*УДК 004.932.2 : 519.25*

# МЕТОД ИЗВЛЕЧЕНИЯ И СТАТИСТИЧЕСКОЙ ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ ИЗ ДАННЫХ ДВУМЕРНОГО СКЕЛЕТНОГО ВИДЕОАНАЛИЗА

© 2026 А.Б. Кураков, М.Ю. Катаев

Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники, г. Томск, Россия

Статья поступила в редакцию 27.04.2026

Предложен метод извлечения биомеханических параметров походки из данных двумерного скелетного видеоанализа и их статистической оценки относительно стратифицированных популяционных норм, не требующий калибровки камеры и измерения антропометрических характеристик обследуемого. На выборке из 398 участников открытого набора Health&Gait установлено, что нормализация по полной высоте тела обеспечивает наименьший коэффициент вариации масштаба CV = 3,16 % и оптимальна для 88,4 % участников. Сформирован набор из 16 скорируемых параметров в шести клинических доменах, построены перцентильные нормативные интервалы для шести демографических групп по стандарту CLSI EP28-A3c и ГОСТ Р 53022.3-2008, разработана скоростно-условная оценка с трёхуровневой шкалой тяжести отклонений. Валидация параметров относительно инструментальной системы OptoGait показала индивидуальную корреляцию r = 0,365–0,388, соответствующую опубликованному авторами набора данных диапазону и отвечающую физическому пределу 2D-видеоанализа без калибровки; средняя абсолютная ошибка длины шага на 32 % ниже авторского результата. Нормативные медианы согласованы с медианами инструментальной системы OptoGait (средний знаковый сдвиг менее 1 %), а нормативные центры переносятся между двумя независимыми наборами данных (отношение медиан 0,94–0,98). Диагностическая валидация на клинической когорте KOA-PD-NM (187 записей пациентов с гонартрозом и болезнью Паркинсона и здоровых участников, зарегистрированных иной камерой) показала специфичность 98,9 % на внутренней leave-one-out выборке, 84,7 % — на внешней, чувствительность 40,6 % для значимых и 99,2 % для любых уровней отклонения. Предложенный метод применим для популяционного скрининга и мониторинга нарушений походки вне специализированной лаборатории.

*Ключевые слова:* анализ походки, безмаркерный видеоанализ, оценка позы, пространственная нормализация, безразмерные параметры, статистические нормы, перцентильные интервалы, скоростно-условная оценка, биомеханические параметры, стратификация.

DOI: 10.37313/1990-5378-2026-28-4-212-223
EDN: JRZKYD

## ВВЕДЕНИЕ

Ходьба служит основным способом передвижения человека и одновременно одним из наиболее информативных индикаторов состояния здоровья. Нарушения походки сопровождают широкий спектр неврологических, ортопедических и нейродегенеративных заболеваний, включая болезнь Паркинсона, болезнь Альцгеймера, инсульт и остеоартроз крупных суставов [1, 2, 3], а вариабельность пространственно-временных характеристик шага, в частности коэффициент вариации длительности шага, признана цифровым биомаркером ранних стадий нейродегенеративных заболеваний [4, 5, 6]. Количественная оценка параметров походки обеспечивает раннюю диагностику нарушений опорно-двигательного аппарата и мониторинг реабилитационных мероприятий, однако массовое применение подобных методов сдерживается ограничениями существующего инструментария.

Золотым стандартом клинического анализа походки остаются маркерные оптоэлектронные системы (Vicon, Qualisys) и инструментальные дорожки (GAITRite, OptoGait), обеспечивающие точность до 1–2 мм для пространственных параметров и до 10 мс для временных [7, 8]. Стоимость оборудования, необходимость калибровки и стационарное размещение ограничивают использование подобных систем рамками клинических лабораторий, исключая возможность массового популяционного скрининга. Альтернативу представляет видеоанализ на основе нейросетевых моделей оценки позы (pose estimation); архитектуры AlphaPose, OpenPose и MMPose позволяют извлекать двумерные координаты суставов из записи одной камеры с погрешностью, сопоставимой с маркерными системами для крупных суставов в сагиттальной плоскости [9, 10, 11, 12]. В систематическом обзоре [13] показано, что пространственно-временные характеристики безмаркерного анализа демонстрируют хорошую и отличную надёжность (ICC > 0,80), а согласованность кинематических

*Кураков Андрей Борисович, аспирант кафедры автоматизированных систем управления. E-mail: sniperaft@gmail.com*
*Катаев Михаил Юрьевич, доктор технических наук, профессор кафедры автоматизированных систем управления. E-mail: kmy@asu.tusur.ru*

переменных варьируется от умеренной до отличной для тазобедренного и коленного суставов. Безмаркерный видеоанализ уже применяется в клинической оценке походки, в том числе у постинсультных пациентов [14], и допускает трёхмерную реконструкцию движения по нескольким камерам [15]. В отечественной литературе развиваются подходы к анализу цикла шага на основе скелетных моделей, в том числе для задач идентификации личности [16, 17]. Вместе с тем координаты суставов в выходе нейросети представлены в абсолютных пикселях и зависят от расстояния до камеры, разрешения видеозаписи и антропометрических характеристик обследуемого, что исключает прямое сопоставление параметров между участниками без предварительной нормализации.

В работе Hof [18] предложена нормализация параметров походки к длине ноги с учётом ускорения свободного падения, получившая широкое распространение при обработке данных лабораторных систем. Muro-de-la-Herran и соавт. [19] предложили метод нормализации по диагонали «плечо-бедро» (Anatomical Shoulder-Hip, ASH) для оценки степени выраженности двигательных нарушений и показали его эффективность при фронтальной проекции. При латеральной проекции плечевой и тазобедренный суставы проецируются в близко расположенные точки, что приводит к вырождению ASH и делает его непригодным для бокового ракурса, преобладающего в клинической практике. Задача систематического сравнения методов нормализации координат скелетной модели для латеральной проекции до настоящего времени не решена.

Помимо инвариантного извлечения параметров, количественная интерпретация последних требует наличия референтных интервалов, стратифицированных по полу и возрасту. Ряд нормативных баз пространственно-временных параметров [7, 20, 21, 22, 23] построен на данных лабораторных систем и оперирует размерными величинами; нормативные интервалы для безразмерных параметров, извлечённых из двумерного видеоанализа без калибровки камеры, в литературе отсутствуют. Скоростно-условная оценка, устраняющая конфаундер темпа ходьбы, для безразмерных параметров двумерного видеоанализа ранее не реализована. Отсутствие согласованного набора «инвариантные параметры — стратифицированные нормы — скоростная коррекция» и сдерживает перенос видеоаналитических методов из лаборатории в повседневную клиническую практику.

Настоящая работа решает задачу извлечения параметров походки — их количественного измерения по видеозаписи, а не задачу распознавания образа походки или автоматической постановки диагноза. Под извлечением параметра понимается вычисление скалярной характеристики цикла шага (например, нормированной длины шага или амплитуды сустава) из последовательности координат скелетной модели; под пространственной нормализацией — приведение пиксельных координат к безразмерному виду делением на устойчивый базовый отрезок скелета; под скоростно-условной оценкой — сравнение параметра с нормой, зависящей от темпа ходьбы. В общем маршруте инструментальной диагностики нарушений походки предлагаемый метод занимает нишу количественного скринингового слоя: он формирует объективный профиль отклонений параметров от популяционной нормы, тогда как клиническая интерпретация этого профиля и постановка диагноза остаются в компетенции врача.

**Цель работы.** Разработка метода извлечения биомеханических параметров походки из данных двумерного скелетного видеоанализа и их статистической оценки относительно стратифицированных популяционных норм, инвариантного к условиям съёмки и не требующего калибровки камеры. Метод включает эмпирическое сравнение четырёх методов пространственной нормализации, формирование набора скорируемых параметров с доменной группировкой на основе стандартной биомеханической классификации [24, 25], построение перцентильных нормативных интервалов по стандарту CLSI EP28-A3c [26] и ГОСТ Р 53022.3-2008 [27] и разработку скоростно-условной оценки с трёхуровневой шкалой тяжести отклонений.

## ОБЩАЯ СХЕМА МЕТОДА

Суть предлагаемого метода состоит в последовательном преобразовании исходных данных. Пиксельные координаты скелетной модели нормируются по полной высоте тела, что делает параметры безразмерными и устраняет зависимость от масштаба съёмки; из нормированных координат вычисляются 16 параметров, сгруппированных в шесть клинических доменов; для каждого параметра строятся перцентильные нормативные интервалы, стратифицированные по полу и возрасту; скоростно-зависимые параметры оцениваются относительно регрессионной нормы, учитывающей темп ходьбы, а результат выражается трёхуровневой шкалой тяжести отклонения. Отличие метода от известных подходов состоит в том, что он, во-первых, использует нормализацию по полной высоте тела вместо диагонали «плечо-бедро» (ASH [19]), вырождающейся при боковом ракурсе; во-вторых, строит нормативные интервалы для безразмерных параметров двумерного видеоанализа, отсутствующие в литературе; в-третьих, вводит скоростно-условную коррекцию нормы для таких параметров, ранее для видеоанализа не реализованную.

## ПОДГОТОВКА СКЕЛЕТНЫХ ДАННЫХ И СЕГМЕНТАЦИЯ ШАГОВ

Экспериментальной базой послужил набор данных Health&Gait [28], включающий 1564 видеозаписи 398 участников в возрасте 18–64 лет. Съёмка выполнена камерой CASIO EX-ZR1000 с частотой 30 кадров/с при разрешении 960 × 540 пикселей, латеральная проекция, контролируемые условия закрытого помещения. Каждый участник совершал проходы в двух режимах — обычной (Usual Gait Speed, UGS) и быстрой (Fast Gait Speed, FGS) ходьбы — с курткой и без неё, по две попытки. Для построения нормативных интервалов использовались исключительно записи UGS, поскольку быстрая ходьба формирует отдельный биомеханический режим с систематически отличающимися длиной шага и каденцией.

Скелетные данные извлечены моделью AlphaPose в формате COCO-17 и приведены к унифицированному представлению COMMON_13, содержащему двенадцать суставов конечностей и нос как верхнюю опорную точку (pose_dim = 26). Суставный состав включает шесть пар с обеих сторон: плечевые, локтевые, лучезапястные, тазобедренные, коленные и голеностопные. При значении confidence score отдельного сустава ниже 0,3 кадр помечается как неполный и исключается из расчёта масштаба нормализации; порог 0,3 согласуется с практикой работы [9]. Сегментация записи на отдельные шаги выполнена временной свёрточной сетью (Temporal Convolutional Network, TCN) из трёх свёрточных слоёв по 64 канала с размером ядра 15; совокупное рецептивное поле составляет 43 кадра, что соответствует примерно 1,4 с. Модель обучена на ручной разметке фаз шага, разделение выборки по участникам в соотношении 70/15/15. Макроусреднённая F1-мера на валидационной выборке составила 0,88.

Общая схема конвейера обработки приведена на рис. 1.

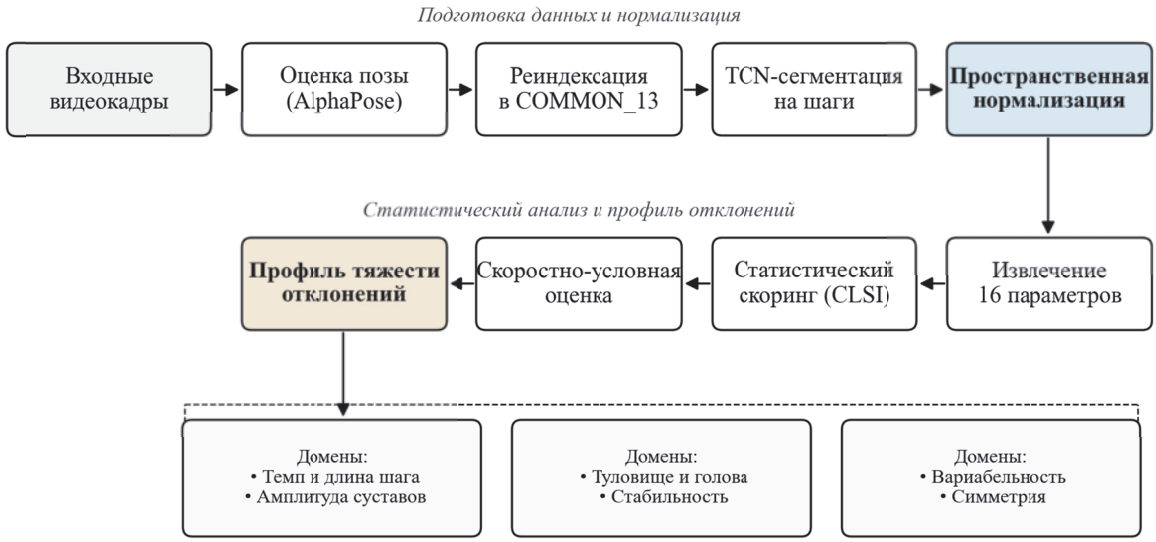


**Рис. 1.** Общая схема конвейера обработки видеозаписи походки

## ЭМПИРИЧЕСКОЕ СРАВНЕНИЕ МЕТОДОВ ПРОСТРАНСТВЕННОЙ НОРМАЛИЗАЦИИ

Для систематического сравнения реализованы четыре метода пространственной нормализации, различающиеся выбором базового отрезка скелетной модели. Метод full_height использует вертикальное расстояние от носа до голеностопного сустава опорной ноги; типичное значение ≈258 пикселей. Метод ASH основан на диагональном расстоянии от плечевого до тазобедренного сустава и ранее валидирован для фронтальной проекции [19]. Метод leg_length опирается на расстояние от тазобедренного до голеностопного сустава; теоретическое обоснование такой нормализации восходит к классической работе [18]. Метод torso_vertical использует вертикальное расстояние от носа до центра таза. Стабильность масштаба каждого метода оценивается коэффициентом вариации:

$$CV = \frac{\sigma(s)}{M(s)}, \quad (1)$$

где σ(s) — стандартное отклонение покадровых значений масштаба $s$ в пределах записи, M(s) – их медиана. Коэффициент CV вычислялся для каждой записи, далее для каждого участника определялась медиана CV по всем его записям, итоговая статистика агрегирована по 398 участникам.

Нормализация по полной высоте тела обеспечивает наименьший коэффициент вариации масштаба (3,16 %) и оказывается оптимальной для 88,4 % участников, превосходя ближайший метод

**Таблица 1.** Сравнительные показатели четырёх методов пространственной нормализации (398 участников, латеральная проекция, 30 кадров/с)

| Метод | CV, % | Ранг | Доминирование, % участников |
|---|---|---|---|
| full_height | **3,16** | 1 | **88,4** |
| ASH | 3,65 | 2 | 10,8 |
| torso_vertical | 3,92 | 3 | 0,8 |
| leg_length | 5,00 | 4 | 0,0 |

ASH на 13,4 % в относительном исчислении. Наблюдаемое превосходство обусловлено двумя факторами. Во-первых, расстояние от носа до голеностопного сустава приближается к реальной вертикальной протяжённости скелета и слабее зависит от фазы шага, поскольку нос и опорный голеностоп занимают противоположные вертикальные экстремумы. Во-вторых, максимальная базовая длина пропорционально уменьшает вклад случайного шума детекции координат в коэффициент вариации. Вырождение ASH при боковом ракурсе объясняется проекцией плечевого и тазобедренного сустава на близкие точки. Базовый отрезок становится коротким и шумным, что подтверждает нецелесообразность прямого переноса методики [19] на сагиттальную съёмку. Для построения нормативных таблиц и дальнейшей валидации принят метод full_height.

## НАБОР БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ И СТАТИСТИЧЕСКИЕ НОРМЫ

На нормализованных координатах рассчитывается 16 скорируемых параметров, сгруппированных в шесть клинических доменов (таблица 2). Доменная группировка опирается на стандартную биомеханическую классификацию, принятую в монографиях [24, 25], и на работы по контролю баланса, вариабельности и симметрии [5, 29]. Дополнительно в полной норм-таблице сохраняется нормированная скорость ходьбы для контекстного отображения без участия в скоринге, а также набор из 12 угловых перцентилей суставных дуг для описания референтных диапазонов.

**Таблица 2.** Биомеханические параметры, используемые для скоринга, с доменной группировкой

| Домен | Параметров | Список | Тип оценки |
|---|---|---|---|
| Пространственно-временной | 2 | нормированная длина шага, каденция | двусторонняя |
| Амплитуда движений нижних конечностей | 3 | амплитуда коленного сустава в фазе переноса, амплитуда тазобедренного сустава в фазах переноса и опоры | двусторонняя |
| Туловище и голова | 3 | средний наклон туловища, размах наклона туловища, наклон головы вперёд | односторонняя |
| Стабильность | 3 | стабильность положения головы, стабильность положения туловища, вертикальная стабильность | односторонняя |
| Вариабельность | 2 | коэффициент вариации длины шага, коэффициент вариации каденции | односторонняя |
| Симметрия | 3 | индекс симметрии длины шага, индекс симметрии длительности шага, индекс симметрии амплитуды коленного сустава | односторонняя |

Амплитуда коленного сустава в фазе опоры исключена из скоринга на этапе агрегации из-за высокого минимально детектируемого изменения (Minimal Detectable Change, MDC), достигающего 90 % диапазона параметра и превышающего клинически значимую разницу. Нормированная скорость ходьбы не скорируется, чтобы избежать циркулярности со скоростно-условной моделью, в которой скорость выступает предиктором.

Построение нормативных интервалов выполнено по стандарту CLSI EP28-A3c [26], совместимому с ГОСТ Р 53022.3-2008 [27]. Стандарт предписывает перцентильную модель с двусторонним интервалом [p2,5; p97,5], охватывающим 95 % центральной массы распределения и не требующим предположения о нормальности. Стратификация выполнена по шести демографическим группам, образованным сочетанием пола и трёх возрастных страт 18–29, 30–49 и 50–64 лет, что согласуется с возрастным диапазоном набора Health&Gait. Для исключения экстремальных выбросов, обусловленных ошибками детекции позы и артефактами сегментации, применён двухуровневый фильтр. На первом уровне отсекаются шаги с физиологически невозможными значениями: длиной менее 10 см, каденцией менее 40 шаг/мин или амплитудой сустава более 120°. На втором уровне применяется правило межквартильного размаха: значения вне интервала [Q1 − 1,5·IQR, Q3 + 1,5·IQR] исключаются из агрегации. Перцентильные интервалы рассчитываются по отфильтрованному распределению; винсоризация на уровне группы применяется отдельно при построении скоростно-условной модели. Агрегация шагов в параметр участника выполнена медианой, робастной к редким артефактам сегментации и корректно учитывающей статистическую зависимость шагов одного индивида.

Ряд параметров шага статистически связан с темпом ходьбы, при этом скорость выступает предиктором для длины шага, каденции и амплитуд тазобедренного сустава в фазах переноса и опоры. Для параметров с абсолютным значением коэффициента корреляции Пирсона со скоростью выше 0,30 применяется регрессионная модель предсказания. В каждой из шести групп обучается линейная регрессия параметра по нормированной скорости $v$, отклонение оценивается относительно регрессионной полосы $p(v) \pm 2\sigma$, где $p(v)$ — регрессионное предсказание, $\sigma$ — остаточное стандартное отклонение, вычисляемое отдельно для каждой записи. Нормализованное отклонение задаётся z-оценкой:

$$z = \frac{(x - p(v))}{\sigma}, \tag{2}$$

где $x$ – значение параметра у участника.

Итоговая шкала тяжести образована тремя уровнями. Норма соответствует $|z| \leqslant 2{,}0$ для скоростно-зависимых параметров или значению внутри [p2,5; p97,5] для скоростно-независимых. Лёгкое отклонение фиксируется при $2{,}0 < |z| \leqslant 2{,}33$ или при попадании значения в интервалы [p1; p2,5] и [p97,5; p99]. Значимое отклонение соответствует $|z| > 2{,}33$ или значению вне [p1; p99]. Приведённые границы согласованы с рекомендациями CLSI для трёхуровневой клинической классификации. Одностороннее оценивание для параметров доменов «Стабильность», «Вариабельность», «Симметрия» и параметра наклона головы вперёд формализуется отсечением только верхнего хвоста распределения, поскольку их низкое значение не соответствует патологии. Корректность построенной модели проверялась в трёх направлениях — сопоставлением с инструментальным эталоном OptoGait на индивидуальном уровне, сравнением нормативных медиан с независимыми популяционными базами и оценкой диагностических характеристик на клинической когорте.

## ВАЛИДАЦИЯ ПАРАМЕТРОВ ОТНОСИТЕЛЬНО OPTOGAIT

Для сопоставления безразмерных параметров с данными инструментальной системы OptoGait выполнена калибровка пиксельного пространства в физические единицы по формуле

$$k = \frac{H}{(h \cdot c)}, \tag{3}$$

где $k$ — калибровочный коэффициент (см/пиксель), $H$ — рост участника (см), $h$ — медианное значение нормализующего отрезка в пикселях, $c = 0{,}92$ — эмпирический коэффициент, учитывающий, что верхней опорной точкой в COMMON_13 служит нос, а не макушка. В рабочем режиме метода все параметры остаются безразмерными и не требуют калибровки камеры; формула (3) используется только для валидации.

Источники погрешности для разных параметров различны и оцениваются раздельно. Пространственные параметры (длина шага) наследуют погрешность оценки позы и калибровочного коэффициента с = 0,92, тогда как временные (каденция) определяются главным образом точностью сегментации моментов касания и от пространственной калибровки не зависят. Проекционные искажения бокового ракурса и покадровый шум детекции координат также вносят вклад, различный по каждому параметру, поэтому индивидуальная погрешность оценивалась отдельно для каждой

величины: средняя абсолютная ошибка приведена в таблице 3, а надёжность параметров дополнительно контролировалась по минимально детектируемому изменению (MDC) на этапе отбора — так, амплитуда коленного сустава в фазе опоры, для которой MDC достигает 90 % диапазона, исключена из скоринга. Поскольку в рабочем режиме параметры безразмерны, инструментальная погрешность калибровки в результаты не входит и проявляется только при сопоставлении с OptoGait. Воспроизводимость параметров дополнительно оценена по повторным проходам (test-retest): основные параметры (нормированные длина шага и скорость, каденция, наклон головы вперёд, амплитуды тазобедренного сустава, вертикальная стабильность) показали хорошую воспроизводимость (внутриклассовый коэффициент корреляции 0,70–0,95; таблица 6); параметры вариабельности и симметрии показали более низкую воспроизводимость и используются как вспомогательные, интерпретируемые с осторожностью; полученные уровни надёжности согласуются с опубликованными оценками воспроизводимости безмаркерного захвата движения [30, 31].

Для повышения согласованности дисперсии параметров с эталоном авторами разработана процедура VP-коррекции (Variance Preserving): ортогональная регрессия метода и эталона с последующей коррекцией наклона так, чтобы стандартное отклонение скорректированного ряда совпадало с эталонным. Процедура исключает характерное для линейной регрессии сжатие дисперсии. Дополнительно применяется субкадровая интерполяция траектории голеностопного сустава в окрестности локальных минимумов на основе параболической аппроксимации по трём соседним точкам; интерполяция уточняет моменты касания на доли кадра и повышает корреляцию каденции с эталоном.

Валидация выполнена для 396 участников Health&Gait с доступными данными OptoGait. Результаты приведены в таблице 3 и на рис. 2.

**Таблица 3.** Валидация извлекаемых параметров относительно OptoGait (n = 396, UGS). Покрытие p5–p95 рассчитывается как отношение ширины интервала p5–p95 метода к ширине аналогичного интервала эталона в процентах

| Параметр | MAE | Относительная MAE, % | r | Покрытие p5–p95, % |
|---|---|---|---|---|
| Длина шага | 11,13 см | 17,6 | 0,365 | 102,8 |
| Каденция | 13,36 шаг/мин | 11,8 | 0,371 | 109,8 |
| Скорость ходьбы | 0,19 м/с | 16,4 | 0,388 | 122,9 |

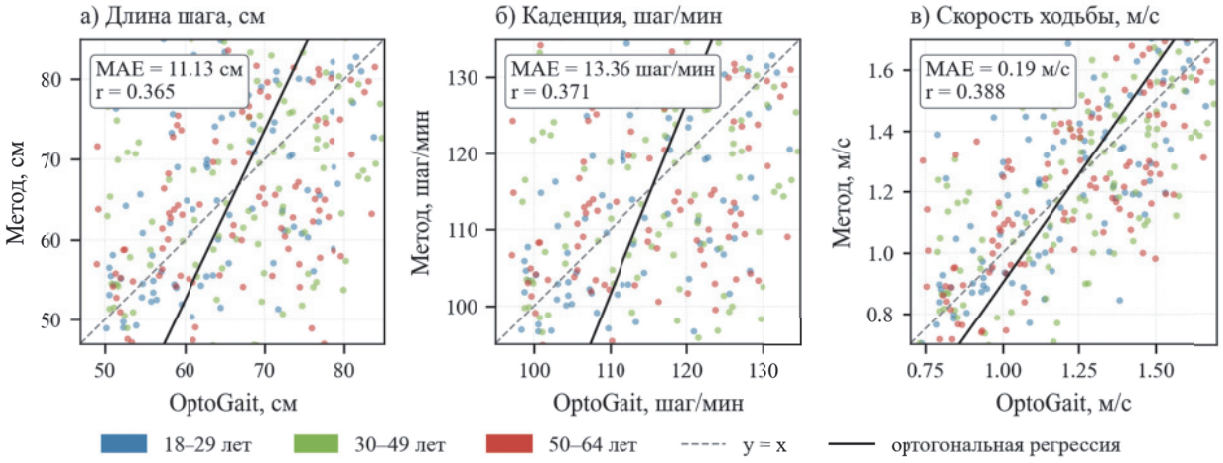


**Рис. 2.** Согласованность извлекаемых параметров с показаниями OptoGait.
Ось абсцисс — значение эталона OptoGait, ось ординат — значение метода.
Диагональ y = x — серая пунктирная линия, линия ортогональной регрессии — чёрная сплошная. Цветовая кодировка точек соответствует трём возрастным стратам 18–29, 30–49 и 50–64 лет

Полученные значения r = 0,365–0,388 лежат в интервале, опубликованном авторами набора Health&Gait в таблице 2 работы [28]: r = 0,39 для длины шага, r = 0,41 для каденции, r = 0,39 для скорости. Указанный диапазон r = 0,30–0,41 отвечает физическому пределу сопоставления 2D-видеоанализа без калибровки камеры с контактной оптической дорожкой. Средняя абсолютная ошибка длины шага в настоящей работе снижена на 32,4 % — с 16,47 см у авторов до 11,13 см. Для каденции MAE равен 13,36 шаг/мин и превышает авторское значение 10,48 шаг/мин в силу использования TCN-сегментации вместо покадровой ручной разметки, при-

менённой в источнике, однако коэффициент корреляции сохраняется в пределах авторского диапазона. Относительная MAE 11,8–17,6 % в 1,5–2 раза превышает лабораторную точность маркерных систем и соответствует ожидаемому уровню для безмаркерного 2D-анализа [13, 32, 33]. Покрытие 5-го и 95-го перцентилей распределения относительно эталона составляет 102,8–122,9 %: ширина доверительного интервала метода на 3–23 % больше ширины эталонного, что подтверждает корректное сохранение дисперсии VP-коррекцией и отсутствие ложно-узких нормативов.

Для оценки соотношения полученной точности с результатами других безмаркерных методов видеоанализа походки выполнено сопоставление с опубликованными показателями ближайших по постановке работ (таблица 4).

**Таблица 4.** Сравнение MAE и коэффициента корреляции с опубликованными результатами безмаркерных методов

| Работа | Условия | Pose | MAE (длина шага) | r (длина шага) |
|---|---|---|---|---|
| Настоящая работа | H&G, UGS, 2D лат. | AlphaPose | **11,13 см** | 0,365 |
| Zafra-Palma и соавт. [28] | H&G, UGS, 2D лат. | OpenPose/AlphaPose | 16,47 см | 0,39 |
| Stenum и соавт. [9] | Контрольная выборка, 2D сагит. | OpenPose | 11,1 см | 0,86 |
| Ota и соавт. [33] | Treadmill | OpenPose/2D | 9,0 см | 0,82 |
| Kanko и соавт. [34] | 3D markerless, overground | Theia3D | 2,2 см | 0,97 |

Результаты трёх видеоаналитических работ [9, 33, 34] получены в условиях, включающих единую экспериментальную установку, стандартизованное освещение и отсутствие апериодических шумов детекции, поэтому их корреляции близки к уровню маркерных систем. Набор Health&Gait отличается смешанными условиями съёмки 398 участников и большей естественной вариативностью, что объясняет снижение индивидуальной корреляции до диапазона 0,30–0,41, зафиксированного и авторами набора [28], и в настоящей работе. Средняя абсолютная ошибка длины шага при этом соответствует нижнему уровню лабораторных 2D-методов [9] и существенно ниже результата авторов набора, что подтверждает эффективность предложенной калибровки и субкадровой интерполяции при переходе от контролируемых условий к натуральным.

Вклад отдельных этапов обработки оценён аблационным экспериментом, в котором поочерёдно отключались VP-коррекция и субкадровая интерполяция траектории голеностопного сустава (таблица 5). Введение VP-коррекции повышает корреляцию на 15–23 % относительно базовой конфигурации, при этом наибольший прирост наблюдается для скорости. Дополнительное включение субкадровой интерполяции увеличивает корреляцию каденции с 0,352 до 0,371, что соответствует приросту 21 % относительно базовой конфигурации. Обе компоненты вносят независимый и взаимодополняющий вклад: VP-коррекция улучшает согласование дисперсий, субкадровая интерполяция повышает временную точность.

**Таблица 5.** Вклад этапов обработки в корреляцию с эталоном OptoGait (n = 396, UGS)

| Конфигурация | r (длина шага) | r (каденция) | r (скорость) |
|---|---|---|---|
| Базовая (без коррекции и интерполяции) | 0,298 | 0,307 | 0,301 |
| С VP-коррекцией | 0,344 | 0,352 | 0,371 |
| С VP-коррекцией и субкадровой интерполяцией | 0,365 | 0,371 | 0,388 |

Отдельно оценена воспроизводимость извлекаемых параметров при повторных проходах; показатели надёжности по каждому параметру приведены в таблице 6.

**Таблица 6.** Воспроизводимость извлекаемых параметров (test-retest, обычная ходьба): внутриклассовый коэффициент корреляции (ICC) и минимально детектируемое изменение (MDC95)

| Параметр | ICC | MDC95 | MDC95, % коридора |
|---|---|---|---|
| Нормированная скорость | 0,95 | 0,19 | 19 |
| Нормированная длина шага | 0,92 | 0,07 | 24 |
| Наклон головы вперёд, ° | 0,90 | 5,5 | 27 |
| Каденция, шаг/мин | 0,82 | 18,6 | 36 |
| Амплитуда тазобедренного сустава (опора), ° | 0,79 | 3,7 | 39 |
| Вертикальная стабильность | 0,78 | 0,003 | 41 |
| Амплитуда тазобедренного сустава (перенос), ° | 0,70 | 4,3 | 44 |
| Амплитуда коленного сустава (перенос), ° | 0,63 | 6,1 | 50 |
| Стабильность головы | 0,53 | 0,002 | 60 |
| Стабильность туловища | 0,53 | 0,39 | 58 |

## СОГЛАСИЕ И ПЕРЕНОСИМОСТЬ ПОСТРОЕННЫХ НОРМ

Корректность построенных нормативных интервалов проверялась не по совпадению абсолютного значения отдельного измерения, а по свойствам самих норм — несмещённости их центров и переносимости между наборами данных.

На популяционном уровне, в отличие от точности отдельного измерения (раздел 5), проверяются свойства самих построенных норм. Несмещённость центров установлена сопоставлением медиан нормативных параметров с медианами по данным инструментальной системы OptoGait на той же выборке. Для представительной группы мужчин 30–49 лет расхождение медиан не превышает 2,3 % по каждому параметру (таблица 7), а в среднем по всем шести демографическим группам систематический сдвиг не превышает 1 % (длина шага −0,9 %, каденция −0,2 %, скорость +0,6 %). Отсутствие систематического сдвига согласуется с разделом 5: умеренная индивидуальная корреляция (r = 0,365–0,388) и высокое согласие популяционных медиан суть два проявления одного свойства метода — воспроизведения распределения параметров в популяции при заметной случайной составляющей для отдельного участника. Дополнительно покрытие интервалов p5–p95 на уровне 102,8–122,9 % (раздел 5) показывает, что построенные нормы не оказываются ложно-узкими.

**Таблица 7**. Согласие нормативных медиан группы мужчин 30–49 лет с инструментальной системой OptoGait (обычная ходьба)

| Параметр | Наши | OptoGait | Расхождение, % |
|---|---|---|---|
| Длина шага, см | 55,5 | 56,8 | −2,2 |
| Каденция, шаг/мин | 114,3 | 114,0 | +0,3 |
| Скорость, см/с | 157,5 | 154,0 | +2,3 |

Переносимость норм проверена сравнением нормативных центров, независимо построенных по двум наборам данных — Health & Gait и клинической когорте KOA-PD-NM, зарегистрированной иной камерой и иной моделью оценки позы: отношение медиан каденции между двумя базами составило 0,98, безразмерной длины шага — 0,94. Поскольку сравнение выполнено на безразмерных величинах, оно не зависит от калибровки камеры и указывает, что построенные нормы отражают свойство походки, а не артефакт конкретной съёмки. Сравнение проведено на двух базах, поэтому подтверждает переносимость в пределах проверенных условий, а не универсальность норм; по порядку величины построенные нормы согласуются с опубликованными нормативами пространственно-временных параметров [20, 21, 22, 23].

## ДИАГНОСТИЧЕСКАЯ ВАЛИДАЦИЯ НА НЕЗАВИСИМЫХ КОГОРТАХ

Диагностические характеристики статистического критерия оценивались на двух независимых когортах. Для оценки специфичности применена схема исключения одного участника (leave-one-out) на Health&Gait: каждый из 379 участников поочерёдно изолировался, нормативные интервалы перестраивались по оставшимся 378, после чего изолированный участник оценивался по построенным нормам. Чувствительность и внешняя специфичность оценивались на клинической когорте KOA-PD-NM из 187 записей 96 участников, включающей норму (59 записей), гонартроз трёх степеней (100 записей) и болезнь Паркинсона трёх степеней (28 записей). Данные KOA-PD-NM собраны в иных условиях съёмки — камерой 1920 × 1080 с сагиттальной проекцией и оценкой позы моделью YOLO26, что обеспечивает проверку переносимости построенных норм на внешние условия регистрации.

**Таблица 8.** Диагностическая валидация статистического критерия на независимых когортах

| Когорта | n | Тип оценки | Уровень тяжести | Значение |
|---|---|---|---|---|
| Health&Gait LOO (здоровые, внутренняя) | 379 | FPR | значимое | **1,1 %** (4/379) |
| Health&Gait LOO (здоровые, внутренняя) | 379 | FPR | лёгкое и выше | 51,4 % (195/379) |
| KOA-PD-NM NM (здоровые, внешняя) | 59 | FPR | значимое | 15,3 % (9/59) |
| KOA-PD-NM, клинические патологии | 128 | Sens | значимое | **40,6 %** (52/128) |
| KOA-PD-NM, клинические патологии | 128 | Sens | лёгкое и выше | **99,2 %** (127/128) |

Специфичность на значимом уровне составила 98,9 % на внутренней leave-one-out выборке и 84,7 % на внешней здоровой когорте; снижение на 14 процентных пунктов при переносе на независимую когорту с иной камерой и моделью оценки позы отражает реалистичный уровень устойчивости популяционных норм CLSI к сдвигу условий съёмки. Медианная доля значимых отклонений по отдельным параметрам внутри одного участника составила около 1 %, а итоговый вердикт «норма» (без отклонений любого уровня) получили 48,6 % здоровых Health&Gait.

Чувствительность на значимом уровне равна 40,6 %, что отражает консервативность порогов [p2,5; p97,5] по CLSI, интерпретирующих как значимое только отклонение за 95 % референтного диапазона. Существенно более информативна интегральная чувствительность: у 127 из 128 клинических пациентов (99,2 %) детектировано хотя бы одно лёгкое отклонение, то есть метод практически не пропускает патологию, но требует клинической интерпретации профиля для принятия решения о её значимости. Высокая интегральная чувствительность при умеренной специфичности на значимом уровне типична для скринингового инструмента и соответствует целевой области применения метода.

## ПРИМЕР ИНТЕРПРЕТАЦИИ ПРОФИЛЯ ОТКЛОНЕНИЙ

Возможности структурированной интерпретации иллюстрирует клинический случай из когорты KOA-PD-NM. Мужчина 58 лет, диагноз «эссенциальный тремор» установлен независимой неврологической экспертизой; запись выполнена продолжительностью 12 с, после сегментации получено 27 валидных шагов. Итоговый профиль приведён в таблице 9; параметры доменов «Пространственно-временные» и «Симметрия» остались в пределах нормативного интервала и в таблице не отображены.

Три параметра домена «Стабильность» классифицированы как значимые отклонения с z-оценками 2,5–3,1, что согласуется с клинической картиной усиления постуральных колебаний при эссенциальном треморе. Наклон головы вперёд и коэффициент вариации каденции получили статус лёгкого отклонения при сохранённой амплитуде движений в коленных суставах. В отличие от нейросетевых классификаторов типа «чёрный ящик» [35, 36], метод раскрывает, какие именно параметры отклонены и в каком направлении, что повышает интерпретируемость результатов для клинициста.

**Таблица 9**. Профиль отклонений участника с эссенциальным тремором (группа мужчин 50–64 лет). Параметры стабильности — безразмерные величины, выражающие стандартное отклонение нормированной координаты за цикл шага; коэффициент вариации каденции приведён в процентах, углы — в угловых градусах

| Домен | Параметр | Значение | Граница нормы | z-оценка | Тяжесть |
|---|---|---|---|---|---|
| Стабильность | стабильность положения головы | 0,091 | p97,5 = 0,065 | +3,1 | значимое |
| Стабильность | стабильность положения туловища | 0,072 | p97,5 = 0,054 | +2,7 | значимое |
| Стабильность | вертикальная стабильность | 0,038 | p97,5 = 0,029 | +2,5 | значимое |
| Амплитуда | амплитуда коленного сустава в фазе переноса | 57,2° | p2,5 = 54,1° | −0,8 | норма |
| Туловище и голова | наклон головы вперёд | 12,4° | p97,5 = 9,8° | +2,1 | лёгкое |
| Вариабельность | коэффициент вариации каденции | 5,8 % | p97,5 = 4,9 % | +2,3 | лёгкое |

## ОГРАНИЧЕНИЯ И ПЕРСПЕКТИВЫ

Индивидуальная корреляция r = 0,37–0,39 отвечает физическому пределу 2D-анализа при сравнении с контактными системами [28], поэтому метод применим для популяционного скрининга и мониторинга, но не для окончательной клинической диагностики. Валидация выполнена только для бокового ракурса; применение фронтальной проекции требует иной нормализации (например, ASH [19]) и отдельной валидации. Возрастной диапазон 18–64 лет определён границами выборки Health&Gait; построение нормативных интервалов для когорты старше 64 лет на независимой выборке составляет приоритетную задачу дальнейших исследований. Расширение набора параметров за счёт угловых скоростей и фазовых ошибок цикла шага затруднено шумом второй производной при 30 кадрах/с и потребует повышения частоты съёмки или адаптивных сглаживающих фильтров. Перспективным направлением развития метода выступает верификация нормативных интервалов на выборке с клинически подтверждённым статусом здоровья и расширение клинической когорты KOA-PD-NM за счёт других нозологий, характерных для поликлинической практики анализа походки.

С точки зрения практической реализации метод оформляется как программный модуль, обрабатывающий видеозапись обычной камеры без специальной разметки помещения, и ориентирован на амбулаторный и диспансерный скрининг, телемедицинский мониторинг и продольное наблюдение за динамикой реабилитации, где требуется воспроизводимая количественная оценка вне лаборатории. В настоящее время разрабатывается веб-реализация метода и планируется её пилотная апробация в клинических условиях; окончательное диагностическое значение выявленных отклонений в любом сценарии применения определяется врачом.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложенный метод извлечения биомеханических параметров походки из двумерного скелетного видеоанализа и их статистической оценки относительно стратифицированных популяционных норм объединяет пространственную нормализацию по полной высоте тела, набор из 16 скорируемых параметров в шести клинических доменах, перцентильные нормативные интервалы по CLSI EP28-A3c и ГОСТ Р 53022.3-2008 для шести демографических страт, а также скоростно-условную оценку с трёхуровневой шкалой тяжести отклонений.

Эмпирическое сравнение методов нормализации на представительной выборке подтвердило превосходство выбранного подхода по критерию стабильности масштаба. Валидация относительно

инструментальной системы OptoGait показала, что индивидуальная точность находится в диапазоне, опубликованном составителями набора Health&Gait, при этом абсолютная погрешность длины шага существенно ниже авторской за счёт VP-коррекции и субкадровой интерполяции. Согласованность нормативных медиан с инструментальной системой OptoGait и переносимость норм между двумя независимыми наборами данных подтвердили корректность калибровки распределений на популяционном уровне. Диагностическая валидация на независимой клинической когорте продемонстрировала высокую интегральную чувствительность при сохранении приемлемой специфичности в условиях, отличающихся от условий сбора обучающей выборки. Отсутствие необходимости в калибровке камеры и антропометрических измерениях делает метод пригодным для популяционного скрининга и мониторинга нарушений походки вне специализированной лаборатории; структурированный выход метода, раскрывающий конкретные отклонённые параметры и направление отклонения, обеспечивает интерпретируемость результатов для клинициста.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ


1. *Yakhno, N. N.* Gait and balance disorders in some neurological diseases / N. N. Yakhno, N. V. Damulin // Clinical Gerontology. - 2003. - Vol. 9, No. 2. - P. 38–42.
2. *Skvortsov, D. V.* Clinical analysis of movements. Gait analysis / D. V. Skvortsov. - Moscow: MBN, 2007. - 344 p.
3. *Vitenzon, A. S.* Patterns of normal and pathological human gait / A. S. Vitenzon, K. A. Petrushanskaya. - Moscow: Zerkalo-M, 2005. - 271 p.
4. *Pieruccini-Faria, F.* Gait variability across neurodegenerative and cognitive disorders: Results from the Canadian Consortium of Neurodegeneration in Aging (CCNA) and the Gait and Brain Study / F. Pieruccini-Faria, S. E. Black, M. Bhatt [et al.] // Alzheimer's & Dementia. — 2021. — Vol. 17, No. 8. — P. 1317–1328. — DOI: 10.1002/alz.12298.
5. *Hausdorff, J. M.* Gait variability: methods, modeling and meaning / J. M. Hausdorff // Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. — 2005. — Vol. 2. — P. 19. — DOI: 10.1186/1743-0003-2-19.
6. *Schlachetzki, J. C.* M. Digital gait biomarkers in Parkinson's disease / J. C. M. Schlachetzki, C. Marxreiter, J. Hannink [et al.] // npj Parkinson's Disease. — 2025. — Vol. 11. — P. 56. — DOI: 10.1038/s41531-025-00897-1.
7. *Lee, M.* M. Concurrent validity and test-retest reliability of the OPTOGait photoelectric cell system for the assessment of spatio-temporal parameters of the gait of young adults / M. M. Lee, S. B. Song, C. S. Lee [et al.] // Journal of Physical Therapy Science. — 2014. — Vol. 26, No. 1. — P. 81–85. — DOI: 10.1589/jpts.26.81.
8. *Lencioni, T.* The Optogait System Evaluates Spatial-Temporal Parameters of Gait Comparably to an Instrumented Walkway in Patients with Neurodegenerative Diseases / T. Lencioni, I. Carpinella, M. Ferrarin [et al.] // Applied Sciences. — 2020. — Vol. 10, No. 11. — P. 3726. — DOI: 10.3390/app10113726.
9. *Stenum, J.* Two-dimensional video-based analysis of human gait using pose estimation / J. Stenum, C. Rossi, R. T. Roemmich // PLOS Computational Biology. — 2021. — Vol. 17, No. 4. — P. e1008935. — DOI: 10.1371/journal.pcbi.1008935.
10. *Wade, L.* Applications and limitations of current markerless motion capture methods for clinical gait biomechanics / L. Wade, L. Needham, P. McGuigan [et al.] // PeerJ. — 2022. — Vol. 10. — P. e12995. — DOI: 10.7717/peerj.12995.
11. *Cotton, R. J.* Improved Trajectory Reconstruction for Markerless Pose Estimation / R. J. Cotton, A. P. Rao, R. Shah [et al.] // Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). — 2023. — P. 1–4. — DOI: 10.1109/EMBC40787.2023.10340798.
12. *Needham, L.* The accuracy of several pose estimation methods for 3D joint centre localisation / L. Needham, M. Evans, D. P. Cosker [et al.] // Scientific Reports. — 2021. — Vol. 11. — P. 20673. — DOI: 10.1038/s41598-021-00212-x.
13. *Shin, J. H.* Accuracy, Validity, and Reliability of Markerless Camera-Based 3D Motion Capture Systems versus Marker-Based 3D Motion Capture Systems in Gait Analysis: A Systematic Review and Meta-Analysis / J. H. Shin, J. Yu, J. Jeong [et al.] // Sensors. — 2024. — Vol. 24, No. 11. — P. 3686. — DOI: 10.3390/s24113686.
14. *Lonini, L.* Video-Based Pose Estimation for Gait Analysis in Stroke Survivors during Clinical Assessments: A Proof-of-Concept Study / L. Lonini, Y. Moon, K. Embry [et al.] // Digital Biomarkers. — 2022. — Vol. 6, No. 1. — P. 9–18. — DOI: 10.1159/000520732.
15. *Zago, M.* 3D Tracking of Human Motion Using Visual Skeletonization and Stereoscopic Vision / M. Zago, C. Sforza, C. Dolci [et al.] // Scientific Reports. — 2021. — Vol. 11. — P. 13203. — DOI: 10.1038/s41598-021-93530-z.
16. *Kazakova, S. A.* Study of human movement in computer vision systems based on a skeletal model / S. A. Kazakova, P. A. Leontyeva, M. I. Frolova [et al.] // Scientific and Technical Bulletin of Information Technologies, Mechanics and Optics. - 2021. - Vol. 21, No. 5. - P. 713–726. - DOI: 10.17586/2226-1494-2021-21-5-713-726.
17. *Bazhenov, A. S.* Software package for personal identification based on step cycle characteristics / A. S. Bazhenov, V. S. Karpov // Software products and systems. - 2023. - Vol. 36, No. 2. - P. 221–228. - DOI: 10.15827/0236-235X.142.221-228.18. Hof, A. L. Scaling gait data to body size / A. L. Hof // Gait & Posture. — 1996. — Vol. 4, No. 3. — P. 222–223. — DOI: 10.1016/0966-6362(95)01057-2.
19. *Muro-de-la-Herran, A.* 2D Gait Skeleton Data Normalization for Quantitative Assessment of Movement Disorders from Freehand Single Camera Video Recordings / A. Muro-de-la-Herran, J. Zubizarreta, A. Zinkunegi-Goitia [et al.] // Sensors. — 2022. — Vol. 22, No. 11. — P. 4245. — DOI: 10.3390/s22114245.
20. *Hollman, J. H.* Normative spatiotemporal gait parameters in older adults / J. H. Hollman, E. M. McDade, R. C. Petersen // Gait & Posture. — 2011. — Vol. 34, No. 1. — P. 111–118. — DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.03.024.
21. *Moe-Nilssen, R.* Spatiotemporal gait parameters for older adults — An interactive model adjusting reference data for gender, age, and body height / R. Moe-Nilssen, J. L. Helbostad // Gait & Posture. — 2020. — Vol. 82. — P. 220–226. — DOI: 10.1016/j.gaitpost.2020.09.009.
22. *Mobbs, L.* Normative Database of Spatiotemporal Gait Metrics Across Age Groups: An Observational Case–Control Study / L. Mobbs, V. Fernando, R. D. Fonseka [et al.] // Sensors. — 2025. — Vol. 25, No. 2. — P. 581. — DOI: 10.3390/s25020581.

23. *Rössler, R.* Spatiotemporal gait characteristics across the adult lifespan: Reference values from a healthy population — Analysis of the COmPLETE cohort study / R. Rössler, J. Wagner, R. Knaier [et al.] // Gait & Posture. — 2024. — Vol. 109. — P. 101–108. — DOI: 10.1016/j.gaitpost.2024.01.005.
24. *Whittle, M.* W. Whittle's Gait Analysis. Sixth Edition / D. Levine, J. Richards, M. W. Whittle. — Edinburgh: Elsevier, 2022. — 384 p.
25. *Baker, R.* Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis / R. Baker. — London: Mac Keith Press, 2013. — 232 p.
26. *Horowitz, G. L.* Defining, Establishing, and Verifying Reference Intervals in the Clinical Laboratory; Approved Guideline — Third Edition. CLSI Document EP28-A3c / G. L. Horowitz, S. Altaie, J. C. Boyd [et al.]. — Wayne, PA: Clinical and Laboratory Standards Institute, 2010. — 76 p.
27. GOST R 53022.3-2008. Clinical laboratory technologies. Quality requirements for clinical laboratory tests. Part 3. Rules for assessing the clinical information content of laboratory tests. — Moscow: Standartinform, 2009. — 16 p.28. Zafra-Palma, J. Health & Gait: a dataset for gait-based analysis / J. Zafra-Palma, N. Marín-Jiménez, J. Castro-Piñero [et al.] // Scientific Data. — 2025. — Vol. 12. — P. 44. — DOI: 10.1038/s41597-024-04327-4.
29. *Guzik, A.* Proposed objective scoring algorithm for clinical evaluation of walking asymmetry based on relevant gait metrics from wearable devices: the Gait Symmetry Index (GSi) / A. Guzik, M. Drużbicki, A. Przysada [et al.] // Scientific Reports. — 2022. — Vol. 12. — P. 16592. — DOI: 10.1038/s41598-022-20817-6.
30. *Song, K.* Validation of Gait Kinematics With Ramp and Stair Ascent and Descent Revealed by Markerless Motion Capture in Simulated Living Space: Test-Retest Reliability Study / K. Song, M. Kamibayashi, T. Yamamoto [et al.] // JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies. — 2025. — Vol. 12, No. 1. — P. e66886. — DOI: 10.2196/66886.
31. *Riazati, S.* Absolute Reliability of Gait Parameters Acquired With Markerless Motion Capture in Living Domains / S. Riazati, T. E. McGuirk, E. S. Perry [et al.] // Frontiers in Human Neuroscience. — 2022. — Vol. 16. — P. 867474. — DOI: 10.3389/fnhum.2022.867474.
32. *Di Raimondo, G.* Markerless vs. Marker-Based Gait Analysis: A Proof of Concept Study / G. Di Raimondo, B. Vanwanseele, A. van der Have [et al.] // Sensors. — 2022. — Vol. 22, No. 5. — P. 2011. — DOI: 10.3390/s22052011.
33. *Ota, M.* Verification of validity of gait analysis systems during treadmill walking and running using human pose tracking algorithm / M. Ota, H. Tateuchi, T. Hashiguchi [et al.] // Gait & Posture. — 2021. — Vol. 85. — P. 290–297. — DOI: 10.1016/j.gaitpost.2020.12.006.
34. *Kanko, R. M.* Assessment of spatiotemporal gait parameters using a deep learning algorithm-based markerless motion capture system / R. M. Kanko, E. K. Laende, G. Strutzenberger [et al.] // Journal of Biomechanics. — 2021. — Vol. 122. — P. 110414. — DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110414.
35. *Horst, F.* Explaining automated gender classification of human gait / F. Horst, D. Slijepcevic, M. Simak [et al.] // Gait & Posture. — 2023. — Vol. 81, Suppl. 1. — P. 159–160. — DOI: 10.1016/j.gaitpost.2020.07.106.
36. *Kidziński, Ł.* Deep neural networks enable quantitative movement analysis using single-camera videos / Ł. Kidziński, B. Yang, J. L. Hicks [et al.] // Nature Communications. — 2020. — Vol. 11. — P. 4054. — DOI: 10.1038/s41467-020-17807-0.

## METHOD FOR EXTRACTION AND STATISTICAL ASSESSMENT OF GAIT PARAMETERS FROM 2D SKELETAL VIDEO ANALYSIS DATA

© 2026 A.B. Kurakov, M.Yu. Kataev

Tomsk State University of Control Systems and Radioelectronics, Tomsk, Russia

A method for invariant extraction and statistical assessment of human gait parameters from two-dimensional skeletal video analysis is proposed. The method requires no camera calibration or anthropometric measurements of the examined subject. On a sample of 398 participants from the open Health&Gait dataset, normalization by full body height is shown to provide the lowest coefficient of variation of the scale, CV = 3.16%, and is optimal for 88.4% of the participants. A set of 16 scored parameters within six clinical domains is constructed, percentile normative intervals are built for six demographic groups following the CLSI EP28-A3c and GOST R 53022.3-2008 standards, and a speed-conditional assessment with a three-level severity scale is developed. Validation against the instrumented OptoGait system yielded individual correlations r = 0.365–0.388, matching the range reported by the authors of the dataset and corresponding to the physical ceiling of 2D video analysis without camera calibration; the mean absolute error of step length is 32% lower than the original authors' result. The normative medians agree with the OptoGait system medians (mean signed bias below 1%), and the normative centres transfer between two independent datasets (median ratio 0.94–0.98). Diagnostic validation on the KOA-PD-NM clinical cohort (187 records from patients with knee osteoarthritis and Parkinson's disease and healthy controls acquired with a different camera) yielded a specificity of 98.9% on the internal leave-one-out cohort and 84.7% on the external cohort, a sensitivity of 40.6% for significant deviations and 99.2% for deviations of any level. The proposed method is applicable to population-level screening and monitoring of gait disorders outside specialized laboratory settings.

*Keywords:* gait analysis, markerless video analysis, pose estimation, spatial normalization, dimensionless parameters, statistical norms, percentile intervals, speed-conditional scoring, biomechanical parameters, stratification.

DOI: 10.37313/1990-5378-2026-28-4-212-223
EDN: JRZKYD

*Andrey Kurakov, Graduate Student at the Department of Automated Control Systems. E-mail: sniperaft@gmail.com*
*Mikhail Kataev, Doctor of Engineering Sciences, Professor at the Department of Automated Control Systems. E-mail: kmy@asu.tusur.ru*