

<https://doi.org/10.23888/HMJ2026141149-162>

EDN: ADRDSU

Применение программы видеоанализа на базе MediaPipe Pose для диагностики нарушений походки в амбулаторных условиях: два клинических наблюдения

А.А. Чекушин¹, А.В. Федосеев¹, А.В. Кулакова¹, П.А. Киселева¹, А.В. Алпатов¹, М.С. Ашапкина², П.С. Филоненко¹

¹ Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова, Рязань, Российская Федерация;

² Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова (Сеченовский Университет), Москва, Российская Федерация

АННОТАЦИЯ

Обоснование. В последние годы активно развиваются альтернативные методы на основе видеорегистрации и машинного обучения (МО), позволяющие проводить объективную оценку параметров движений с использованием одного гаджета, что значительно снижает временные и финансовые затраты. Тем не менее, требуется клиническая валидация подобных подходов для дифференциальной диагностики нормы и патологии.

Цель. Показать возможности разработанной программы видеоанализа походки на базе платформы MediaPipe Pose для количественной оценки и сравнения пространственно-временных параметров ходьбы у здорового добровольца и пациентки с остеоартритом (ОА) коленных суставов.

Методы. Исследование проведено на стенде (беговая дорожка, камера GoPro 4K/60fps). Программа на основе MediaPipe Pose выделяла 33 ключевые точки тела с расчетом углов в коленных суставах, временных характеристик шага, коэффициентов симметрии и вариабельности. В статье представлены два клинических примера.

Заключение. Программа видеоанализа на базе MediaPipe Pose позволяет количественно дифференцировать патологический паттерн ходьбы от нормального. Выявленные изменения у пациентки с гонартрозом соответствуют клинической картине и могут служить объективными маркерами нарушений. Метод перспективен для клинического применения как доступный скрининговый инструмент. Дальнейшая работа по совершенствованию программы будет строиться на исследовании углов сгибания в суставах нижних конечностей относительно событий походки, рассматривая их взаимосвязь, чтобы получить более точные результаты.

Ключевые слова: исследование походки; видеорегистрация; машинное обучение; анализ данных; остеоартрит.

Для цитирования:

Чекушин А.А., Федосеев А.В., Кулакова А.В., Киселева П.А., Алпатов А.В., Ашапкина М.С., Филоненко П.С. Применение программы видеоанализа на базе MediaPipe Pose для диагностики нарушений походки в амбулаторных условиях: два клинических наблюдения // Наука молодых (Eruditio Juvenium). 2026. Т. 14, № 1. С. 149–162. doi: 10.23888/HMJ2026141149-162 EDN: ADRDSU

<https://doi.org/10.23888/HMJ2026141149-162>

EDN: ADRDSU

Application of Video-Analysis Program Based on MediaPipe Pose for Diagnosis of Gait Disorders in Outpatient Setting: Two Clinical Cases

Aleksandr A. Chekushin¹, Andrey V. Fedoseev¹, Anna V. Kulakova¹, Polina A. Kiseleva¹, Alexey V. Alpatov¹, Maria S. Ashapkina², Pavel S. Filonenko¹

¹ Ryazan State Medical University, Ryazan, Russian Federation;

² I.M. Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenovskiy University), Moscow, Russian Federation

ABSTRACT

BACKGROUND: In recent years, alternative methods based on video recording and machine learning (ML) have been actively developed, that allow for objective assessment of movement parameters using a single device, significantly reducing time and cost. However, for the differential diagnosis of normal and pathological conditions, clinical validation of such approaches is required.

AIM: To demonstrate the potentials of the developed gait video analysis program based on the MediaPipe Pose platform for quantitative assessment and comparison of spatiotemporal gait parameters in a healthy volunteer and a female patient with osteoarthritis (OA) of the knee joints.

METHODS: The study was conducted on a stand (a treadmill, a GoPro 4K/60fps camera). The program based on MediaPipe Pose identified 33 body key points with calculation of knee joint angles, step timing characteristics, symmetry coefficients, and variability. Two clinical cases are presented.

CONCLUSION: A video analysis program based on MediaPipe Pose allows for quantitative differentiation between pathological and normal walking pattern. Changes identified in a patient with gonarthrosis are consistent with the clinical picture and can serve as objective markers of disorders. The method holds promise for clinical application as an accessible screening tool. Further work to improve the program will focus on studying flexion angles in the lower extremity joints relative to gait events, examining their interrelationships to obtain more accurate results.

Keywords: gait study; video recording; machine learning; data analysis; osteoarthritis.

To cite this article:

Chekushin AA, Fedoseev AV, Kulakova AV, Kiseleva PA, Alpatov AV, Ashapkina MS, Filonenko PS. Application of Video-Analysis Program Based on MediaPipe Pose for Diagnosis of Gait Disorders in Outpatient Setting: Two Clinical Cases. *Science of the Young (Eruditio Juvenium)*. 2026;14(1):149–162. doi: 10.23888/HMJ2026141149-162 EDN: ADRDSU

Обоснование

«Золотым стандартом» для анализа походки считается использование оптических систем. Этот метод предоставляет высокую точность, но часто ограничен высокой стоимостью и необходимостью специализированного оборудования. В то же время инерциальные датчики, основанные на микроэлектромеханических системах, становятся все более популярными среди ученых, хотя часто требуют дополнительной проверки, суть которой — использование дополнительных методов для определения событий шага. Так, часто используются параллельно инерциальные датчики и педобарография, которые представляют собой важный инструмент для выявления ключевых событий шага и распределения нагрузки во время ходьбы. Кроме того, частым сочетанием инерциальных датчиков является оптические системы и педобарография одновременно. Электромиография, электрогониометрия и электроэнцефалография являются вспомогательными методами, которые дополняют основные подходы к исследованию походки [1, 2].

В современных условиях наметился тренд к использованию единственного гаджета для определения вариабельности походки, так как это значительно сокращает трудовые, временные и финансовые затраты на исследования, не требует специализации персонала [3–6].

Это стало возможным в последние годы за счет технологий машинного обучения (МО), которые упрощают работу с огромными объемами данных, получаемыми в ходе исследований. Данные траектории движений единственного гаджета на основе инерциальных датчиков (например, акселерометр смартфона), либо 2D-видеозапись походки индивида, полученная с помощью смартфона, могут быть обработаны с помощью модели МО. Это позволяет значительно упростить исследование походки в амбулаторных условиях [7].

Цель — показать возможности разработанной программы видеопрограммы видеопрограммы видеопрограммы походки на базе платформы MediaPipe Pose для количественной оценки и сравнения

пространственно-временных параметров ходьбы у здорового добровольца и пациентки с остеоартритом (ОА) коленных суставов.

Методы

Был собран специальный стенд, включающий беговую дорожку DFC T600 (Driada Fitness Company, Россия) и видеорегистратор GoPro. Беговая дорожка была выбрана для обеспечения контролируемой и стабильной скорости движения испытуемых. Видеорегистратор GoPro был установлен таким образом, чтобы испытуемый полностью находился в кадре, включая голову, что позволяло захватывать все движения тела.

Стенд для видеорегистрации походки показан на рисунке 1.

Беговая дорожка была установлена на ровной поверхности, чтобы обеспечить стабильное и равномерное движение испытуемых. Видеорегистратор был закреплен на штативе на высоте 1,5 м и на расстоянии 2,5 м от испытуемого и 0,9 м от пола, чтобы полностью захватывать его тело в кадре, включая голову.

Запись видео велась с разрешением 4K (3840×2160 пикселей) и частотой кадров 60 fps. Широкий угол обзора позволял захватывать все тело испытуемого, а включенная гипергладкая стабилизация (Hyper Smooth) минимизировала дрожание камеры, обеспечивая плавную и четкую запись. Для обеспечения равномерного освещения без теней были использованы светодиодные панели, расположенные по периметру стенда на расстоянии 1,5 м от испытуемого.

Испытуемый без патологии ходил по беговой дорожке в течение 2 мин. на двух различных скоростях: 3 км/ч и 5 км/ч. Эти скорости были выбраны для оценки походки при различных условиях. Медленная ходьба (3 км/ч) позволяла детально захватывать все движения, а быстрая ходьба (5 км/ч) — оценивать походку при более динамичных условиях.

Скорость ходьбы пациента с ОА была ниже из-за ограниченных физических возможностей, так, минимальная скорость составила 1 км/ч, время регистрации — 2 мин.



Рис. 1. Схематическое изображение стенда видеорегистрации походки.

Во время видеосъемки испытуемый должен был полностью находиться в кадре, включая голову, чтобы захватывать все движения тела. Это условие было критически важным для точности методов распознавания скелетона тела.

Для разработки программы для видеоанализа походки был проведен анализ программных модулей для оптимальной обработки изображений.

Выбор библиотеки для распознавания точек позы является критически важным шагом в разработке системы для анализа походки. MediaPipe Pose была выбрана в качестве основного инструмента для этой задачи благодаря ряду преимуществ, такие как высокая точность распознавания

ключевых точек тела, поддержка множества точек (до 135 ключевых точек для каждого человека), возможность работы в реальном времени. К недостаткам можно отнести высокие требования к вычислительным ресурсам, сложность интеграции и настройки, меньшую скорость обработки по сравнению с некоторыми другими решениями. В сравнении с альтернативными методами, такими как OpenPose, DeepLabCut и PoseNet, MediaPipe Pose предоставляет наилучшее соотношение качества и производительности, что делает ее идеальным инструментом для решения данной задачи. Схема работы фреймворка показана на рисунке 2. Схема ключевых точек показана на рисунке 3.

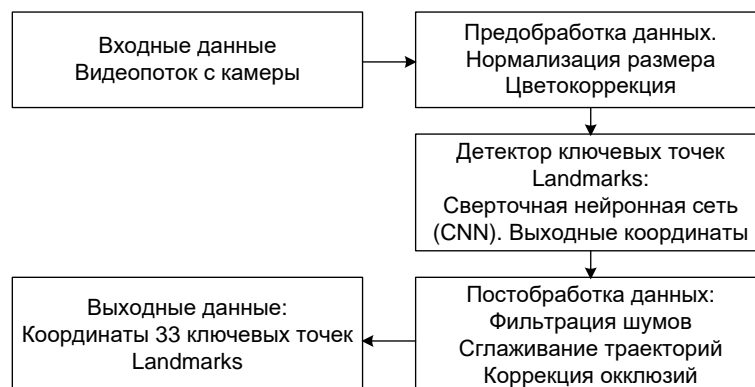


Рис. 2. Алгоритм работы фреймворка MediaPipe Pose.

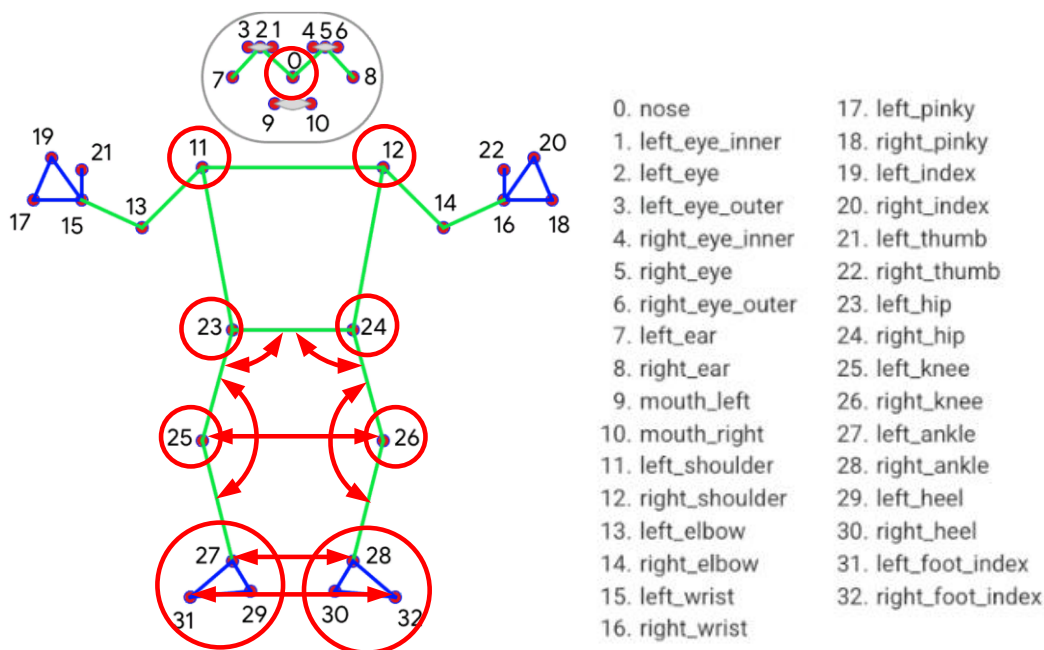


Рис. 3. Схема ключевых точек распознавания и выбора параметров походки.

В данной работе были выбраны следующие ключевые точки, дистанции и углы для анализа походки.

Нос (0): Используется для определения направления движения и ориентации тела.

Правый и левый плечевой сустав (11, 12): Помогают анализировать движения верхних конечностей и их синхронизацию с движениями ног.

Правый и левый тазобедренный сустав (23, 24): Ключевые точки для анализа угла сгибания бедра, шага и длины шага. Для определения угла сгибания бедра использовались точки 11-23-25 справа и 12-24-26 слева.

Правый и левый коленный сустав (25, 26): Важны для оценки угла сгибания голени, анализа фаз походки. Для определения угла сгибания голени использовались точки 23-25-27 справа и 24-26-28 слева.

Правый и левый голеностопный сустав (27, 28): Используются для оценки угла сгибания голени, анализа фаз походки. Для определения угла сгибания стопы использовались точки 25-27 и 29-31 справа и 26-28 и 30-32 слева.

Правая и левая пятка (29, 30): Помогают в анализе начальной фазы контакта стопы с поверхностью.

Правый и левый большой палец стопы (31, 32): Важны для оценки полного контакта стопы с поверхностью и анализа фаз походки.

Были выбраны дистанции между точками ног, углы сгибания коленей, углы сгибания бедра, относительно таза (рис. 4).

Фазы шага определялись в соответствии с общепринятой классификацией, включающей фазу двойной опоры и переноса для каждой нижней конечности, а также 7 событий походки — *heel strike*, *loading response*, *midstance*, *terminal stance*, *preswing*, *inintial & mid-swing*, *terminal swing* [8].

Ключевые точки для распознавания шага включают *right heel* (29) — правую пятку и *left heel* (30) — левую пятку, *right foot index* (31) — передний отдел правой стопы, и *left foot index* (32) — передний отдел левой стопы. Эти точки в MediaPipe Pose были выбраны, чтобы точно определить период контакта стопы с поверхностью и анализировать фазы походки.

В ходе работы над проектом была разработана программа распознавания походки, которая состоит с нескольких модулей, показанных на рисунке 5.

Доработка программного модуля

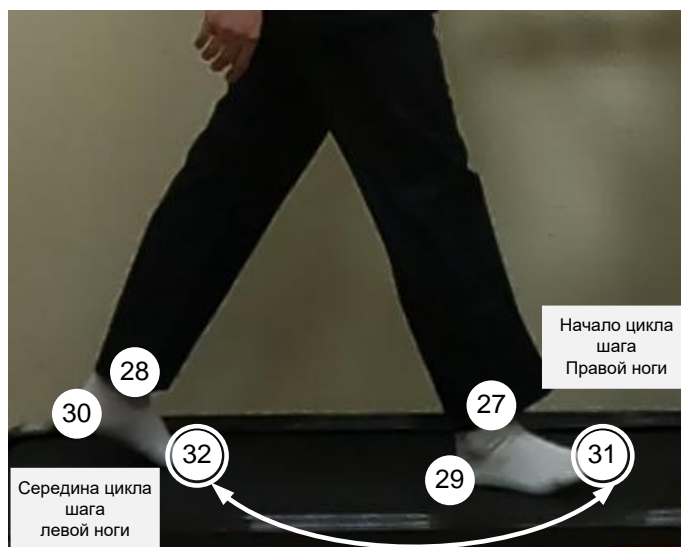


Рис. 4. Схема выбора события шага.

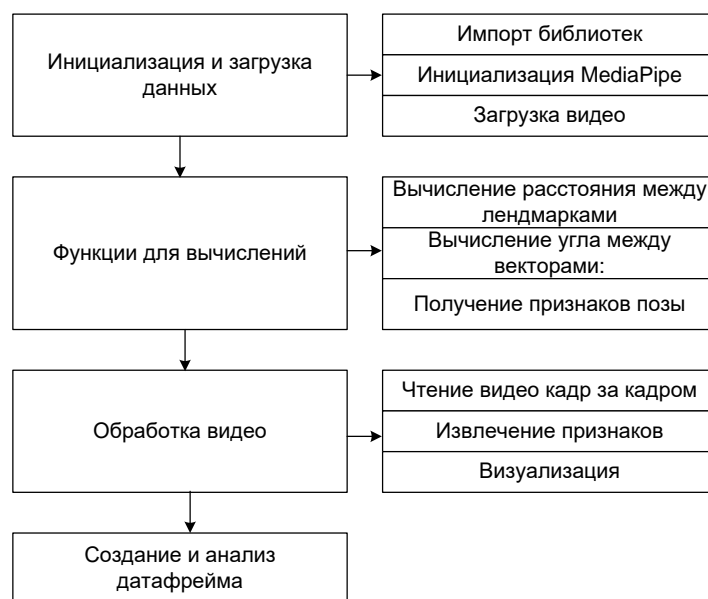


Рис. 5. Модули программы распознавания походки.

Модуль инициализации и загрузки видеофрагмента, в котором происходит выбор файла обследования из перечня файлов, инициализация модели распознавания.

Модуль вычисления эмбедингов позы (наборов признаков, описывающих позу), где признаки рассчитываются на основе координат ключевых точек тела, переданных через аргумент *landmarks*. Он рассчитывает углы, расстояния и коорди-

наты, которые характеризуют определенные части тела, а также добавляет к эмбедингам описание и класс позы.

Модуль обработки видеофайлов с упражнениями для извлечения признаков с использованием модели MediaPipe Pose — модуль выполняет обработку видеофайлов с упражнениями для извлечения признаков (эмбедингов) с использованием модели MediaPipe Pose. Он предна-

значен для анализа движений, создания визуализаций и подготовки данных для последующего МО или классификации упражнений.

Описание случая № 1

Результаты тестирования по распознаванию походки здоровой испытуемой К., 22 лет, показаны на рисунке 6. Видно, как девушка идет на беговой дорожке со скоростью 3 км/ч, а на ее теле нанесены ключевые точки (лендмарки), которые соединяются линиями для визуализации скелета. Это позволяет анализировать ее походку в динамике.

На теле выделены ключевые точки, такие как плечевые, локтевые, лучезапястные, тазобедренные, коленные, голеностопные суставы, пятки и пальцы стоп. Лендмарки соединены линиями, которые визуализируют скелет человека и помогают отслеживать движения различных частей тела.

Кадры показывают последовательные события походки для правой нижней конечности.

Все точки распознавались корректно. Отсутствует путаница в разметке суставов нижних и верхних конечностей.

Описание случая № 2

На рисунке 7 представлены кадры походки пациентки П., 61 года, с болевым синдромом в области коленных суставов (справа — 6 баллов, слева — 4 балла по ВАШ), умеренной контрактурой. Ходьба без опоры была невозможна ввиду отсутствия опыта ходьбы на беговой дорожке, пациентка использует ручки дорожки для опоры, ее ноги слегка согнуты в коленях, что может указывать на осторожность при ходьбе. Скорость ходьбы 1 км/ч.

Лендмарки, нанесенные с помощью программы, аналогичны, указанным выше.

Видно, что все точки распознавались корректно. Отсутствует путаница в разметке суставов верхних и нижних конечностей.

На основе анализа предоставленных изображений можно сделать следующие

выводы об успешности тестирования программы для распознавания походки с использованием фреймворка MediaPipe:

1. На всех кадрах видеофрагментов, включая приведенные здесь, ключевые точки (лендмарки) распознаны корректно и точно.

2. Лендмарки соответствуют анатомическим точкам, таким как плечевые, локтевые, лучезапястные, тазобедренные, коленные, голеностопные суставы, пятки и пальцы стоп.

3. Линии, соединяющие лендмарки, правильно визуализируют скелет, что указывает на высокую точность распознавания позы.

Походка отслеживается последовательно на всех кадрах, что демонстрирует стабильность работы алгоритма. Шаги правильно распознаются в фазах двойной опоры и переноса, включая все события шага. Визуализация скелета и ключевых точек является наглядной и информативной. Это позволяет легко анализировать движения и позу.

При сравнении пространственно-временных параметров шага в приведенных клинических примерах получены следующие результаты (табл. 1).

Программа распознает и визуализирует полное количество ключевых точек фреймворка, что позволяет проводить детальный анализ походки, успешно работает в условиях, когда человек движется в пространстве, что демонстрирует ее адаптивность и устойчивость к изменениям окружающей среды. Стабильность распознавания позы открывают возможности для дальнейшего анализа, такого как расчет параметров походки (длина шага, скорость, симметрия и т.д.), а также для диагностики и мониторинга состояния здоровья.

В целом тестирование программы для распознавания походки на основе фреймворка MediaPipe можно считать успешным. Программа демонстрирует точность и стабильность распознавания ключевых точек, а также предоставляет наглядную и информативную визуализацию.

Таблица 1. Пространственно-временные параметры походки у испытуемых

Параметры		Здоровый испытуемый	Пациентка с остеоартритом коленного сустава
Число шагов в выборке, n	правая нижняя конечность	89	43
	левая нижняя конечность	88	41
Максимальное время шага, с	правая нижняя конечность	1,46	2,33
	левая нижняя конечность	1,49	2,53
Минимальное время шага, с	правая нижняя конечность	1,21	1,73
	левая нижняя конечность	1,30	1,47
Среднее время шага, левая нижняя конечность, $M \pm m$, с		1,36 \pm 0,04	1,98 \pm 0,1
Среднее время шага, правая нижняя конечность, $M \pm m$, с		1,36 \pm 0,04	1,98 \pm 0,1
Угол максимального разгибания левой голени, $M \pm m$, °		170,7 \pm 1,9	156,5 \pm 5,0
Угол максимального сгибания левой голени, $M \pm m$, °		157,3 \pm 1,6	136,8 \pm 4,1
Угол максимального разгибания правой голени, $M \pm m$, °		167,5 \pm 0,9	154,4 \pm 3,9
Угол максимального сгибания правой голени, $M \pm m$, °		150,4 \pm 1,9	121,4 \pm 8,2
Амплитуда движений левой голени, °		25,0	47,8
Амплитуда движений правой голени, °		25,8	52,1
Асимметрия разгибания голеней, °		3,2	2,1
Асимметрия сгибания голеней, °		6,9	15,4
Коэффициент симметрии*: средний угол разгибания голеней		1,02	1,01
Коэффициент симметрии: средний угол сгибания голеней		1,05	1,13
Коэффициент вариации**: разгибание левой голени, %		1,08	3,16
Коэффициент вариации: сгибание левой голени, %		1,00	2,96
Коэффициент вариации: разгибание правой голени, %		0,54	2,55
Коэффициент вариации: сгибание правой голени, %		1,29	6,77
Коэффициент синхронности времени сгибания левой и правой голени***, с		24,2	56,8
Коэффициент корреляции углов разгибания левой и правой голени		0,22	0,05

Примечания: * коэффициент симметрии — отношение параметров левой и правой нижней конечности. Значение, близкое к 1, указывает на симметрию; ** коэффициент вариации — отношение стандартного отклонения σ к среднему μ выборки; *** коэффициент синхронности рассчитывается как средняя разница во времени между соответствующими шагами левой и правой нижней конечности. Чем меньше значение коэффициента синхронности, тем более синхронно совершаются шаги

Обсуждение

Разработанная программа для исследования походки здоровых людей на основе видеорегистрации и МО показала перспективные результаты, но требует дальнейшего улучшения. Плюсами создания программы являются возможность добавления модулей, возможность использования различных фильтров, оценки различных пространственно-временных параметров на основе желания разработчиков ПО и ученых. Увеличение объема данных, балансировка классов, изменение архитектуры модели, настройка гиперпа-

раметров и использование регуляризации помогут улучшить производительность модели и достичь более высокой точности классификации.

Амплитуда движений в коленных суставах при ходьбе по дорожке у здорового испытуемого была меньше, однако эти значения были ближе к разгибанию, что может указывать на компенсаторное сгибание в коленных суставах у пациентки с ОА вследствие неуверенности ходьбы, либо болевого синдрома. Асимметрия в разгибании и сгибании голеней была незначительна для здоровой испытуемой и

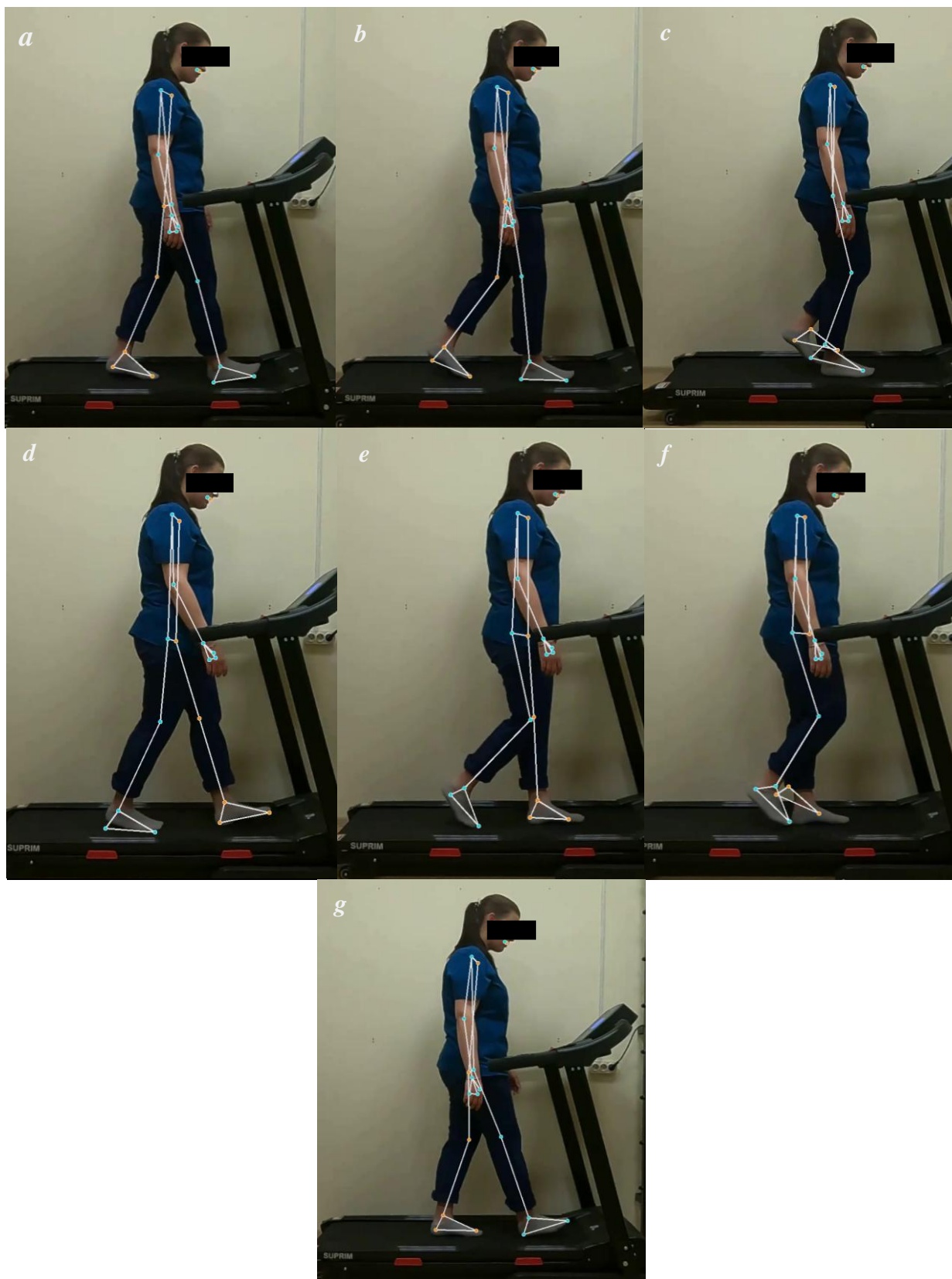


Рис. 6. Кадры распознавания походки здоровой испытуемой, 22 лет. События походки для правой нижней конечности: *a* — heel strike; *b* — loading response; *c* — midstance; *d* — terminal stance; *e* — preswing; *f* — initial&mid-swing; *g* — terminal swing.



Рис. 7. Кадры распознавания походки пациентки П., 61 года, с ОА и болевым синдромом. События походки для правой нижней конечности: *a* — heel strike; *b* — loading response; *c* — midstance; *d* — terminal stance; *e* — preswing; *f* — initial&mid-swing; *g* — terminal swing.

заметно отличалась для пациентки с ОА. Эта тенденция верна и при сравнении коэффициентов асимметрии, который был заметно выше нормы для сгибания голени у пациентки с ОА и практически не отличался для здоровой испытуемой.

Использование единственного гаджета и МО с точки зрения трудоемкости оценки варибельности походки, временных и финансовых затрат, непредвзятости — наиболее оптимальный вариант вне лабораторий движения. В последнее время роль МО существенно выросла, повысив точность биомеханических исследований до уровня, сопоставимого с 3D-анализом движений [3, 8, 9]. Остаются проблемы и в использовании 3D-анализа движений, который хотя и является, с одной стороны, «золотым стандартом» исследования походки, а с другой стороны, имеет неразрешимые во многом вопросы позиционирования маркеров, движения маркеров и кожи, что делает 3D-видеоанализ не абсолютно точным методом. Эти положения делают данную работу актуальной и перспективной в условиях ограниченного ресурса системы здравоохранения, что позволяет экономить силы и средства при объективном анализе походки [10].

Кроме того, актуальным может быть необходимость использовать для анализа походки не только контрольные точки нижних конечностей, но и вышележащие контрольные точки, в целом осанку, так как нарушения отражаются на всей позе в целом. Возможно, варибельность может быть определена и в вышележащих участках, в общей позе, когда испытуемый компенсирует болевые ощущения.

Анализ осанки в целом, а не только контрольных точек нижних конечностей и таза, действительно может дать более полное представление о состоянии опорно-двигательного аппарата. Нарушения осанки часто отражаются на всей позе, и компенсаторные механизмы, которые человек

использует для уменьшения болевых ощущений, могут влиять на общую позу. Использование большего числа контрольных точек в комплексе позволит получить более полное представление о походке и выявить возможные отклонения и компенсаторные механизмы. Все эти гипотезы требуют дополнительного исследования.

При работе с программой выявлено пропадание лэндмарков относительно их анатомических позиций. Это проявлялось на тех кадрах, на которых не полностью отображалась «дальняя» от камеры GoPro нижняя конечность. При появлении нижней конечности в кадре, модуль MediaPipe Pose достраивает скелетон, отображая все лэндмарки. Пропадание лэндмарков происходит в период, когда происходит либо наложение изображений нижних в момент их перекреста, либо когда теряется изображение верхней части бедра «дальней», в нашем случае, левой нижней конечности.

Другой выявленной особенностью является несовпадение лэндмарков и анатомических образований, в первую очередь, контрольных точек стоп.

Решением обеих проблем может служить смещение ракурса камеры влево или вправо так, чтобы при ходьбе в поле зрения попадали две конечности, использование более облагающей и контрастной одежды. Также необходимо учитывать, что расчет параметров походки происходит по нескольким циклам шага, при этом можно учитывать только те скелетоны на изображениях, которые правильно нанесены программой. Важным моментом является и то, что в фазе *inintial & mid-swing* значения углов сгибания в коленном и тазобедренном суставах являются не столь значимыми по сравнению с углами в момент опоры конечности и при максимальной сгибании и разгибании бедра¹.

2D-анализ походки в нашем варианте был реализован на беговой дорожке, так как это позволяет сохранять угол об-

¹ Объективная оценка функции ходьбы. Клинические рекомендации. 2016 [Интернет]. Доступно по: <https://library.mededtech.ru/rest/documents/Hodb/>. Ссылка активна на 01.04.2025.

зора и расстояние до объекта движения, что накладывает свой отпечаток на исследование за счет использования максимально комфортной скорости ходьбы 1 км/ч у 2 пациента. Очевидно, что скорость дискомфортной ходьбы в каждом случае при наличии ОА будет отличаться как при сравнении различных индивидуумами, так и в динамике лечения — так по увеличению скорости ходьбы можно судить об успешности лечения ОА. Эти и иные решения подлежат реализации в дальнейшем.

Заключение

Анализ описанных клинических случаев показал, что видеоанализ походки с использованием платформы MediaPipe Pose и разработанного программного обес-

печения позволяет выявить количественные различия между нормой и патологией. Метод может быть рекомендован для дальнейшего клинического тестирования как скрининговый инструмент оценки нарушений ходьбы. Однако, для улучшения результатов важно обратить внимание на следующие аспекты: при проведении видеоанализа необходимо использовать одежду с контрастными цветами, что позволит лучше выделить движущиеся объекты на фоне окружающей среды. Кроме того, в дальнейшем, вместо общего анализа походки следует сосредоточиться на более детализированном изучении отдельных точек, углов и фаз движения, что обеспечит более глубокое понимание механики походки.

Список литературы | References

1. Wren TAL, Tucker CA, Rethlefsen SA, et al. Clinical efficacy of instrumented gait analysis: Systematic review 2020 update. *Gait Posture*. 2020;80:274–279. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.05.031 EDN: PYWHIO
2. Klöpfer-Krämer I, Brand A, Wackerle H, et al. Gait analysis — Available platforms for outcome assessment. *Injury*. 2020;51(Suppl 2):S90–S96. doi: 10.1016/j.injury.2019.11.011 EDN: KVUSXL
3. Ino T, Samukawa M, Ishida T, et al. Validity of AI-Based Gait Analysis for Simultaneous Measurement of Bilateral Lower Limb Kinematics Using a Single Video Camera. *Sensors (Basel)*. 2023;23 (24):9799. doi: 10.3390/s23249799 EDN: EQGSHU
4. Shahar RT, Agmon M. Gait Analysis Using Accelerometry Data from a Single Smartphone: Agreement and Consistency between a Smartphone Application and Gold-Standard Gait Analysis System. *Sensors (Basel)*. 2021;21(22):7497. doi: 10.3390/s21227497 EDN: OOFMWT
5. Mobbs RJ, Perring J, Raj SM, et al. Gait metrics analysis utilizing single-point inertial measurement units: a systematic review. *Mhealth*. 2022;8:9. doi: 10.21037/mhealth-21-17 EDN: LBGSSD
6. Fedoseev AV, Alpatov AV, Chekushin AA, Ashapkina MS. Remote monitoring of rehabilitation for traumatological and orthopedic patients. *Science of the Young (Eruditio Juvenium)*. 2020; 8(2):296–302. doi: 10.23888/HMJ202082296-302 EDN: TJSZIJ
7. Bao T, Gao J, Wang J, et al. A global bibliometric and visualized analysis of gait analysis and artificial intelligence research from 1992 to 2022. *Front Robot AI*. 2023;10:1265543. doi: 10.3389/frobt.2023.1265543 EDN: UTOWTS
8. Di Gregorio R, Vocenas L. Identification of Gait-Cycle Phases for Prosthesis Control. *Biomimetics (Basel)*. 2021;6(2):22. doi: 10.3390/biomimetics6020022 EDN: VRUEKK
9. Menychtas D, Petrou N, Kansizoglou I, et al. Gait analysis comparison between manual marking, 2D pose estimation algorithms, and 3D marker-based system. *Front Rehabil Sci*. 2023; 4:1238134. doi: 10.3389/fresc.2023.1238134 EDN: GJRKTZ
10. Malkov AB. Problems of results reliability when analysing walking kinematics by means of movements video analysis. *Siberian Medical Review*. 2020; (2):20–29. doi: 10.20333/2500136-2020-2-20-29 EDN: UKCFPT

Дополнительная информация | Additional Information

Этическая экспертиза. Все участники исследования подписали форму информированного добровольного согласия до включения в исследование.

Согласие на публикацию. Авторы получили письменное информированное согласие пациентов на публикацию персональных данных в научном журнале, включая его электронную версию. Объем публикуемых данных с пациентами согласован.

Источники финансирования. Работа проведена в рамках выполнения внутривузовского гранта «Разработка метода оценки вариабельности походки здоровых людей на основе видеорегистрации и машинного обучения».

Раскрытие интересов. Авторы заявляют об отсутствии отношений, деятельности и интересов, связанных с третьими лицами (коммерческими и некоммерческими), интересы которых могут быть затронуты содержанием статьи.

Оригинальность. При создании статьи авторы не использовали ранее опубликованные сведения (текст, иллюстрации, данные).

Генеративный искусственный интеллект. При создании статьи технологии генеративного искусственного интеллекта не использовали.

Рецензирование. В рецензировании участвовали два рецензента и член редакционной коллегии издания.

Об авторах:

***Чекушин Александр Александрович**, канд. мед. наук, доцент; адрес: Российская Федерация, 390026, Рязань, ул. Высоковольная, д. 9; eLibrary SPIN: 7226-9799; ORCID: 0000-0002-5977-8023; e-mail: sales@ortodoctor.su

Федосеев Андрей Владимирович, д-р мед. наук, профессор; eLibrary SPIN: 6522-1989; ORCID: 0000-0002-6941-1997; e-mail: colobud@yandex.ru

Кулакова Анна Владимировна; eLibrary SPIN: 4702-5630; ORCID: 0009-0008-4614-3505; e-mail: annkulakova@bk.ru

Киселева Полина Александровна; eLibrary SPIN: 7620-9561; ORCID: 0009-0007-3004-8602; e-mail: kuroyaida@yandex.ru

Алпатов Алексей Викторович, канд. тех. наук; eLibrary SPIN: 5233-0965; ORCID: 0000-0001-9694-6818; e-mail: alpatov-alexey@yandex.ru

Ашапкина Мария Сергеевна, канд. тех. наук; eLibrary SPIN: 4552-4802; ORCID: 0000-0002-7757-1501; e-mail: mashaashapkina@gmail.com

Филоненко Павел Сергеевич, канд. мед. наук, доцент; eLibrary SPIN: 4874-3868; ORCID: 0000-0001-6978-8973; e-mail: pavel-filonenko@yandex.ru

Вклад авторов:

Чекушин А.А. — сбор и анализ данных, написание текста.
Федосеев А.В. — концепция исследования.
Кулакова А.В. — сбор данных, написание текста, редактирование.
Киселева П.А. — сбор данных, написание текста, редактирование.
Алпатов А.В. — сбор и анализ данных, написание текста.

Ethics approval. All participants signed a voluntary consent form to participate in the study.

Consent for publication. The authors obtained written informed consent from patients to publish their personal data in a scientific journal, including its electronic version. The scope of the published data was agreed upon with the patients.

Funding sources. The work was carried out within the framework of the intra-university grant “Development of a method for assessing gait variability of healthy people based on video recording and machine learning”.

Disclosure of interests. The authors have no relationships, activities or interests related with for-profit or not-for-profit third parties whose interests may be affected by the content of the article.

Statement of originality. The authors did not use previously published information (text, illustrations, data) when creating work.

Generative AI. Generative AI technologies were not used for this article creation.

Peer-review. Two reviewers and a member of the editorial board participated in the review.

Authors' Info:

***Aleksandr A. Chekushin**, MD, Cand. Sci. (Medicine), Assistant Professor; address: 9 Vysokovoltynaya st, Ryazan, Russian Federation, 390026; eLibrary SPIN: 7226-9799; ORCID: 0000-0002-5977-8023; e-mail: sales@ortodoctor.su

Andrey V. Fedoseev, MD, Dr. Sci. (Medicine), Professor; eLibrary SPIN: 6522-1989; ORCID: 0000-0002-6941-1997; e-mail: colobud@yandex.ru

Anna V. Kulakova; eLibrary SPIN: 4702-5630; ORCID: 0009-0008-4614-3505; e-mail: annkulakova@bk.ru

Polina A. Kiseleva; eLibrary SPIN: 7620-9561; ORCID: 0009-0007-3004-8602; e-mail: kuroyaida@yandex.ru

Alexey V. Alpatov, Cand. Sci. (Technology); eLibrary SPIN: 5233-0965; ORCID: 0000-0001-9694-6818; e-mail: alpatov-alexey@yandex.ru

Maria S. Ashapkina, Cand. Sci. (Technology); eLibrary SPIN: 4552-4802; ORCID: 0000-0002-7757-1501; e-mail: mashaashapkina@gmail.com

Pavel S. Filonenko, MD, Cand. Sci. (Medicine), Assistant Professor; eLibrary SPIN: 4874-3868; ORCID: 0000-0001-6978-8973; e-mail: pavel-filonenko@yandex.ru

Author contributions:

Chekushin A.A. — collection and analysis of data, writing the text.
Fedoseev A.V. — concept of the study.
Kulakova A.V. — collection and analysis of data, writing the text, editing.
Kiseleva P.A. — collection and analysis of data, writing the text, editing.
Alpatov A.V. — collection and analysis of data, writing the text.

Ашапкина М.С. — сбор и анализ данных, написание текста.
Филоненко П.С.— сбор и анализ данных, написание текста.
Все авторы одобрили рукопись (версию для публикации),
согласились нести ответственность за все аспекты работы,
гарантируя надлежащее рассмотрение и решение вопросов,
связанных с точностью и добросовестностью любой ее части.

Ashapkina M.S. — collection and analysis of data, writing the text.
Filonenko P.S. — collection and analysis of data, writing the text.
All authors approved the manuscript (the publication version), and
also agreed to be responsible for all aspects of the work, ensuring
proper consideration and resolution of issues related to the accuracy
and integrity of any part of it.