

ВИДЕОАНАЛИЗ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ (ОБЗОР)

УДК 621.397:612.7:531.1

Поступила 28.01.2015 г.



В.В. Борзиков, младший научный сотрудник научно-клинического отдела;
Н.Н. Рукина, к.м.н., старший научный сотрудник отделения функциональной диагностики;
О.В. Воробьева, младший научный сотрудник отделения функциональной диагностики;
А.Н. Кузнецов, младший научный сотрудник отделения функциональной диагностики;
А.Н. Белова, д.м.н., профессор, руководитель отделения функциональной диагностики

Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр Минздрава России, Н. Новгород,
603155, Верхне-Волжская набережная, 18

Развитие технологий восстановительного лечения больных с последствиями заболеваний и травм нервной системы и опорно-двигательного аппарата требует знания механизмов организации локомоций в норме и патологии. Наиболее точным методом исследования структуры двигательных нарушений и их количественной оценки является биомеханический анализ видеоизображения движений. Представлен обзор существующих в настоящее время методов и систем видеоанализа движений человека, которые используются в клинической практике. Рассмотрены технология и методика исследования кинематики движений с помощью оптического захвата с применением светоотражающих маркеров. Особое внимание уделено видеоанализу ходьбы. Даны сведения о применении видеоанализа движений при диагностике локомоторных нарушений, при мониторинговании динамики восстановления двигательных функций у пациентов с детским церебральным параличом, у лиц с болезнью Паркинсона при поражениях нервной системы с нарушением управления движениями, последствиями мозгового инсульта, а также при эндо- и экзопротезировании суставов конечностей.

Ключевые слова: биомеханика; видеоанализ; оптический захват движений; восстановительная медицина.

English

Human Motion Video Analysis in Clinical Practice (Review)

V.V. Borzikov, Junior Researcher, Scientific and Clinical Department;
N.N. Rukina, MD, PhD, Senior Researcher, Department of Functional Diagnosis;
O.V. Vorobyova, Junior Researcher, Department of Functional Diagnosis;
A.N. Kuznetsov, Junior Researcher, Department of Functional Diagnosis;
A.N. Belova, MD, DSc, Professor, Head of the Department of Functional Diagnosis

Privolzhsky Federal Research Medical Center, Ministry of Health of the Russian Federation,
18 Verkhne-Volzhskaya naberezhnaya, Nizhny Novgorod, 603155, Russian Federation

The development of new rehabilitation approaches to neurological and traumatological patients requires understanding of normal and pathological movement patterns. Biomechanical analysis of video images is the most accurate method of investigation and quantitative assessment of human normal and pathological locomotion. The review of currently available methods and systems of optical human motion analysis used in clinical practice is presented here. Short historical background is provided. Locomotion kinematics analysis using passive marker based systems is reviewed with special attention to the gait analysis. Clinical application of optical motion capture and analysis systems in the diagnosis of locomotion impairment, in Parkinson's disease with movement control disorders, stroke sequelae, monitoring of motor function rehabilitation in patients with infantile cerebral paralysis, limb joint endo- and exoprosthetics and some other disorders is described.

Key words: biomechanics; video analysis; optical human motion; rehabilitation medicine.

История вопроса

Развитие технологий восстановительного лечения больных с последствиями заболеваний и травм нервной системы и опорно-двигательного аппарата

требует знания механизмов организации локомоций в норме и патологии, детального анализа структуры двигательных нарушений и их количественной оценки [1–4]. Начало количественному изучению локомоций человека было положено еще в первой половине

Для контактов: Рукина Наталья Николаевна, e-mail: ruginann@mail.ru

XIX в., когда братья Вебер опубликовали исследование, посвященное временным и пространственным параметрам человеческих движений [5]. Несколько позднее для характеристики паттернов движений стали использовать технику фотографии [6, 7]. В тот же период времени анатом Вильгельм Браун и математик Отто Фишер, используя законы ньютоновской механики, предложили методики расчета моментов силы и расхода энергии при движениях в суставах конечностей [8]. Достижениями начала XX в. стали разработка силовых платформ и изучение кинетики ходьбы [9]. Неоценимый вклад в изучение локомоций внес основоположник отечественной биомеханики Н.А. Бернштейн, использовавший для регистрации кинематики локомоций метод киноциклографии, который заключался в регистрации перемещения суставов тела человека неподвижной фотокамерой [10].

Однако широкое изучение локомоций стало возможным лишь с появлением компьютерных технологий [11–17]. Методика оценки кинематики локомоций, основанная на использовании регистрирующей аппаратуры, в англоязычной литературе получила название «захват движения» (motion capture) [18–20]. Системы захвата движений могут быть магнитными (вычисляют положение и ориентацию датчиков движения с помощью магнитных полей и имеют низкую помехоустойчивость), оптическими (анализируют видеоизображения объекта) и инерционными (анализ биомеханики движений проводится путем получения сигналов с надетых на обследуемого сенсорных датчиков различных модальностей: гониометрических, инклинометрических, акселерометрических, силовых, датчиков растяжения и др.) [21–28].

Наиболее точным методом исследований локомоций человека продолжает оставаться биомеханический анализ видеоизображений движений [29, 30]. Первые видеорегирующие системы для изучения кинематики локомоций были разработаны в конце 70-х годов XX в. [31–33]. Суть регистрации состояла в том, что на тело испытуемого крепили активно отражающие маркеры, работающие в инфракрасном спектре и соединенные проводами с камерами. Светочувствительная матрица фотокамер трансформировала зарегистрированное инфракрасное изображение маркеров в цифровой ряд и записывала координаты меток в оперативную память компьютера с последующим графическим построением на экране монитора траекторий движений и возможностью вычисления их различных параметров [34]. Современные системы видеоанализа движений дают возможность получать трехмерные изображения локомоций и совмещать данные видеоанализа с анализом сигналов, полученных с других измерительных устройств, таких как силовая платформа, миограф, стабилеографическая платформа [35, 36].

Технология и методика исследования кинематики движений с помощью видеоанализа

Метод видеоанализа (видеозахвата) движений основан на технологии компьютерного анализа ви-

деоизображений движений обследуемого, при этом видеозахват осуществляется бесконтактно, без использования кабельной связи регистрирующего устройства с объектом исследования [15, 30, 37–39].

Существует два типа систем видеозахвата — маркерные (с использованием маркеров, или датчиков, которые прикрепляются к телу обследуемого), и безмаркерные, основанные на технологиях компьютерного зрения и распознавания образов [40–42]. Маркеры бывают активными (передают информацию о своем состоянии, обеспечивают простоту и точность обработки информации, но зачастую имеют большой размер и поэтому могут затруднять само движение объекта) и пассивными (маркеры-отражатели) [42, 43]. Безмаркерные технологии видеоанализа основаны на анализе взаимного расположения неоднородных частей изображений объекта на последовательных кадрах и требуют более сложных вычислений [43, 44].

В клинической практике в настоящее время наиболее широко распространены технологии видеозахвата с использованием пассивных маркеров. К телу обследуемого прикрепляют световозвращающие датчики, сигналы от которых регистрируются видеокамерами; данные передаются в компьютер, где на основании конкретной компьютерной модели проводится обработка информации: движения реального объекта анимируются и формируется отчет, позволяющий проанализировать наглядно представленные угловые и линейные кинематические характеристики изучаемых движений [30]. Получение объективной и полезной информации зависит от количества видеокамер, конструкции, числа и расположения маркеров, построения отвечающей задачам исследования модели и выбора программного пакета аналитической обработки данных [36, 45, 46].

Применяемые при биомеханической видеосъемке пассивные маркеры обычно имеют шаровидную форму, малые размеры (диаметр около 10–15 мм) и малую массу, их покрывают световозвращающим (т.е. направленно отражающим свет) материалом [42, 47]. Направленная подсветка маркеров осуществляется инфракрасными светодиодами, расположенными вокруг объективов камер (применение инфракрасного диапазона позволяет проводить исследование при видимом свете); свет отражается от маркеров и возвращается в объектив камеры с последующим определением координат маркеров в пространстве.

Для регистрации положения исследуемого сегмента тела в пространстве необходимо, чтобы одновременно работало несколько камер. Они должны располагаться под различными углами таким образом, чтобы объект исследования все время находился в пределах их видимости [47]. Существуют двумерные (анализируют перемещение объекта на плоскости) и трехмерные, более востребованные системы захвата движений [48]. Для получения трехмерных изображений минимальное число камер должно быть не менее восьми; большее число камер повышает точность исследования, но делает его более трудозатратным и дорогостоящим. Все камеры в системах видеозахвата синхронизированы, их управление осуществляется с помощью локальной

компьютерной сети. Частота видеосъемки обычно составляет 100 Гц (100 кадров в секунду), т.е. распознавание маркеров обновляется 100 раз в секунду, что в несколько раз превосходит частотный спектр угловых перемещений при наземных локомоциях [43].

Для того, чтобы каждая пара камер образовывала бинокулярное поле зрения необходимых размеров, площадь помещения, где проводится видеонализ, должна составлять 100–150 м² [47]. Взаиморасположение камер и система координат зоны исследования определяются с помощью процедуры калибровки (для этого используется эталонный маркированный объект с известными геометрическими характеристиками и положением в пространстве).

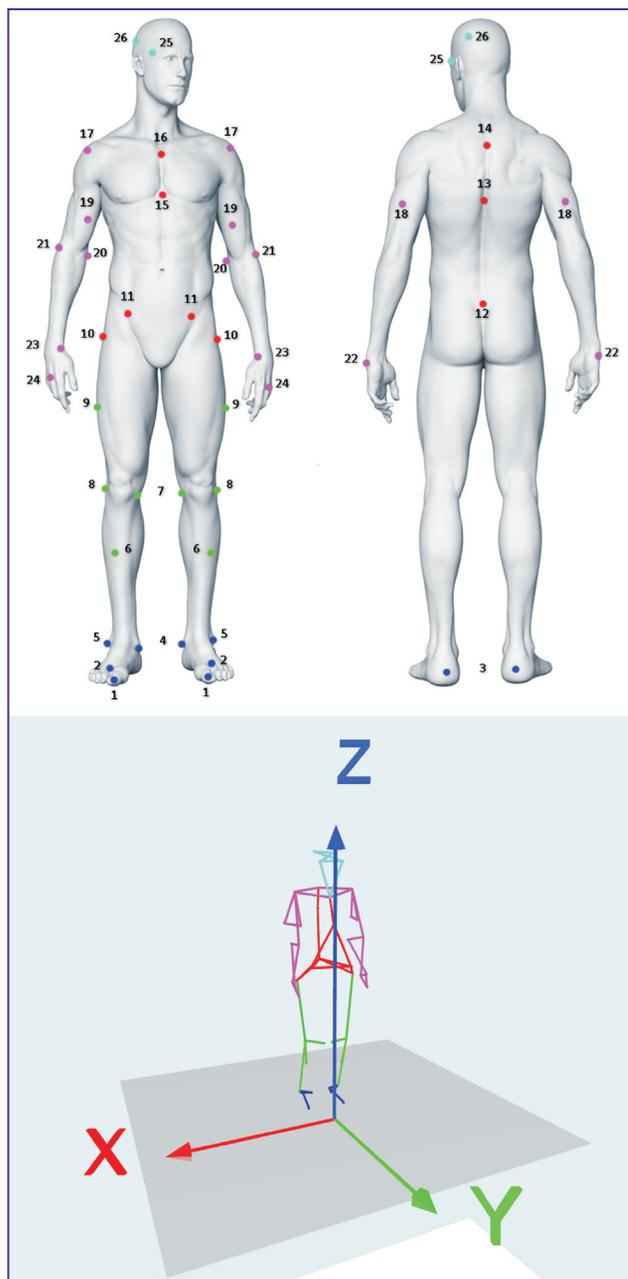
Число маркеров, устанавливаемых на сегменты тела, зависит от задачи исследования: в пределах видимости как минимум двух камер всегда должно быть не менее трех маркеров (так как плоскость определяется в пространстве тремя точками), в реальных условиях для учета изменения положения сегмента тела во время движения и перекрытия зон перемещения различных сегментов обычно используется значительно большее число маркеров. Как правило, современные системы видеозахвата предоставляют собой уже готовые кластеры маркеров в виде пластинок с размещенными на них четырьмя маркерами для длинных сегментов конечностей, «шапочки» с маркерами для головы и т.д. [40, 47, 49].

Распознавание формы и положения сегментов тела на основании получаемой от датчиков информации является наиболее сложным этапом видеонализа [50]. Существуют различные подходы: без использования либо с использованием модели. Наиболее часто применяют модель, в которой сегменты тела (плечо, предплечье, таз, бедро, голень, стопа и пр.) условно рассматриваются как жесткие (не меняющие форму) линейные отрезки, соединение между которыми происходит по принципу «шар–корзина» [32, 51]. В современных системах видеонализа обычно реализована возможность построения любых двух- и трехмерных многозвенных моделей исследования, позволяющих отображать интересующие исследователя сегменты локомоторного аппарата [29, 52, 53].

Для «привязки» индивидуальных размеров регистрируемых сегментов тела к компьютерной модели перед началом исследования проводят калибровку обследуемого. Для этого на нем размещают калибровочные маркеры, которые необходимы для определения физических размеров исследуемых сегментов. Схема расположения маркеров и трехмерная модель человека, построенная программой Simi Motion (Германия), представлены на рисунке.

Калибровочные маркеры устанавливают на костные выступы тела обследуемого таким образом, чтобы обозначить границы сегментов конечностей или туловища; точная локализация этих маркеров определяется используемой компьютерной моделью и принятыми стандартами [54].

Программные средства современных систем видеонализа обеспечивают предоставление первичных ки-



Положение маркеров и трехмерная модель человека, построенная программой Simi Motion (Германия)

нематических данных в соответствии со стандартами Международного общества биомехаников (International Society of Biomechanics). Эти стандарты были разработаны Комитетом по стандартизации и терминологии этого общества для того, чтобы первичные данные всех биомеханических исследований кинематики человека, предоставляемые разными исследователями, были сопоставимы между собой. Кроме того, стандарты предполагают использование терминологии, которая понятна клиницистам, что делает возможным применение результатов биомеханических исследований в клинической практике [55].

Стандарты биомеханического отчета о кинематике

суставов основаны на использовании системы координат суставов, которая была предложена еще в 1983 г. E.S. Grood и W.Y. Suntay для коленного сустава [56]. Стандарты регламентируют терминологию, костные ориентиры для определения границ сегментов тела, виды движений и их систему координат (оси). В настоящее время такие стандарты разработаны для движений стопы, голени, бедра, таза, позвоночника, кисти, предплечья, плеча [57, 58]. Например, для описания движений стопы в голеностопном суставе анатомическими ориентирами являются верхушка медиальной лодыжки, верхушка латеральной лодыжки, наиболее медиально расположенная точка внутреннего мыщелка большеберцовой кости, наиболее латерально расположенная точка наружного мыщелка большеберцовой кости, бугристость большеберцовой кости, середина расстояния между верхушками медиальной и латеральной лодыжек, середина расстояния между крайними точками внутреннего и наружного мыщелков большеберцовой кости [58]. С учетом указанных костных ориентиров даются определения стандартных анатомических плоскостей движения в голеностопном суставе (фронтальная, сагиттальная, поперечная, торсионная), нейтрального положения в голеностопном суставе, системы координат (осей) движений в нем [58].

Во время калибровки обследуемого помимо калибровочных на его теле устанавливаются и трекерные (англ. *tracker* — датчик слежения) маркеры, чтобы не только определить физические размеры исследуемого сегмента тела, но и «привязать» к данному сегменту расположение трекерных маркеров. Затем при проведении собственно исследования калибровочные маркеры могут быть удалены, поскольку информация о движении основана на перемещении трекерных маркеров. Программная обработка координат трекерных маркеров дает возможность анализировать угловые и линейные кинематические характеристики изучаемых движений, позволяет строить усредненные профили суставных углов и угловых скоростей, рассчитывать стандартные отклонения, производить сравнительный анализ результатов исследования нескольких пациентов или одного пациента в разные периоды времени, использовать для сравнения эталонные варианты [59, 60].

Применение методик видеоанализа движений в клинической практике

В клинической практике видеоанализ движений человека используется с целью диагностики локомоторных нарушений и мониторинга динамики восстановления двигательных функций в процессе лечения [61]. Он позволяет изучать кинематику (пространственную организацию, или геометрию, движений и их изменения во времени без учета действующих сил), а комбинированное применение видеоанализа, тензодинамометрических платформ, электромиографии — исследовать кинетику (силовые и энергетические характеристики) движений, уровень активности различных мышечных групп, межмышечные взаимодействия и синергии двигательных актов [47].

Наиболее существенное влияние на качество принимаемых решений видеоанализ оказывает в восстановительной медицине (оптимизация режимов кинезотерапии, оценка результатов реабилитации пациентов с детским церебральным параличом, с последствиями инсульта, черепно-мозговой травмы), в травматологии и ортопедии (при принятии решения об оперативном вмешательстве, при апробации ортопедического оборудования), в протезировании и ортезировании (подбор протезов и средств опоры) [29, 30, 54].

В зависимости от решаемых задач с помощью видеоанализа изучают ходьбу пациента, движения отдельных сегментов верхних или нижних конечностей [46].

«Золотым стандартом» при исследовании движений тела и наиболее частым типом локомоций, который изучается с помощью видеосистем, является ходьба [47, 60–62]. Полный цикл ходьбы (период двойного шага) складывается для каждой ноги из фазы опоры и фазы переноса конечности и ограничен периодом времени от начала контакта стопы с опорой до начала следующего контакта этой же стопы с опорой [63–65]. При проведении биомеханической видеосъемки пациент ходит по размеченной локомоторной дорожке, вдоль и снаружи которой расположены видеокамеры. Объект съемки все время должен находиться в бинокулярном поле, т.е. быть виден одновременно минимум двумя соседними камерами. Охватываемая видеокамерой область локомоторной дорожки носит название активной зоны. Длина активной зоны определяется длиной двойного шага: в активную зону должны попасть как минимум один двойной шаг и еще около 50% его длины с каждой стороны [66].

Характер и темп исследуемой ходьбы (обычная, с опорой, с вспомогательными приспособлениями, в привычном или в ином темпе) определяются задачами исследования [67]. Например, при анализе ходьбы в произвольном темпе обследуемого просят идти по дорожке с привычной скоростью в комфортном темпе; дойдя до конца дорожки, испытуемый поворачивается на 180° и идет к другому концу дорожки. При кинематическом анализе ходьбы определяют перемещение общего центра массы тела и угловые перемещения в суставах нижних конечностей с расчетом линейных и угловых скоростей и ускорений, с определением формы и площади фазовых траекторий в суставах [68].

Часто одновременно регистрируют биоэлектрическую активность мышц, участвующих в ходьбе, и силовую реакцию опоры, что позволяет изучать межмышечные взаимодействия и синергии двигательного акта.

В настоящее время используют различные протоколы и биомеханические модели видеоанализа кинематики и кинетики туловища, таза и нижних конечностей во время ходьбы, однако получаемые на их основе данные, как показало сравнительное исследование, хорошо коррелируют между собой и поэтому пригодны для сопоставления [59, 69].

Для детей предложены отдельные протоколы, позволяющие минимизировать время обследования, но в то же время получать трехмерные данные о движениях в суставах и сегментах нижних конечностей [70].

Выявление патологических паттернов ходьбы является особенно актуальным в ортопедии и неврологии. Так, важное значение видеоанализ приобретает при оценке ходьбы пациентов с экзопротезами суставов нижних конечностей [71]. Детальный анализ ходьбы у таких пациентов позволяет оптимизировать конструкции экзопротезов [72]. Однако видеоанализ движений у лиц с протезами конечностей сопряжен с рядом трудностей, поскольку анатомические параметры протезированных лиц не соответствуют среднестатистическим. Это требует разработки специальных моделей исследования, которые бы позволили адекватно отражать движения как собственной конечности, так и протеза [48]. Стратегия создания таких моделей для протезированных лиц сложна. Анализ 51 исследования, посвященного данной теме, показал, что используемые в них модели в значительной степени отличаются друг от друга [48]. Так, более чем в 60% исследований применялась традиционная модель, позволяющая анализировать движения с тремя степенями свободы, в 15% случаев модель позволяла анализировать лишь линейные движения, а в 19% случаев обеспечивала анализ движений с 6 степенями свободы. Различия используемых моделей делают невозможным сопоставление данных, полученных в разных исследовательских центрах. Это обуславливает актуальность разработки единой стратегии оценки результатов протезирования путем видеоанализа движений.

Технологии видеозахвата движений используют и при оценке ходьбы после эндопротезирования тазобедренного, голеностопного, коленного суставов, что позволяет оценивать кинематику нижних конечностей и таза у оперированных больных, стабильность эндопротеза при движениях в различных плоскостях и при нагрузке на нижние конечности [71, 73]. Так, Н. Alradwan с соавт. [74] провели детальный анализ кинематических данных, полученных методом видеоанализа у 58 пациентов, перенесших эндопротезирование тазобедренного сустава. Авторы делают вывод, что видеоанализ может служить оптимальным методом оценки исходов эндопротезирования, однако для этого необходима разработка унифицированной технологии этого исследования и критериев оценки функционального улучшения. При помощи видеоанализа можно исследовать характеристики отдельных суставов, участвующих в акте ходьбы, например изучать нестабильность в голеностопном суставе [75], движения в коленном суставе [49].

У больных, перенесших мозговую инсульт, видеоанализ походки дает возможность выявить патологические паттерны ходьбы и определить направления реабилитации, дополняя традиционные методы биомеханического обследования пациентов [67]. С. Kim с соавт. [76] провели трехмерный анализ кинематических кривых при разных скоростях ходьбы у 20 пациентов с гемипарезом, развившимся вследствие инсульта. Исследователями было показано, что даже при незначительных двигательных нарушениях, когда больному удается поддерживать скорость ходьбы, сопоставимую со скоростью ходьбы здоровых лиц, паттерн ходьбы значительно меняется. Описаны несколько типичных

паттернов патологической походки, при этом наиболее выраженные изменения регистрировались во фронтальной и сагиттальной плоскостях, в первую очередь проявляясь гиперфункцией приводящих мышц бедра, недостаточным сгибанием в коленном и тазобедренном суставах и снижением угла тыльного сгибания стопы. Степень нарушений коррелировала со скоростью ходьбы. Авторы убедительно доказывают, что детальный анализ трехмерных кинематических и кинетических профилей походки дает возможность целенаправленно стимулировать те или иные мышцы и добиваться более высокого уровня реабилитации больных, перенесших мозговую инсульт [76].

При поражениях нервной системы с нарушением управления движениями видеоанализ позволяет уточнять характер и особенности нарушений моторики, типичных для того или иного неврологического заболевания [77, 78]. Например, обследовав 113 пациентов с болезнью Паркинсона, С.А. Лихачев с соавт. [79] провели сравнительный анализ показателей целенаправленных движений, показателей нецеленаправленных движений и коэффициентов полезности движений, полученных при видеозахвате функционального усложненного шагового движения. Результаты их исследования продемонстрировали глобальное искажение моторной программы при болезни Паркинсона и позволили выделить критерии объективизации поражения базальных ганглиев при этом заболевании. Эти же авторы исследовали видеоаналитический профиль 34 пациентов с нарушениями координации (рассеянный склероз, спиноцеребеллярная дегенерация) [80] и убедительно продемонстрировали, что оценка координаторных нарушений по визуальным признакам видеоаналитического профиля может являться адекватным дополнением к диагностике заболеваний нервной системы [80]. Видеоанализ используют для оценки движения лиц пожилого возраста [81], пациентов с болезнью Альцгеймера [78], больных сахарным диабетом [82] с целью уточнения возникающих при этих состояниях изменений походки.

В педиатрической практике видеоанализ движений нашел широкое применение в реабилитации больных детским церебральным параличом, позволяя детализировать характер нарушений ходьбы и контролировать эффективность восстановительного лечения. Так, Н.Ю. Титаренко с соавт. [66, 83, 84] провели анализ ходьбы детей и подростков, больных детским церебральным параличом в форме спастической диплегии, до и после применения «сенсорной терапии», включавшей использование рефлекторно-нагрузочного устройства, многоканальной программируемой электростимуляции мышц при ходьбе, функционального биоуправления и т.д. Авторы выявили значительные нарушения кинематики пациентов, заключавшиеся в инверсии значений суставных углов и их соотношений в различные фазы двойного шагового цикла по сравнению с ходьбой здоровых детей. Было показано, что видеоанализ ходьбы при детском церебральном параличе позволяет как оценивать эффективность реабилитации, так и производить биомеханический контроль

настройки индивидуальных нагрузочных устройств, используемых в процессе восстановительной терапии.

Видеоанализ движений дает возможность оценивать не только ходьбу, но и возможности передвижения пациентов с помощью вспомогательных приспособлений, что представляется крайне важным для усовершенствования конструкции средств, обеспечивающих мобильность пациентов с ограниченными способностями к ходьбе. Например, разработана методология видеоанализа кинетики верхних конечностей (расположение датчиков, модель и протокол исследования) у пользователей управляемых инвалидных кресел [85]. Апробация этой методологии у 23 больных с нижней параплегией показала, что разные навыки управления креслом сопровождаются различной кинематикой верхних конечностей и, соответственно, различной нагрузкой на мышцы и суставы верхних конечностей. Полученные данные помогают в обучении пациентов правильным навыкам использования инвалидного кресла, а также могут быть применены при разработке новых конструкций кресел.

Возможности видеоанализа не ограничиваются исследованием ходьбы, хотя методики изучения движений в суставах верхних конечностей с помощью этого метода стандартизированы в значительно меньшей степени. Показано, что видеоанализ может стать неоценимым способом объективной оценки гипермобильности либо, наоборот, ограничений движений в плечевом суставе [86, 87]. Появились работы, подтверждающие целесообразность использования трехмерного видеоанализа движений в плечевом суставе в качестве метода контроля за эффективностью артропластики либо протезирования плечевого сустава [88, 89].

Наиболее сложной (из-за большого количество суставов и движущихся сегментов) является разработка методики видеоанализа движений кисти. Для повышения точности регистрации углов движений предпринимаются попытки синхронного получения изображений с помощью видеоанализа и компьютерной томографии [90].

Перспективы развития

Дальнейшее развитие технологий видеоанализа движений в клинической практике связано с совмещением процедур регистрации и анализа кинематических и силовых характеристик движения, что требует синхронизации данных, получаемых с помощью видеоанализа и других методов исследования [91, 92]. Использование тензометрических платформ и силовых инверсивных динамических датчиков дает возможность оценивать силу реакции опоры при ходьбе и величины вращающих моментов того или иного движения в суставе, а применение специальных программ — рассчитывать затрачиваемую при этом механическую энергию [93–95]. Особую актуальность такие данные приобретают в реабилитационной медицине.

Продолжаются разработки безмаркерных технологий видеоанализа, пригодных для использования в клинической практике, которые позволяют преодолеть та-

кие недостатки маркерных методик, как исчезновение датчиков из поля видения камер при повороте конечности, исчезновение части траектории движения при перекрытии маркеров сегментами тела [41, 42, 96].

Большое внимание уделяется совершенствованию компьютерных технологий видеоанализа движений [97, 98], а также созданию портативных и более доступных по цене систем [4, 99]. Особую роль видеоанализ движений приобретает в связи с активизацией разработок роботизированных медицинских устройств и систем [100].

Таким образом, видеоанализ движений дает возможность получать важную для клинициста объективную информацию, позволяющую уточнять характер нарушений моторики при различных заболеваниях опорно-двигательного аппарата и нервной системы и контролировать процессы восстановления. Быстрое развитие компьютерных технологий позволит осуществлять исследования локомоций человека с большей точностью и с меньшими затратами времени.

Финансирование. Работа выполнена при поддержке Министерства образования и науки РФ в рамках федеральной целевой программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технического комплекса России на 2014–2020 годы», соглашение о предоставлении субсидии №14.578.21.0094 от 24.11.2014 г. (уникальный идентификатор проекта RFMEFI57814X0094).

Конфликт интересов. У авторов нет конфликта интересов.

Литература/References

1. Jonsson H., Kärrholm J. Three-dimensional knee joint movements during a step-up: evaluation after cruciate ligament rupture. *J Orthoped Res* 1994; 12(6): 769–779, <http://dx.doi.org/10.1002/jor.1100120604>.
2. Gavrilá D.M. The visual analysis of human movement: a survey. *Computer Vision and Image Understanding* 1999; 73(1): 82–98, <http://dx.doi.org/10.1006/cviu.1998.0716>.
3. Лихачев С.А., Лукашевич В.А. К вопросу применения методики видеоанализа движений. *Медицинские новости* 2008; 12: 38–44. Likhachev S.A., Lukashovich V.A. To the question of methods of motion video analysis application. *Meditsinskie novosti* 2008; 12: 38–44.
4. Krishnan C., Washabaugh E.P., Seetharaman Y. A low cost real-time motion tracking approach using webcam technology. *J Biomech* 2015; 48(3): 544–548, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.11.048>.
5. Weber W., Weber E. *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge*. Göttingen: Dieterich; 1836.
6. Marey E. *Animal mechanism: a treatise on terrestrial and aerial locomotion*. London: Henry S. King & Co.; 1874, <http://dx.doi.org/10.5962/bhl.title.84571>.
7. Muybridge E. *Animal locomotion*. Philadelphia: J.B. Lippincott Company; 1887.
8. Braune W., Fischer O. *Determination of the moments of inertia of the human body and its limbs*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 1988, <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-11236-6>.
9. Baker R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait Posture* 2007; 26(3): 331–342, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.014>.
10. Бернштейн Н.А. О построении движений. М: Государст-

венное издательство медицинской литературы; 1947; 254 с. Bernshteyn N.A. *O postroenii dvizheniy* [About construction of movements]. Moscow: Gosudarstvennoe izdatel'stvo meditsinskoy literatury; 1947; 254 p.

11. Романов Д.А. Управление технической подготовленностью спортсменов на основе компьютерного видеоанализа движений. Дис. ... канд. пед. наук. Краснодар; 2004. Romanov D.A. *Upravlenie tekhnicheskoy podgotovlennost'yu sportsmenov na osnove komp'yuternogo videoanaliza dvizheniy*. Dis. ... kand. ped. nauk [Management of sportsmen technical performance using computer-based motion video analysis. PhD Thesis]. Krasnodar; 2004.

12. Cedras C., Shah M. Motion-based recognition a survey. *Image and Vision Computing* 1995; 13(2): 129–155, [http://dx.doi.org/10.1016/0262-8856\(95\)93154-k](http://dx.doi.org/10.1016/0262-8856(95)93154-k).

13. Gavrilu D.M., Davis L.S. 3-D model-based tracking of humans in action: a multi-view approach. *Proceedings CVPR IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* 1996; p. 73–80, <http://dx.doi.org/10.1109/cvpr.1996.517056>.

14. Furnée H. Real-time motion capture systems. In: Allard P., Cappozzo A., Lundberg A., Vaughan C.L. (editors). *Three-dimensional analysis of human locomotion*. Chichester, UK: John Wiley & Sons; 1997; p. 85–108.

15. *Human motion analysis: current applications and future directions*. Harris G.F., Smith P.A. (editors). New York: IEEE Press; 1996.

16. Wren C.R., Azarbayejani A., Darrell T., Pentland A.P. Pfunder: real-time tracking of the human body. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 1997; 19(7): 780–785, <http://dx.doi.org/10.1109/34.598236>.

17. Kakadiaris I.A., Metaxas D. 3D human body model acquisition from multiple views. *Proceedings of IEEE International Conference on Computer Vision* 1995, <http://dx.doi.org/10.1109/iccv.1995.466881>.

18. Narayanan P.J., Rander P., Kanade T. *Technical Report CMU-RI-TR-95-25*. Robotics Institute Carnegie Mellon University; 1995. Synchronous capture of image sequences from multiple cameras.

19. Karaulova I.A., Hall P.M., Marshall A.D. Tracking people in three dimensions using a hierarchical model of dynamics. *Image and Vision Computing* 2002; 20: 691–700, [http://dx.doi.org/10.1016/S0262-8856\(02\)00059-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0262-8856(02)00059-8).

20. Sigal L., Balan A.O., Black M.J. HumanEva: synchronized video and motion capture dataset and baseline algorithm for evaluation of articulated human motion. *International Journal of Computer Vision* 2009; 87(1–2): 4–27, <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs11263-009-0273-6>.

21. Hogg D. Model-based vision: a program to see a walking person. *Image and Vision Computing* 1983; 1(1): 5–20, [http://dx.doi.org/10.1016/0262-8856\(83\)90003-3](http://dx.doi.org/10.1016/0262-8856(83)90003-3).

22. Lee H.J., Chen Z. Determination of 3D human body posture from a single view. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing* 1985; 29(3): 396, [http://dx.doi.org/10.1016/0734-189x\(85\)90137-9](http://dx.doi.org/10.1016/0734-189x(85)90137-9).

23. Lafortune M.A., Cavanagh P.R., Sommer H.J., Kalenak A. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomechanics* 1992; 25(4): 347–357, [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90254-x](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(92)90254-x).

24. de Vries W.H.K., Veeger H.E.J., Baten C.T.M., van der Helm F.C.T. Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. *Gait Posture* 2009; 29(4): 535–541, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.004>.

25. Engin M., Demirel A., Engin E.Z., Fedakar M. Recent developments and trends in biomedical sensors. *Measurement* 2005; 37(2): 173–188, <http://dx.doi.org/10.1016/j.measurement.2004.11.002>.

26. Ghousayni S., Stevens C., Durham S., Ewins D. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait Posture* 2004; 20(3): 266–272, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.10.001>.

27. Kwon D.Y., Gross M. Combining body sensors and visual sensors for motion training. *Proceedings of the 2005 ACM SIGCHI International Conference on Advances in Computer Entertainment Technology*; Valencia, Spain 15–17 Jun 2005; p. 94–101, <http://dx.doi.org/10.1145/1178477.1178490>.

28. Tao W., Liu T., Zheng R., Feng H. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors (Basel)* 2012; 12(2): 2255–2283, <http://dx.doi.org/10.3390/s120202255>.

29. Andriacchi T.P., Alexander E.J. Studies of human locomotion: past, present and future. *J Biomech* 2000; 33(10): 1217–1224, [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00061-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00061-0).

30. Moeslund T.B., Granum E. A survey of computer vision-based human motion capture. *Computer Vision and Image Understanding* 2001; 81(3): 231–268, <http://dx.doi.org/10.1006/cviu.2000.0897>.

31. Andriacchi T.P., Ogle J.A., Galante J.O. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomech* 1977; 10(4): 261–268, [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(77\)90049-5](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(77)90049-5).

32. Spoor C.W., Veldpaus F.E. Rigid body motion calculated from spatial co-ordinates of markers. *J Biomech* 1980; 13(4): 391–393, [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90020-2](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(80)90020-2).

33. Ferrigno G., Pedotti A. Elite: a digital dedicated hardware system for movement analysis via real-time TV signal processing. *IEEE Trans Biomed Eng* 1985; 32(11): 943–950, <http://dx.doi.org/10.1109/tbme.1985.325627>.

34. Доценко В.И., Воронов А.В., Титаренко Н.Ю., Титаренко К.Е. Компьютерный видеоанализ движений в спортивной медицине и нейрореабилитации. *Медицинский алфавит* 2005; 3(41): 12–14. Dotsenko V.I., Voronov A.V., Titarenko N.Yu., Titarenko K.E. Computer-based motion video analysis in sports medicine and neurorehabilitation. *Meditsinskiy alfavit* 2005 3(41): 12–14.

35. Cappozzo A., Della Croce U., Leardini A., Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait Posture* 2005; 21(2): 186–196, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.010>.

36. Wang L., Hu W., Tan T. Recent developments in human motion analysis. *Pattern Recognition* 2003; 36(3): 585–601, [http://dx.doi.org/10.1016/S0031-3203\(02\)00100-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0031-3203(02)00100-0).

37. Isard M., Blake A. Visual tracking by stochastic propagation of conditional density. In: *Proceeding of the 4th European Conference on Computer Vision*. New York: 1996; p. 343–356.

38. Bregler C., Malik J. Tracking people with twists and exponential maps. *Proceedings 1998 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* 1998, <http://dx.doi.org/10.1109/cvpr.1998.698581>.

39. Ma Y., Soatto S., Košćeká J., Sastry S. An invitation to 3D vision. *Interdisciplinary Applied Mathematics*. Springer New York; 2004, <http://dx.doi.org/10.1007/978-0-387-21779-6>.

40. Cappozzo A., Cappello A., Croce U.D., Pensalfini F. Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. *IEEE Trans Biomed Eng* 1997; 44(12): 1165–1174, <http://dx.doi.org/10.1109/10.649988>.

41. 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; 9(3): e87640, <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0087640>.

42. Mündermann L., Corazza S., Andriacchi T. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *J Neuroeng Rehabil* 2006; 3: 6, <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-3-6>.

43. Власенко В.П. Технология "Motion Capture". Периферийные устройства. Запорожье; 2007. Vlasenko V.P. *Tekhnologiya "Motion Capture". Periferiynye ustroystva* [Technology "Motion Capture". Peripherals]. Zaporizhia; 2007. URL: <http://www.bestreferat.ru/referat-401678.html>.

44. 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.

45. Besl P., McKay N. A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 1992; 14(2): 239–256, <http://dx.doi.org/10.1109/34.121791>.

46. Aggarwal J., Cai Q. Human motion analysis: a review. *Computer Vision and Image Understanding* 1999; 73(3): 428–440, <http://dx.doi.org/10.1006/cviu.1998.0744>.

47. Сковрцов Д.В. Методика исследования кинематики движений и современные стандарты. Видеоанализ. Лечебная физкультура и спортивная медицина 2012; 12: 4–10. Skvortsov D.V. The methods of investigation of kinematics and modern standards. Videoanalysis. *Lechebnaya fizkul'tura i sportivnaya meditsina* 2012; 12: 4–10.

48. Kent J., Franklyn-Miller A. Biomechanical models in the study of lower limb amputee kinematics: a review. *Prosthet Orthot Int* 2011; 35(2): 124–39, <http://dx.doi.org/10.1177/0309364611407677>.

49. Andriacchi T.P., Alexander E.J., Toney M.K., Dyrby C., Sum J. A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. *J Biomech Eng* 1998; 120(6): 743–749, <http://dx.doi.org/10.1115/1.2834888>.

50. Zakotnik J., Matheson T., Dürr V. A posture optimization algorithm for model-based motion capture of movement sequences. *J Neurosci Methods* 2004; 135(1–2): 43–54, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2003.11.013>.

51. Lu T.-W., O'Connor J.J. Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimization with joint constraints. *J Biomech* 1999; 32(2): 129–134, [http://dx.doi.org/10.1016/s0021-9290\(98\)00158-4](http://dx.doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00158-4).

52. Herda L., Fua P., Plänklers R., Boulic R., Thalmann D. Using skeleton-based tracking to increase the reliability of optical motion capture. *Hum Mov Sci* 2001; 20(3): 313–341, [http://dx.doi.org/10.1016/s0167-9457\(01\)00050-1](http://dx.doi.org/10.1016/s0167-9457(01)00050-1).

53. Royo Sánchez A.C., Aguilar Martín J.J., Santolaria Mazo J. Development of a new calibration procedure and its experimental validation applied to a human motion capture system. *J Biomech Eng* 2014; 136(12): 124502, <http://dx.doi.org/10.1115/1.4028523>.

54. Romkes J., Rudmann C., Brunner R. Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clin Biomech* 2006; 21(1): 75–81, <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.003>.

55. Wu G., Cavanagh P. ISB recommendation for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech* 1995; 28(10): 1257–1261, [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00017-c](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(95)00017-c).

56. Grood E.S., Suntay W.J. A joint coordinate system for the

clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 1983; 105(2): 136–144, <http://dx.doi.org/10.1115/1.3138397>.

57. Wu G., van der Helm F.C., Veeger H.E., Makhsous M., Van Roy P., Anglin C., Nagels J., Karduna A.R., McQuade K., Wang X., Werner F.W., Buchholz B. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion — part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 2005; 38(5): 981–992, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>.

58. Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D'Lima D.D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O., Stokes I. 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.

59. Gorton G.E., Hebert D.A., Gannotti M.E. Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait and Posture* 29(3): 398–402, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.060>.

60. Eng J.J., Winter D.A. Kinetic analysis of the lower limb during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech* 1995; 28(6): 753–758, [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00124-m](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(94)00124-m).

61. Simon R.S. Quantification of human motion: gait analysis—benefits and limitations to its application to clinical problems. *J Biomech* 2004; 37(12): 1869–1880, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.047>.

62. Chau T. A review of analytical techniques for gait data. Part 1: fuzzy, statistical and fractal methods. *Gait Posture* 2001; 13(1): 49–66, [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00094-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00094-1).

63. Inman V., Ralston H., Todd F. Human walking. Baltimore: Williams & Wilkins; 1981.

64. Perry J., Thorofare S., Jon D. Gait analysis: normal and pathological function. *JAMA* 1992; 268(22): 3257, <http://dx.doi.org/10.1097/01241398-199211000-00023>.

65. Winter D.A. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Hum Mov Sci* 1984; 3(1–2): 51–76, [http://dx.doi.org/10.1016/0167-9457\(84\)90005-8](http://dx.doi.org/10.1016/0167-9457(84)90005-8).

66. Воронов А.В., Доценко В.И., Титаренко К.Е., Титаренко Н.Ю. Компьютерный видеоанализ движений в научных исследованиях и клинической практике. В кн.: Социальная педиатрия: сборник научных трудов. Киев; 2005. Voronov A.V., Dotsenko V.I., Titarenko K.E., Titarenko N.Yu. Komp'yuternyy videoanaliz dvizheniy v nauchnykh issledovaniyakh i klinicheskoy praktike. V kn.: *Sotsial'naya pediatriya: sbornik nauchnykh trudov* [Computer-based motion video analysis in scientific researches and clinical practice. In: Social pediatrics: collection of scientific proceedings]. Kiev; 2005.

67. 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; 88(6): 437–444, <http://dx.doi.org/10.1097/PHM.0b013e3181a5b1ec>.

68. Whittle M.W., Barnes S.C. Defining normal ranges for gait parameter. In: *Gait Anal Med Photogramm*. Vol. 1–3. Oxford, Headington; 1987; p. 46–47.

69. Ferrari A., Benedetti M.G., Pavan E., Frigo C., Bettinelli D., Rabuffetti M., Crenna P., Leardini A. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait Posture* 2008; 28(2): 207–216, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.11.009>.

70. Leardini A., Sawacha Z., Paolini G., Ingrassio S., Nativio R., Benedetti M.G. A new anatomically based protocol for gait analysis

- in children. *Gait Posture* 2007; 26(4): 560–571, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.018>.
71. Zhao S., Chen Y.S., Zhang X.L. Clinical application of gait analysis in hip arthroplasty. *Orthop Surg* 2010; 2(2): 94–99, <http://dx.doi.org/10.1111/j.1757-7861.2010.00070.x>.
72. Lawson B.E., Huff A., Goldfarb M. A preliminary investigation of powered prostheses for improved walking biomechanics in bilateral transfemoral amputees. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012; 2012: 4164–4167, <http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346884>.
73. McInnes K.A., Younger A.S., Oxland T.R. Initial instability in total ankle replacement: a cadaveric biomechanical investigation of the STAR and agility prostheses. *J Bone Joint Surg Am* 2014; 96(17): e147, <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.L.01690>.
74. Alradwan H., Khan M., Grassby M.H., Bedi A., Philippon M.J., Ayeni O.R. Gait and lower extremity kinematic analysis as an outcome measure after femoroacetabular impingement surgery. *Arthroscopy* 2015; 31(2): 339–344, <http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2014.06.016>.
75. Gribble P., Robinson R. Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. *J Athl Train* 2009; 44(4): 350–355, <http://dx.doi.org/10.4085/1062-6050-44.4.350>.
76. 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; 20(2): 140–146, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.07.002>.
77. Das S., Trutoiu L., Murai A., Alcindor D., Oh M., De la Torre F., Hodgins J. Quantitative measurement of motor symptoms in Parkinson's disease: a study with full-body motion capture data. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2011; 2011: 6789–6792, <http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091674>.
78. Cedervall Y., Halvorsen K., Aberg A.C. A longitudinal study of gait function and characteristics of gait disturbance in individuals with Alzheimer's disease. *Gait Posture* 2014; 39(4): 1022–1027, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.12.026>.
79. Лихачев С.А., Лукашевич В.А., Хроменков А.В. Метод видеонализа ходьбы как способ объективизации поражения базальных ганглиев при болезни Паркинсона. Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова 2011; 111(12): 44–47. Likhachev S.A., Lukashevich V.A., Khromenkov A.V. The video motion analysis as a method of the diagnosis of the basal ganglion lesion in Parkinson's disease. *Zhurnal neurologii i psikiatrii im. S.S. Korsakova* 2011; 111(12): 44–47.
80. Лихачев С.А., Лукашевич В.А. Видеоанализ шагового движения: феноменология визуальной оценки. Международный неврологический журнал 2012; 2: 178–182. Likhachov S.A., Lukashevich V.A. Videoanalysis of step movement: phenomenology of visual estimation. *Mezhdunarodnyy neurologicheskiy zhurnal* 2012; 2: 178–182.
81. Jerome G.J., Ko S.U., Kauffman D., Studenski S.A., Ferrucci L., Simonsick E.M. Gait characteristics associated with walking speed decline in older adults: results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Arch Gerontol Geriatr* 2015; 60(2): 239–243, <http://dx.doi.org/10.1016/j.archger.2015.01.007>.
82. Sawacha Z., Gabriella G., Cristoferi G., Guiotto A., Avogaro A., Cobelli C. Diabetic gait and posture abnormalities: a biomechanical investigation through three dimensional gait analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2009; 24(9): 722–728, <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.07.007>.
83. Титаренко Н.Ю., Воронов А.В., Семёнова К.А., Доценко В.И., Титаренко К.Е., Левченкова В.Д., Политова И.Я. Компьютерный видеонализ движений в оценке восстановительного лечения детей с резидуальным нейромоторным дефицитом. Функциональная диагностика 2006; 3: 69–75. Titarenko N.Yu., Voronov A.V., Semenova K.A., Dotsenko V.I., Titarenko K.E., Levchenkova V.D., Politova I.Ya. Computer-based motion video analysis in the assessment of rehabilitation treatment of children with residual neuromotor deficiency. *Funktsional'naya diagnostika* 2006; 3: 69–75.
84. Титаренко Н.Ю., Воронов А.В. Экспериментальное изучение влияния рефлекторно-нагрузочного устройства Гравистат/Гравитон на иннервационный стереотип ходьбы больных спастической диплегией. Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова 2012; 111(7–2): 18–23. Titarenko N.Yu., Voronov A.V. The effect of the reflex-load device Gravistat/Graviton on walk stereotype in patients with spastic diplegia. *Zhurnal neurologii i psikiatrii im. S.S. Korsakova* 2012; 111(7–2): 18–23.
85. Tsai C.Y., Hogaboom N.S., Boninger M.L., Koontz A.M. The relationship between independent transfer skills and upper limb kinetics in wheelchair users. *Biomed Res Int* 2014; 2014: 984526, <http://dx.doi.org/10.1155/2014/984526>.
86. Ropars M., Cretuel A., Thomazeau H., Kaila R., Bonan I. Volumetric definition of shoulder range of motion and its correlation with clinical signs of shoulder hyperlaxity. A motion capture study. *J Shoulder Elbow Surg* 2015; 24(2): 310–316, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2014.06.040>.
87. Crétuel A., Bonan I., Ropars M. Development of a novel index of shoulder's mobility based on the configuration space volume and its link to mono-axial amplitudes. *Man Ther* 2015; 20(3): 433–439, <http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2014.10.020>.
88. Maier M.W., Kasten P., Niklasch M., Dreher T., Zeifang F., Rettig O., Wolf S.I. 3D motion capture using the HUX model for monitoring functional changes with arthroplasty in patients with degenerative osteoarthritis. *Gait Posture* 2014; 39(1): 7–11, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.111>.
89. Hebert J.S., Lewicke J., Williams T.R., Vette A.H. Normative data for modified Box and Blocks test measuring upper-limb function via motion capture. *J Rehabil Res Dev* 2014; 51(6): 918–932, <http://dx.doi.org/10.1682/JRRD.2013.10.0228>.
90. Buffi J.H., Sancho Bru J.L., Crisco J.J., Murray W.M. Evaluation of hand motion capture protocol using static computed tomography images: application to an instrumented glove. *J Biomech Eng* 2014; 136(12): 124501, <http://dx.doi.org/10.1115/1.4028521>.
91. Jagos H., Oberzaucher J., Reichel M., Zagler W.L., Hlausek W. A multimodal approach for insole motion measurement and analysis. *Procedia Eng* 2010; 2(2): 3103–3108, <http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2010.04.118>.
92. Miller A.L. A new method for synchronization of motion capture and plantar pressure data. *Gait Posture* 2010; 32(2): 279–381, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.04.012>.
93. Martin C., Bideau B., Bideau N., Nicolas S., Delamarche P., Kulpa R. Energy flow analysis during the tennis serve: comparison between injured and noninjured tennis players. *Am J Sports Med* 2014; 42(11): 2751–2760, <http://dx.doi.org/10.1177/0363546514547173>.
94. Raychoudhury S., Hu D., Ren L. Three-dimensional kinematics of the human metatarsophalangeal joint during level walking. *Front Bioeng Biotechnol* 2014; 2: 73, <http://dx.doi.org/10.3389/fbioe.2014.00073>.
95. Seel T., Raisch J., Schauer T. IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors (Basel)* 2014; 14(4): 6891–6909, <http://dx.doi.org/10.3390/s140406891>.
96. Corazza S., Mündermann L., Chaudhari A., Demattio T.,

Cobelli C., Andriacchi T.P. A markerless motion capture system to study musculoskeletal biomechanics: visual hull and simulated annealing approach. *Ann Biomed Eng* 34(6): 1019–1029, <http://dx.doi.org/10.1007/s10439-006-9122-8>.

97. Lenar J., Witkowski M., Carbone V., Kolk S., Adamázyk M., Sitnik R., van der Krogt M., Verdonshot N. Lower body kinematics evaluation based on a multidirectional four-dimensional structured light measurement. *J Biomed Opt* 2013; 18(5): 56014, <http://dx.doi.org/10.1117/1.JBO.18.5.056014>.

98. Belyea B.C., Lewis E., Gabor Z., Jackson J., King D.L. Validity and intra-rater reliability of 2-dimensional motion analysis

using a hand-held tablet compared to traditional 3-dimensional motion analysis. *J Sport Rehabil* 2015, <http://dx.doi.org/10.1123/jsr.2014-0194>.

99. Bonnet V., Sylla N., Cherubini A., Gonzáles A., Azevedo Coste C., Fraisse P., Venture G. Toward an affordable and user-friendly visual motion capture system. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2014; 2014: 3634–3637, <http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2014.6944410>.

100. Lin H.-I., Lin Y.-H. A novel teaching system for industrial robots. *Sensors (Basel)* 2014; 14(4): 6012–6031, <http://dx.doi.org/10.3390/s140406012>.