



## АЛГОРИТМЫ БЕЗМАРКЕРНОГО ВИДЕОАНАЛИЗА БИОМЕХАНИКИ ХОДЬБЫ НА ОСНОВЕ ПЛАТФОРМЫ MEDIAPIPE: МЕТРОЛОГИЧЕСКАЯ АТТЕСТАЦИЯ И СОПОСТАВЛЕНИЕ С ИНСТРУМЕНТАЛЬНЫМ МАРКЕРНЫМ АНАЛИЗОМ

<sup>1</sup>Батышева Т. Т. ORCID ID 0000-0003-0928-2131,

<sup>1</sup>Тихонов С. В. ORCID ID 0000-0002-5489-3516,

<sup>1</sup>Алексеева М. В. ORCID ID 0000-0001-8448-8493,

<sup>1</sup>Климов Ю. А. ORCID ID 0000-0001-5946-094X,

<sup>2,3</sup>Пеганский Д. А. ORCID ID 0009-0006-1723-1800,

<sup>2,4</sup>Куликова О. М. ORCID ID 0000-0001-9082-9848,

<sup>2,5</sup>Усачева Е. В. ORCID ID 0000-0002-6134-1533

<sup>1</sup>Государственное бюджетное учреждение здравоохранения г. Москвы  
«Научно-практический центр детской психоневрологии

Департамента здравоохранения г. Москвы», Москва, Российская Федерация;

<sup>2</sup>Общество с ограниченной ответственностью «Агентство «АСТ», Омск, Российская Федерация;

<sup>3</sup>Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования  
«Национальный государственный университет физической культуры, спорта и здоровья  
имени П. Ф. Лесгафта», Санкт-Петербург, Российская Федерация;

<sup>4</sup>Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования  
«Владивостокский государственный университет», Владивосток, Российская Федерация;

<sup>5</sup>Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования  
«Омский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения  
Российской Федерации, Омск, Российская Федерация, e-mail: science@ast.agency

Развитие сверточных нейронных сетей оценки положения тела человека инициировало сдвиг в направлении безмаркерного видеоанализа движений, обеспечивающего пространственную точность определения двумерных координат ключевых точек 5–10 мм при дистанции съемки 3–4 м, что приближается к точности маркерных систем для крупных анатомических сегментов. Цель исследования – разработка программного комплекса трехмерного безмаркерного видеоанализа биомеханики ходьбы и его метрологической аттестации в сопоставлении с эталонной системой Qualisys. Разработанный программный комплекс трехмерного безмаркерного видеоанализа биомеханики ходьбы реализует полный технологический цикл от детекции ключевых точек до клинической интерпретации с использованием восьми международно признанных диагностических индексов. Математический аппарат комплекса основан на стереотриангуляции из двух синхронизированных видеопотоков методом сингулярного разложения, многокаскадной цифровой фильтрации траекторий и алгоритмах автоматической верификации измерений посредством инвариантного физического уравнения связи скорости, каденции и длины шага. Метрологическая аттестация выполнена согласно стандартизованному протоколу с применением внутриклассового коэффициента корреляции ICC(2,1) модели Шраута – Флейсса, диаграммы Бленда – Альтмана с расчетом 95-процентных пределов согласия, стандартной ошибки измерения и минимально детектируемого изменения. Валидационное исследование продемонстрировало достижение значения ICC = 0,902 в сагиттальной плоскости (класс А научной точности по предложенной четырехуровневой шкале), программный комплекс аттестован по классу В в целом с предельно допустимой погрешностью  $\pm 11,95^\circ$  для угловых параметров и  $\pm 50$  мс для временных интервалов, систематическое смещение Бленда – Альтмана  $+6,18 \pm 2,22^\circ$  и среднеквадратичную ошибку  $6,50^\circ$ , что соответствует уровню научных биомеханических исследований и обеспечивает возможность клинической диагностики патологий ходьбы.

**Ключевые слова:** безмаркерный видеоанализ ходьбы, биомеханика ходьбы, метрологическая аттестация, нейросетевой детектор точек, стереотриангуляция, управляемая реабилитация, цифровая фильтрация

## ALGORITHMS FOR NON-MARKER VIDEO ANALYSIS OF WALKING BIOMECHANICS BASED ON THE MEDIAPIPE PLATFORM: METROLOGICAL CERTIFICATION AND COMPARISON WITH INSTRUMENTAL MARKER ANALYSIS

<sup>1</sup>Batysheva T. T. ORCID ID 0000-0003-0928-2131,

<sup>1</sup>Tikhonov S. V. ORCID ID 0000-0002-5489-3516,

<sup>1</sup>Alekseeva M. V. ORCID ID 0000-0001-8448-8493,

<sup>1</sup>Klimov Yu. A. ORCID ID 0000-0001-5946-094X,

<sup>2,3</sup>Peganskiy D. A. ORCID ID 0009-0006-1723-1800,

<sup>2,4</sup>Kulikova O. M. ORCID ID 0000-0001-9082-9848,

<sup>2,5</sup>Usacheva E. V. ORCID ID 0000-0002-6134-1533

<sup>1</sup>State Budgetary Institution of Healthcare of the city of Moscow  
“Scientific and Practical Center for Child Psychoneurology  
of the Moscow City Healthcare Department”, Moscow, Russian Federation;

<sup>2</sup>Limited liability company “Agency “AST”, Omsk, Russian Federation;

<sup>3</sup>Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education  
“National State University of Physical Education, Sports and Health  
named after P. F. Lesgaft”, Saint Petersburg, Russian Federation;

<sup>4</sup>Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education  
“Vladivostok State University”, Vladivostok, Russian Federation;

<sup>5</sup>Federal State Funded Educational Institution for Higher Education  
“Omsk State Medical University” of the Ministry of Public Health  
of the Russian Federation, Omsk, Russian Federation, e-mail: science@ast.agency

The development of convolutional neural networks for human body position estimation has initiated a shift towards markerless video analysis of movements, which provides spatial accuracy of 5-10 mm for determining the two-dimensional coordinates of key points at a shooting distance of 3-4 m, which is close to the accuracy of marker systems for large anatomical segments. The purpose of the study: to develop a software package for three-dimensional marker-free video analysis of walking biomechanics and its metrological certification in comparison with the Qualisys reference system. The developed software complex for three-dimensional markerless video analysis of walking biomechanics implements a full technological cycle from key point detection to clinical interpretation using eight internationally recognized diagnostic indices. The complex's mathematical apparatus is based on stereotriangulation from two synchronized video streams using the singular value decomposition method, multi-stage digital trajectory filtering, and algorithms for automatic measurement verification using an invariant physical equation that relates velocity, cadence, and step length. The metrological certification was performed according to a standardized protocol using the intra-class correlation coefficient ICC(2,1) of the Schraut-Fleiss model, the Blend-Altman diagram, and the calculation of 95 % confidence limits, standard error of measurement, and minimum detectable change. The validation study demonstrated the achievement of an ICC value of 0.902 in the sagittal plane (class A of scientific accuracy according to the proposed four-level scale), and the software package is certified for class B general with a maximum permissible error of  $\pm 11.95^\circ$  for angular parameters and  $\pm 50$  ms for time intervals, a systematic bias of Blend-Altman  $+6.18^\circ \pm 2.22^\circ$ , and a standard deviation of  $6.50^\circ$ , which corresponds to the level of scientific biomechanical research and provides the possibility of clinical diagnosis of walking pathologies.

**Keywords:** biomechanics of walking, digital filtering, guided rehabilitation, markerless analysis of walking, metrological certification, neural network detector of key points, stereotriangulation

## Введение

Инструментальный анализ ходьбы является признанным эталоном объективизации двигательных нарушений в клинической биомеханике, неврологии и реабилитологии [1–3]. Стационарные оптические системы захвата движения (Vicon, Qualisys, BTS Bioengineering) обеспечивают пространственную точность локализации светоотражающих маркеров порядка 0,5 мм, что соответствует уровню научных исследований, однако высокая стоимость оборудования и трудоемкость процедуры ограничивают распространенность указанных систем в клинической практике [4].

Развитие сверточных нейронных сетей оценки положения тела человека (Human Pose Estimation, HPE), представленных архитектурами OpenPose, MediaPipe BlazePose, MMPose, инициировало сдвиг в направлении безмаркерного видеоанализа движений, обеспечивающего пространственную

точность определения двумерных координат ключевых точек 5–10 мм при дистанции съемки 3–4 м, что приближается к точности маркерных систем для крупных анатомических сегментов [5].

Актуальность внедрения алгоритмов безмаркерного видеоанализа в клиническую практику подтверждается растущим числом метаанализов и систематических обзоров. В частности, недавний систематический обзор с метаанализом показал, что безмаркерные системы сопоставимы с маркерными по точности, валидности и надежности при оценке пространственно-временных параметров ходьбы, а для кинематики тазобедренного и коленного суставов во фронтальной плоскости также демонстрируют высокую степень согласия [6]. Важно отметить, что точность работы HPE-алгоритмов, в том числе MediaPipe, критически зависит от таких факторов, как настройки камеры, архитек-

тура бэкбона и состав обучающих выборок [7]. Однако, несмотря на многообещающие результаты, остается ряд открытых вопросов. Текущая доказательная база, касающаяся надежности (ретестовой и межсессионной) РЕА-систем в целом, ограничена [8]. Кроме того, для голеностопного сустава, особенно в трансверсальной и фронтальной плоскостях, до сих пор характерна пониженная валидность и надежность измерений [6]. Многообещающие результаты были получены при применении MediaPipe для выявления аномалий ходьбы: система показала эффективность при детекции нарушений у пациентов с саркопенией (точность 97 %) и болезнью Паркинсона (88 %) [9]. С другой стороны, прямое сравнение с маркерной системой Vicon выявило лишь умеренное согласие ( $ICC < 0,9$ ) при оценке углов в тазобедренном и коленном суставах у здоровых людей с помощью MediaPipe, что свидетельствует о необходимости дальнейшего совершенствования модели [10–12]. Таким образом, для широкого клинического внедрения MediaPipe и подобных алгоритмов необходимы дальнейшие стандартизированные метрические исследования по валидации и сопоставлению с референсными системами, особенно на различных клинических когортах.

**Цель исследования** – настоящее исследование посвящено разработке программного комплекса трехмерного безмаркерного видеонализа биомеханики ходьбы и его метрологической аттестации в сопоставлении с эталонной системой Qualisys.

## Материалы и методы исследования

### Архитектура программного комплекса

Программный комплекс реализован в среде Python 3.11 в виде модульной системы с разделением функциональной ответственности между подсистемами обработки видео, биомеханического анализа, клинической оценки и экспорта результатов. Концептуальная схема архитектуры представлена на рис. 1 и 2. Технологический конвейер обработки данных содержит 16 последовательных вычислительных этапов. Этап нулевой иницирует процедуру предварительного контроля качества (pre-flight check) видеозаписи по 10 параметрам, включающим длительность фрагмента, частоту кадров, пространственное разрешение, среднюю видимость ключевых точек, видимость дистальных сегментов нижних конечностей и индекс асимметрии обзора. Первый и второй этапы выполняют

детекцию 33 ключевых точек скелета модели MediaPipe Pose Landmarker (топология COCO + Hand) в каждом кадре сагиттального и фронтального видеопотоков с последующей стереотриангуляцией. Этапы цифровой фильтрации (этап 2.7) и коррекции анатомических ограничителей реализуют каскадную обработку траекторий, описанную в подразделе 2.2; перечисленные этапы сбора видеоданных и обработки сигналов отражены на рис. 1. Биомеханический анализ (этап 3) формирует 12 кинематических параметров суставов и 10 спатиотемпоральных характеристик. На этапах 4–6 рассчитываются 8 клинических индексов (POMA, GMFCS, FAC, EVGS, GPS, GDI, PCI, GVS) и производится автоматическая классификация походки. Этапы 7–8 обеспечивают визуализацию и экспорт результатов в форматы TXT-отчета, JSON, CSV и индустриального стандарта C3D. Этапы биомеханического анализа, клинической интерпретации и экспорта результатов представлены на рис. 2.

### Характеристика валидационной выборки

Метрологическая валидация программного комплекса выполнена на пациенте с диагнозом «детский церебральный паралич, спастическая диплегия», паттерн Crouch gait, для которого имелся синхронный эталонный протокол маркерного анализа Qualisys. Антропометрические данные обследуемого: возраст 12 лет, мужской пол, рост 1,52 м, масса тела 65,5 кг, индекс массы тела 28,3 кг/м<sup>2</sup>. Видеосъемка выполнена в режиме overground (ходьба по горизонтальной поверхности) двумя цифровыми видеокамерами с пространственным разрешением 1920×1080 пикселей и частотой кадров 30 Гц с дистанции 3,5 м от траектории движения. Калибровочная дистанция  $D_{cal} = 2,40$  м обозначалась контрастными маркерами на полу.

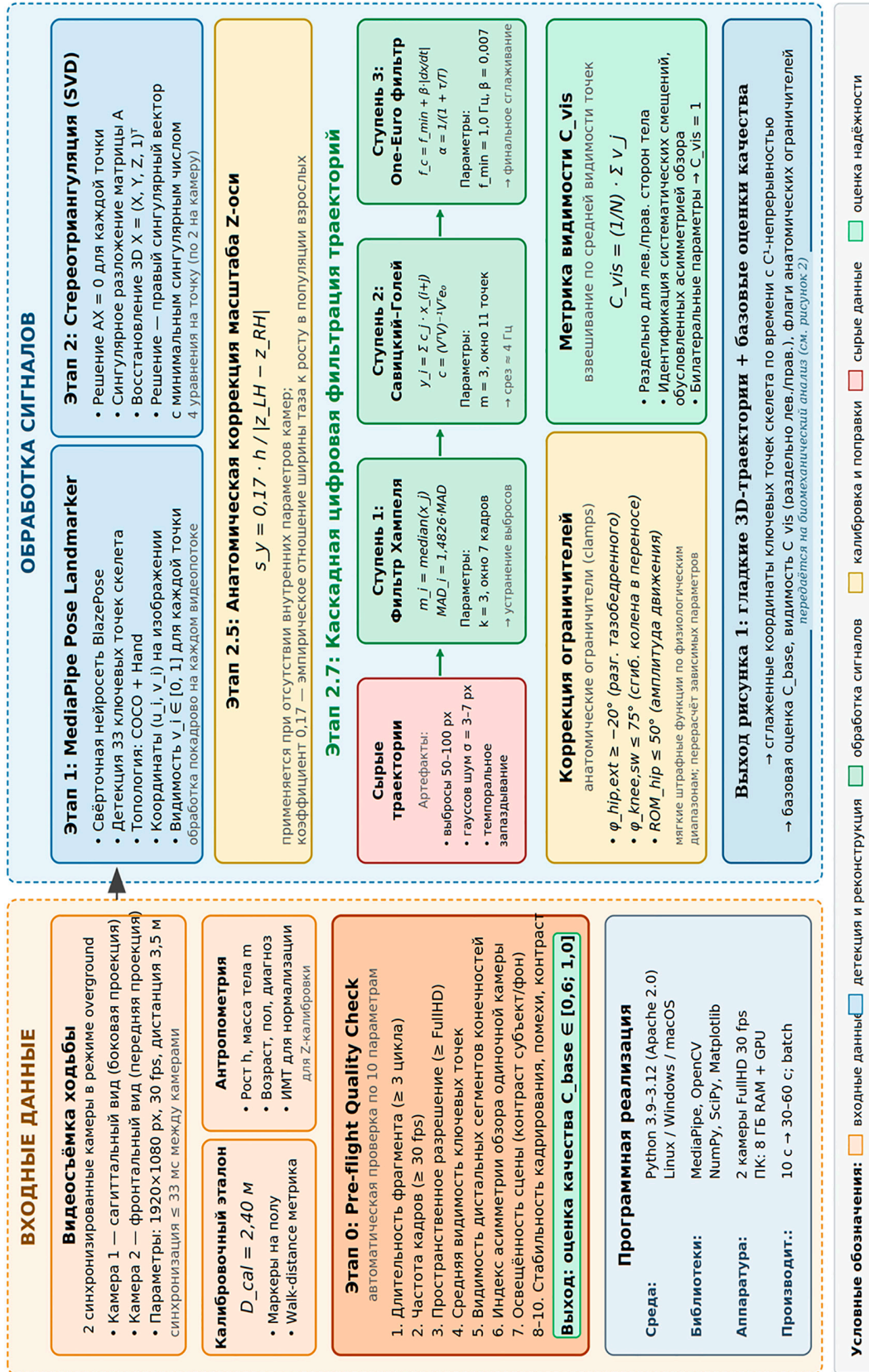
### Математическая модель и алгоритмы

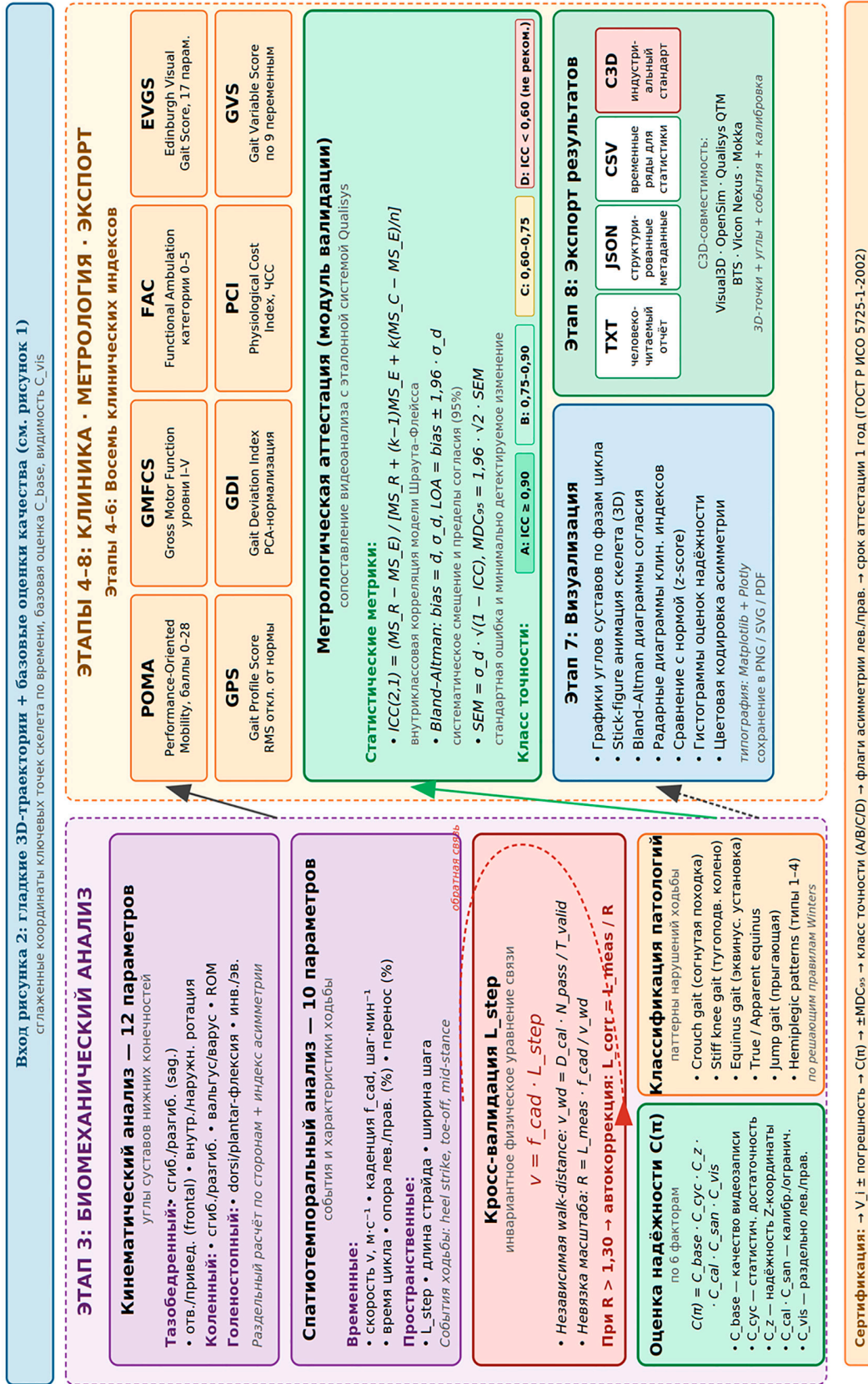
#### Стереотриангуляция координат ключевых точек

Пусть пиксельные координаты  $i$ -й ключевой точки на изображениях двух камер заданы векторами

$$x_i = (u_i, v_i)^T, x'_i = (u'_i, v'_i)^T, \quad (1)$$

где  $u_i$  и  $v_i$  – пиксельные координаты  $i$ -й ключевой точки на изображении первой камеры,  $u'_i$  и  $v'_i$  – ее координаты на изображении второй камеры,  $T$  – операция транспонирования.





Трехмерная координата  $X = (X, Y, Z, 1)^T$  восстанавливается решением переопределенной системы линейных уравнений в однородных координатах:

$$\begin{cases} (u_i P_i^3 - P_i^1) X = 0 \\ (v_i P_i^3 - P_i^2) X = 0 \\ (u'_i P_i^3 - P_i^{1'}) X = 0 \\ (v'_i P_i^3 - P_i^{2'}) X = 0 \end{cases}, \quad (2)$$

где  $P_i^j$  обозначает  $j$ -ю строку матрицы проекции  $i$ -й камеры размерности  $3 \times 4$ .

Объединение приведенных уравнений формирует матричную задачу  $AX = 0$ , решаемую методом сингулярного разложения (SVD):

$$A = U \Sigma V^T, \quad X = v_{\min}, \quad (3)$$

где  $A$  – матрица системы уравнений (2);  $U$  и  $V$  – ортогональные матрицы левых и правых сингулярных векторов;  $\Sigma$  – диагональная матрица сингулярных чисел в порядке убывания;  $v_{\min}$  – правый сингулярный вектор, соответствующий минимальному сингулярному числу.

Решением является правый сингулярный вектор матрицы  $A$ , соответствующий минимальному сингулярному числу. При отсутствии априорных данных о внутренних параметрах камер (фокусном расстоянии, главной точке) применяется анатомическая коррекция масштаба медиолатеральной оси, основанная на эмпирически установленной антропометрической пропорции:

$$s_y = \frac{0,17 \cdot h}{|z_{LH} - z_{RH}|}, \quad (4)$$

где  $s_y$  – корректирующий масштабный коэффициент медиолатеральной оси,  $h$  – антропометрический рост обследуемого,  $z_{LH}$  и  $z_{RH}$  –  $Z$ -координаты левого и правого тазобедренных суставов, коэффициент 0,17 представляет отношение среднестатистической ширины таза к росту в популяции.

#### Каскадная схема цифровой фильтрации траекторий

Сырые временные ряды координат ключевых точек, формируемые нейросетевым детектором, содержат три типа артефактов с различающимися статистическими характеристиками: одиночные выбросы амплитудой 50–100 пикселей, обусловленные ошибками детекции в отдельных кадрах; низкочастотный гауссов шум с среднеквадратичным отклонением 3–7 пикселей, связанный с тренировочной неопределен-

ностью нейронной сети; систематическое запаздывание реакции на быстрые движения, обусловленное темпоральным сглаживанием в архитектуре детектора. Подавление каждого из выделенных типов шумов требует применения специализированного алгоритма фильтрации, что обуславливает целесообразность каскадной обработки по схеме: сырые траектории → фильтр Хампеля (устранение выбросов) → фильтр Савицкого – Голея (полиномиальное сглаживание) → One-Euro фильтр (адаптивное подавление шума) → гладкие траектории.

Первая ступень каскада – фильтр Хампеля – устраняет статистические выбросы посредством робастной оценки локальной дисперсии через медианное абсолютное отклонение (MAD) в скользящем окне:

$$m_i = \text{median}(x_j : j \in [i-k, i+k]),$$

$$\text{MAD}_i = 1,4826 \cdot \text{median}(|x_j - m_i|), \quad (5)$$

$$\hat{x}_i = \begin{cases} x_i, & |x_i - m_i| \leq k \cdot \text{MAD}_i \\ m_i, & |x_i - m_i| > k \cdot \text{MAD}_i \end{cases}, \quad (6)$$

где  $x_i$  – исходное значение сигнала в  $i$ -м кадре,  $\hat{x}_i$  – его отфильтрованное значение,  $m_i$  – медиана сигнала в скользящем окне шириной  $2k + 1$ ,  $\text{MAD}_i$  – медианное абсолютное отклонение в том же окне, 1,4826 – нормировочная константа, приводящая оценку MAD к стандартному отклонению гауссова распределения;  $\mathbb{I}(\cdot)$  обозначает индикаторную функцию,  $k = 3$  – пороговый коэффициент обнаружения выброса, ширина окна  $2k + 1 = 7$  кадров эквивалентна временному интервалу 233 мс при частоте дискретизации 30 Гц.

Вторая ступень каскада – полиномиальная фильтрация Савицкого – Голея – реализует подавление высокочастотного шума посредством локальной аппроксимации скользящим полиномом степени  $m$  методом наименьших квадратов:

$$y_i = \sum_{j=-k}^k c_j x_{i+j}, \quad (7)$$

где  $y_i$  – сглаженное значение в  $i$ -м кадре,  $x_{i+j}$  – значения сигнала в окрестности ширины  $2k + 1$  точек,  $c_j$  – весовые коэффициенты полиномиальной аппроксимации, индекс  $j$  пробегает значения от  $-k$  до  $+k$ .

Коэффициенты  $c_j$  определяются однократной операцией псевдоинверсии матрицы Вандермонда  $V$  размерности  $(2k+1) \times (m+1)$ :

$$c = (V^T V)^{-1} V^T e_0, \quad (8)$$

Вектор  $e_0$  представляет канонический базис с единичной координатой в центральной позиции. В программной реализации использованы параметры  $m = 3$  (кубическая интерполяция, обеспечивающая  $C^1$ -непрерывность производной) и  $k = 5$  (окно 11 точек, эффективный фильтр низких частот с частотой среза приблизительно 4 Гц).

Третья ступень каскада – адаптивный фильтр One-Euro [13] – реализует финальное сглаживание с динамическим балансом между подавлением остаточного шума и сохранением быстрых физиологических движений посредством экспоненциального фильтра низких частот первого порядка:

$$\hat{y}_i = \alpha x_i + (1 - \alpha) \hat{y}_{i-1}, \quad (9)$$

где  $x_i$  – входное значение сигнала в  $i$ -м кадре,  $\hat{y}_i$  – выходное (сглаженное) значение,  $\hat{y}_{i-1}$  – сглаженное значение в предыдущем кадре,  $\alpha \in (0, 1)$  – коэффициент сглаживания, определяющий степень влияния текущего измерения относительно предыстории.

Параметр  $\alpha$  адаптивно изменяется в зависимости от мгновенной частоты среза, монотонно возрастающей пропорционально модулю производной сигнала:

$$f_c = f_{\min} + \beta \left| \frac{dx}{dt} \right|, \quad \alpha = \frac{1}{1 + \frac{1}{2\pi f_c T}}, \quad (10)$$

где  $f_c$  – текущая (адаптивная) частота среза фильтра,  $f_{\min}$  – минимальная частота среза при стационарном сигнале,  $\beta$  – коэффициент адаптации к скорости изменения сигнала,  $|dx/dt|$  – модуль производной входного сигнала,  $T$  – период дискретизации (обратная величина частоты кадров).

Эмпирически оптимизированные значения параметров:  $f_{\min} = 1,0$  Гц (минимальная частота среза при стационарном сигнале),  $\beta = 0,007$  (коэффициент адаптации к скорости изменения сигнала), что соответствует рекомендациям [13] для биомеханических приложений с типичной шириной полосы локомоторного спектра до 6 Гц.

*Алгоритмы коррекции анатомических ограничителей и кросс-валидации*

Анатомически невозможные значения биомеханических параметров, формируемые в результате остаточных артефактов детекции и триангуляции, корректируются посредством системы ограничителей (clamps), функционирующих как мягкие штрафные функции относительно физиологических диапазонов. Применяемые правила: разгибание тазобедренного сустава  $\varphi_{\text{hip,ext}} \geq -20^\circ$ ; сгибание коленного сустава в фазе переноса  $\varphi_{\text{knee,sw}} \leq 75^\circ$ ; ампли-

туда движения в тазобедренном суставе  $\text{ROM}_{\text{hip}} \leq 50^\circ$ . После активации ограничителя выполняется автоматический перерасчет всех зависимых производных параметров (амплитуд, моментов и индексов отклонения). Калибровка пиксельного масштаба продольной (переднезадней) оси характеризуется повышенной чувствительностью к угловым отклонениям оптических осей камер от плоскости, перпендикулярной направлению движения. Для автоматической верификации согласованности пиксельного масштаба применяется инвариантное физическое уравнение связи спатиотемпоральных параметров ходьбы:

$$v = f_{\text{cad}} \cdot L_{\text{step}}, \quad (11)$$

где  $v$  – средняя скорость ходьбы,  $f_{\text{cad}}$  – каденция (частота шагов),  $L_{\text{step}}$  – средняя длина одного шага.

Скорость ходьбы независимо вычисляется методом walk-distance как отношение пройденной калиброванной дистанции к суммарной длительности валидных проходов:

$$v_{\text{wd}} = \frac{D_{\text{cal}} \cdot N_{\text{pass}}}{T_{\text{valid}}}, \quad (12)$$

где  $D_{\text{cal}}$  – длина калибровочной дистанции,  $N_{\text{pass}}$  – количество валидных проходов в режиме overground,  $T_{\text{valid}}$  – суммарное время ходьбы в валидных интервалах.

Каденция  $f_{\text{cad}}$  определяется на основе временных интервалов между событиями heel strike (касание пяткой), детектируемыми по локальным экстремумам вертикального ускорения пяточной точки, и принципиально не зависит от пиксельного масштаба. Отношение масштабной невязки определяется выражением

$$R = \frac{L_{\text{measured}}}{L_{\text{expected}}} = \frac{L_{\text{measured}} \cdot f_{\text{cad}}}{v_{\text{wd}}}, \quad (13)$$

где  $L_{\text{measured}}$  – измеренная пиксельным методом длина шага,  $L_{\text{expected}}$  – ожидаемое значение длины шага, вычисленное из инвариантного уравнения (11) через независимо полученные величины  $v_{\text{wd}}$  и  $f_{\text{cad}}$ . Отношение  $R$  характеризует масштабную невязку продольной оси.

При выполнении условия  $R > 1,30$  диагностируется ошибка калибровки X-оси и активируется процедура автоматической коррекции масштаба:

$$L_{\text{step,corr}} = \frac{L_{\text{step,meas}}}{R}, \quad (14)$$

где  $L_{\text{step,meas}}$  – исходное (измеренное) значение длины шага,  $L_{\text{step,corr}}$  – значение после масштабной коррекции,  $R$  – вычисленный по (13) коэффициент масштабной невязки.

Пороговое значение  $R = 1,30$  эмпирически верифицировано на представительной выборке валидационных записей: значение пропускает допустимое смещение нейросетевого детектора ( $R \leq 1,25$  для здоровых обследуемых и пациентов с нарушениями походки), однако корректно идентифицирует грубые калибровочные ошибки ( $R > 1,5$ ), типичные для записей с угловым смещением камеры более  $25^\circ$  от номинального положения.

*Взвешенная оценка  
надежности измерений*

Каждому измеренному параметру  $\pi$  автоматически присваивается мультипликативная оценка надежности  $C(\pi) \in [0; 1]$ , формируемая в виде произведения шести независимых факторов:

$$C(\pi) = C_{\text{base}} \cdot C_{\text{cyc}} \cdot C_z \cdot C_{\text{cal}} \cdot C_{\text{san}} \cdot C_{\text{vis}}, \quad (15)$$

где  $C_{\text{base}} \in [0,6; 1,0]$  – базовая оценка качества видеозаписи, формируемая модулем pre-flight check;  $C_{\text{cyc}}$  – фактор статистической достаточности, монотонно возрастающий от 0,40 при числе обнаруженных циклов ходьбы менее 3 до 1,0 при числе циклов 10 и более;  $C_z$  – оценка надежности восстановления Z-координаты (1,0 для high, 0,5 для low);  $C_{\text{cal}} \in \{0,7; 1,0\}$  – фактор наличия пространственной калибровки;  $C_{\text{san}} = 0,3$  при срабатывании анатомического ограничителя для соответствующего параметра;  $C_{\text{vis}}$  – взвешивание по средней видимости ключевых точек анатомической стороны:

$$C_{\text{vis}} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N v_j, \quad (16)$$

где  $v_j$  – показатель видимости  $j$ -й ключевой точки анатомической стороны пациента (лево/право),  $N$  – общее число ключевых точек данной стороны, используемых для вычисления параметра.

Для билатеральных параметров (gait speed, cadence, double support time) принимается  $C_{\text{vis}} = 1$ . Раздельно вычисляются интегральные индексы надежности контралатеральных сторон тела как арифметическое среднее по всем параметрам соответствующей стороны. При выполнении условия  $|C_{\text{left}} - C_{\text{right}}| > 0,20$  регистрируется значимая асимметрия надежности, требующая дифференцированной клинической интерпретации.

**Методика метрологической  
аттестации**

Метрологическая аттестация программного комплекса выполнена путем попарного

сопоставления значений  $V_i$ , формируемых видеоанализом, и соответствующих эталонных значений  $M_i$ , получаемых маркерной системой Qualisys на одной и той же физической записи ходьбы пациента. Применен стандартизированный набор статистических метрик согласно международному руководству по оценке методов клинических измерений и рекомендациям ГОСТ Р ИСО 5725-1-2002.

Внутриклассовый коэффициент корреляции (ICC) модели (2,1) – двухсторонняя случайная модель абсолютного согласия для одиночного измерения по классификации Шраута и Флейсса:

$$\text{ICC}(2,1) = \frac{MS_R - MS_E}{MS_R + (k-1)MS_E + \frac{k(MS_C - MS_E)}{n}}, \quad (17)$$

где  $MS_R$ ,  $MS_C$ ,  $MS_E$  – средние квадраты вариаций между объектами (subjects), между методами (raters) и остаточной соответственно;  $k = 2$  – число сравниваемых методов,  $n$  – число параметров в выборке. Принятая четырехуровневая шкала классификации:  $\text{ICC} \geq 0,90$  соответствует классу А научной точности; диапазон  $0,75 \leq \text{ICC} < 0,90$  – классу В клинической точности;  $0,60 \leq \text{ICC} < 0,75$  – классу С приемлемой точности;  $\text{ICC} < 0,60$  – классу D, не рекомендованному к клиническому применению.

Метод Бленда – Альтмана количественно характеризует систематическое смещение и пределы согласия двух методов измерения посредством анализа распределения попарных разностей:

$$\text{bias} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d_i, \quad d_i = V_i - M_i, \quad (18)$$

$$\sigma_d = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (d_i - \text{bias})^2}, \quad (19)$$

$$\text{LOA} = \text{bias} \pm 1,96 \sigma_d, \quad (20)$$

где  $d_i = V_i - M_i$  – попарная разность между значением  $V_i$ , полученным видеоанализом, и эталонным значением  $M_i$  маркерной системы для  $i$ -го параметра, bias – среднее систематическое смещение методов,  $\sigma_d$  – стандартное отклонение попарных разностей,  $S$  – выборочное стандартное отклонение всех измерений (совокупная дисперсия значений обеих методик),  $n$  – число сопоставляемых параметров, LOA (Limits of Agreement) – 95 %-ные пределы согласия двух методов измерения.

Стандартная ошибка измерения (SEM) характеризует дисперсию повторных из-

мерений одного параметра и определяется через ICC посредством соотношения

$$SEM = S \cdot \sqrt{1 - ICC}, \quad (21)$$

где SEM – стандартная ошибка измерения, выраженная в единицах измеряемой величины;  $S$  – выборочное стандартное отклонение всех измерений (величина, определяемая после формулы (22)); ICC – внутриклассовый коэффициент корреляции, рассчитанный по (17).

Минимально детектируемое изменение параметра определяется как наименьший сдвиг, статистически значимо превышающий шум измерения с доверительной вероятностью 95 %:

$$MDC_{95} = 1,96 \cdot \sqrt{2} \cdot SEM, \quad (22)$$

где  $MDC_{95}$  – минимально детектируемое изменение параметра на уровне доверительной вероятности 95 %; SEM – стандартная ошибка измерения, определенная по (21); множитель  $1,96 \cdot \sqrt{2}$  учитывает, что сравниваются два независимых измерения одной величины (каждое – со своей ошибкой SEM), и критерий соответствует двухстороннему 95 %-доверительному интервалу нормального распределения.

Параметр  $MDC_{95}$  имеет принципиальное клиническое значение при мониторинге

результатов реабилитационного вмешательства: изменения биомеханических показателей, не превышающие установленного значения  $MDC_{95}$ , не могут квалифицироваться как достоверный терапевтический эффект.

### Результаты исследования и их обсуждение

#### Сопоставление спатиотемпоральных параметров

Результаты сопоставления спатиотемпоральных характеристик, формируемых разработанным программным комплексом, с эталонными значениями маркерной системы Qualisys представлены в табл. 1.

Все спатиотемпоральные параметры демонстрируют отличное согласие с эталонными значениями (абсолютная относительная погрешность не превышает 2,2 %). Внутриклассовый коэффициент корреляции спатиотемпорального блока составил  $ICC(2,1) = 1,000$ , что соответствует классу А научной точности.

#### Сопоставление кинематических параметров

Результаты сопоставления амплитуд движений (Range of Motion, ROM) в суставах нижних конечностей представлены в табл. 2.

Таблица 1

Сопоставление спатиотемпоральных параметров

Параметр	Видео V	Маркер M	$\Delta = V - M$	Категория
Скорость, м·с <sup>-1</sup>	0,82	0,84	-0,02	Надежно
Каденция, шаг·мин <sup>-1</sup>	108,07	107,76	+0,31	Надежно
Опора лев., %	67,74	67,40	+0,34	Надежно
Опора прав., %	66,83	68,30	-1,47	Надежно
Длина шага лев., м	0,574	0,580	-0,006	Надежно
Длина шага прав., м	0,528	0,535	-0,007	Надежно

Примечание: составлена авторами на основе полученных данных в ходе исследования.

Таблица 2

Амплитуды движений в суставах нижних конечностей (градусы)

Сустав	Сторона	Видео V	Маркер M	$\Delta$
Тазобедренный	Лев.	40,89	37,20	+3,69
Тазобедренный	Прав.	46,53	38,80	+7,73
Коленный	Лев.	45,69	37,20	+8,49
Коленный	Прав.	45,33	38,80	+6,53
Голеностопный	Лев.	13,89	10,70	+3,19
Голеностопный	Прав.	20,32	12,90	+7,42

Примечание: составлена авторами на основе полученных данных в ходе исследования.

Идентифицировано систематическое положительное смещение значений углов суставов в диапазоне  $+3,2^\circ \div +8,5^\circ$ , характерное для сопоставления безмаркерного видеоанализа с маркерными системами и обусловленное фундаментальным различием анатомической локализации ключевых точек: нейросетевой детектор MediaPipe определяет суставные центры на поверхности кожи, тогда как маркерный протокол Plug-in-Gait использует биомеханические модели Newington-Helen Hayes с поправками на положение анатомических ориентиров под маркерами. Указанное смещение является воспроизводимой характеристикой пары методов и не препятствует клиническому применению.

### Метрологические показатели аттестации

Консолидированные метрологические характеристики разработанного программного комплекса представлены в табл. 3, графический анализ согласия методов – на рис. 3.

Согласно полученным метрологическим характеристикам, разработанный программный комплекс аттестован по классу В общему (предельно допускаемая погрешность  $\pm 11,95^\circ$  для угловых параметров и  $\pm 50$  мс для временных интервалов) с присвоением класса А научной точности для сагиттальной плоскости и спатиотемпорального блока. Срок действия метрологической аттестации составляет один год с обязательной повторной верификацией.

Таблица 3

Метрологические показатели аттестации

Показатель	Значение	Оценка
ICC(2,1) общий	0,902	Класс А
ICC(2,1) сагиттальный	0,902	Класс А
ICC(2,1) спатиотемпоральный	1,000	Класс А
Bland-Altman bias, °	+6,18	Систем. смещение
Bland-Altman $\sigma$ , °	2,22	Стандарт. отклонение
LOA, °	[+1,82; +10,53]	95 % дов. интервал
SEM, °	4,31	Ошибка измерения
MDC <sub>95</sub> , °	11,95	Мин. детект. изменение
RMSE сагиттальный, °	6,50	Среднеквадр. ошибка

Примечание: составлена авторами на основе полученных данных в ходе исследования.

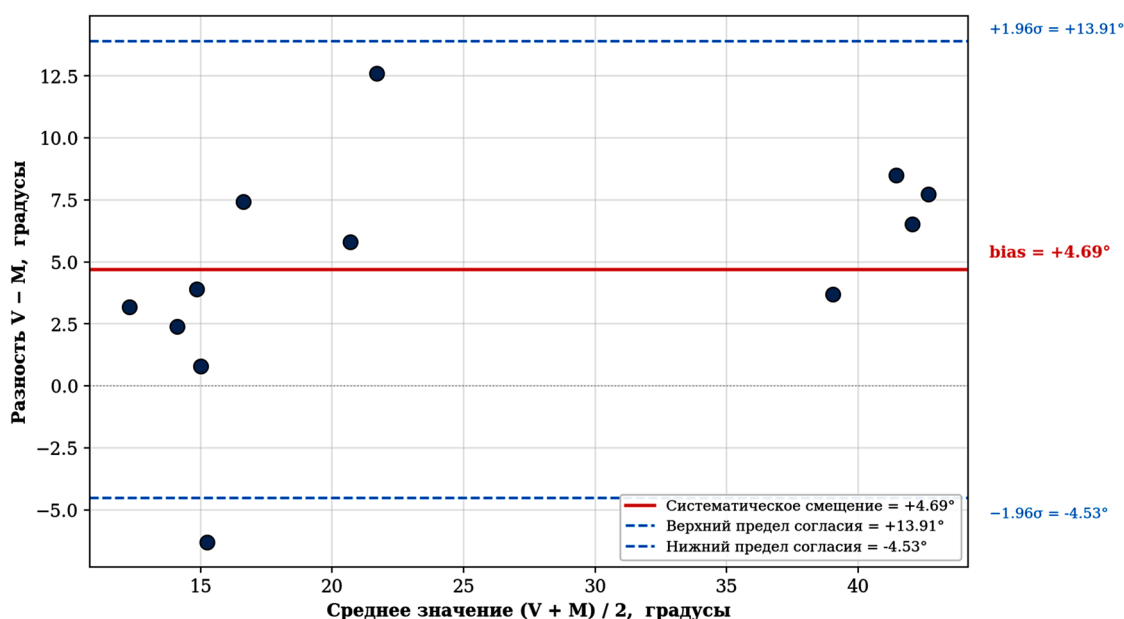


Рис. 3. Диаграмма Бленда – Альтмана для углов суставов  
 Примечание: составлен авторами по результатам исследования

*Верификация алгоритма  
кросс-валидации длины шага*

Эффективность предложенного алгоритма автоматической самокоррекции, описанного формулами (11)–(14), верифицирована на дополнительной обследуемой – здоровой девочке возрастом 12 лет с ростом 1,50 м. До применения алгоритма результаты обработки демонстрировали нарушение инвариантного физического уравнения (11): измеренное значение  $L_{\text{measured}} = 1,012$  м при  $v_{\text{wd}} = 1,095$  м·с<sup>-1</sup> и  $f_{\text{cad}} = 107,3$  шаг·мин<sup>-1</sup> соответствует ожидаемому значению  $L_{\text{expected}} = 0,612$  м, что определяет отношение масштабной невязки  $R = 1,652$ . Указанное значение существенно превышает установленный пороговый критерий  $R = 1,30$ , что инициирует активацию процедуры коррекции.

После применения корректирующего преобразования (14) скорректированные параметры приобрели физиологически правомерные значения:  $L_{\text{step}}, L = 0,612$  м,  $L_{\text{step}}, R = 0,613$  м, ширина шага скорректирована с 0,178 до 0,108 м, что соответствует возрастано-половым нормативам. Балл диагностической шкалы РОМА-Gait возрос с 11/12 до 12/12 за счет нормализации показателя ширины шага. При этом первичные физически инвариантные параметры (gait speed, cadence) сохранили исходные значения, что подтверждает корректность алгоритмической логики.

Достигнутый уровень внутриклассовой корреляции  $ICC = 0,902$  в сагиттальной плоскости соответствует требованиям к научно-исследовательскому уровню точности и согласуется с результатами зарубежных исследований сопоставления безмаркерных и маркерных систем: Wade et al. [5] для коленного сустава  $ICC = 0,87$ ; Stenum et al. [14]  $ICC = 0,89$ ; Kanko et al. [15]  $ICC = 0,84–0,93$ . Идентифицированное систематическое смещение углов  $+6,18 \pm 2,22^\circ$  представляет воспроизводимую характеристику пары методов и допускает учет калибровочной поправки при продольных мониторинговых исследованиях.

Преимущества разработанного программного комплекса являются: открытость исходного кода под лицензией Apache 2.0; использование стандартного видеоборудования без специализированной лаборатории; интегрированные алгоритмы автоматической коррекции артефактов; экспорт в формат C3D для совместимости с Visual3D, OpenSim, Qualisys Track Manager. Ограничения метода обусловлены применением двухкамерной конфигурации: фронтальная плоскость аттестуется по клас-

су С ( $ICC \approx 0,65–0,75$ ) вследствие низкой надежности восстановления Z-координаты. Повышение класса фронтальной аттестации до В требует расширения системы до 3–4-камерной конфигурации.

### Заключение

Разработан программный комплекс трехмерного безмаркерного видеонализа биомеханики ходьбы, реализующий полный технологический цикл от детекции ключевых точек нейросетевыми методами до клинической интерпретации с использованием восьми международно признанных диагностических индексов. Предложены три оригинальных алгоритмических решения: каскадная схема многоступенчатой цифровой фильтрации траекторий, объединяющая фильтр Хампеля, сглаживание Савицкого – Голея и адаптивный One-Euro фильтр; алгоритм автоматической кросс-валидации длины шага через инвариантное физическое уравнение связи скорости и каденции с самокоррекцией ошибок калибровки; взвешенная по показателю видимости метрика надежности измерений отдельно для контралатеральных конечностей. Метрологическая аттестация продемонстрировала  $ICC = 0,902$  в сагиттальной плоскости (класс А научной точности). Программный комплекс аттестован по классу В общему с предельно допускаемой погрешностью  $\pm 11,95^\circ$  для угловых параметров и  $\pm 50$  мс для временных интервалов.

### Список литературы

1. Борзиков В. В., Рукина Н. Н., Кузнецов А. Н., Белова А. Н. Объективизация двигательных нарушений у детей с церебральным параличом: состояние вопроса // Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. 2018. Т. 6. № 1. С. 67–77. URL: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=32652347> (дата обращения: 22.04.2026). DOI: 10.17816/PTORS6167-77.
2. Королева С. В. Технология объективной оценки двигательных нарушений в динамике реабилитации у больных травматолого-ортопедического профиля // Физическая и реабилитационная медицина. 2022. Т. 4. № 1. С. 47–52. URL: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=48319076> (дата обращения: 22.04.2026). DOI: 10.26211/2658-4522-2022-4-1-47-52.
3. Прокопенко С. В., Ондар В. С., Аброськина М. В., Прокопенко В. С., Живаев В. П., Субочева С. А., Исмаилова С. Б. Оценка функции ходьбы в неврологической практике // Журнал неврологии и психиатрии им. С. С. Корсакова. 2019. № 119 (5). С. 120–125. URL: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=39130996> (дата обращения: 22.04.2026). DOI: 10.17116/jnevro2019119051120.
4. Агапов А. А., Небаба А. Н. Интеллектуальные системы захвата движений: виды, преимущества, применение // Труды Ростовского государственного университета путей сообщения. 2019. № 2. С. 5–7. URL: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=41116266> (дата обращения: 02.06.2026). eLIBRARY ID: 41116266.
5. Wade L., Needham L., McGuigan P., Bilzon J. Applications and limitations of current markerless motion capture methods for clinical gait biomechanics // PeerJ. 2022 Feb 25.

Vol. 10. e12995. DOI: 10.7717/peerj.12995. PMID: 35237469; PMCID: PMC8884063.

6. Ripic Z., Nienhuis M., Signorile J. F., Best T. M., Jacobs K. A., Eltoukhy M. A comparison of three-dimensional kinematics between markerless and marker-based motion capture in overground gait // *J Biomech.* 2023 Oct. Vol. 159. P. 111793. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2023.111793. Epub 2023 Sep 7. PMID: 37725886.

7. Huang T., Ruan M., Huang S., Fan L., Wu X. Comparison of kinematics and joint moments calculations for lower limbs during gait using markerless and marker-based motion capture // *Front Bioeng Biotechnol.* 2024 Mar 12. Vol. 12. P. 1280363. DOI: 10.3389/fbioe.2024.1280363. PMID: 38532880; PMCID: PMC10963629.

8. Park Y. S., Yu Y. W., Cha H., Lee J. S., Yoon C., Kim B. H., Park J. H., Lee K. K. Verification of Markerless Gait Analysis: Multi-Camera and Single-Camera Approaches in Comparison to Marker-Based Gait Analysis // *Medicina (Kaunas).* 2026 Feb 22. Vol. 62 (2). P. 418. DOI: 10.3390/medicina62020418. PMID: 41752816; PMCID: PMC12942615.

9. De Borja E. F., Stomiolo J. L., Cerfoglio S., Capodaglio P., Cimolin V., Peyré-Tartaruga L. A., Tartaruga M. P., Cavallari P. Effect of Walking Speed on the Reliability of a Smartphone-Based Markerless Gait Analysis System // *Sensors (Basel).* 2025 Oct 20. Vol. 25 (20). P. 6474. DOI: 10.3390/s25206474. PMID: 41157527; PMCID: PMC12568194.

10. Ali M. M., Medhat Hassan M., Zaki M. Human Pose Estimation for Clinical Analysis of Gait Pathologies // *Bioinform Biol Insights.* 2024 May 15. Vol. 18:11779322241231108.

DOI: 10.1177/11779322241231108. PMID: 38757143; PMCID: PMC11097739.

11. Dill S., Ahmadi A., Grimmer M., Haufe D., Rohr M., Zhao Y., Sharbafi M., Hoog Antink C. Accuracy Evaluation of 3D Pose Reconstruction Algorithms Through Stereo Camera Information Fusion for Physical Exercises with MediaPipe Pose // *Sensors (Basel).* 2024 Dec 4. Vol. 24 (23). P. 7772. DOI: 10.3390/s24237772. PMID: 39686309; PMCID: PMC11644880.

12. Kayış H., Gedizlioğlu Ç. Leveraging point-of-view camera and MediaPipe for objective hyperactivity assessment in preschool ADHD // *Front Psychiatry.* 2026 Mar 4. Vol. 17:1769322. DOI: 10.3389/fpsy.2026.1769322. PMID: 41858646; PMCID: PMC12996202.

13. Casiez G., Roussel N., Vogel D. Iε Filter: A Simple Speed-based Low-pass Filter for Noisy Input in Interactive Systems // CHI'12, the 30th conference on Human Factors in Computing Systems, May 2012, Austin, United States. P. 2527–2530. URL: <https://inria.hal.science/hal-00670496/document> (дата обращения: 03.05.2026). DOI: 10.1145/2207676.2208639.

14. Stenum J., Rossi C., Roemmich R. T. Two-dimensional video-based analysis of human gait using pose estimation // *PLoS Comput Biol.* 2021 Apr 23. Vol. 17 (4). P. e1008935. DOI: 10.1371/journal.pcbi.1008935. PMID: 33891585; PMCID: PMC8099131.

15. Kanko R. M., Laende E. K., Davis E. M., Selbie W. S., Deluzio K. J. Concurrent assessment of gait kinematics using marker-based and markerless motion capture // *J Biomech.* 2021 Oct 11. Vol. 127. P. 110665. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110665. Epub 2021 Aug 3. PMID: 34380101.

**Конфликт интересов:** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Conflict of interest:** The authors declare that there is no conflict of interest.

**Финансирование:** работа выполнена в рамках договора от 29 апреля 2025 г. № 0608-28\_25-2НИР на выполнение научно-исследовательских работ по теме «Система сбора данных на основе метода безмаркерного видеоанализа на базе технологии искусственного интеллекта для оценки выраженности двигательных нарушений ходьбы пациентов в системе комплексной управляемой реабилитации», заключенного между автономной некоммерческой организацией «Московский центр инновационных технологий в здравоохранении» и обществом с ограниченной ответственностью «Агентство «АСТ»», на основании Соглашения № 0608-28/25 от 20 марта 2025 г., заключенного между автономной некоммерческой организацией «Московский центр инновационных технологий в здравоохранении» и государственным бюджетным учреждением здравоохранения города Москвы «Научно-практический центр детской психоневрологии Департамента здравоохранения города Москвы» о предоставлении гранта на реализацию научно-практического проекта в сфере медицины: «Система комплексной управляемой реабилитации детей с двигательными нарушениями на примере детей с ДЦП».

**Financing:** The work was performed within the framework of the contract dated 04/29/2025 No. 0608-28\_25-2NIR for research on the topic “A data collection system based on the method of marker-free video analysis based on artificial intelligence technology to assess the severity of motor walking disorders in patients in a comprehensive guided rehabilitation system”, concluded between the Autonomous Non-profit Organization Moscow Center for Innovative Technologies in Healthcare and the AST Agency Limited Liability Company, based on Agreement No. 0608-28/25 dated March 20, 2025, the agreement concluded between the Autonomous Non-profit Organization “Moscow Center for Innovative Technologies in Healthcare” and the State Budgetary Healthcare Institution of Moscow “Scientific and Practical Center for Pediatric Neuropsychiatry of the Moscow Department of Health” on the grant for the implementation of a scientific and practical project in the field of medicine: “A system of integrated guided rehabilitation of children with motor disorders using the example of children with cerebral palsy”.