

Обзор литературы

© Аксенов А.Ю., Хит Г.Х., Клишковская Т.А., Долганова Т.И., 2019

УДК [612.766:616.851-009.11](086.8)

DOI 10.18019/1028-4427-2019-25-1-102-110

Методология видеоанализа в диагностике нарушений локомоторной функции у детей с церебральным параличом при использовании ограниченного числа светоотражающих камер (обзор литературы)

А.Ю. Аксенов^{1,3}, Г.Х. Хит², Т. А. Клишковская¹, Т.И. Долганова³

¹Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический институт «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», г. Санкт-Петербург, Россия

²Университет Салфорд, Салфорд, Англия

³Федеральное государственное бюджетное учреждение «Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. акад. Г.А. Илизарова» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Курган, Россия

Optimising video-based data capture for pathological gait analysis in children with cerebral palsy using a limited number of retro-reflective cameras (literature review)

A.Yu. Aksenov^{1,3}, G.H. Heath², T.A. Klishkovskaya¹, T.I. Dolganova³

¹Saint Petersburg State Electrotechnical University LETI, Saint Petersburg, Russian Federation

²University of Salford, Salford, United Kingdom

³Russian Ilizarov Scientific Center Restorative Traumatology and Orthopaedics, Kurgan, Russian Federation

Представлен обзор литературы, касающейся методики проведения клинического видеоанализа походки, которая на сегодняшний день является «золотым» стандартом в диагностике и лечении людей с функциональными нарушениями опорно-двигательного аппарата. По данным литературы сформированы основные рекомендации для исследователей и врачей для проведения клинического анализа ходьбы. Описаны основные модели установки пассивных маркеров, применяемых в клиническом анализе походки пациентов с детским церебральным параличом. Отмечено, что IOR -Модель оптимально подходит для клинического анализа походки у пациента с низкой скоростью ходьбы при минимальной конфигурации системы (6 камер). Описывается методика моделирования Оксфордской стопы (Oxford foot model), которая позволяет детально отразить биомеханику движения различных отделов стопы во время локомоций.

Ключевые слова: видеоанализ, клинический анализ походки, детский церебральный паралич

This paper presents a review on the methodology used to enable capturing pathological gait data via clinical video analysis which is used in diagnosis and treatment of individuals with functional disorders of the musculoskeletal system. Available literature sources were used to formulate recommendations for researchers and doctors in clinical study of walking and gait. Main patterns of placement of passive markers used in the clinical analysis of the gait in children with cerebral palsy were described. It was found that the IOR model is optimal for clinical analysis of the gait in patients that have low walking speed using a minimal capture system configuration (6 cameras). The method of Oxford Foot Model is described which is able to reflect in detail the biomechanics of foot parts during walking.

Keywords: motion video capture, clinical gait analysis, cerebral palsy

ВВЕДЕНИЕ

Исследование локомоторной функции человека в настоящее время является самостоятельной научной дисциплиной, базирующейся на интеграции биомеханики, анатомии, физиологии и нейрофизиологии, клинической медицины и получило название «Gait Analysis» или клинический анализ походки. «Золотым» стандартом оценки эффективности реабилитации двигательных функций и лечения нарушений опорно-двигательного аппарата является использование систем видеоанализа кинематики движений человека, которые используют в своей основе технологию Motion Capture (захват движения) и на сегодняшний день являются одним из самых точных методов [1–5]. Результаты испытаний систем Qualisys (Швеция) показали, что при регистрации объектов в пространстве средняя погрешность для камер Oqus составляла при статической записи менее 0,15 мм,

а при динамической – 0,26 мм [6]. Диагностика системами видеоанализа осуществляется оптическими инфракрасными камерами, динамометрическими платформами (Force plates) и беспроводной системой электромиографии (ЭМГ), что позволяет довольно точно оценить траектории движений, их амплитуды, энергетические затраты, нагрузки, мощности, работу мышц, пространственно-временные характеристики и другие показатели. Данная технология использует пассивные маркеры, устанавливаемые на определенные анатомические точки тела, которые отражают инфракрасное излучение, после чего осуществляется реконструкция скелета человека, анализ и интерпретация данных (рис. 1). Анализ данных может быть разработан индивидуально или с использованием имеющихся ПО Visual3D (компания C-motion).

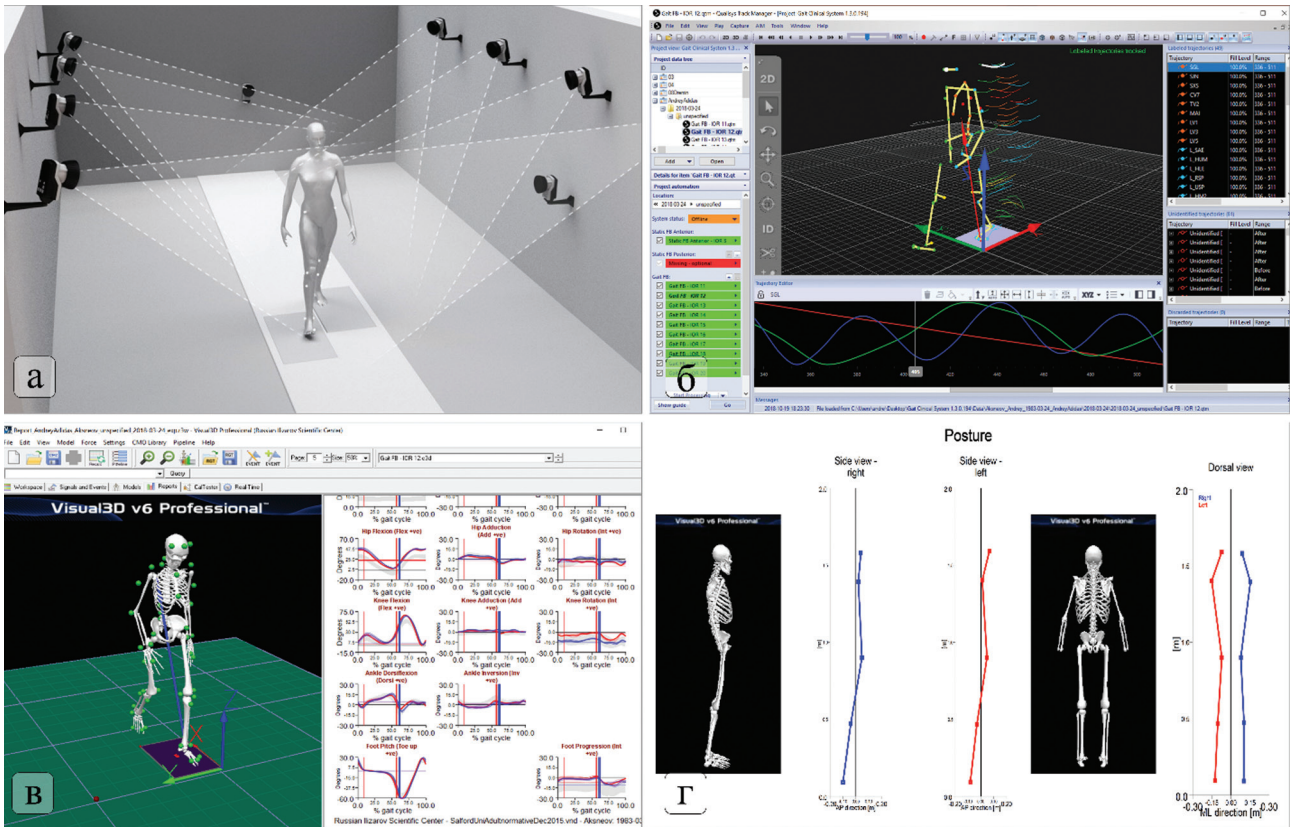


Рис. 1.: а – пример расположения камер Qualisys (Швеция) и силовых платформ в лаборатории с регистрацией ходьбы; б – регистрация программой QTM (Qualisys); в – анализ результатов ходьбы в программе Visual3D (C-motion); г – элемент формирования клинического отчета походки (оценка симметрии в статике)

Все шире находят свое применение в клинической практике системы, использующие акселерометры и гироскопы, например, Noraxon Lab. Такие системы очень просты в настройке и использовании, а также способны быстро формировать отчеты. Но данная технология подвержена магнитным помехам и, иногда, при использовании металлических устройств (протезы, ходунки, экзоскелеты и другие устройства) затрудняет регистрацию.

За последние 40–50 лет частота рождаемости детей с ДЦП не изменилась и составляет 1,5–3 человека на 1000 детей [9, 10]. Анализ ходьбы по критериям Edinburgh Gait Assessment [7] и видеоанализ хорошо зарекомендовал себя при клинической диагностике у пациентов с детским церебральным параличом [8–10]. Он позволяет регистрировать угловые отклонения в суставах во всех проекциях, что помогает анализировать моторику ходьбы для более точной постановки диагноза. Далее эта информация используется для формирования «списка проблем», в котором могут быть перечислены все отклонения походки; проводится классификация первичных (неврологических), вторичных (возрастных), и третичных отклонений (деформации); определяется тактика лечения [11].

В последнее десятилетие клинические лаборатории биомеханики ведут работы по разработке стандарта индекса отклонения ходьбы (Gait Deviation Index) и индекса ходьбы (The Gait Profile Score) для пациентов с ДЦП [12–14]. Эти индексы включаются в клинические отчеты биомеханики в большинстве современных лабораторий и также входят в стандартный отчет ходьбы (PAF) компании Qualisys.

Стоит подчеркнуть, что цена полной системы видеоанализа, в которую входят силовые платформы, камеры и беспроводная ЭМГ, является очень высокой,

поэтому, зачастую, клинические центры приобретают неполные комплекты системы, вследствие чего возникают проблемы с разработанными ПО Visual3D (компания C-motion) для клинического анализа ходьбы.

Данная статья представляет обзор основных методик видеоанализа и возможных решений использования в клинической практике, рассматриваются основные модели, рекомендации и раскрываются некоторые методики, которые могут влиять на исход клинических отчетов биомеханики. Неправильная работа системы и методика проведения диагностики может повлиять на постановку диагноза и ухудшить качество лечения и реабилитацию пациентов.

Методика видеоанализа биомеханики в клинической практике

В настоящее время в большинстве лабораторий клинического видеоанализа наиболее широко используются пассивные светоотражающие маркеры для регистрации локомоций. Использование таких маркеров имеет ряд преимуществ из-за своего относительно маленького веса, уменьшающего кожные движения при локомоциях по сравнению с активными, в которых имеется светодиод и батарея. Они могут иметь различные размеры, что позволяет, например, отслеживать кинематику движений нескольких суставов стопы у детей и повышает точность клинических результатов диагностики [15]. Методика видеоанализа заключается в креплении маркеров на анатомические точки тела человека, которые отражают инфракрасное излучение высокоскоростных камер. Если, как минимум, две камеры видят маркер, то с помощью специальных алгоритмов и калибровки системы реконструируется его точная траектория движения в 3D-пространстве [16].

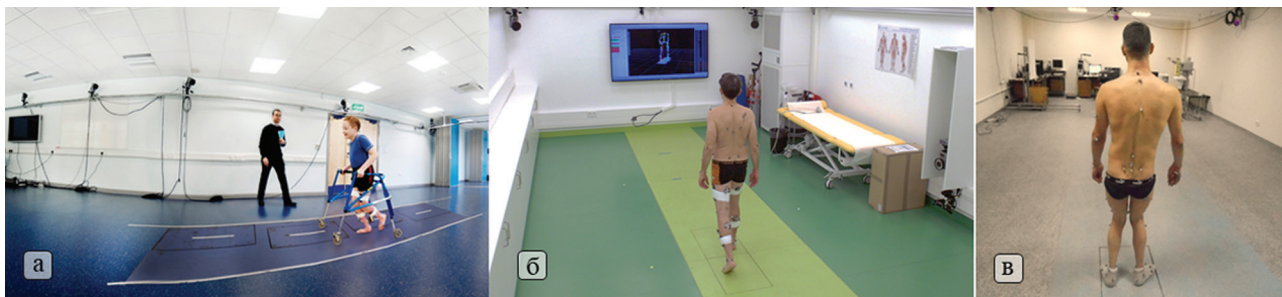


Рис. 2. Пример обследований в клинических лабораториях биомеханики ходьбы: а – университет Салфорд, Англия; б – клиника «Ольга», Германия; в – РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова МЗ, Россия

Регистрация ходьбы пациентов в клинической практике осуществляется с частотой от 100 Гц и скорости затвора камеры не менее 1/250 секунды, что является достаточным для реконструкции кинематики движений суставов без потери данных [17]. До недавнего времени для лабораторий было необходимо приспособлять помещения под системы видеоанализа, используя темные тона, неблестящие поверхности и отсутствие попадания прямых солнечных лучей. Современные системы видеоанализа используют улучшенные алгоритмы и позволяют настроить систему для работы практически в любых условиях (рис. 2).

В клинической практике видеоанализ позволяет провести сравнение показателей кинематики, кинетики и электрической активности мышц. Кинематика регистрируется с помощью оптических камер. Основные кинематические параметры, используемые в клинических отчетах, включают амплитуды движений суставов, угловые изменения суставов и сегментов тела в трёх плоскостях – сагиттальной, фронтальной и горизонтальной (пример: абдукция, аддукция, сгибание, разгибание, дорсифлексия, плантарфлексия, супинация, пронация, варусная и вальгусная установка, сагиттальный баланс и другие); скорости и ускорения, линейные изменения, пространственно-временные характеристики походки (скорость, каденция, длина и ширина шага, временные характеристики циклов шага и переноса стопы, и другие) [18–22].

Под кинетическими данными понимаются данные, в которых используются параметры силовых платформ. К ним можно отнести моменты (например, сагиттальный момент сгибания/разгибания, момент абдукции/аддукции, момент пронации/супинации стопы и другие), мощности поглощения/генерации мышц, центр переката стопы, силы реакции опоры (в трех проекциях), силы реакции суставов, импульс и другие [23, 24].

В современных лабораториях регистрация электрической активности мышц осуществляется беспроводными системами ЭМГ, например, Noxalon (USA). Такие системы имеют ряд преимуществ: они компактны, а отсутствие проводов не искажает биомеханику ходьбы.

Очень важным элементом является синхронизация записи всех устройств при помощи триггера, который осуществляет одновременный запуск системы.

Перед запуском системы на тело пациента устанавливаются маркеры для последующей реконструкции скелета и анализа данных. Выбор модели маркеров зависит от типа исследования. Регистрация данных проводится до тех пор, пока не будет записано 5–10 шагов с опорой только одной из конечностей на силовую платформу. Обработка полученных данных для формирования заключе-

ния осуществляется при помощи автоматизированного ПО или «вручную». Следует учесть, что биомеханика ходьбы может меняться при разной скорости, наличие или отсутствие ортопедической обуви также влияет на кинематические и кинетические изменения [25, 26].

Основные рекомендации при проведении клинического анализа ходьбы

Выбор недостаточно проработанного метода тестирования в клинических условиях может повлиять на достоверность полученных результатов. Существуют общие правила по работе в лабораториях видеоанализа и проведения диагностики в клинических условиях: необходимо иметь оптимальное пространство для регистрации походки, где пациент имеет пространно для разгона и нормального комфортного темпа ходьбы. Результаты исследований показали, что неровная поверхность влияет на работу мышц, меняет угловые характеристики суставов, а также кинетические данные, поэтому рекомендуется, чтобы на пути пациента отсутствовали неровности [27]. Использование мягких тонов цвета в лаборатории (яркий цвет может повлиять на ходьбу, а также отвлекать пациента) и хорошего освещения. При уменьшенной освещенности пожилые люди шли медленнее, а пациенты с нарушениями опорно-двигательного аппарата показали значительные изменения в биомеханике ходьбы [28]. Камеры рекомендуется устанавливать на специальных держателях под потолком, так как при смещении камер (пациент может задеть) теряется калибровка и точность регистрации падает. Необходимо поддерживать постоянную температуру воздуха и пола в лаборатории (пониженная или повышенная температура может повлиять на ходьбу, а также высокая температура повышает вероятность отклеивания маркеров и датчиков ЭМГ из-за потопотделения пациентов). Важна подготовка оборудования и других устройств для проведения диагностики перед тем как приходит пациент (чтобы он не ждал); рекомендуется дать время адаптироваться пациенту в лаборатории, чтобы он привык и выбрал удобную скорость ходьбы; в клинических лабораториях биомеханики в полу имеются встроенные силовые платформы, которые измеряют кинетику (моменты суставов, силы реакции опоры, центр переката стопы, мощности суставов и т.д.), поэтому следует найти оптимальную точку старта, чтобы пациент попал на нее без акцентирования своего внимания; рекомендуется до исследования отправлять информационный документ пациенту, чтобы он был ознакомлен с методом диагностики и давал свое полное согласие (не каждый пациент готов раздеться или, если присутствует много волос, то дать согласие на их удаление на определенных точках тела для установки электродов ЭМГ); необходимо

предупредить пациента, чтобы он имел для обследования короткие обтягивающие шорты, или лаборатория должна обеспечить одеждой для проведения диагностики, очень важно регистрировать движения тела человека, а не его одежды; запись достаточного количества удачных полувившихся шагов (обычно 5–10 на каждую ногу).

Скорость ходьбы

Одной из главных задач лабораторий клинического анализа походки является сравнительный анализ, например, мониторинга восстановления двигательных функций в процессе лечения. Однако влияние фактора скорости ходьбы показало значительные изменения результатов кинематики, кинетики и ЭМГ нижних конечностей [29–40]. Скорость ходьбы оказывает значительное влияние на общую осанку, работу ягодичных мышц, мышц бедра и голени [37]. Наиболее значительные изменения параметров походки были отмечены, как только испытуемые достигали скорости ходьбы, превышающей более чем на 20 % их привычную скорость. Уменьшение скорости приводит к уменьшению сгибания коленного сустава и изменению работы его момента [31].

Поэтому при сравнительном анализе следует учитывать фактор скорости, и, в определенных случаях, следует осуществлять его контроль. Результаты множества исследований приводят к выводам, что рекомендуемый диапазон скоростей при сравнительном анализе не должен превышать $\pm 5\%$. Иначе при сравнении будет сложно определить, что повлияло на результаты обследований – скорость ходьбы или эффект лечения. Для контроля скорости в лабораториях используются лазерные ворота или клинические беговые дорожки, которые также могут встраиваться в пол.

Этапы проведения клинического анализа походки

Процедуру проведения клинической регистрации биомеханики движений в лабораторных условиях можно разделить на следующие этапы: расстановка камер, настройка частоты регистрации системы, синхронизация камер и других систем (ЭМГ, силовые платформы, система измерения плантарного давления под стопами и т.д.), калибровка системы, выбор методики регистрации данных и модели установки маркеров, регистрация, обработка результатов, формирование клинического отчета [17].

Для того, чтобы проводить анализ кинематики и кинетики движений полученных траекторий маркеров необходимо определить сегменты человека для точной регистрации вращений центров суставов. Ошибки в определении сегментов могут быть из-за некорректного определения анатомических точек и установки маркеров на них, также погрешности могут возникать при установке маркеров разными людьми, из-за неправильно выбранной модели маркеров или движений кожи [41–46]. Результаты большинства работ, проводившихся в начале 2000 годов, могут отличаться от результатов, полученных при использовании более современных систем с улучшенной спецификацией и алгоритмами обработки данных.

Стоит отметить, что проводились исследования на повторяемость результатов при использовании различных лабораторий биомеханики. Результаты показали, что лучшая повторяемость данных кинематики и кинетики была достигнута при контроле скорости ходьбы и установки маркеров [47].

Для исключения человеческого фактора в технике установки маркеров на анатомические точки методом

пальпации некоторые исследователи предложили устройство, которое помогает более корректно устанавливать маркеры на тело пациента и повысить повторяемость результатов [41, 48]. Но, несмотря на то, что такие установки могут повысить точность результатов, применение их для пациентов с ДЦП и другими деформациями опорно-двигательного аппарата очень ограничено, поэтому следует руководствоваться иллюстрированным атласом по установке маркеров на анатомические точки для определения центров вращения суставов человека методом пальпации [49].

IOR (Istituto Ortopedici Rizzoli) – модель

IOR (в честь Института Ортопедии Резоле) – модель нашла свое широкое применение в клинической оценке биомеханики ходьбы, и методология установки маркеров подробно описывается в литературе [50]. Разработанная модель способна регистрировать кинематику всех сегментов тела человека и проводить расчет сагиттального баланса. Достоинством данной модели является отсутствие кластеров, что позволяет свободно устанавливать датчики ЭМГ для регистрации мышечной активности. Использовать IOR-модели можно при минимальной конфигурации системы (всего 6 камер), но рекомендуется использовать большее количество. На рисунке 3, а представлена схема установки маркеров. Все маркеры данной модели используются для построения статической модели (моделирования сегментов тела человека), а желтые маркеры (расположенные в медиальной части суставов нижних конечностей) убираются во время динамической регистрации, так как при различных патологиях пациент может их сбивать. IOR-модель подходит для анализа клинической ходьбы, при которой скорость пациента небольшая, что уменьшает артефакты движения кожи. Такая модель не всегда подходит для бега из-за более сильных движений кожи, особенно при анализе коленного сустава.

CAST-модель

CAST (the calibrated anatomical system technique) – метод был предложен Cappozzo и его коллегами в 1995 году [51, 52]. Метод разделяется на статическую калибровку с построением модели скелета человека и динамический метод регистрации движений с помощью маркерных кластеров с реконструкцией по ним статической модели. На рисунке 3, б представлена модель установки маркеров для статической и динамической модели. Для определения сегментов скелета человека используются маркеры и кластеры, а во время динамической записи снимаются желтые маркеры. В данном методе присутствуют некоторые возможные недостатки: по четыре маркера устанавливаются на пластиковую пластинку (кластер) и крепятся на каждом сегменте ноги с помощью резинок. С одной стороны, такая методика уменьшает кожные артефакты, а, с другой, может создавать дискомфорт пациенту при ходьбе или менять естественность походки. Если кластер не плотно сидит, и возникают свободные движения, то точность воспроизведения локомоторных движений голеностопного, коленного и тазобедренного сустава теряется; иногда возникают сложности в установке датчиков ЭМГ из-за перекрытия кластера области крепления. Если врач использовал неправильную технику установки кластеров, например, на мышцы, которые при движении меняют объем, то могут присутствовать дополнительные погрешности в результатах обследования. CAST-модель нашла свое применение в спорте, так как кластерам сложнее открыться.

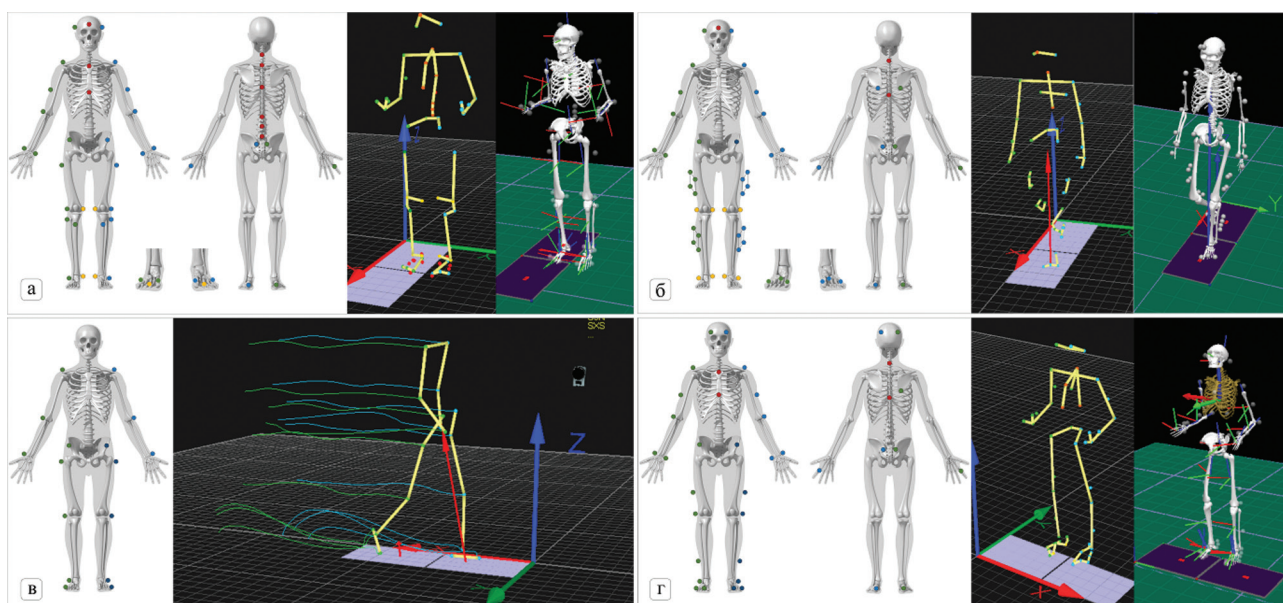


Рис. 3. Модели для реконструкции сегментов тела человека в Visual3D (C-Motion), используемые при анализе ходьбы, где желтые маркеры снимаются при динамической регистрации походки: а – IOR-модель; б – CAST-модель; в – стандартная 2D-модель; г – упрощенная CGM-модель

Упрощенная модель CGM (Conventional Gait Model)

Данная модель очень лимитирована и недостаточно точно позволяет определять центры вращения суставов, например, коленного (рис. 3, г). Для моделирования скелета требуются дополнительные размеры объемов бедра, колена и голеностопа пациента для определения центра суставов.

Такой метод очень редко применяется в клинической практике, однако с минимальным количеством камер (например, 5) такая модель позволяет проводить 3D-регистрацию движений.

Стандартная 2D-модель для регистрации в сагиттальной плоскости

Для 2D-регистрации симметричных движений в сагиттальной плоскости правой и левой стороны тела человека достаточно использовать всего две камеры [17]. Такая модель наиболее экономична для лабораторий. Однако 3D-анализ является «золотым» стандартом в клинической биомеханике, так как он позволяет регистрировать движения сегментов с шестью степенями свободы (6DOF). В исследованиях, проведенных в 2017 году, по сравнительному анализу 2D- и 3D-методики видеоанализа была показана относительно удовлетворительная корреляция результатов в сагиттальной плоскости нижних конечностей, что нельзя сказать про фронтальную [53]. Также использование стандартной 2D-модели ограничивает возможность анализа кинетики движений пациента (моменты, мощности, центр переката стопы и другие показатели). Модель установки маркеров приведена на рисунке 3, в.

Другие модели

Существует и другие модели, которые нашли применение в начале 2000 годов в клинической практике, такие как Vaughan, Helen Hayes и смешанные [54–56].

Оксфордская модель стопы (Oxford foot)

Стопа является сложной анатомической структурой, состоящей из множества суставов, которые обеспечивают движение человека, поэтому представление ее в качестве единого жесткого сегмента может отражаться на точности результатов. В настоящий момент существует множество разработок многокомпонентной модели стопы, однако наиболее широкое применение нашла Оксфордская модель стопы (Oxford Foot Model). Она состоит из трех сегментов: пяточный отдел, средний отдел и метатарзальный отдел – и способна более детально отразить биомеханику движения различных отделов стопы во время ходьбы (рис. 4).

Оксфордская модель стопы продемонстрировала хорошие показатели повторяемости результатов у детей и взрослых [57, 58, 59]. Более подробно метод моделирования описывается в статьях и на сайте Wiki компании C-motion [15, 58].

Стоит подчеркнуть, что при использовании обуви установка маркеров для моделирования мульти-сегментной стопы становится затруднительна, и используется специальная обувь с отверстиями [60, 61] (рис. 4). Однако полная функциональность такой обуви с отверстиями теряется, если сравнить биомеханику ходьбы в обуви без отверстий [62, 63]. Поэтому для улучшения результатов рекомендуется использовать плотно прилегающую обувь для уменьшения свободного движения стопы внутри нее.

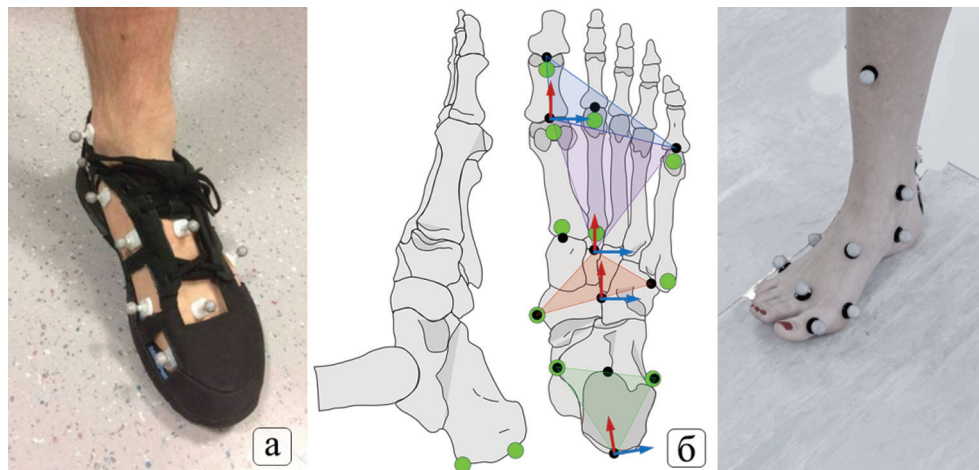


Рис. 4.: а – адаптированная обувь для моделирования многокомпонентной стопы [60]; б – «Оксфорд стопа», где зеленым отмечены точки для установки маркеров, черным отмечены суставы; треугольники представляют сегменты, выстраиваемые с помощью данной модели

ВЫВОДЫ

Методика видеонализа (клинический анализ походки) биомеханики в клинической практике является «золотым» стандартом оценки эффективности реабилитации двигательных функций и лечения нарушений опорно-двигательного аппарата.

По данным литературы сформированы основные рекомендации для исследователей при проведении методики клинического анализа ходьбы.

Описаны основные модели установки маркеров видеонализа для клинического анализа походки пациентов с детским церебральным параличом. Отмечено, что IOR-модель оптимально подходит для клинического анализа походки у пациента с низкой скоростью ходьбы и при минимальной конфигурации системы (6

камер). Выделена Оксфордская модель стопы (Oxford foot), которая позволяет более детально отразить биомеханику движения различных отделов стопы во время ходьбы.

Хорошо продуманный действующий протокол лаборатории, правильно выбранная методика тестирования, а также настройка оборудования и разработанный автоматизированный анализ позволяют проводить полную диагностику с формированием клинических отчетов в течение 45–60 минут. Клиническим лабораториям рекомендуется использовать систему, состоящую из 10–12 камер, 2–4 силовых платформ, беспроводной системы ЭМГ, а для моделирования и анализа биомеханики походки у пациентов с ДЦП использовать модель IOR.

ЛИТЕРАТУРА

- Theologis T., Stebbins J. The use of gait analysis in the treatment of pediatric foot and ankle disorders // *Foot Ankle Clin.* 2010. Vol. 15, No 2. P. 365-382 DOI: 10.1016/j.fcl.2010.02.002.
- Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review / T.A. Wren, G.E. Gorton 3rd, S. Ounpuu, C.A. Tucker // *Gait Posture.* 2011. Vol. 34, No 2. P. 149-153. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.03.027.
- Борзиков В.В. Видеонализ движений человека в клинической практике (обзор) // *Современные технологии в медицине (СТМ J.)* 2015. Т. 7, № 4. С. 201-210.
- Лихачев С.А., Лукашевич В.А. Видеонализ шагового движения: феноменология визуальной оценки // *Международный неврологический журнал.* 2012. № 2. С. 178-182.
- Смирнова И.В., Самсонова Т.В. Функциональная диагностика двигательной патологии в детском возрасте // *Детская медицина Северо-Запада.* 2012. Т. 3, № 1. С. 36-40.
- Feng Y., Max L. Accuracy and precision of a custom camera-based system for 2-d and 3-d motion tracking during speech and nonspeech motor tasks // *J. Speech Lang. Hear. Res.* 2014. Vol. 57, No 2. P. 426-438. DOI: 10.1044/2014_JSLHR-S-13-0007.
- Леончук С.С., Чибиров Г.М., Попков Д.А. Коррекция деформации стопы по методике EVANS у ребенка с ДЦП в рамках одномоментного многоуровневого ортопедического вмешательства. Случай из практики // *Гений ортопедии.* 2016. № 3. С. 77-83.
- Lee E.H., Goh J.C., Bose K. Value of gait analysis in the assessment of surgery in cerebral palsy // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1992. Vol. 73, No 7. P. 642-646.
- Tugui R.D., Antonescu D. Cerebral palsy gait, clinical importance // *Maedica (Buchar).* 2013. Vol. 8, No 4. P. 388-393.
- Armand S., Decoulon G., Bonnefoy-Mazure A. Gait analysis in children with cerebral palsy // *EFORT Open Rev.* 2016. Vol. 1, No 12. P. 448-460. DOI: 10.1302/2058-5241.1.000052.
- The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy. 2nd Ed. / J.R. Gage, M.H. Schwartz, S.E. Koop, T.F. Novachek, eds. Cambridge UK: Mac Keith Press. 2009. 660 p.
- Schwartz M.H., Rozumalski A. The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology // *Gait Posture.* 2008. Vol. 28, No 3. P. 351-357. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.05.001.
- The gait profile score and movement analysis profile / R. Baker, J.L. McGinley, M.H. Schwartz, S. Beynon, A. Rozumalski, H.K. Graham, O. Tirosh // *Gait Posture.* 2009. Vol. 30, No 3. P. 265-269. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.020.
- Correlations of the Gait Profile Score and the Movement Analysis Profile relative to clinical judgments / S. Beynon, J.L. McGinley, F. Dobson, R. Baker // *Gait Posture.* 2010. Vol. 32, No 1. P. 129-132. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.01.010.
- Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis / M.C. Carson, M.E. Harrington, N. Thompson, J.J. O'Connor, T.N. Theologis // *J. Biomech.* 2001. Vol. 34, No 10. P. 1299-1307.
- Research Methods in Biomechanics. 2nd Ed. / D. Gordon, E. Robertson, E.G. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, S.N. Whittlesey, eds. Champaign, IL: Human Kinetics. 2014. 440 p.

17. Richards J. The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics. 2nd Ed. Elsevier. 2018. 384 p.
18. Whittle M. An Introduction to Gait Analysis. 4th Ed. M. Whittle, ed. Butterworth-Heinemann. 2006. 244 p.
19. Perry J., Burnfield J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. New Jersey: SLACK Incorporated. 1992.
20. Winter D.A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 4th Ed. Wiley. 2009. 384 p.
21. Kirtley C. Clinical Gait Analysis: Theory and Practice. Edinburgh, New York: Elsevier. 2006. 316 p.
22. Анализ движений в коленном суставе в шаговом цикле у юношей и мужчин 17-25 лет / Л.А. Удочкина, О.И. Воронцова, Т.Г. Галушко, Л.А. Гончарова, А.Х. Ахминеева, И.Г.Мазин // Курский научно-практический вестник "Человек и его здоровье". 2016. № 4. С. 94-99.
23. Dicharry J. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic // Clin. Sports Med. 2010. Vol. 29, No 3. P. 347-364. DOI: 10.1016/j.csm.2010.03.013.
24. Richards J. Biomechanics in Clinic and Research: An interactive teaching and learning course. 1st Ed. Churchill Livingstone. 2008. 232 p.
25. Aksenov A. An investigation into the relationship between rocker sole designs and alteration to lower limb kinetics, kinematics and muscle function during adult gait. Ph.D. Thesis. Salford UK, University of Salford, Centre for Health Research School of Health Sciences, 2014. 390 p..
26. Аксенов А.Ю., Клишковская Т.А. Применение видеонализа с целью определения оптимальной конструкции обуви для снижения аддукционного момента коленного сустава // Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. 2017. Т. 5, № 1. С. 45-52.
27. Biomechanics and energetics of walking on uneven terrain / A.S. Voloshina, A.D. Kuo, M.A. Daley, D.P. Ferris // J. Exp. Biol. 2013. Vol. 216, Pt. 21. P. 3963-3970. DOI: 10.1242/jeb.081711.
28. Shedding light on walking in the dark: the effects of reduced lighting on the gait of older adults with a higher-level gait disorder and controls / A. Kesler, G. Leibovich, T. Herman, L. Gruendlinger, N. Giladi, J.M. Hausdorff // J. Neuroeng. Rehabil. 2005. Vol. 2. P. 27. DOI: 10.1186/1743-0003-2-27.
29. Kirtley C., Whittle M.W., Jefferson R.J. Influence of walking speed on gait parameters // J. Biomed. Eng. 1985. Vol. 7, No 4. P. 282-288.
30. Chen I.H., Kuo K.N., Andriacchi T.P. The influence of walking speed on mechanical joint power during gait // Gait Posture. 1997. Vol. 6, No 3. P. 171-176.
31. Holden J.P., Chou G., Stanhope S.J. Changes in knee joint function over a wide range of walking speeds // Clin. Biomech. 1997. Vol. 12, No 6. P. 375-382.
32. Waters R.L., Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait // Gait Posture. 1999. Vol. 9, No 3. P. 207-231.
33. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking / A.L. Hof, H. Elzinga, W. Gimmus, J.P. Halbertsma // Gait Posture. 2002. Vol. 16, No 1. P. 78-86.
34. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds / A.R. den Otter, A.C. Geurts, T. Mulder, J. Duysens // Gait Posture. 2004. Vol. 19, No 3. P. 270-278.
35. Van Hedel H.J., Tomatis L., Müller R. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading // Gait Posture. 2006. Vol. 24, No 1. P. 35-45.
36. Effect of walking speed changes on tibialis anterior EMG during healthy gait for FES envelope design in drop foot correction / C.A. Byrne, D.T. O'Keefe, A.E. Donnelly, G.M. Lyons // J. Electromyogr. Kinesiol. 2007. Vol. 17, No 5. P. 605-616.
37. Chiu M.C., Wang M.J. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking // Gait Posture. 2007. Vol. 25, No 3. P. 385-392. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.05.008.
38. Stoquart G., Detrembleur C., T. Lejeune. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking // Neurophysiol. Clin. 2008. Vol. 38, No 2. P. 105-116. DOI: 10.1016/j.neucli.2008.02.002.
39. Chung M.J., Wang M.J. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years // Gait Posture. 2010. Vol. 31, No 1. P. 131-135. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.09.013.
40. Sousa A.S., Tavares J.M. Effect of gait speed on muscle activity patterns and magnitude during stance // Motor Control. 2012. Vol. 16, No 4. P. 480-492.
41. Operator Bias Errors Are Reduced Using Standing Marker Alignment Device for Repeated Visit Studies / L. Hutchinson, J.B. Schwartz, A.M. Morton, I.S. Davis, K.J. Deluzio, M.J. Rainbow // J. Biomech. Eng. 2018. Vol. 140, No 4. DOI: 10.1115/1.4038358.
42. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study / K. Manal, I. McClay, S. Stanhope, J. Richards, B. Galinat // Gait Posture. 2000. Vol. 11, No 1. P. 38-45.
43. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running / C. Reinschmidt, A.J. van den Bogert, B.M. Nigg, A. Lundberg, N. Murphy // J. Biomech. 1997. Vol. 30, No 7. P. 729-732.
44. The accuracy of estimating proximal tibial translation during natural cadence walking: bone vs. skin mounted targets / K. Manal, D.I. McClay, B. Galinat, S. Stanhope // Clin. Biomech. (Bristol, Avon). 2003. Vol. 18, No 2. P. 126-131.
45. A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers / J. Fuller, L.-J. Liu, M.C. Murphy, R.W. Mann // Human Movement Science (Elsevier). 1997. Vol. 16, No 2-3. P. 219-242. Available at: [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(96\)00053-X](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00053-X).
46. Wachowsky M., Dsouza S., Wirth T. Comparison of gait kinematics in children using the calibration anatomical system technique based model (CAST), Instituti Ortopedici Rizzoli (IOR) model and modified Helen Hayes (MHH) model // Gait Posture. 2015. Vol. 42. P. S98. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.06.179.
47. Reliability of 3D gait data across multiple laboratories / K. Kaufman, E. Miller, T. Kingsbury, E. Russel Esposito, E. Wolf, J. Wilken, M. Wyatt // Gait Posture. 2016. Vol. 49. P. 375-381. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.07.075.
48. Noehren B., Manal K., Davis I. Improving between-day kinematic reliability using a marker placement device // J. Orthop. Res. 2010. Vol. 28, No 11. P. 1405-1410. DOI: 10.1002/jor.21172.
49. Van Sint Jan S. Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions. Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations. 1st Ed. Edinburgh: Churchill Livingstone. 2007. 208 p.
50. A new anatomically based protocol for gait analysis in children / A. Leardini, Z. Sawacha, G. Paolini, S. Ingrassio, R. Nativio, M.G. Benedetti // Gait Posture. 2007. Vol. 26, No 4. P. 560-571. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.018.
51. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination / A. Cappozzo, F. Catani, U.D. Croce, A. Leardini // Clin. Biomech. (Bristol, Avon). 1995. Vol. 10, No 4. P. 171-178.
52. Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation / A. Cappello, A. Cappozzo, P.F. la Palombara, L. Lucchettin, A. Leardini // Human Movement Science (Elsevier). 1997. Vol. 16, No 2-3. P. 259-274.
53. Two-dimensional video analysis is comparable to 3D motion capture in lower extremity movement assessment / S.A. Schurr, A.N. Marshall, J.E. Resch, S.A. Saliba // Int. J. Sports Phys. Ther. 2017. Vol. 12, No 2. P. 163-172.
54. A six degrees-of-freedom marker set for gait analysis: repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set / T.D. Collins, S.N. Ghousayni, D.J. Ewins, J.A. Kent // Gait Posture. 2009. Vol. 30, No 2. P. 173-180. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.04.004.
55. Tabakin D. A comparison of 3D gait models based on the Helen Hayes Hospital marker set. Thesis. University of Cape Town, Department of Human Biology. 2000. Available at: <http://hdl.handle.net/11427/3206>.
56. A gait analysis data collection and reduction technique / R.B. Davis III, S. Ounpuu, D. Tyburski, J.R. Gage // Human Movement Science. 1991. Vol. 10, No 5. P. 575-587. DOI: 10.1016/0167-9457(91)90046-z.
57. Intra-rater repeatability of the Oxford foot model in healthy children in different stages of the foot roll over process during gait / D.J. Curtis, J. Bencke, J.A. Stebbins, B. Stansfield // Gait Posture. 2009. Vol. 30, No 1. P. 118-121. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.02.013.
58. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children / J. Stebbins, M. Harrington, N. Thompson, A. Zavatsky, T. Theologis // Gait Posture. 2006. Vol. 23, No 4. P. 401-410. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.03.002.
59. Repeatability of the Oxford Foot Model in children with foot deformity / J. McCahill, J. Stebbins, B. Koning, J. Harlaar, T. Theologis // Gait Posture. 2018. Vol. 61. P. 86-89. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.12.023.

60. A novel magnet based 3D printed marker wand as basis for repeated in-shoe multi segment foot analysis: a proof of concept / M. Eerdeken, F. Staes, T. Pilkington, K. Deschamps // J. Foot Ankle Res. 2017. Vol. 10. P. 38. DOI: 10.1186/s13047-017-0220-7.
61. The feasibility of a modified shoe for multi-segment foot motion analysis: a preliminary study / J. Halstead, A.M. Keenan, G.J. Chapman, A.C. Redmond // J. Foot Ankle Res. 2016. Vol. 9. P. 7. DOI: 10.1186/s13047-016-0138-5.
62. Differences in tibio-calcaneal kinematics measured with skin- and shoe-mounted markers / J. Sinclair, A. Greenhalgh, P.J. Taylor, C.J. Edmundson, D. Brooks, S.J. Hobbs // Human Movement. 2013. Vol. 14, No 1. P. 64-69.
63. Аксенов А.Ю., Матвеева В.Н., Клишковская Т.А. Сравнение двух методов регистрации кинематики и кинетики голеностопного сустава при использовании видеоанализа // Достижения науки и образования. 2016. №7 (8). С. 10-16.

REFERENCES

1. Theologis T., Stebbins J. The use of gait analysis in the treatment of pediatric foot and ankle disorders. *Foot Ankle Clin.*, 2010, vol. 15, no. 2, pp. 365-382 DOI: 10.1016/j.fcl.2010.02.002.
2. Wren T.A., Gorton G.E. 3rd, Ounpuu S., Tucker C.A. Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. *Gait Posture*, 2011, vol. 34, no. 2, pp. 149-153. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.03.027.
3. Borzиков В.В. Видеоанализ движения человека в клинической практике (обзор) [Video analysis of human movements in clinical practice (review)]. *Sovremennye Tekhnologii v Meditsine (STM J)*, 2015, vol. 7, no. 4, pp. 201-210. (in Russian)
4. Likhachev S.A., Lukashovich V.A. Видеоанализ шаггового движения: феноменология визуальной оценки [Video analysis of step motion: the phenomenology of visual assessment]. *Mezhdunarodnyi Nevrologicheskii Zhurnal*, 2012, no. 2, pp. 178-182. (in Russian)
5. Smirnova I.V., Samsonova T.V. Функциональная диагностика двигательной патологии в детском возрасте [Functional diagnosis of motor pathology in childhood]. *Detskaia Meditsina Severo-Zapada*, 2012, vol. 3, no. 1, pp. 36-40. (in Russian)
6. Feng Y., Max L. Accuracy and precision of a custom camera-based system for 2-d and 3-d motion tracking during speech and nonspeech motor tasks. *J. Speech Lang. Hear. Res.*, 2014, vol. 57, no. 2, pp. 426-438. DOI: 10.1044/2014_JSLHR-S-13-0007.
7. Leonchuk S.S., Chibirov G.M., Popkov D.A. Коррекция деформаций стопы по методике Эванса у ребенка с ДЦП в рамках одномоментного многоуровневого ортопедического вмешательства. Случай из практики [Foot deformity correction according to Evans technique in a child with cerebral palsy within performing the acute multilevel orthopedic intervention. A case report]. *Genij Ortopedii*, 2016, no. 3, pp. 77-83. (in Russian)
8. Lee E.H., Goh J.C., Bose K. Value of gait analysis in the assessment of surgery in cerebral palsy. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1992, vol. 73, no. 7, pp. 642-646.
9. Tugui R.D., Antonescu D. Cerebral palsy gait, clinical importance. *Maedica (Buchar)*, 2013, vol. 8, no. 4, pp. 388-393.
10. Armand S., Decoulon G., Bonnefoy-Mazure A. Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev.*, 2016, vol. 1, no. 12, pp. 448-460. DOI: 10.1302/2058-5241.1.000052.
11. Gage J.R., Schwartz M.H., Koop S.E., Novacheck T.F., eds. *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. 2nd Ed. Cambridge UK, Mac Keith Press, 2009, 660 p.
12. Schwartz M.H., Rozumalski A. The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture*, 2008, vol. 28, no. 3, pp. 351-357. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.05.001.
13. Baker R., McGinley J.L., Schwartz M.H., Beynon S., Rozumalski A., Graham H.K., Tirosh O. The gait profile score and movement analysis profile. *Gait Posture*, 2009, vol. 30, no. 3, pp. 265-269. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.020.
14. Beynon S., McGinley J.L., Dobson F., Baker R. Correlations of the Gait Profile Score and the Movement Analysis Profile relative to clinical judgments. *Gait Posture*, 2010, vol. 32, no. 1, pp. 129-132. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.01.010.
15. Carson M.C., Harrington M.E., Thompson N., O'Connor J.J., Theologis T.N. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *J. Biomech.*, 2001, vol. 34, no. 10, pp. 1299-1307.
16. Gordon D., Robertson E., Caldwell E.G., Hamill J., Kamen G., Whittlesey S.N., eds. *Research Methods in Biomechanics*. 2nd Ed. Champaign, IL, Human Kinetics, 2014, 440 p.
17. Richards J. *The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics*. 2nd Ed. Elsevier, 2018, 384 p.
18. Whittle M. *An Introduction to Gait Analysis*. 4th Ed. M. Whittle, ed. Butterworth-Heinemann, 2006, 244 p.
19. Perry J., Burnfield J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. New Jersey, SLACK Incorporated, 1992.
20. Winter D.A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th Ed. Wiley, 2009, 384 p.
21. Kirtley C. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Edinburgh, New York, Elsevier, 2006, 316 p.
22. Udochkina L.A., Vorontsova O.I., Galushko T.G., Goncharova L.A., Akhmineeva A.Kh., Mazin I.G. Анализ движения в коленном суставе в шагговом цикле у юношей и мужчин 17-25 лет [The analysis of movements in the knee in the step cycle in juveniles and men of 17-25 years old]. *Kurskii Nauchno-prakticheskii Vestnik "Chelovek i Ego Zdorove"*, 2016, no. 4, pp. 94-99. (in Russian)
23. Dicharry J. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. *Clin. Sports Med.*, 2010, vol. 29, no. 3, pp. 347-364. DOI: 10.1016/j.csm.2010.03.013.
24. Richards J. *Biomechanics in Clinic and Research: An interactive teaching and learning course*. 1st Ed. Churchill Livingstone, 2008, 232 p.
25. Aksekov A. *An investigation into the relationship between rocker sole designs and alteration to lower limb kinetics, kinematics and muscle function during adult gait*. Ph.D. Thesis. Salford UK, University of Salford, Centre for Health Research School of Health Sciences, 2014. 390 p.
26. Aksekov A.Yu., Klishkovskaya T.A. Применение видеоанализа с тселию определения оптимальной конструкции обуви для снижения аддукционного момента коленного сустава [The use of video analysis in order to determine the optimal design of the shoe to reduce the knee adduction moment]. *Ortopediia, Travmatologiya i Vosstanovitelnaia Khirurgiya Detskogo Vozrasta*, 2017, vol. 5, no. 1, pp. 45-52. (in Russian)
27. Voloshina A.S., Kuo A.D., Daley M.A., Ferris D.P. Biomechanics and energetics of walking on uneven terrain. *J. Exp. Biol.*, 2013, vol. 216, pt. 21, pp. 3963-3970. DOI: 10.1242/jeb.081711.
28. Kesler A., Leibovich G., Herman T., Gruendlinger L., Giladi N., Hausdorff J.M. Shedding light on walking in the dark: the effects of reduced lighting on the gait of older adults with a higher-level gait disorder and controls. *J. Neuroeng. Rehabil.*, 2005, vol. 2, pp. 27. DOI: 10.1186/1743-0003-2-27.
29. Kirtley C., Whittle M.W., Jefferson R.J. Influence of walking speed on gait parameters. *J. Biomed. Eng.*, 1985, vol. 7, no. 4, pp. 282-288.
30. Chen I.H., Kuo K.N., Andriacchi T.P. The influence of walking speed on mechanical joint power during gait. *Gait Posture*, 1997, vol. 6, no. 3, pp. 171-176.
31. Holden J.P., Chou G., Stanhope S.J. Changes in knee joint function over a wide range of walking speeds. *Clin. Biomech.*, 1997, vol. 12, no. 6, pp. 375-382.
32. Waters R.L., Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture*, 1999, vol. 9, no. 3, pp. 207-231.
33. Hof A.L., Elzinga H., Gimmius W., Halbertsma J.P. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait Posture*, 2002, vol. 16, no. 1, pp. 78-86.
34. Den Otter A.R., Geurts A.C., Mulder T., Duysens J. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait Posture*, 2004, vol. 19, no. 3, pp. 270-278.
35. Van Hedel H.J., Tomatis L., Müller R. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. *Gait Posture*, 2006, vol. 24, no. 1, pp. 35-45.
36. Byrne C.A., O'Keefe D.T., Donnelly A.E., Lyons G.M. Effect of walking speed changes on tibialis anterior EMG during healthy gait for FES envelope design in drop foot correction. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2007, vol. 17, no. 5, pp. 605-616.
37. Chiu M.C., Wang M.J. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait Posture*, 2007, vol. 25, no. 3, pp. 385-392. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.05.008.
38. Stoquart G., Detrembleur C., T. Lejeune. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiol. Clin.*, 2008, vol. 38, no. 2, pp. 105-116. DOI: 10.1016/j.neucli.2008.02.002.

39. Chung M.J., Wang M.J. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait Posture*, 2010, vol. 31, no. 1, pp. 131–135. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.09.013.
40. Sousa A.S., Tavares J.M. Effect of gait speed on muscle activity patterns and magnitude during stance. *Motor Control*, 2012, vol. 16, no. 4, pp. 480–492.
41. Hutchinson L., Schwartz J.B., Morton A.M., Davis I.S., Deluzio K.J., Rainbow M.J. Operator Bias Errors Are Reduced Using Standing Marker Alignment Device for Repeated Visit Studies. *J. Biomech. Eng.*, 2018, vol. 140, no. 4. DOI: 10.1115/1.4038358.
42. Manal K., McClay I., Stanhope S., Richards J., Galinat B. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. *Gait Posture*, 2000, vol. 11, no. 1, pp. 38–45.
43. Reinschmidt C., Van den Bogert A.J., Nigg B.M., Lundberg A., Murphy N. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J. Biomech.*, 1997, vol. 30, no. 7, pp. 729–732.
44. Manal K., McClay D.I., Galinat B., Stanhope S. The accuracy of estimating proximal tibial translation during natural cadence walking: bone vs. skin mounted targets. *Clin. Biomech.* (Bristol, Avon), 2003, vol. 18, no. 2, pp. 126–131.
45. Fuller J., Liu L.-J., Murphy M.C., Mann R.W. A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers. *Human Movement Science* (Elsevier), 1997, vol. 16, no. 2–3, pp. 219–242. Available at: [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(96\)00053-X](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00053-X).
46. Wachowsky M., Dsouza S., Wirth T. Comparison of gait kinematics in children using the calibration anatomical system technique based model (CAST), Istituti Ortopedici Rizzoli (IOR) model and modified Helen Hayes (MHH) model. *Gait Posture*, 2015, vol. 42, pp. S98. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.06.179.
47. Kaufman K., Miller E., Kingsbury T., Russel Esposito E., Wolf E., Wilken J., Wyatt M. Reliability of 3D gait data across multiple laboratories. *Gait Posture*, 2016, vol. 49, pp. 375–381. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.07.075.
48. Noehren B., Manal K., Davis I. Improving between-day kinematic reliability using a marker placement device. *J. Orthop. Res.*, 2010, vol. 28, no. 11, pp. 1405–1410. DOI: 10.1002/jor.21172.
49. Van Sint Jan S. *Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions. Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations*. 1st Ed. Edinburgh, Churchill Livingstone, 2007. 208 p.
50. Leardini A., Sawacha Z., Paolini G., Ingrosso S., Nativo R., Benedetti M.G. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait Posture*, 2007, vol. 26, no. 4, pp. 560–571. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.018.
51. Cappozzo A., Catani F., Croce U.D., Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin. Biomech.* (Bristol, Avon), 1995, vol. 10, no. 4, pp. 171–178.
52. Cappello A., Cappozzo A., La Palombara P.F., Lucchettin L., Leardini A. Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Human Movement Science* (Elsevier), 1997, vol. 16, no. 2–3, pp. 259–274.
53. Schurr S.A., Marshall A.N., Resch J.E., Saliba S.A. Two-dimensional video analysis is comparable to 3D motion capture in lower extremity movement assessment. *Int. J. Sports Phys. Ther.*, 2017, vol. 12, no. 2, pp. 163–172.
54. Collins T.D., Ghoussayni S.N., Ewins D.J., Kent J.A. A six degrees-of-freedom marker set for gait analysis: repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set. *Gait Posture*, 2009, vol. 30, no. 2, pp. 173–180. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.04.004.
55. Tabakin D. *A comparison of 3D gait models based on the Helen Hayes Hospital marker set*. Thesis. University of Cape Town, Department of Human Biology, 2000. Available at: <http://hdl.handle.net/11427/3206>.
56. Davis R.B. III, Ounpuu S., Tyburski D., Gage J.R. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 1991, vol. 10, no. 5, pp. 575–587. DOI: 10.1016/0167-9457(91)90046-z.
57. Curtis D.J., Bencke J., Stebbins J.A., Stansfield B. Intra-rater repeatability of the Oxford foot model in healthy children in different stages of the foot roll over process during gait. *Gait Posture*, 2009, vol. 30, no. 1, pp. 118–121. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.02.013.
58. Stebbins J., Harrington M., Thompson N., Zavatsky A., Theologis T. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture*, 2006, vol. 23, no. 4, pp. 401–410. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.03.002.
59. McCahill J., Stebbins J., Koning B., Harlaar J., Theologis T. Repeatability of the Oxford Foot Model in children with foot deformity. *Gait Posture*, 2018, vol. 61, pp. 86–89. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.12.023.
60. Eerdeken M., Staes F., Pilkington T., Deschamps K. A novel magnet based 3D printed marker wand as basis for repeated in-shoe multi segment foot analysis: a proof of concept. *J. Foot Ankle Res.*, 2017, vol. 10, pp. 38. DOI: 10.1186/s13047-017-0220-7.
61. Halstead J., Keenan A.M., Chapman G.J., Redmond A.C. The feasibility of a modified shoe for multi-segment foot motion analysis: a preliminary study. *J. Foot Ankle Res.*, 2016, vol. 9, pp. 7. DOI: 10.1186/s13047-016-0138-5.
62. Sinclair J., Greenhalgh A., Taylor P.J., Edmundson C.J., Brooks D., Hobbs S.J. Differences in tibioalcalneal kinematics measured with skin- and shoe-mounted markers. *Human Movement*, 2013, vol. 14, no. 1, pp. 64–69.
63. Aksenov A.Yu., Matveeva V.N., Klishkovskaya T.A. Svravnenie dvukh metodov registratsii kinematiki i kinetiki golenostopnogo sustava pri ispolzovanii videoanaliza [The comparison of two methods of the ankle kinematics and kinetics registration using video analysis]. *Dostizheniia Nauki i Obrazovaniia*, 2016, no. 7 (8), pp. 10–16. (in Russian)

Рукопись поступила 08.11.2018

Сведения об авторах:

1. Аксенов Андрей Юрьевич,
¹СПбГЭТУ «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург, Россия,
²ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава
России, Курган, Россия,
Email: a.aksenov@hotmail.com
2. Хит Глин, Ph.D.,
Университет Салфорд, Салфорд, Англия,
Email: glynharveyheath@gmail.com
3. Клишковская Татьяна Алексеевна,
СПбГЭТУ «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург, Россия,
Email: tatianaklishkov@mail.ru
4. Долганова Тамара Игоревна, д. м. н.,
ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава
России, Курган, Россия,
Email: rjik532007@rambler.ru

Information about the authors:

1. Andrey Yu. Aksenov, Ph.D.,
¹Saint Petersburg State Electrotechnical University LETI,
Saint Petersburg, Russian Federation,
²Russian Ilizarov Scientific Center Restorative Traumatology and
Orthopaedics, Kurgan, Russian Federation,
Email: a.aksenov@hotmail.com
2. Glyn H. Heath, M.D., Ph.D.,
University of Salford, Salford, United Kingdom,
Email: glynharveyheath@gmail.com
3. Tatiana A. Klishkovskaya,
Saint Petersburg State Electrotechnical University LETI,
Saint Petersburg, Russian Federation,
Email: tatianaklishkov@mail.ru
4. Tamara I. Dolganova, M.D., Ph.D.,
Russian Ilizarov Scientific Center Restorative Traumatology and
Orthopaedics, Kurgan, Russian Federation,
Email: rjik532007@rambler.ru