

DOI: <https://doi.org/10.36425/rehab109488>

Возможности применения биомеханических систем захвата движений человека в медицинской реабилитации (обзор)

Г.Е. Шейко¹, А.Н. Белова¹, Н.Н. Рукина¹, Н.Л. Короткова^{1, 2}¹ Приволжский исследовательский медицинский университет, Нижний Новгород, Российская Федерация² Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова (Сеченовский Университет), Москва, Российская Федерация

АННОТАЦИЯ

Биомеханический анализ движений является наиболее точным бесконтактным инструментальным методом исследования локомоций человека и всё чаще находит применение в медицинской реабилитации пациентов с различными заболеваниями. Исследователи в области биомеханики стремятся стандартизировать параметры движений человека, которые могут быть в дальнейшем понятны, сопоставимы и доступны для всего научного сообщества.

Системы захвата движений человека являются перспективным для клинического применения инструментом оценки и контроля корректного выполнения движений, а также выявления факторов риска травматизма, однако применяются в основном только в научных исследованиях. Разработка и внедрение биомеханических систем захвата движений в клиническую практику способны помочь врачам определить наилучшее решение при планировании медицинской реабилитации и, тем самым, сократить время восстановления пациентов.

В обзоре представлены современные сведения о методиках захвата движений и особенностях их применения в медицинской реабилитации пациентов с заболеваниями нервной системы. Даны краткие характеристики существующим технологиям исследования локомоторных функций: принципы работы, преимущества и недостатки оптико-электронных, электромагнитных, инерциальных и ультразвуковых измерительных систем. Подробно описаны возможности биомеханического анализа движений в персонализированном диагностическом процессе, планировании медицинской реабилитации и оценке её результатов у пациентов с инсультом, болезнью Паркинсона, детским церебральным параличом, позвоночно-спинномозговой травмой и рассеянным склерозом.

Поиск проводился в базах данных eLibrary, PubMed, Scopus, Web of Science и Google Scholar. Включены исследования, освещающие работу систем захвата движений с анализом пространственно-временных, кинематических, кинетических и электромиографических параметров.

Ключевые слова: захват движений; биомеханика; медицинская реабилитация; нервные болезни.

Как цитировать

Шейко Г.Е., Белова А.Н., Рукина Н.Н., Короткова Н.Л. Возможности применения биомеханических систем захвата движений человека в медицинской реабилитации (обзор) // Физическая и реабилитационная медицина, медицинская реабилитация. 2022. Т. 4, № 3. 181–196. DOI: <https://doi.org/10.36425/rehab109488>

DOI: <https://doi.org/10.36425/rehab109488>

Possibilities of using biomechanical human motion capture systems in medical rehabilitation (review)

Gennadii E. Sheiko¹, Anna N. Belova¹, Natalia N. Rukina¹, Nadezhda L. Korotkova^{1, 2}

¹ Privolzhsky Research Medical University, Nizhny Novgorod, Russian Federation

² The First Sechenov Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

ABSTRACT

Biomechanical motion capture is the most accurate non-contact instrumental method of studying human locomotion and is increasingly being used in the medical rehabilitation of patients with various diseases. Human motion capture systems are promising tools for clinical use to assess and control the correct execution of movements, as well as to identify injury risk factors.

Currently, human motion capture systems are mainly used only in scientific research. The development and implementation of biomechanical motion capture systems in clinical practice can help doctors determine the best solution when planning medical rehabilitation and, thereby, reduce the recovery time of patients.

This review aims to present up-to-date data on motion capture techniques and features of their application in the medical rehabilitation of patients with diseases of the nervous system. The review provides a brief overview of the existing technologies for the study of locomotor functions. The principles of operation, advantages and disadvantages of optoelectronic, electromagnetic, inertial and ultrasonic measuring systems are presented. The review describes in detail the possibilities of biomechanical motion capture in conducting a personalized diagnostic process, planning and evaluating the results of medical rehabilitation in patients with stroke, Parkinson's disease, cerebral palsy, spinal cord injury and multiple sclerosis.

The search was conducted in the databases eLibrary, PubMed, Scopus, Web of Science and Google Academy (Google Scholar). The review includes studies in which motion capture systems were used and spatial-temporal, kinematic, kinetic and electromyographic parameters were analyzed.

Keywords: motion capture; biomechanics; medical rehabilitation; nervous diseases.

To cite this article

Sheiko GE, Belova AN, Rukina NN, Korotkova NL. Possibilities of using biomechanical human motion capture systems in medical rehabilitation (review). *Physical and rehabilitation medicine, medical rehabilitation*. 2022;4(3):181–196. DOI: <https://doi.org/10.36425/rehab109488>

Список сокращений

БП — болезнь Паркинсона

ДЦП — детский церебральный паралич

ПСМТ — позвоночно-спинномозговая травма

РС — рассеянный склероз

СЗД — система захвата движений

IMU (Inertial Measurement Unit) — инерциальный измерительный модуль

ВВЕДЕНИЕ

За последние два века растущий спрос медицины на точные методы фиксации движений человека привёл к значительному прогрессу в сфере биомеханики [1]. Первые исследования по количественному изучению локомоций человека начались в первой половине XIX века [2–4]. Так, братья Вебер в 1837 году представили работу по оценке пространственных и временных параметров движений человека [2]. В конце 80-х годов XX века математик Отто Фишер и анатом Вильгельм Браун опубликовали результаты исследования, в котором были предложены способы определения момента силы и расхода энергии при движениях в суставах конечностей [5]. В целом методики исследования движений человека претерпели множество изменений по мере развития технологий [6]. Первые исследования в данной сфере включали применение фотоаппаратуры и силовых платформ для изучения кинетики ходьбы [3, 4]. Современные же методы видеонализа основаны на использовании компьютерных систем со сложным программным обеспечением, способным детально и точно фиксировать различные локомоторные показатели [1].

Биомеханический анализ движений является наиболее точным бесконтактным инструментальным методом исследования локомоций человека и всё чаще находит своё применение в медицинской реабилитации пациентов с различными заболеваниями [1, 7]. Исследователи в области биомеханики стремятся стандартизировать параметры движений человека, которые могут быть в дальнейшем понятны, сопоставимы и доступны для всего научного сообщества [7]. Системы захвата движений (СЗД) человека являются перспективным для клинического применения инструментом оценки и контроля корректного выполнения движений, а также выявления факторов риска травматизма, однако применяются в основном только в научных исследованиях [1, 8]. Разработка и внедрение биомеханических СЗД в клиническую практику помогут врачам определять наилучшие решения при планировании медицинской реабилитации и тем самым будут сокращать время восстановления пациентов [1, 9].

Цель данной статьи — представление современных данных о методиках захвата движений, а также обзор мировой литературы, посвящённой изучению применения технологий захвата движений в медицинской реабилитации пациентов с заболеваниями нервной системы.

ТЕХНОЛОГИИ И ОСОБЕННОСТИ ИССЛЕДОВАНИЯ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА

Современные технологии захвата движений основаны на различных принципах работы, в зависимости от которых выделяют следующие основные типы систем: оптоэлектронные, электромагнитные, инерциальные и ультразвуковые [9].

Опико-электронные измерительные системы

Захват движений в опико-электронных измерительных системах основан на технологии компьютерного анализа видеоизображений движений обследуемого и выполняется дистанционно без использования кабельной связи регистрирующего устройства с объектом исследования [10]. Оптоэлектронные измерительные системы делятся на два типа — маркерные и безмаркерные. Маркерные опико-электронные измерительные системы ввиду высокой точности считаются золотым стандартом захвата движения. Маркеры крепятся на определённые анатомические точки тела человека в соответствии с костными ориентирами исследуемого. Существуют стандарты, регламентирующие терминологию, систему координат (оси) и костные ориентиры, для определения границ сегментов тела и размещения маркеров (рис. 1) [11, 12].

Различают активные маркеры, излучающие свет и требующие источник питания, и пассивные маркеры, прикрепляемые к телу и отражающие свет, генерируемый вблизи объектива видеокамеры (рис. 2–4). Видеокамера, в свою очередь, используется для вычисления положения маркеров в трёхмерном пространстве [1]. Данные, получаемые от маркеров и видеокамер, передаются в компьютер, где на основании конкретной компьютерной модели проводится обработка информации: движения реального объекта анимируются, формируется отчёт, позволяющий проанализировать угловые и линейные кинематические характеристики изучаемых движений [12, 13].

Безмаркерный метод захвата движений основан на анализе взаимного расположения неоднородных частей изображений объекта на последовательных кадрах. Главным недостатком данного метода является требование более сложной обработки получаемых данных и, как следствие, более дорогостоящего программного обеспечения [14].

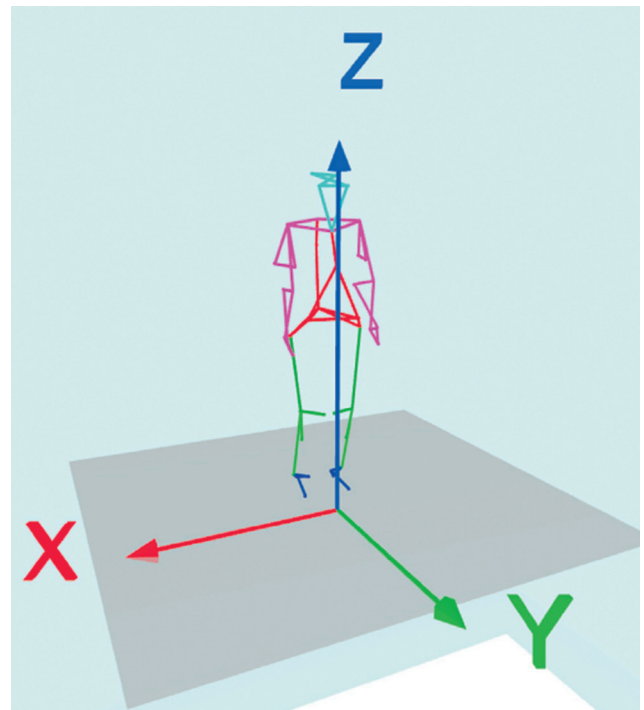
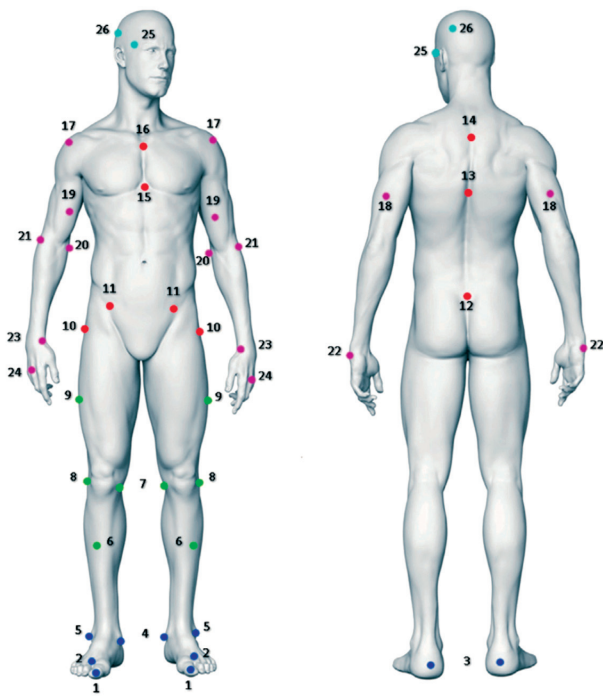


Рис. 1. Положение маркеров и трёхмерная модель человека, построенная программой Simi Motion (Германия).

Fig. 1. The position of markers and a three-dimensional human model built by the Simi Motion program (Germany).

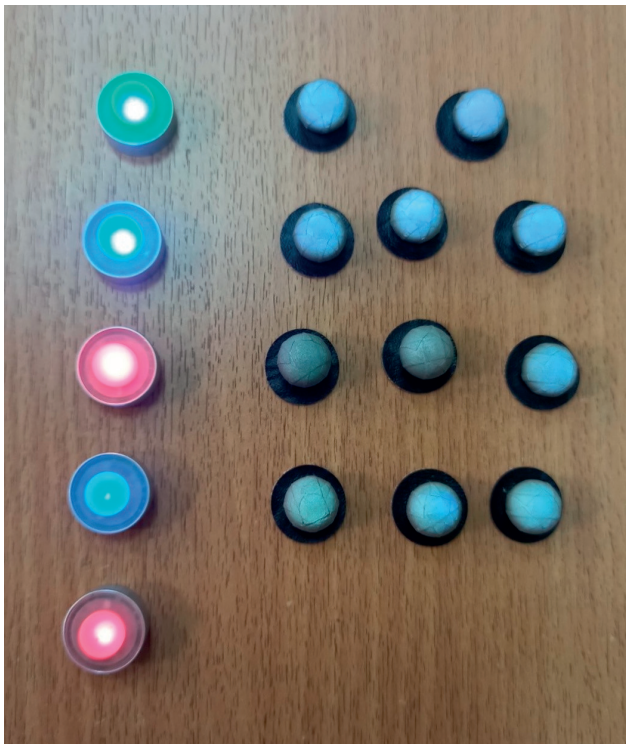


Рис. 2. Активные (слева) и пассивные (справа) маркеры системы видеонализа Simi Motion (Германия).

Fig. 2. Active (left) and passive (right) markers of the Simi Motion video analysis system (Germany).

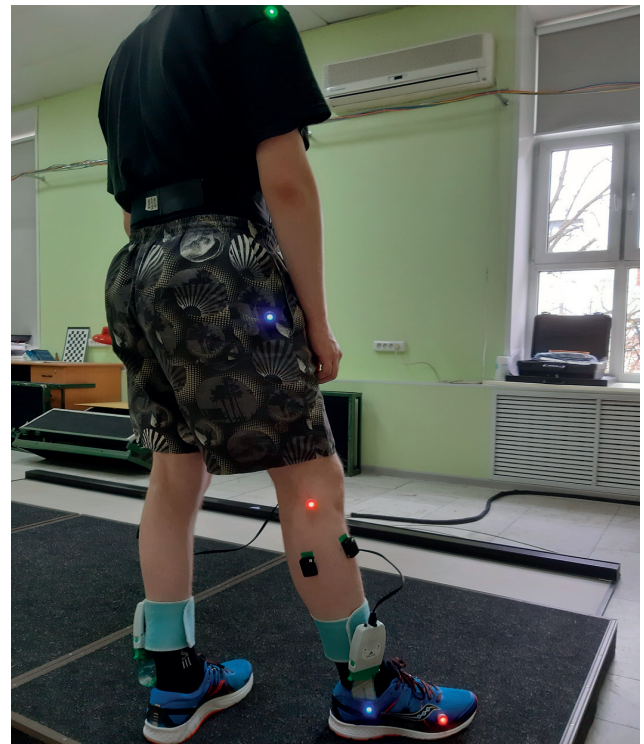


Рис. 3. Пример размещения активных маркеров системы видеонализа Simi Motion (Германия) на обследуемом.

Fig. 3. An example of the placement of active markers of the Simi Motion video analysis system (Germany) on the subject.

Вне зависимости от наличия или отсутствия маркеров в ходе регистрации положения исследуемого сегмента тела в пространстве необходимо, чтобы одновременно

работало несколько видеокамер. Они должны располагаться под различными углами таким образом, чтобы объект исследования всё время находился в пределах их

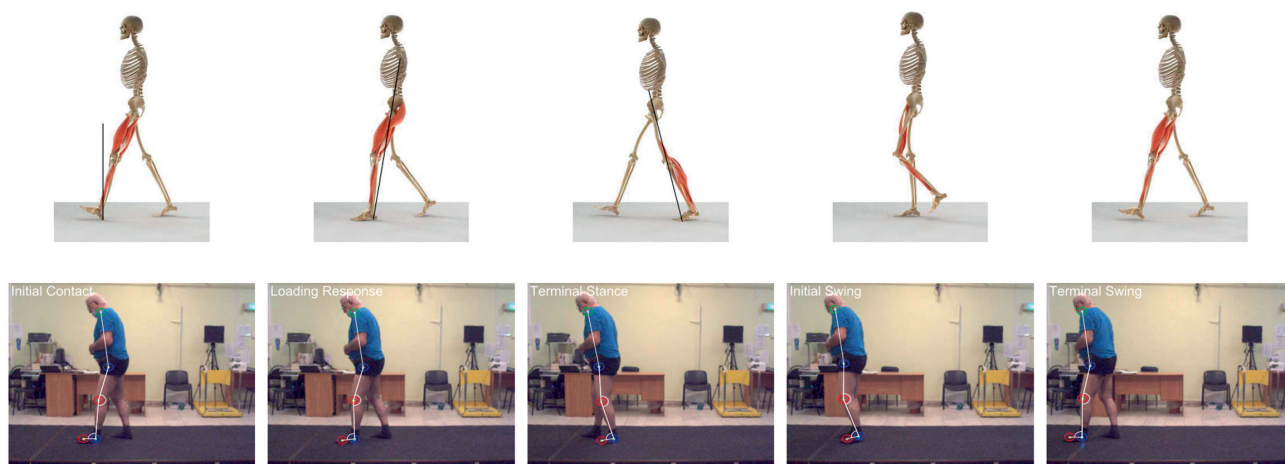


Рис. 4. Видеоанализ ходьбы с оценкой движений в левой нижней конечности с использованием активных маркеров, построенный программой Simi Motion (Германия).

Fig. 4. Video analysis of walking with an assessment of movements in the left lower limb using active markers, built by the Simi Motion program (Germany).

видимости [15]. В современных СЗД обычно реализована возможность построения любых двух- и трёхмерных многозвенных моделей исследования, позволяющих отображать интересующие исследователя сегменты локомоторного аппарата. Однако трёхмерные СЗД являются более востребованными [15, 16].

Электромагнитные измерительные системы

Основной принцип действия электромагнитных измерительных систем заключается в вычислении положения и ориентации датчиков движения с помощью электромагнитных волн, идущих от датчика к базовой станции [17]. Электромагнитные измерительные системы способны обеспечивать большие объёмы захвата, но являются менее точными в отличие от оптико-электронных СЗД, так как для определения положения датчиков не требуется прямой видимости [17]. Применение электромагнитных измерительных систем сопряжено с рядом ограничений: высокая стоимость, вес и габариты оборудования, низкая помехоустойчивость, повышенная чувствительность к ферромагнетикам, препятствиям и погодным условиям, а также невозможность использования в помещении [18–20].

Инерциальные измерительные системы

Одним из самых современных методов захвата движений является инерциальный. Особенностью данного метода является то, что все движения человека записываются с помощью инерциальных измерительных модулей (Inertial Measurement Unit, IMU), которые содержат датчики для измерения частоты вращения. Использование инерциальных датчиков даёт возможность оценивать величины вращающихся моментов в суставах, а также силу реакции опоры при ходьбе. Дополнительные программы позволяют рассчитывать затрачиваемую при этом

механическую энергию [21]. Наиболее распространёнными датчиками, используемыми в IMU, являются гироскопы, магнитометры и акселерометры. Недостатком инерциального метода видеоанализа является его меньшая точность в сравнении с оптико-электронными методами слежения. Однако IMU не требуют наличия базовой станции и видеокамер (поэтому среди остальных СЗД выигрывают в мобильности), а также способны регистрировать очень быстрые движения [21].

Ультразвуковые измерительные системы

Принцип работы ультразвуковых систем локализации заключается в вычислении положения движущегося объекта с помощью ультразвуковых волн. При этом датчики располагаются на движущемся реальном объекте, а приёмники образуют антенну (в некоторых системах датчики и приёмники меняются местами). Всякий раз, когда датчик посылает сигнал, его принимают статические сенсоры, измеряющие время между отправлением и приёмом сигнала. По времени задержки сигнала рассчитываются расстояния между излучателями и приёмниками. По полученным расстояниям вычисляют трёхмерные координаты объекта. Ультразвуковые системы оценки движений человека имеют хорошую точность измерения координат и углов, но поскольку такие системы работают на основе использования физических свойств ультразвука, они обладают некоторыми недостатками. Во-первых, это необходимость прямой видимости между излучателями и приёмниками, поскольку посторонние предметы являются хорошими поглотителями или рассеивателями ультразвука. Во-вторых, отмечается снижение точности при изменении температуры или порывах ветра. Необходимо также точная калибровка приёмников. Кроме того, направленность ультразвука может приводить к помехам при работе с динамичными измерениями [22].

ТЕХНОЛОГИИ ЗАХВАТА ДВИЖЕНИЙ В МЕДИЦИНСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ

В медицине технологии захвата движений используют для изучения локомоций человека в норме и при патологии, а также для оценки эффективности реабилитационных мероприятий [1, 23, 24]. Современные технологии анализа движений человека способны помочь клиницисту в проведении персонализированного диагностического процесса и планировании медицинской реабилитации у пациентов с инсультом [23, 24], болезнью Паркинсона (БП) [25, 26], детским церебральным параличом (ДЦП) [27, 28], позвоночно-спинномозговой травмой (ПСМТ) [29, 30], рассеянным склерозом (РС) [31–33], а также при других заболеваниях нервной системы [34–36]. В настоящее время перед исследователями и врачами стоит задача выявления таких параметров, характеристик движений при той или иной патологии, которые можно было бы учитывать для значимого повышения качества медицинской реабилитации [37].

Применение технологий захвата движений при инсульте

Особенности ходьбы пациентов, перенёсших инсульт, характеризуются уменьшением скорости, нарушением кинетических и кинематических профилей, патологической асимметрией и увеличением энергозатратности двигательного акта [38–41]. Асимметричность параметров шага во многом зависит от развившихся различий пространственно-временных и кинематических характеристик между поражённой и здоровой стороной, мышечной силы и опороспособности паретичной конечности [42, 43].

Анализ движений с использованием технологий захвата движений является наиболее точным методом количественной оценки результатов восстановительного лечения пациентов, перенёсших инсульт, и зачастую применяется в качестве референтного метода [21]. Так, в исследовании F. Feuquier и соавт. [21] маркерная СЗД Vicon (Великобритания) использовалась в качестве золотого стандарта в сравнении с инерциальными системами измерения. Стоит заметить, что инерциальные СЗД показали высокую сопоставимость своих результатов в сравнении с маркерной СЗД в оценке эффективности электрической стимуляции мышц нижних конечностей у пациентов с парезом стопы после перенесённого инсульта.

СЗД применяются для подбора и калибровки ортезов, используемых пациентами, перенёсших инсульт [44, 45]. В исследовании T. Kobayashi и соавт. [45] с помощью СЗД проводилась настройка ортеза голеностопного сустава, используемого для коррекции нарушений походки после инсульта. Всего в исследование было включено 9 пациентов. Кинематические и кинетические данные суставов нижних конечностей регистрировались во время ходьбы на беговой дорожке с помощью трёхмерной маркерной СЗД Vicon (Великобритания). Было выявлено, что постепенная

корректировка ортеза в сторону тыльного сгибания стопы значительно изменила объём движений в голеностопном и коленном суставах и повлияла на моменты силы коленного сустава при ходьбе у пациентов, перенёсших инсульт.

Использование роботизированных экзоскелетов является новой технологией для восстановления функции ходьбы у пациентов, перенёсших инсульт. Оценка эффективности применения экзоскелета в медицинской реабилитации также производится с использованием СЗД [46, 47]. Например, в исследовании C. Swank и соавт. [47] оценивались пространственно-временные, кинематические характеристики походки и показатели мышечной активности до и после одного сеанса ходьбы в экзоскелете у 6 пациентов после инсульта. Кроме того, изучалась кинематическая симметрия между больной и здоровой конечностями. В исследовании была использована маркерная СЗД Vicon (Великобритания), включающая 10 видеокамер и синхронизированная с 6 динамометрическими платформами с одновременной регистрацией поверхностной электромиографии с мышц нижних конечностей. Полученные результаты видеонализа после тренировки в экзоскелете продемонстрировали снижение проявлений дисфункции походки у пациентов с последствиями инсульта.

Помимо походки, с помощью СЗД изучаются движения верхних конечностей и туловища у пациентов, перенёсших инсульт [48, 49]. Например, в исследовании G.M. Hansen и соавт. [48] с помощью маркерной СЗД Qualisys (Швеция) оценивался объём движений лопатки, плеча, предплечья, туловища и таза при выполнении двух упражнений у 17 пациентов с инсультом. Результаты исследования продемонстрировали, что выбранные трёхмерные кинематические измерения являются точным и надёжным методом оценки конкретных движений плеча у пациентов с инсультом (табл. 1) [48].

Применение технологий захвата движений при болезни Паркинсона

Клиническая оценка двигательных нарушений при БП в ходе осмотра врача может быть очень субъективной и некорректной, особенно при невыраженной симптоматике. СЗД потенциально могут предоставить более объективные и количественные данные оценки движений пациентов с БП [25, 26]. Пилотное исследование S. Das и соавт. [25] продемонстрировало, что количественные измерения, полученные из данных захвата движения, выявляют существенные различия между лёгкими и тяжёлыми симптомами заболевания. Исследователи пришли к выводу, что технология захвата движения потенциально может быть точным, надёжным и эффективным инструментом для сбора статистических данных о двигательных нарушениях, связанных с БП. Это в свою очередь позволило бы разработать более эффективные способы медицинской реабилитации пациентов с нейродегенеративными заболеваниями [25].

В исследовании E. Růžička и соавт. [26] проведено сравнение субъективной и количественной оценки

Таблица 1. Исследования с использованием систем захвата движений у пациентов, перенёсших инсульт**Table 1.** Studies using motion capture systems in stroke patients

Источник	Цель исследования	Число участников, n / Средний возраст, лет	Система захвата движений	Выводы
Kobayashi и соавт. [45], 2019	Изучение влияния ортеза голеностопного сустава на изменение кинематики и кинетики суставов нижних конечностей во время походки у лиц, перенёсших инсульт	10/58±13	Маркерная оптико-электронная Vicon (Великобритания)	Корректировка ортеза в сторону тыльного сгибания стопы значительно изменила объём движений в голеностопном и коленном суставах, что повлияло на моменты силы коленного сустава при ходьбе
Swank и соавт. [47], 2020	Сравнение пространственно-временных, кинематических характеристик походки и показателей мышечной активности до и после одного сеанса ходьбы в экзоскелете	6/44,7±14,6	Маркерная оптико-электронная Vicon (Великобритания)	Тренировка в экзоскелете снижает проявления дисфункции походки у пациентов с последствиями инсульта
Hansen и соавт. [48], 2019	Оценка трёхмерных кинематических измерений движений плеча у пациентов с инсультом со сниженной функцией плеча	17/62,5±10,4	Маркерная оптико-электронная Qualisys (Швеция)	Выбранные трёхмерные кинематические измерения являются точным и надёжным методом оценки конкретных движений плеча у пациентов с инсультом

брадикинезии у 22 пациентов с БП с использованием бесконтактной СЗД Optitrack-V120 (США). Данная установка позволила провести анализ отдельных компонентов брадикинезии. Было показано, что снижение амплитуды и максимальной скорости пальца руки при постукивании о поверхность являются наиболее отличительными признаками двигательных нарушений у пациентов с БП в сравнении с контрольной группой условно здоровых добровольцев. Несмотря на полученные результаты, авторы также пришли к выводу, что требуется проведение более крупных исследований с включением большего числа пациентов и оценкой более широкого спектра показателей движений.

В другом исследовании V. Jakob и соавт. [50] подтвердили техническую валидность инерциальных датчиков Portables-NCT GaitLab-System (Германия) для анализа походки в сравнении с трёхмерной маркерной СЗД Simi Motion (Германия). В исследовании было включено 37 пациентов с БП и 14 условно здоровых добровольцев в группы сравнения. Параметры походки сравнивались между обеими СЗД после выполнения стандартизированного теста ходьбы. Результаты исследования продемонстрировали, что инерциальная СЗД предоставляет надёжные сенсорные параметры походки. Кроме того, обе СЗД сопоставимо фиксируют значимую разницу между пациентами с БП и участниками контрольной группы (табл. 2) [50].

Авторы вышепредставленных исследований делают вывод, что разработка и применение СЗД в оценке двигательных функций у пациентов с БП помогут выяснить, насколько объективно получаемые параметры отражают

ответ на лечение и реабилитацию, а также оценить прогрессирование заболевания [26, 50].

Применение технологий захвата движений при детском церебральном параличе

Реабилитация пациентов с ДЦП требует системного подхода и динамичной оценки достигаемых результатов [27]. В последние годы появляется всё больше научных работ, посвящённых изучению биомеханических нарушений локомоции у пациентов с ДЦП [27, 28, 51, 52]. В работе C.R. Simão и соавт. [28], где приняли участие 20 детей с гемиплегической формой ДЦП, была проведена оценка влияния одной тренировки на беговой дорожке с дополнительной нагрузкой на кинематические параметры походки. Данные биомеханики движений были получены с использованием маркерной СЗД Qualisys (Швеция); оценка проводилась до и после тренировки. По результатам исследования, после тренировки отмечалось увеличение диапазона движений в коленном, тазобедренном и голеностопных суставах паретичной конечности, что в целом может способствовать улучшению походки. По данным других исследований, посвящённых биомеханической оценке движений с использованием СЗД, в целом ходьба пациентов с ДЦП характеризуется сниженной скоростью, меньшей длиной шага и диапазоном движений в суставах конечностей в сравнении с условно здоровыми детьми [27, 53].

Кроме биомеханического изучения походки, в мировой научной литературе можно найти исследования по видеонализу движений верхних конечностей у паци-

Таблица 2. Исследования с использованием систем захвата движений у пациентов с болезнью Паркинсона**Table 2.** Studies using motion capture systems in patients with Parkinson's disease

Источник	Цель исследования	Число участников, n / Средний возраст, лет	Система захвата движений	Выводы
Růžička и соавт. [26], 2016	Сравнение субъективной и количественной оценки брадикинезии у пациентов с болезнью Паркинсона (БП) при постукивании пальцем	22 (БП)/48–82 22 (контрольная группа)/41–82	Маркерная оптико-электронная Optitrack-V120 (США)	Система захвата движения позволила провести независимый анализ отдельных компонентов брадикинезии, демонстрируя снижение амплитуды и максимальную скорость пальца как наиболее сильного параметра в дифференциации пациентов с лёгкой и умеренной БП от группы условно здорового контроля
Jakob и соавт. [50], 2021	Сравнение параметров ходьбы, измеренных с помощью мобильной сенсорной инерциальной системы анализа походки и оптико-электронной системы захвата движения в качестве референтного метода	37 (БП)/70,8±9,3 14 (контрольная группа)/72,2±28,8	Инерциальная Portables-HCT GaitLab-System (Германия)/ Маркерная оптико-электронная Simi Motion (Германия)	Носимые инерциальные датчики генерируют достоверные параметры ходьбы и, следовательно, могут быть использованы для клинической оценки двигательных нарушений у пациентов с БП

ентов с ДЦП [54–57]. Например, в исследовании M.C. Klotz и соавт. [54] проведён анализ ограничений объёма движений верхних конечностей у 15 взрослых пациентов с гемиплегической формой ДЦП в сравнении с группой 15 условно здоровых участников. С помощью маркерной СЗД Vicon (Великобритания) оценивались повседневные бытовые движения верхних конечностей. Результаты исследования показали снижение супинации на 45° паретичной конечности в сравнении с контрольной группой. Наиболее выраженное снижение объёма движений верхней конечности у пациентов с ДЦП отмечалось при супинации и пронации предплечья. Кроме того, были выявлены корреляционные связи между результатами видеонализа и оценкой по шкале классификаций мануальных способностей для детей с церебральным параличом (Manual Ability Classification System, MACS) (табл. 3) [54].

СЗД позволяют объективно и количественно описывать те или иные нарушения локомоций при ДЦП [51]. Несмотря на это, СЗД до сих пор не используется в рутинной клинической практике для планирования и оценки результатов медицинской реабилитации пациентов с ДЦП, что, вероятно, связано с высокой стоимостью оборудования и отсутствием референсных интервалов для оценки выраженности нарушений.

Применение технологий захвата движений при позвоночно-спинномозговой травме

ПСМТ встречается, как правило, у лиц молодого возраста и влечёт за собой крайне тяжёлые последствия для здоровья [30]. Восстановление двигательных функций

после ПСМТ, в частности способности к самостоятельному передвижению, является приоритетной задачей медицинской реабилитации [58]. Выраженность двигательных нарушений у пациентов с ПСМТ зависит от тяжести и локализации повреждения спинного мозга. При ПСМТ могут наблюдаться частичная или полная потеря двигательных функций, а также проводниковые сенсорные нарушения. В настоящее время СЗД активно применяются в исследованиях по оценке результатов медицинской реабилитации у пациентов с ПСМТ, что помогает врачам принимать корректные клинические решения [29, 30].

В исследовании R.J. Triolo и соавт. [29] проводилась оценка влияния стимуляции ягодичных мышц и туловища у пациентов с последствиями травмы шейного или грудного отделов спинного мозга с использованием технологий видеонализа движений. Всего было включено 8 пациентов (средний возраст 46±9,34 года), которым была проведена имплантация нейростимулятора. Видеонализ проводился в положении сидя без поддержки спины с использованием маркерной СЗД Vicon (Великобритания). Отражающие маркеры были расположены на лбу, груди, запястьях, нижних углах лопаток, акромионах, в области остистых отростков CVII и TVI позвонков и в области крестца. Всего проводилось 5 испытаний со стимуляцией и без, в положении сидя, без движений в течение 5 сек с перерывами между измерениями как минимум 5 мин. Кроме того, выполнялось задание в положении сидя с удержанием на вытянутых руках пластикового контейнера в течение 5 сек на разных уровнях — 30 и 48 дюймов (76,2 и 121,92 см соответственно). Результаты видеонализа

Таблица 3. Исследования с использованием систем захвата движений у пациентов с детским церебральным параличом**Table 3.** Studies using motion capture systems in patients with cerebral palsy

Источник	Цель исследования	Число участников, n / Средний возраст, лет	Система захвата движений	Выводы
Simão и соавт. [28], 2019	Оценить влияние тренировок на беговой дорожке с дополнительной нагрузкой на нижние конечности на кинематические параметры походки у детей с детским церебральным параличом (ДЦП)	20/12±3,3	Маркерная оптико-электронная Qualisys (Швеция)	Тренировка ходьбы на беговой дорожке с дополнительной нагрузкой на нижние конечности способна изменить походку у пациентов с ДЦП. Увеличение сгибания тазобедренного сустава в фазе переноса позволило увеличить подъём паретичной стопы, что может способствовать улучшению функции походки в целом
Klotz и соавт. [54], 2013	Оценка влияния ограничений диапазона движений верхней конечности у взрослых с ДЦП на повседневную активность и определение потенциальных механизмов компенсации	15 (ДЦП)/28 (контрольная группа)/-	Маркерная оптико-электронная Vicon (Великобритания)	Наиболее выраженное снижение объёма движений верхней конечности у пациентов с ДЦП отмечалось при супинации и пронации предплечья

показали, что стимуляция мышц приводит к значительному увеличению разгибания туловища по сравнению с исходными значениями без стимуляции. Стимуляция вызывает также положительные изменения в среднем наклоне таза и высоте плеч во время спокойного сидения и при удержании предмета. Таким образом, был сделан вывод, что электрическая стимуляция приводит к более устойчивому пребыванию в положении сидя без движений и при бимануальном удержании предмета в сравнении с волевым усилием [29].

Активно изучается эффективность применения не только маркерных, но и инерциальных СЗД у пациентов с ПСМТ [31]. Так, в сравнительном исследовании С. Warner и соавт. [30] проводилась оценка походки 9 пациентов с ПСМТ в сравнении с контрольной группой из 17 условно здоровых добровольцев. Особенности ходьбы участников исследования оценивались на беговой дорожке с использованием инерциальных модулей ZurichMOVE (Швейцария) и маркерной СЗД Vicon (Великобритания) с 10 видеокамерами в качестве золотого стандарта. Основными компонентами инерциальных модулей, которые крепились в области лодыжек участников исследования, являлись трёхосевые акселерометр, гироскоп и магнитометр. Результаты исследования продемонстрировали сопоставимость данных, получаемых с использованием инерциальных модулей и маркерного видеоанализа. Был сделан вывод, что инерциальные СЗД можно использовать в рутинной клинической практике для оценки эффективности восстановления ходьбы пациентов с ПСМТ в связи с их более низкой стоимостью и более простым использованием в сравнении с маркерными СЗД (табл. 4) [30].

Результаты представленных исследований демонстрируют высокую актуальность применения СЗД с целью оценки нарушений движений и результатов медицинской реабилитации у пациентов с ПСМТ.

Применение технологий захвата движений у пациентов с рассеянным склерозом

Двигательные нарушения, особенно походки, являются одной из основных причин инвалидизации пациентов с РС [59, 60]. Через 15 лет после установления диагноза РС половине пациентов требуется помощь при ходьбе, а 10% вынуждены пользоваться инвалидной коляской [59]. СЗД активно применяются с целью оценки локомоций у пациентов с РС, поскольку нарушения координации и походки имеют первостепенное значение в медицинской реабилитации пациентов с данной патологией [31–33].

L. Filli и соавт. [31] представили результаты сравнительного исследования походки 37 пациентов с РС и 20 условно здоровых добровольцев с использованием трёхмерной маркерной СЗД Vicon (Великобритания) с 14 инфракрасными видеокамерами. Для оценки кинематических параметров на теле участников размещали по 29 маркеров. Трёхмерный анализ походки проводился, когда участники ходили босиком в течение не менее 30 сек на беговой дорожке со своей индивидуальной устойчивой скоростью. Кинематический анализ выявил выраженные ограничения в движении коленного и голеностопного суставов, повышенную вариабельность и асимметрию походки наряду с нарушением динамической устойчивости у пациентов с РС. Наиболее показательным параметром

Таблица 4. Исследования с использованием систем захвата движений у пациентов с позвоночно-спинномозговой травмой
Table 4. Studies using motion capture systems in patients with spinal cord injury

Источник	Цель исследования	Число участников, n / Средний возраст, лет	Система захвата движений	Выводы
Triolo и соавт. [29], 2013	Определить влияние стимуляции парализованных ягодичных и паравертебральных мышц у пациентов с последствиями травмы шейного или грудного отделов спинного мозга	8/46±9,34	Маркерная оптико-электронная Vicon (Великобритания)	Стабилизация парализованного туловища с помощью электрической стимуляции может положительно повлиять на устойчивое пребывание в положении сидя без движений и позволить прикладывать большие усилия к объектам в окружающей среде
Warner и соавт. [30], 2021	Оценка походки пациентов с позвоночно-спинномозговой травмой (ПСМТ) с помощью инерционных датчиков, прикреплённых к обеим лодыжкам	9 (ПСМТ)/59,6±7,4 17 (контрольная группа)/27,6±2,9	Инерциальная система ZurichMOVE (Швейцария)/ Маркерная оптико-электронная Vicon (Великобритания)	Благодаря устойчивости инерциальной системы к различным скоростям ходьбы и точности по сравнению с золотым стандартом измерения предложенный алгоритм подходит для мониторинга ежедневного клинического режима и оценки ходьбы пациентов с ПСМТ

походки, отличающим пациентов от контрольной группы с точностью 83,3%, был сниженный диапазон движений в коленном суставе. На основе иерархического кластерного и компонентного анализа были выявлены три основных паттернов походки: спастически-паретическая, атаксическая и неустойчивая походка. Последующие обследования через 1 год показали ухудшение функции ходьбы, особенно у пациентов со спастически-паретической походкой [31].

В другом исследовании S. Güner и соавт. [32] провели оценку влияния стелек с супинатором на характер походки у 10 пациентов с РС в сравнении с группой из 10 условно здоровых добровольцев. Трёхмерный анализ походки был выполнен с использованием СЗД Vicon (Великобритания) с 6 инфракрасными видеокамерами и набором из 15 маркеров. Силы воздействия на поверхность измерялись с помощью двух динамометрических платформ Bertec (США), которые были размещены в середине 10-метровой дорожки. Результаты исследования показали, что у пациентов с РС наблюдалось улучшение ритма и скорости ходьбы при использовании стелек. Углы сгибания бедра и колена в сагиттальной плоскости были увеличены при использовании стелек, а подошвенное сгибание голеностопного сустава было меньше по сравнению с ходьбой босиком (табл. 5) [32].

М. Соса-Тапуа и соавт. [59] суммировали результаты 12 исследований, полученные с помощью СЗД, и сделали вывод, что у пациентов с РС наблюдается снижение

скорости и длины шага, увеличение длины двойного шага во время ходьбы. Отмечается также уменьшение разгибания бедра в фазу опоры, уменьшение сгибания колена в период переноса, уменьшение тыльного сгибания лодыжки в начале шага и уменьшение подошвенного сгибания лодыжки во время фазы перед замахом [59].

Персонализированные профили походки, сформированные с использованием СЗД, могут быть многообещающим инструментом для стратификации пациентов и разработки индивидуальных программ медицинской реабилитации. На сегодняшний день можно сделать вывод, что СЗД могут считаться критериальным стандартом в оценке двигательных нарушений у пациентов с РС, поскольку способны предоставлять объективные кинетические и пространственно-временные данные, которые крайне важны для мониторинга прогрессирования заболевания и результатов медицинской реабилитации [33, 59, 60].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Большую значимость для современной медицинской реабилитации представляет разработка методов оценки динамики двигательных нарушений в ходе проведения медицинской реабилитации.

В настоящее время в исследованиях, посвящённых изучению локомоций при неврологических заболеваниях, активно используются маркерные оптико-электронные

Таблица 5. Исследования с использованием систем захвата движений у пациентов с рассеянным склерозом**Table 5.** Studies using motion capture systems in patients with multiple sclerosis

Источник	Цель исследования	Число участников, n / Средний возраст, лет	Система захвата движений	Выводы
Filli и соавт. [31], 2018	Изучение патологии походки у пациентов с рассеянным склерозом (РС) с использованием комплексного 3D-анализа походки и клинических тестов ходьбы	9 (РС)/48,6±10,3 17 (контрольная группа)/48,8±10,1	Маркерная оптико-электронная Vicon (Великобритания)	Выявлены выраженные ограничения в движении коленного и голеностопного суставов, повышенная вариабельность и асимметрия походки наряду с нарушением динамической устойчивости у пациентов с РС
Güner и соавт. [32], 2018	Определить влияние стелек с супинатором на характер походки у пациентов с РС, имеющих соматосенсорные нарушения	10 (РС)/34,9±6,8 10 (контрольная группа)/33,8±3,2	Маркерная оптико-электронная Vicon (Великобритания)	Стельки с супинатором влияют на цикл походки, но не оказывают положительного влияния на нарушения походки. Стельки могут усилить подошвенную сенсорную обратную связь в ногах во время ходьбы за счёт коррекции поперечного свода стопы

и инерциальные технологии захвата движений. Электромагнитные и ультразвуковые системы измерения, напротив, не нашли на текущий момент своего применения в оценке двигательных нарушений у неврологических пациентов, вероятно, в связи с рядом технических ограничений. Тем не менее современные технологии захвата движений имеют значительные перспективы развития, что связано с совмещением процедур регистрации и анализа кинематических и силовых характеристик, синхронизации получаемых данных с результатами иных методов исследований.

По мере развития технического прогресса всё больше внимания уделяется совершенствованию программного и технического обеспечения технологий захвата движений, а также созданию портативных и более доступных инструментов. Особую роль захват движений приобретает в связи с активизацией разработок роботизированных медицинских устройств и систем. Таким образом, системы захвата движений дают возможность получать важную для клинициста объективную информацию, уточняющую характер нарушений моторики при различных заболеваниях нервной системы, а также контролировать динамику восстановления.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Источник финансирования. Обзор выполнен в рамках реализации программы стратегического академического лидерства «Приоритет-2030».

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Вклад авторов. Г.Е. Шейко — разработка концепции работы, поисково-аналитическая работа, написание текста статьи; А.Н. Белова — разработка концепции работы, редактирование текста статьи; Н.Н. Рукина — поисково-аналитическая работа, написание текста статьи; Н.Л. Короткова — редактирование текста статьи. Все авторы подтверждают соответствие своего авторства международным критериям ICMJE (все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией).

ADDITIONAL INFORMATION

Funding source. The review was carried out as part of the implementation of the strategic academic leadership program "Priority 2030".

Competing interests. The authors declare no apparent or potential conflicts of interest related to the publication of this article.

Author contribution. G.E. Sheiko — development of the review concept, search and analytical work, writing the text of the article; A.N. Belova — development of the review concept, editing the text of the article; N.N. Rukina — search and analytical work, writing the text of the article; N.L. Korotkova — editing the text of the article. All authors made a substantial contribution to the conception of the work, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the work, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the work.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Roggio F., Ravalli S., Maugeri G., et al. Technological advancements in the analysis of human motion and posture management through digital devices // *World J Orthop.* 2021. Vol. 12, N 7. P. 467–484. doi: 10.5312/wjo.v12.i7.467
2. Weber W., Weber E. Ueber die mechanik der menschlichen gehwerkzeuge, nebst der beschreibung eines versuchs über das herausfallen des schenkelkopfs aus der pfanne im luftverdünnten raume // *Annals Physics Chem.* 1837. Vol. 40. P. 1–13. doi: 10.1002/andp.18371160102
3. Mary E. Animal mechanism: a treatise on terrestrial and aerial locomotion. London: Henrys. King & Co.; 1874. 283 p.
4. Mbridge E. Animal locomotion. Philadelphia: J.B. Lippincott Company, 1887.
5. Braune W., Fischer O. Determination of the moments of inertia of the human body and its limbs. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 1988. 84 p. doi: 10.1007/978-3-662-11236-6
6. Борзиков В.В., Рукина Н.Н., Воробьева О.В., и др. Видеоанализ движений человека в клинической практике (обзор) // *Современные технологии в медицине.* 2015. Т. 7, № 4. С. 201–210. doi: 10.17691/stm2015.7.4.26
7. Krott N.L., Wild M., Betsch M. Meta-analysis of the validity and reliability of rasterstereographic measurements of spinal posture // *Eur Spine J.* 2020. Vol. 29. P. 2392–2401. doi: 10.1007/s00586-020-06402-x
8. Alexander N., Schwameder H. Lower limb joint forces during walking on the level and slopes at different inclinations // *Gait Posture.* 2016. Vol. 45. P. 137–142. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.01.022
9. Van der Kruk E., Reijne M.M. Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review // *Eur J Sport Sci.* 2018. Vol. 18, N 6. P. 806–819. doi: 10.1080/17461391.2018.1463397
10. Ceseracciu E., Sawacha Z., Cobelli C. Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait: proof of concept // *PLoS One.* 2014. Vol. 9, N 3. P. e87640. doi: 10.1371/journal.pone.0087640
11. Скворцов Д.В. Методика исследования кинематики движений и современные стандарты. Видеоанализ // *Лечебная физкультура и спортивная медицина.* 2012. № 12. С. 4–10.
12. Wu G., Siegler S., Allard P., et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine // *J Biomech.* 2002. Vol. 35, N 4. P. 543–548. doi: 10.1016/s0021-9290(01)00222-6
13. Аксенов А.Ю., Хит Г.Х., Клишковская Т.А., Долганова Т.И. Методология видеоанализа в диагностике нарушений локоторной функции у детей с церебральным параличом // *Гений ортопедии.* 2019. Т. 25, № 1. С. 102–110. doi: 10.18019/1028-4427-2019-25-1-102-110
14. Lanshammar H., Persson T., Medved V. Comparison between a marker-based and a marker-free method to estimate centre of rotation using video image analysis. In: *Second World Congress of Biomechanics.* Amsterdam, 1994.
15. Kent J., Franklyn-Miller A. Biomechanical models in the study of lower limb amputee kinematics: a review // *Prosthet Orthot Int.* 2011. Vol. 35, N 2. P. 124–139. doi: 10.1177/0309364611407677
16. Sanchez A.C., Martin J.J., Mazo J.S. Development of a new calibration procedure and its experimental validation applied to a human motion capture system // *J Biomech Eng.* 2014. Vol. 136, N 12. P. 124502. doi: 10.1115/1.4028523
17. Schepers H.M., Veltink P.H. Stochastic magnetic measurement model for relative position and orientation estimation // *Measurement Sci Technol.* 2010. Vol. 21, N 6. P. 65801. doi: 10.1088/0957-0233/21/6/065801
18. Бурцев В.П., Бурцев С.В. Современные средства и методы измерений в приложении к спортивной картографии. Москва: Академпринт, 2009. 102 с.
19. Berber M., Ustun A., Yetkin M. Comparison of accuracy of GPS techniques // *Measurement.* 2012. Vol. 45, N 7. P. 1742–1746. doi: 10.1016/j.measurement.2012.04.010
20. Duffield R., Reid M., Baker J., Spratford W. Accuracy and reliability of GPS devices for measurement of movement patterns in confined spaces for court-based sports // *J Sci Med Sport.* 2010. Vol. 13, N 5. P. 523–525. doi: 10.1016/j.jsams.2009.07.003
21. Feuvrier F., Sijobert B., Azevedo C., et al. Inertial measurement unit compared to an optical motion capturing system in post-stroke individuals with foot-drop syndrome // *Ann Phys Rehabil Med.* 2020. Vol. 63, N 3. P. 195–201. doi: 10.1016/j.rehab.2019.03.007
22. Bischoff O., Heidmann N., Rust J., Paul S. Design and implementation of an ultrasonic localization system for wireless sensor networks using angle-of-arrival and distance measurement // *Procedia Engineering.* 2012. Vol. 47. P. 953–956. doi: 10.1016/j.proeng.2012.09.304
23. Beyaert C., Vasa R., Frykberg G.E. Gait post-stroke: pathophysiology and rehabilitation strategies // *Clinical Neurophysiology.* 2015. Vol. 45, N 4–5. P. 335–355. doi: 10.1016/j.neucli.2015.09.005
24. Seo J.S., Yang H.S., Jung S., et al. Effect of reducing assistance during robot-assisted gait training on step length asymmetry in patients with hemiplegic stroke // *Medicine (Baltimore).* 2018. Vol. 97, N 33. P. e11792. doi: 10.1097/MD.00000000000011792
25. Das S., Trutoiu L., Murai A., et al. Quantitative measurement of motor symptoms in Parkinson's disease: a study with full-body motion capture data // *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011. Vol. 2011. P. 6789–6792. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6091674
26. Růžička E., Krupička R., Zárubová K., et al. Tests of manual dexterity and speed in Parkinson's disease: Not all measure the same // *Parkinsonism Relat Disord.* 2016. Vol. 28. P. 118–123. doi: 10.1016/j.parkreldis.2016.05.009
27. Рукина Н.Н., Шейко Г.Е., Кузнецов А.Н., Воробьева О.В. Биомеханическое исследование ходьбы и вертикальной позы детей 4–6 лет со спастическими формами детского церебрального паралича // *Вестник восстановительной медицины.* 2021. Т. 20, № 2. С. 49–61. doi: 10.38025/2078-1962-2021-20-2-49-61
28. Simão C.R., Regalado I.C., Spaniol A.P., et al. Immediate effects of a single treadmill session with additional ankle loading on gait in children with hemiparetic cerebral palsy // *Neuro Rehabilitation.* 2019. Vol. 44, N 1. P. 9–17. doi: 10.3233/NRE-182516
29. Triolo R.J., Bailey S.N., Miller M.E., et al. Effects of stimulating hip and trunk muscles on seated stability, posture, and reach after spinal cord injury // *Arch Phys Med Rehabil.* 2013. Vol. 94, N 9. P. 1766–1775. doi: 10.1016/j.apmr.2013.02.023
30. Warner C., Easthope C.A., Cart A., Deko L. Towards a mobile gait analysis for patients with a spinal cord injury: a robust algorithm validated for slow walking speeds // *Sensors (Basel).* 2021. Vol. 21, N 21. P. 7381. doi: 10.3390/s21217381

31. Filli L., Sutter T., Easthope C.S., et al. Profiling walking dysfunction in multiple sclerosis: characterisation, classification and progression over time // *Sci Rep*. 2018. Vol. 8, N 1. P. 4984. doi: 10.1038/s41598-018-22676-0
32. Güner S., Haghari S., Alsancak S., et al. Effect of insoles with arch support on gait pattern in patients with multiple sclerosis // *Turk J Phys Med Rehabil*. 2018. Vol. 64, N 3. P. 261–267. doi: 10.5606/fttrd.2018.2246
33. Carratalá-Tejada M., Cuesta-Gómez A., Ortiz-Gutiérrez R., et al. Reflex locomotion therapy for balance, gait, and fatigue rehabilitation in subjects with multiple sclerosis // *J Clin Med*. 2022. Vol. 11, N 3. P. 567. doi: 10.3390/jcm11030567
34. Mahmood M.N., Peeters L.H., Paalman M., et al. Development and evaluation of a passive trunk support system for Duchenne muscular dystrophy patients // *J Neuroeng Rehabil*. 2018. Vol. 15, N 1. P. 22. doi: 10.1186/s12984-018-0353-3
35. In T.S., Jung J.H., Jung K.S., Co H.Y. Effects of the multidimensional treatment on pain, disability, and sitting posture in patients with low back pain: a randomized controlled trial // *Pain Res Manag*. 2021. Vol. 2021. P. 5581491. doi: 10.1155/2021/5581491
36. Ringhof S., Patzer I., Beil J., et al. Does a passive unilateral lower limb exoskeleton affect human static and dynamic balance control? // *Front Sports Act Living*. 2019. Vol. 1. P. 22. doi: 10.3389/fspor.2019.00022
37. Li Y., Koldenhoven R.M., Liu T., Venuti C.E. Age-related gait development in children with autism spectrum disorder // *Gait Posture*. 2021. Vol. 84. P. 260–266. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.12.022
38. Kim C.M., Eng J.J. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed // *Gait Posture*. 2004. Vol. 20, N 2. P. 140–146. doi: 10.1016/j.gaitpost.2003.07.002
39. Stanhope V.A., Knarr B.A., Reisman D.S., Higginson J.S. Frontal plane compensatory strategies associated with self-selected walking speed in individuals post-stroke // *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014. Vol. 29, N 5. P. 518–522. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.03.013
40. Tyrell C.M., Roos M.A., Rudolph K.S., Reisman D.S. Influence of systematic increases in treadmill walking speed on gait kinematics after stroke // *Physical Therapy*. 2011. Vol. 91, N 3. P. 392–403. doi: 10.2522/ptj.20090425
41. Wonsetler E.C., Bowden M.G. A systematic review of mechanisms of gait speed change poststroke. Part 2: Exercise capacity, muscle activation, kinetics, and kinematics // *Top Stroke Rehabil*. 2017. Vol. 24, N 5. P. 394–403. doi: 10.1080/10749357.2017.1282413
42. Patterson K.K., Parafianowicz I., Danells C.J., et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors // *Arch Phys Med Rehabil*. 2008. Vol. 89, N 2. P. 304–310. doi: 10.1016/j.apmr.2007.08.142
43. Stokic D.S., Horn T.S., Ramshur J.M., Chow J.W. Agreement between temporospatial gait parameters of an electronic walkway and a motion capture system in healthy and chronic stroke populations // *Am J Phys Med Rehabil*. 2009. Vol. 88, N 6. P. 437–444. doi: 10.1097/PHM.0b013e3181a5b1ec
44. Fatone S., Gard S.A., Malas B.S. Effect of ankle-foot orthosis alignment and foot-plate length on the gait of adults with poststroke hemiplegia // *Arch Phys Med Rehabil*. 2009. Vol. 90, N 5. P. 810–818. doi: 10.1016/j.apmr.2008.11.012
45. Kobayashi T., Orendurff M.S., Hun G., et al. The effects of alignment of an articulated ankle-foot orthosis on lower limb joint kinematics and kinetics during gait in individuals post-stroke // *J Biomech*. 2019. Vol. 83. P. 57–64. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.11.019
46. Yeung L.F., Ockenfels C., Pango M.K., et al. Randomized controlled trial of robot-assisted gait training with dorsiflexion assistance on chronic stroke patients wearing ankle-foot-orthosis // *J Neuroeng Rehabil*. 2018. Vol. 15, N 1. P. 51. doi: 10.1186/s12984-018-0394-7
47. Swank C., Almutairi S., Wang-Price S., Gao F. Immediate kinematic and muscle activity changes after a single robotic exoskeleton walking session post-stroke // *Top Stroke Rehabil*. 2020. Vol. 27, N 7. P. 503–515. doi: 10.1080/10749357.2020.1728954
48. Hansen G.M., Kersting U.G., Pedersen A.R., et al. Three-dimensional kinematics of shoulder function in stroke patients: Inter- and intra-rater reliability // *J Electromyogr Kinesiol*. 2019. Vol. 47. P. 35–42. doi: 10.1016/j.jelekin.2019.05.006
49. Alarcón-Aldana A.C., Callejas-Cuervo M., Bo A.P. Upper limb physical rehabilitation using serious videogames and motion capture systems: a systematic review // *Sensors (Basel)*. 2020. Vol. 20, N 21. P. 5989. doi: 10.3390/s20215989
50. Jakob V., Küderle A., Kluge F., et al. Validation of a sensor-based gait analysis system with a gold-standard motion capture system in patients with Parkinson's disease // *Sensors (Basel)*. 2021. Vol. 21, N 22. P. 7680. doi: 10.3390/s21227680
51. Pantzar-Castilla E., Cereatti A., Figari G., et al. Knee joint sagittal plane movement in cerebral palsy: a comparative study of 2-dimensional markerless video and 3-dimensional gait analysis // *Acta Orthop Actions*. 2018. Vol. 89, N 6. P. 656–661. doi: 10.1080/17453674.2018.1525195
52. Wright M., Twose D., Gorter J.W. Scootering for children and youth is more than fun: exploration of a feasible approach to improve function and fitness // *Pediatr Phys Ther*. 2021. Vol. 33, N 4. P. 218–225. doi: 10.1097/PEP.0000000000000829
53. Коршунов С.Д., Давлетьярова К.В., Капилович Л.В. Биомеханические принципы физической реабилитации детей с детским церебральным параличом // *Бюллетень сибирской медицины*. 2016. Т. 15, № 3. С. 55–62. doi: 10.20538/1682-0363-2016-3-55-62
54. Klotz M.C., Kost L., Braatz F., et al. Motion capture of the upper extremity during activities of daily living in patients with spastic hemiplegic cerebral palsy // *Gait Posture*. 2013. Vol. 38, N 1. P. 148–152. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.11.005
55. Wood K.C., Lathan C.E., Kaufman K.R. Feasibility of gestural feedback treatment for upper extremity movement in children with cerebral palsy // *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2013. Vol. 21, N 2. P. 300–305. doi: 10.1109/TNSRE.2012.2227804
56. Sohn W.J., Sipahi R., Sternad D. Portable motion-analysis device for upper-limb research, assessment, and rehabilitation in non-laboratory settings // *IEEE J Transl Eng Health Med*. 2019. Vol. 7. P. 2800314. doi: 10.1109/JTEHM.2019.2953257
57. Haberfehlner H., Goudriaan M., Bonouvié L.A., et al. Instrumented assessment of motor function in dyskinetic cerebral palsy: a systematic review // *J Neuroeng Rehabil*. 2020. Vol. 17, N 1. P. 39. doi: 10.1186/s12984-020-00658-6
58. Карякин Н.Н., Белова А.Н., Сушин В.О., и др. Потенциальные преимущества и ограничения использования роботизированных экзоскелетов у пациентов, перенесших позвоночно-спинномозговую травму: состояние вопроса // *Вестник восстановительной медицины*. 2020. Т. 96, № 2. С. 68–78. doi: 10.38025/2078-1962-2020-96-2-68-78

59. Coca-Tanya M., Cuesta-Gómez A., Molina-Rueda F., Carratalá-Tejada M. Gait pattern in people with multiple sclerosis: a systematic review // *Diagnostics (Basel)*. 2021. Vol. 11, N 4. P. 584. doi: 10.3390/diagnostics11040584

60. Shanahan C.J., Boonstra F.M., Lizama L.E., et al. Technologies for advanced gait and balance assessments in people with multiple sclerosis // *Front Neurol*. 2018. Vol. 8. P. 708. doi: 10.3389/fneur.2017.00708

REFERENCES

- Roggio F, Ravalli S, Maugeri G, et al. Technological advancements in the analysis of human motion and posture management through digital devices. *World J Orthop*. 2021;12(7):467–484. doi: 10.5312/wjo.v12.i7.467
- Weber W, Weber E. Ueber die mechanik der menschlichen gehwerkzeuge, nebst der beschreibung eines versuchs über das herausfallen des schenkelkopfs aus der pfanne im luftverdünnten raume. *Annals Physics Chem*. 1837;40:1–13. doi: 10.1002/andp.18371160102
- Mary E. Animal mechanism: a treatise on terrestrial and aerial locomotion. London: Henrys. King & Co.; 1874. 283 p.
- Mbridge E. Animal locomotion. Philadelphia: J.B. Lippincott Company; 1887.
- Braune W, Fischer O. Determination of the moments of inertia of the human body and its limbs. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 1988. 84 p. doi: 10.1007/978-3-662-11236-6
- Borzikov VV, Rukina NN, Vorobyova OV, et al. Human motion video analysis in clinical practice (review). *Modern Technologies Med*. 2015;7(4):201–210. (In Russ). doi: 10.17691/stm2015.7.4.26
- Krott NL, Wild M, Betsch M. Meta-analysis of the validity and reliability of rasterstereographic measurements of spinal posture. *Eur Spine J*. 2020;29:2392–2401. doi: 10.1007/s00586-020-06402-x
- Alexander N, Schwameder H. Lower limb joint forces during walking on the level and slopes at different inclinations. *Gait Posture*. 2016;45:137–142. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.01.022
- Van der Kruk E, Reijne MM. Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review. *Eur J Sport Sci*. 2018;18(6):806–819. doi: 10.1080/17461391.2018.1463397
- Ceseracci E, Sawacha Z, Cobelli C. Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait: proof of concept. *PLoS One*. 2014;9(3):e87640. doi: 10.1371/journal.pone.0087640
- Skvortsov DV. The methods of investigation of kinematics and modern standards. Video analysis. *Physical Therapy Sports Med*. 2012;12:4–10. (In Russ).
- Wu G, Siegler S, Allard P, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech*. 2002;35(4):543–548. doi: 10.1016/s0021-9290(01)00222-6
- Aksenov AY, Hutchins S, Klishkovskaya TA. Application of gait video-based analysis to improve walking distance in patients with intermittent claudication. *Orthopaedic Genius*. 2019;25(1):102–110. (In Russ). doi: 10.18019/1028-4427-2019-25-1-102-110
- Lanshammar H, Persson T, Medved V. Comparison between a marker-based and a marker-free method to estimate centre of rotation using video image analysis. In: *Second World Congress of Biomechanics*. Amsterdam; 1994.
- Kent J, Franklyn-Miller A. Biomechanical models in the study of lower limb amputee kinematics: a review. *Prosthet Orthot Int*. 2011;35(2):124–139. doi: 10.1177/0309364611407677
- Sanchez AC, Martin JJ, Mazo JS. Development of a new calibration procedure and its experimental validation applied to a human motion capture system. *J Biomech Eng*. 2014;136(12):124502. doi: 10.1115/1.4028523
- Schepers HM, Veltink, PH. Stochastic magnetic measurement model for relative position and orientation estimation. *Measurement Sci Technology*. 2010;21(6):65801. doi: 10.1088/0957-0233/21/6/065801
- Burcev VP, Burcev SV. Modern means and methods of measurements in the application to sports cartography. Moscow: Akadempriint; 2009. 102 p. (In Russ).
- Berber M, Ustun A, Yetkin M. Comparison of accuracy of GPS techniques. *Measurement*. 2012;45(7):1742–1746. doi: 10.1016/j.measurement.2012.04.010
- Duffield R, Reid M, Baker J, Spratford W. Accuracy and reliability of GPS devices for measurement of movement patterns in confined spaces for court-based sports. *J Sci Med Sport*. 2010;13(5):523–525. doi: 10.1016/j.jsams.2009.07.003
- Feuervier F, Sijobert B, Azevedo C, et al. Inertial measurement unit compared to an optical motion capturing system in post-stroke individuals with foot-drop syndrome. *Ann Phys Rehabil Med*. 2020;63(3):195–201. doi: 10.1016/j.rehab.2019.03.007
- Bischoff O, Heidmann N, Rust J, Paul S. Design and implementation of an ultrasonic localization system for wireless sensor networks using angle-of-arrival and distance measurement. *Procedia Engineering*. 2012;47:953–956. doi: 10.1016/j.proeng.2012.09.304
- Beyaert C, Vasa R, Frykberg GE. Gait post-stroke: pathophysiology and rehabilitation strategies. *Clin Neurophysiology*. 2015;45(4-5): 335–355. doi: 10.1016/j.neucli.2015.09.005
- Seo JS, Yang HS, Jung S, et al. Effect of reducing assistance during robot-assisted gait training on step length asymmetry in patients with hemiplegic stroke. *Medicine (Baltimore)*. 2018;97(33):e11792. doi: 10.1097/MD.00000000000011792
- Das S, Trutoiu L, Murai A, et al. Quantitative measurement of motor symptoms in Parkinson's disease: a study with full-body motion capture data. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2011;2011:6789–6792. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6091674
- Růžička E, Krupička R, Zárubová K, et al. Tests of manual dexterity and speed in Parkinson's disease: Not all measure the same. *Parkinsonism Relat Disord*. 2016;28:118–123. doi: 10.1016/j.parkreldis.2016.05.009
- Rukina NN, Sheiko GE, Kuznetsov AN, Vorobyova OV. Biomechanical study of walking and vertical posture in 4–6-year-old children with spastic forms of cerebral palsy. *Bulletin Rehabilitation Med*. 2021;20(2):49–61. (In Russ). doi: 10.38025/2078-1962-2021-20-2-49-61
- Simão CR, Regalado IC, Spaniol AP, et al. Immediate effects of a single treadmill session with additional ankle loading on gait in children with hemiparetic cerebral palsy. *Neuro Rehabilitation*. 2019;44(1):9–17. doi: 10.3233/NRE-182516
- Triolo RJ, Bailey SN, Miller ME, et al. Effects of stimulating hip and trunk muscles on seated stability, posture, and reach after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*. 2013;94(9):1766–1775. doi: 10.1016/j.apmr.2013.02.023

30. Warner C, Easthope CA, Cart A, Deko L. Towards a mobile gait analysis for patients with a spinal cord injury: a robust algorithm validated for slow walking speeds. *Sensors (Basel)*. 2021;21(21):7381. doi: 10.3390/s21217381
31. Filli L, Sutter T, Easthope CS, et al. Profiling walking dysfunction in multiple sclerosis: characterisation, classification and progression over time. *Sci Rep*. 2018;8(1):4984. doi: 10.1038/s41598-018-22676-0
32. Güner S, Haghari S, Alsancak S, et al. Effect of insoles with arch support on gait pattern in patients with multiple sclerosis. *Turk J Phys Med Rehabil*. 2018;64(3):261–267. doi: 10.5606/tftrd.2018.2246
33. Carratalá-Tejada M, Cuesta-Gómez A, Ortiz-Gutiérrez R, et al. Reflex locomotion therapy for balance, gait, and fatigue rehabilitation in subjects with multiple sclerosis. *J Clin Med*. 2022;11(3):567. doi: 10.3390/jcm11030567
34. Mahmood MN, Peeters LH, Paalman M, et al. Development and evaluation of a passive trunk support system for Duchenne muscular dystrophy patients. *J Neuroeng Rehabil*. 2018;15(1):22. doi: 10.1186/s12984-018-0353-3
35. In TS, Jung JH, Jung KS, Co HY. Effects of the multidimensional treatment on pain, disability, and sitting posture in patients with low back pain: a randomized controlled trial. *Pain Res Manag*. 2021;2021:5581491. doi: 10.1155/2021/5581491
36. Ringhof S, Patzer I, Beil J, et al. Does a passive unilateral lower limb exoskeleton affect human static and dynamic balance control? *Front Sports Act Living*. 2019;1:22. doi: 10.3389/fspor.2019.00022
37. Li Y, Koldenhoven RM, Liu T, Venuti CE. Age-related gait development in children with autism spectrum disorder. *Gait Posture*. 2021;84:260–266. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.12.022
38. Kim CM, Eng JJ. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait Posture*. 2004;20(2):140–146. doi: 10.1016/j.gaitpost.2003.07.002
39. Stanhope VA, Knarr BA, Reisman DS, Higginson JS. Frontal plane compensatory strategies associated with self-selected walking speed in individuals post-stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014;29(5):518–522. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.03.013
40. Tyrell CM, Roos MA, Rudolph KS, Reisman DS. Influence of systematic increases in treadmill walking speed on gait kinematics after stroke. *Physical Therapy*. 2011;91(3):392–403. doi: 10.2522/ptj.20090425
41. Wonsetler EC, Bowden MG. A systematic review of mechanisms of gait speed change poststroke. Part 2: Exercise capacity, muscle activation, kinetics, and kinematics. *Top Stroke Rehabil*. 2017;24(5):394–403. doi: 10.1080/10749357.2017.1282413
42. Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(2):304–310. doi: 10.1016/j.apmr.2007.08.142
43. Stokic DS, Horn TS, Ramshur JM, Chow JW. Agreement between temporospatial gait parameters of an electronic walkway and a motion capture system in healthy and chronic stroke populations. *Am J Phys Med Rehabil*. 2009;88(6):437–444. doi: 10.1097/PHM.0b013e3181a5b1ec
44. Fatone S, Gard SA, Malas BS. Effect of ankle-foot orthosis alignment and foot-plate length on the gait of adults with poststroke hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009;90(5):810–818. doi: 10.1016/j.apmr.2008.11.012
45. Kobayashi T, Orendurff MS, Hun G, et al. The effects of alignment of an articulated ankle-foot orthosis on lower limb joint kinematics and kinetics during gait in individuals post-stroke. *J Biomech*. 2019;83:57–64. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.11.019
46. Yeung LF, Ockenfels C, Pango MK, et al. Randomized controlled trial of robot-assisted gait training with dorsiflexion assistance on chronic stroke patients wearing ankle-foot-orthosis. *J Neuroeng Rehabil*. 2018;15(1):51. doi: 10.1186/s12984-018-0394-7
47. Swank C, Almutairi S, Wang-Price S, Gao F. Immediate kinematic and muscle activity changes after a single robotic exoskeleton walking session post-stroke. *Top Stroke Rehabil*. 2020;27(7):503–515. doi: 10.1080/10749357.2020.1728954
48. Hansen GM, Kersting UG, Pedersen AR, et al. Three-dimensional kinematics of shoulder function in stroke patients: Inter- and intra-rater reliability. *J Electromyogr Kinesiol*. 2019;47:35–42. doi: 10.1016/j.jelekin.2019.05.006
49. Alarcón-Aldana AC, Callejas-Cuervo M, Bo AP. Upper limb physical rehabilitation using serious videogames and motion capture systems: a systematic review. *Sensors (Basel)*. 2020;20(21):5989. doi: 10.3390/s20215989
50. Jakob V, Küderle A, Kluge F, et al. Validation of a sensor-based gait analysis system with a gold-standard motion capture system in patients with Parkinson's disease. *Sensors (Basel)*. 2021;21(22):7680. doi: 10.3390/s21227680
51. Pantzar-Castilla E, Cereatti A, Figari G, et al. Knee joint sagittal plane movement in cerebral palsy: a comparative study of 2-dimensional markerless video and 3-dimensional gait analysis. *Acta Orthop Actions*. 2018;89(6):656–661. doi: 10.1080/17453674.2018.1525195
52. Wright M, Twose D, Gorter JW. Scootering for children and youth is more than fun: exploration of a feasible approach to improve function and fitness. *Pediatr Phys Ther*. 2021;33(4):218–225. doi: 10.1097/PEP.0000000000000829
53. Korshunov SD, Davletyarova KV, Kapilevich LV. Biomechanical principles physical rehabilitation of children with cerebral palsy. *Bulletin Siberian Med*. 2016;15(3):55–62. (In Russ). doi: 10.20538/1682-0363-2016-3-55-62
54. Klotz MC, Kost L, Braatz F, et al. Motion capture of the upper extremity during activities of daily living in patients with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2013;38(1):148–152. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.11.005
55. Wood KC, Lathan CE, Kaufman KR. Feasibility of gestural feedback treatment for upper extremity movement in children with cerebral palsy. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2013;21(2):300–305. doi: 10.1109/TNSRE.2012.2227804
56. Sohn WJ, Sipahi R, TD, Sternad D. Portable motion-analysis device for upper-limb research, assessment, and rehabilitation in non-laboratory settings. *IEEE J Transl Eng Health Med*. 2019;7:2800314. doi: 10.1109/JTEHM.2019.2953257
57. Haberfehlner H, Goudriaan M, Bonouvrié LA, et al. Instrumented assessment of motor function in dyskinetic cerebral palsy: a systematic review. *J Neuroeng Rehabil*. 2020;17(1):39. doi: 10.1186/s12984-020-00658-6
58. Karjakin NN, Belova AN, Sushin VO, et al. Potential benefits and limitations of robotic exoskeleton usage in patients with spinal cord injury: a review. *Bulletin Rehabilitation Med*. 2020;96(2):68–78. (In Russ). doi: 10.38025/2078-1962-2020-96-2-68-78
59. Coca-Tanya M, Cuesta-Gómez A, Molina-Rueda F, Carratalá-Tejada M. Gait pattern in people with multiple sclerosis: a systematic review. *Diagnostics (Basel)*. 2021;11(4):584. doi: 10.3390/diagnostics11040584
60. Shanahan CJ, Boonstra FM, Lizama LE, et al. Technologies for advanced gait and balance assessments in people with multiple sclerosis. *Front Neurol*. 2018;8:708. doi: 10.3389/fneur.2017.00708

ОБ АВТОРАХ

* **Шейко Геннадий Евгеньевич**, к.м.н.;
адрес: 603950, БОКС-470, Нижний Новгород,
пл. Минина и Пожарского, д. 10/1;
ORCID: <http://orcid.org/0000-0003-0402-7430>;
elibrary SPIN: 8575-1319; e-mail: sheikogennadii@yandex.ru

Белова Анна Наумовна, д.м.н., профессор;
ORCID: <http://orcid.org/0000-0001-9719-6772>;
elibrary SPIN: 3084-3096; e-mail: anbelova@mail.ru

Рукина Наталья Николаевна, к.м.н., с.н.с.;
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0719-3402>;
elibrary SPIN: 5028-4577; e-mail: ruginann@mail.ru

Короткова Надежда Леноктовна, д.м.н., профессор;
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7812-1433>;
elibrary SPIN: 8709-8397; e-mail: korotkova-home@mail.ru

* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author

AUTHORS' INFO

* **Gennadii E. Sheiko**, MD, Cand. Sci. (Med.);
address: 10/1, Minin and Pozharsky square,
Nizhny Novgorod, 603005, Russia;
ORCID: <http://orcid.org/0000-0003-0402-7430>;
elibrary SPIN: 8575-1319; e-mail: sheikogennadii@yandex.ru

Anna N. Belova, MD, Dr. Sci. (Med.), Professor;
ORCID: <http://orcid.org/0000-0001-9719-6772>;
elibrary SPIN: 3084-3096; e-mail: anbelova@mail.ru

Natalia N. Rukina, MD, Cand. Sci. (Med.), Senior Research Associate;
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0719-3402>;
elibrary SPIN: 5028-4577; e-mail: ruginann@mail.ru

Nadezhda L. Korotkova, MD, Dr. Sci. (Med.), Professor;
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7812-1433>;
elibrary SPIN: 8709-8397; e-mail: korotkova-home@mail.ru