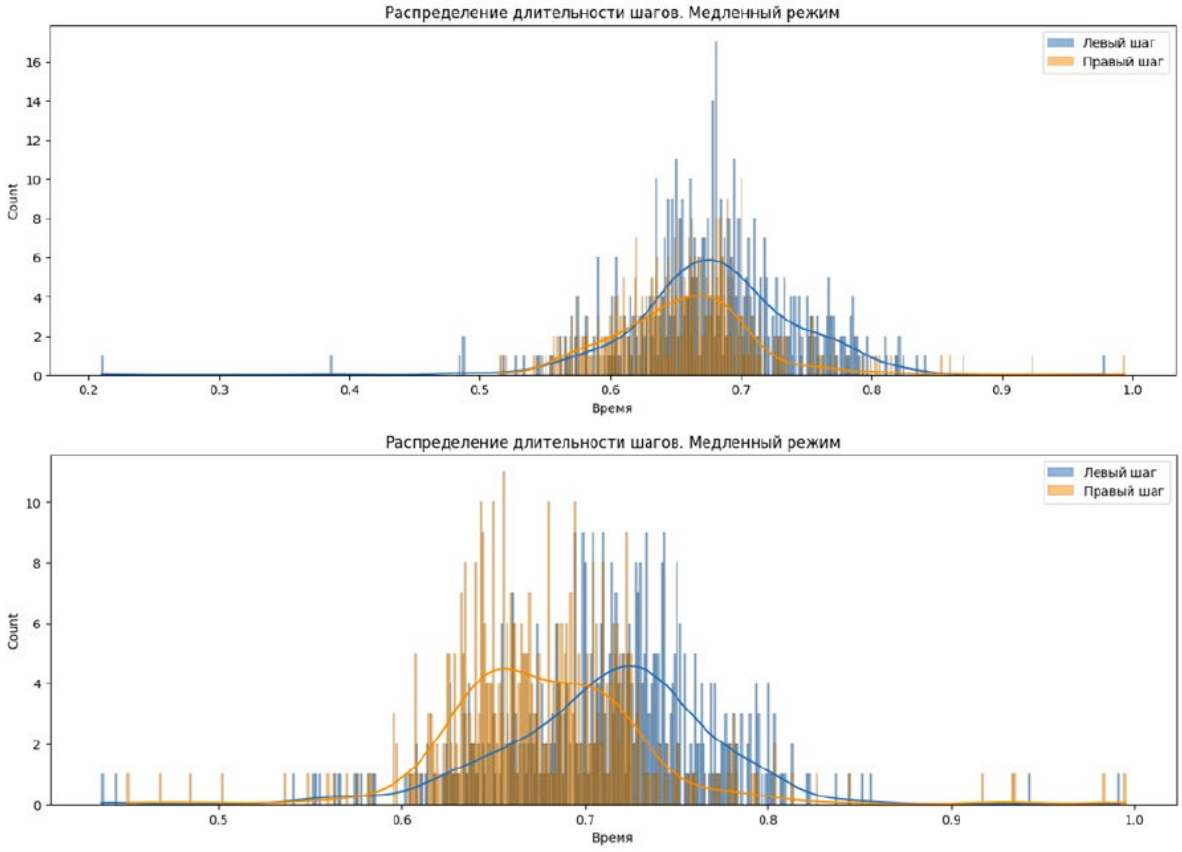

Рис. 20 – Атлет 1. Сверху данные до, снизу – после полета.

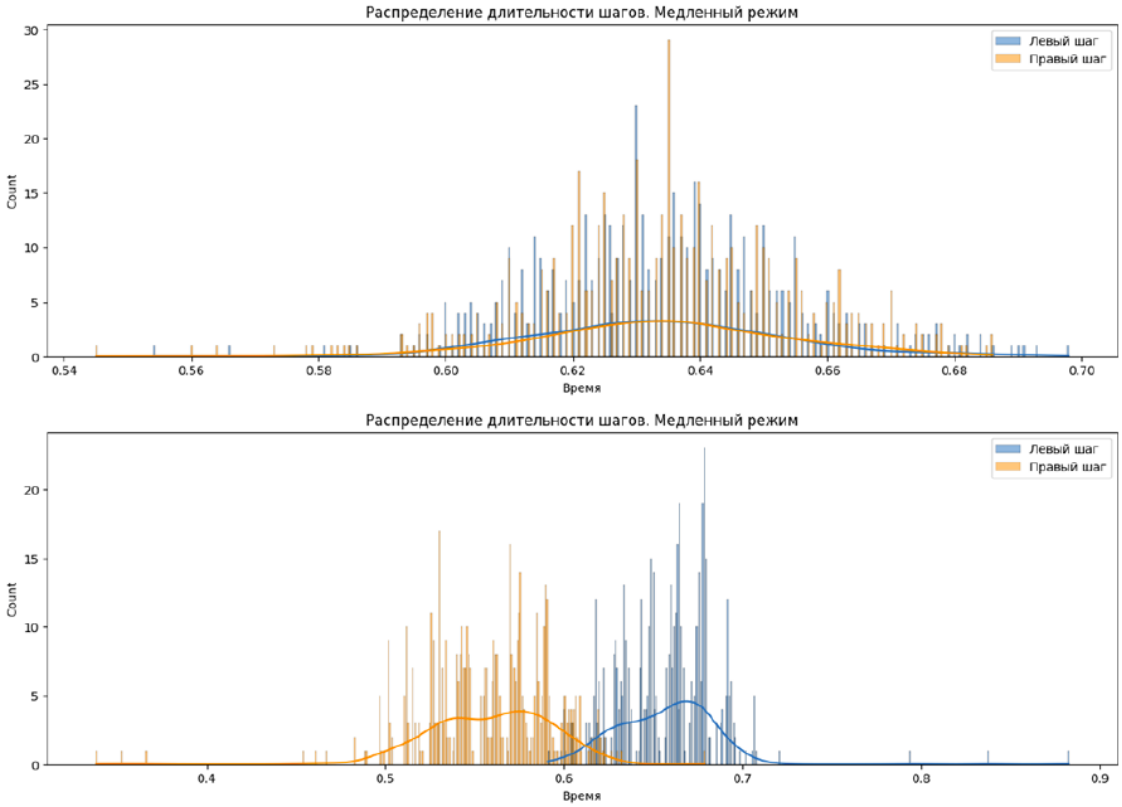

Рис. 21 – Атлет 2. Сверху данные до, снизу – после полета.

Для всех атлетов после полета наблюдается увеличение различия в средней длине шага между левой и правой ногой. Это может означать, что атлет сильнее концентрирует внимание на процессе совершения шага, вследствие чего каждая нога начинает управляться более обособленно.

Рассмотрим изменения, происходящие с рядами остатков от вычитания из шагов эталонов в норме L1 (рис. 22 - 23 ниже). Тенденция к расплытию гистограммы, выявленная для быстрого режима, сохраняется. Сохраняется и сдвиг гистограммы, что, в свою очередь, тоже является индикатором изменения локомоторных функций атлета.

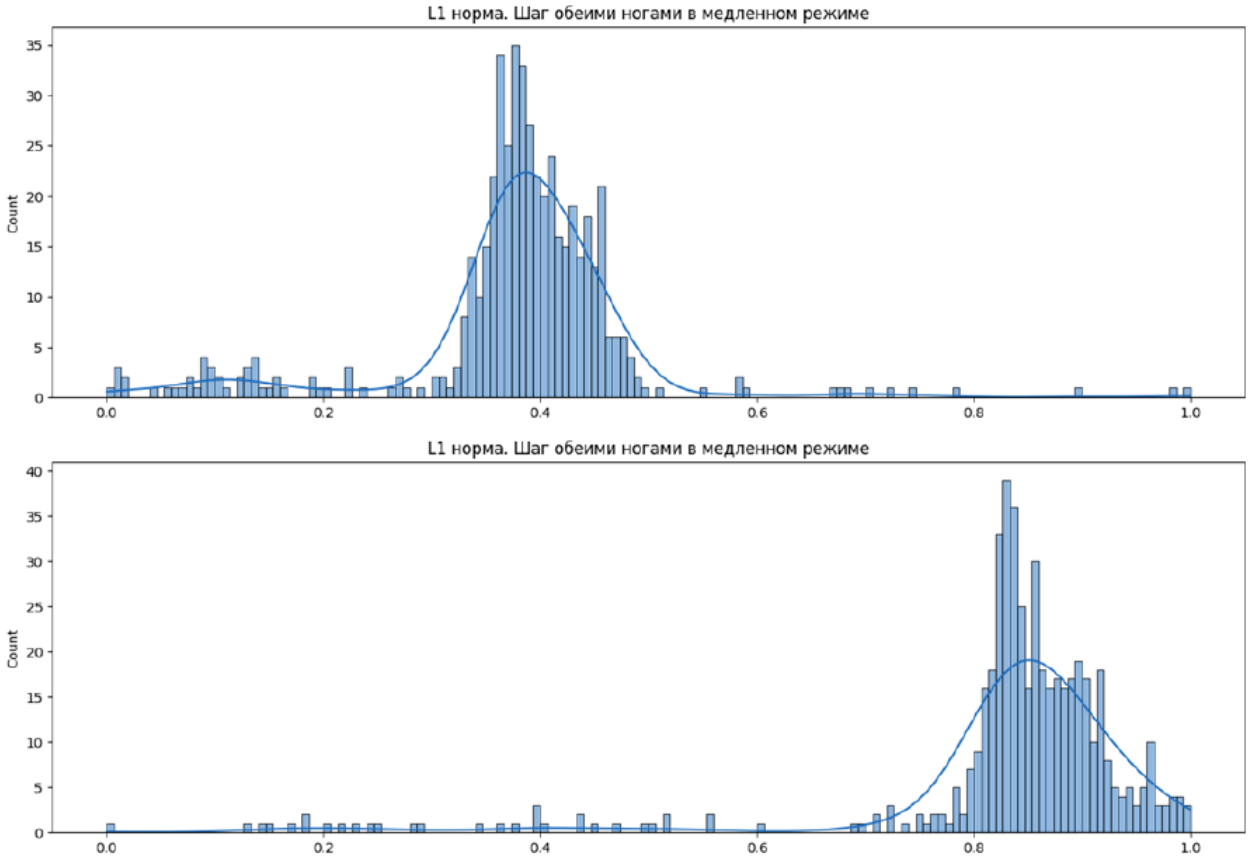

Рис. 22 – Атлет 1. Сверху данные до, снизу – после полета.

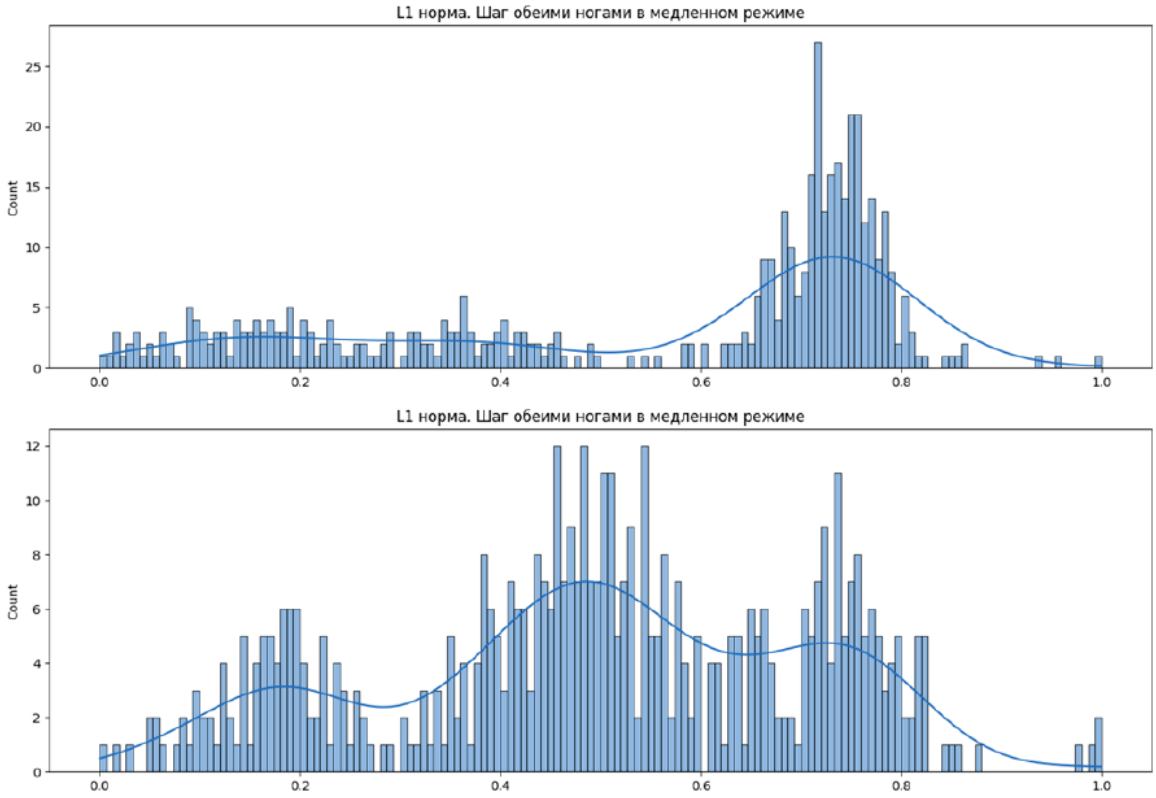

Рис. 23 – Атлет 3. Сверху данные до, снизу – после полета.

Для Атлета 3 характерно образование трех различных мод совершения шага каждой ногой. Этот результат качественно совпадает с результатом, полученным по другой методике в [28].

9. Заключение

В данной работе проведен статистический анализ биометрических данных локомоторных тестов космонавтов. Для оценки динамики изменения двигательных функций в условиях невесомости и земной гравитации был разработан и реализован устойчивый алгоритм сегментации шагов. На его основании построены индикативные статистики, такие как распределение длин шагов, паттерн шага, ряд нормированных остатков от вычитания эталона по норме L1 и согласованный уровень стационарности. Выполнены численные расчеты на реальных данных тренировок атлетов, побывавших в космосе, подтверждающие работоспособность предложенных методов. Создан программный комплекс, автоматизирующий обработку и анализ данных локомоторных тестов.

Дальнейшие исследования в данной области могут быть направлены на уточнение модели с учетом дополнительных физиологических параметров, а также на адаптацию предложенных методов для задач реабилитационной медицины и спортивной биомеханики.

Список источников

1. Locomotor function after long-duration space flight: effects and motor learning during recovery / A. P. Mulavara [и др.] // Experimental brain research. — 2010. — Т. 202. — С. 649-659.
2. Azariah J., Terranova U. Microgravity and Cardiovascular Health in Astronauts: A Narrative Review // Health Science Reports. — 2025. — Т. 8, № 1. — e70316.
3. Posturography and locomotor tests of dynamic balance after long-duration spaceflight / H. S. Cohen [и др.] // Journal of Vestibular Research. — 2012. — Т. 22, № 4. — С. 191-196.
4. Learning humanoid locomotion with transformers / I. Radosavovic [и др.] // CoRR. — 2023.
5. Artificial intelligence for prosthetics: Challenge solutions / L. Kidzi´nski [и др.] // The NeurIPS'18 Competition: From Machine Learning to Intelligent Conversations. — Springer. 2020. — С. 69-128.
6. Stergiou N. Biomechanics and gait analysis. — Academic Press, 2020.
7. Hausdorff J. M. Gait variability: methods, modeling and meaning // Journal of neuroengineering and rehabilitation. — 2005. — Т. 2. — С. 1-9.

8. Nilsson J., Thorstensson A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running // Acta Physiologica Scandinavica. — 1989. — Т. 136, № 2. — С. 217-227.
9. Analysis of ground reaction forces by means of wavelet transform / F. Verdini [и др.] // Clinical Biomechanics. — 2000. — Т. 15, № 8. — С. 607- 610.
10. Gutenberg Gait Database, a ground reaction force database of level overground walking in healthy individuals / F. Horst [и др.] // Scientific data. — 2021. — Т. 8, № 1. — С. 232.
11. A data set for the study of human locomotion with inertial measurements units. Image Process Line 9: 381–390 / C. Truong [и др.]. — 2019.
12. Template-based step detection with inertial measurement units / L. Oudre [и др.] // Sensors. — 2018. — Т. 18, № 11. — С. 4033.
13. GaitMotion: A Multitask Dataset for Pathological Gait Forecasting / W. Zhang [и др.] // arXiv preprint arXiv:2405.09569. — 2024.
14. Generative gaitnet / J. Park [и др.] // ACM SIGGRAPH 2022 Conference Proceedings. — 2022. — С. 1-9.
15. Robust and novel attention guided MultiResUnet model for 3D ground reaction force and moment prediction from foot kinematics / M. A. A. Faisal [и др.] // Neural Computing and Applications. — 2024. — Т. 36, № 3. — С. 1105-1121.
16. Cueing changes in peak vertical ground reaction force to improve coordination dynamics in walking / C. Armitano-Lago [и др.] // Journal of motor behavior. — 2022. — Т. 54, № 1. — С. 125-134.
17. Скворцов Д. Объективная оценка функции ходьбы // Клинические рекомендации [Электронный ресурс]/ДВ Скворцов. – Режим доступа: https://diseases.medelement.com/disease/объективная-оценка-функции-ходьбырекомендации-рф/15376 . — 2016.
18. Vertical ground reaction forces on rigid and vibrating surfaces for vibration serviceability assessment of structures / E. Ahmadi [и др.] // Engineering Structures. — 2018. — Т. 172. — С. 723-738.
19. Орлов Ю.Н. Кинетические методы исследования нестационарных временных рядов. — Московский физико-технический институт (государственный университет), 2014. — С. 276.
20. Tartakovsky A., Nikiforov I., Basseville M. Sequential analysis: Hypothesis testing and changepoint detection. — CRC press, 2014.
21. Desobry F., Davy M., Doncarli C. An online kernel change detection algorithm // IEEE Transactions on Signal Processing. — 2005. — Т. 53, № 8. — С. 2961-2974.
22. Truong C., Oudre L., Vayatis N. Selective review of offline change point detection methods // Signal Processing. — 2020. — Т. 167. — С. 107299.
23. Wang T., Samworth R. J. High dimensional change point estimation via sparse projection // Journal of the Royal Statistical Society Series B: Statistical Methodology. — 2018. — Т. 80, № 1. — С. 57-83.
24. Brodsky E., Darkhovsky B. S. Nonparametric methods in change point problems. Т. 243. — Springer Science & Business Media, 2013.

25. New efficient algorithms for multiple change-point detection with reproducing kernels / A. Celisse [и др.] // Computational Statistics & Data Analysis. — 2018. — Т. 128. — С. 200-220.
26. Savitzky A., Golay M. J. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. // Analytical chemistry. — 1964. — Т. 36, № 8. — С. 1627-1639.
27. Madden H. H. Comments on the Savitzky-Golay convolution method for least-squares-fit smoothing and differentiation of digital data // Analytical chemistry. — 1978. — Т. 50, № 9. — С. 1383-1386.
28. Ивченко А., Орлов Ю., Фомина Е. Индикаторы устойчивости локомоторных функций космонавта // Препринты ИПМ им. М.В.Келдыша. — Москва, 2020. — eprint: https://keldysh.ru/papers/2020/prep2020_38.pdf.