



Обзорная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.2.07

УДК 531/534: [57+61]

## ВОЗМОЖНОСТИ СОВРЕМЕННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО АНАЛИЗА ДВИЖЕНИЙ В ИЗУЧЕНИИ МЕХАНИЗМОВ СПОРТИВНЫХ ТРАВМ (ОБЗОР)

А.Н. Белова, Н.Н. Рукина, А.Н. Кузнецов, О.В. Воробьева

Приволжский исследовательский медицинский университет, Нижний Новгород, Россия

### О СТАТЬЕ

Получена: 05 апреля 2022

Одобрена: 14 июня 2022

Принята к публикации: 15 июня 2022

#### Ключевые слова:

захват движений, биомеханика, спортивная травма, реабилитация.

### АННОТАЦИЯ

Представлены современные данные о возможностях использования технологий биомеханического анализа движений в спортивной медицине. Биомеханический анализ движений является важным инструментом профилактики спортивного травматизма и оценки эффективности реабилитационных мероприятий. В обзоре даны краткие представления о существующих технологиях исследования локомоторных функций: изложены принципы работы, преимущества и недостатки оптико-электронных, электромагнитных, инерциальных и ультразвуковых измерительных систем. Проанализированы подходы к выбору измерительного оборудования в зависимости от вида спорта (командного или индивидуального), особенностей и условий проведения исследований (в помещении либо на открытом воздухе), конкретных спортивных движений. Рассмотрены возможности биомеханического захвата движений в изучении путей возникновения травм в различных видах спорта. На конкретных примерах показано, как анализ биомеханики локомоций позволяет контролировать процессы восстановления спортивного мастерства после перенесенных травм и оперативных вмешательств. Обзор демонстрирует, что технологии захвата движений в спорте имеют значительные перспективы, поскольку позволяют своевременно получать комплексную информацию о физическом состоянии спортсмена и особенностях его двигательных стереотипов. Анализ получаемой информации дает возможность улучшить организацию тренировочного процесса для повышения спортивных результатов, анализировать механизм возникновения спортивных травм с целью их предупреждения, оценивать результаты восстановительного лечения и определять критерии допуска к спортивным занятиям после перенесенных спортивных травм.

© ПНИПУ

### Введение

Биомеханический анализ движений спортсменов является одним из важных направлений профилактики

спортивного травматизма и повышения эффективности реабилитационных мероприятий [12]. В англоязычной литературе компьютерные технологии, позволяющие проводить анализ локомоторных функций

© Белова Анна Наумовна – д.м.н., профессор, зав. кафедрой медицинской реабилитации, e-mail:

anbelova@mail.ru. ID: 0000-0001-9719-6772

© Рукина Наталья Николаевна – к.м.н., с.н.с. отделения функциональной диагностики, e-mail: ruginann@mail.ru.

ID: 0000-0002-0719-3402

© Кузнецов Алексей Николаевич – м.н.с. отделения функциональной диагностики, e-mail: metall.su@mail.ru. ID:

0000-0003-1889-1297

© Воробьева Ольга Викторовна – м.н.с. отделения функциональной диагностики, e-mail: olgyshka1@yandex.ru.

ID: 0000-0001-7225-8842



человека, обозначают термином *motion capture*, или «захват движения». Технологии «захват движения» широко применяют в спорте уже более 20 лет, позволяя оценивать физическое состояние и индивидуальные особенности спортсменов, выявлять двигательные ошибки, ограничивающие рост спортивных результатов, и разрабатывать комплексы коррекционных упражнений [2; 25; 48; 78]. В последние годы методики «захвата движения» стали применять в спортивной медицине не только с целью повышения уровня спортивных результатов, но и для анализа риска возникновения травм, прогнозирования уровня восстановления после них и возвращения спортсменов в профессиональный спорт [55–57; 60; 65].

Цель обзора – представление актуальных данных о возможностях использования современных технологий биомеханического анализа движений в спортивной медицине.

### Технологии биомеханического исследования локомоций человека

Современные технологии исследования локомоторных функций могут основываться на различных принципах работы, в зависимости от которых выделяют следующие основные типы измерительных систем: оптико-электронные электромагнитные; инерциальные сенсорные; ультразвуковые [3; 75; 91; 92; 96]. Кроме того, системы классифицируют в зависимости от условий использования на лабораторные и внелабораторные [39].

Оптико-электронные измерительные системы могут работать в инфракрасном либо в видимом световом диапазоне, использовать активные или пассивные маркеры, либо быть безмаркерными. Маркерные оптико-электронные измерительные системы (*Vicon*, *Motion Analysis*, *Simi*, *Gypsy*, *Qualisys*, *Optotrak* и др.) считаются, ввиду высокой точности, «золотым стандартом» лабораторного «захвата движения» [39; 88]. Предполагают использование маркеров, активных (излучающих свет и требующих источника питания) либо пассивных (прикрепляемых к телу и отражающих свет, генерируемый вблизи объектива камеры, который используется для вычисления положения маркеров в трехмерном пространстве) (рис. 1, 2).

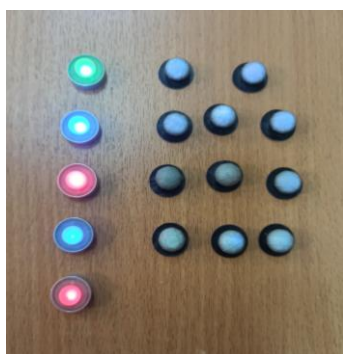


Рис. 1. Активные (слева) и пассивные (справа) маркеры системы видеонализа *SIMI*

В настоящее время в большинстве лабораторных систем видеонализа для регистрации движений используются пассивные светоотражающие маркеры. Методика видеонализа с использованием пассивных маркеров заключается в креплении датчиков, отражающих инфракрасное излучение от высокоскоростных камер, на определенные анатомические точки тела в соответствии с костными ориентирами исследуемого человека. Для движений стопы, голени, бедра, таза, позвоночника, кисти, предплечья и плеча разработаны стандарты, регламентирующие терминологию и костные ориентиры, определяющие границы сегментов тела, виды и оси движений [97; 98]. Сигналы, получаемые от маркеров, передаются в компьютер, где на основании конкретной компьютерной модели проводится обработка информации: движения реального объекта анимируются, и формируется отчет, позволяющий проанализировать угловые и линейные кинематические характеристики изучаемых движений (рис. 3, 4). Основные кинематические параметры, используемые в клинических отчетах, включают амплитуду движений, углы сгибания в суставах и сегментах тела в трёх плоскостях (сагиттальной, фронтальной и горизонтальной), скорость и ускорение движения [1].



Рис. 2. Пример размещения активных маркеров системы видеонализа *SIMI* на обследуемом

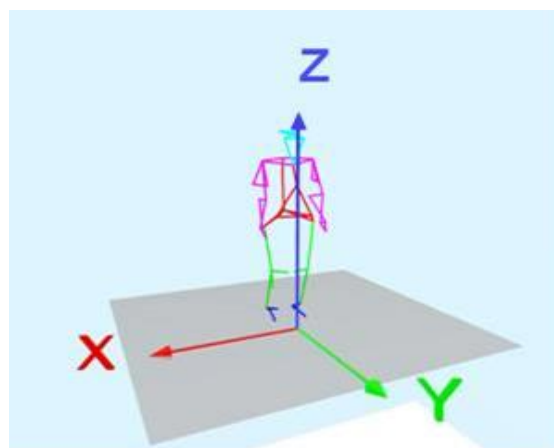
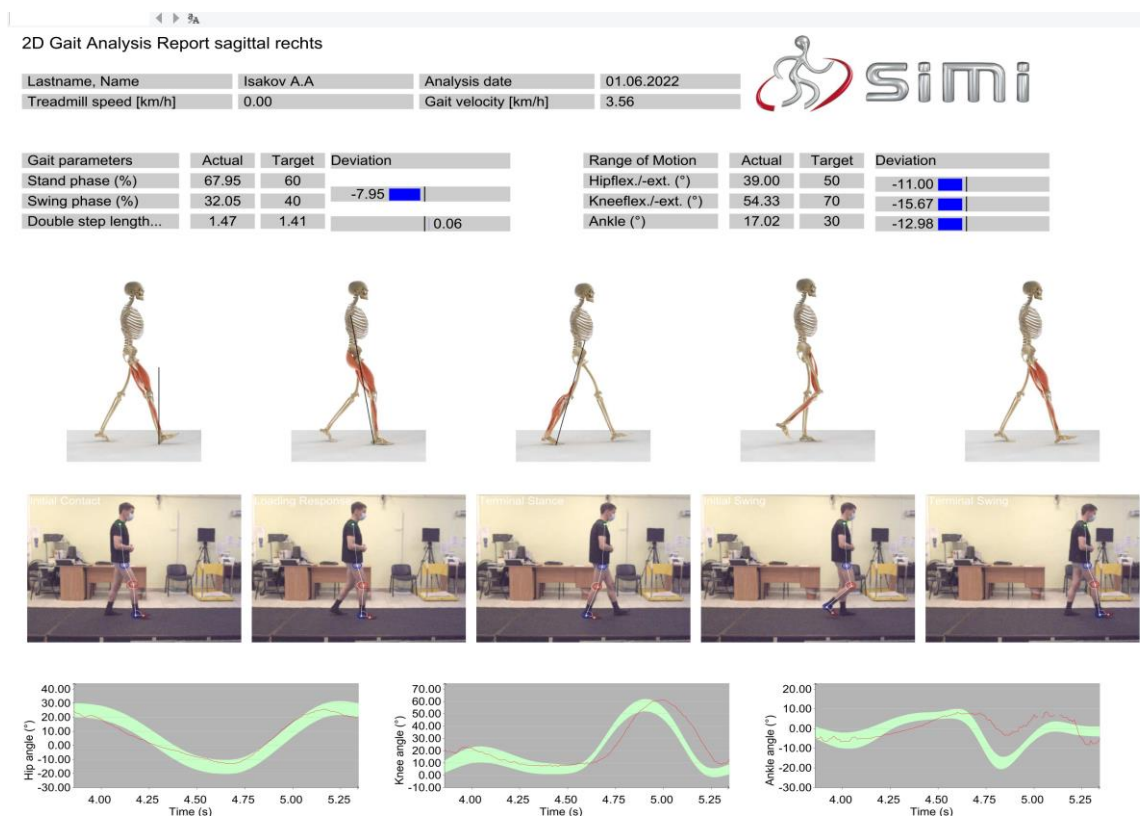


Рис. 3. Трёхмерная модель человека, построенная системой видеонализа *SIMI*

Рис. 4. Отчет «Анализ ходьбы» в режиме 2D, полученный с помощью системы видеонализа *Simi Motion*

Во время регистрации положения исследуемого сегмента тела в пространстве необходимо, чтобы одно-анализа движений. Камеры должны располагаться под различными углами таким образом, чтобы объект исследования все время находился в пределах их видимости, при этом системы чувствительны к случайному смещению камеры [95]. В современных системах видеонализа обычно реализована возможность построения любых двух- и трехмерных многозвенных моделей исследования, позволяющих отображать интересные исследователя сегменты локомоторного аппарата [58; 81]. Трехмерные системы захвата движений являются более востребованными, но для получения трехмерных изображений минимальное число камер должно быть не менее восьми. Большое 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, например, как в системах *SIMI*. 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 локомоциях человека [5]. Для того, чтобы каждая пара камер образовывала бинокулярное поле зрения необходимых размеров, площадь помещения, где проводится видеонализ, должна составлять не менее 100–150 м<sup>2</sup> [13]. Системы видеонализа движений, как правило, используют в темных помещениях, так как из-за ярко-

временно работало несколько камер, от числа и поля зрения которых зависит точность биомеханического го солнечного света могут возникать проблемы с измерениями [87]. В целом технология маркерных оптико-электронных измерительных систем позволяет производить захват целостного двигательного акта, включать в модель исследования любое количество легких светоотражающих маркеров, устанавливаемых на тело спортсмена, при этом маркеры не ограничивают двигательную активность и не искажают спортивные движения обследуемого; однако наличие стационарных камер требует лабораторных условий исследований [39].

Существуют также разновидности оптико-электронных измерительных систем, предполагающие наличие камер с высоким разрешением/высокой частотой кадров и основанные на специальной цифровой обработке снятого на эти камеры видеоряда (например, системы *SIMI*, *VICON 5*) [73]. Обработка видеопленки производится либо на основе 3D-моделей движений, либо на основе функционального алгоритма. Для первого варианта используют 3D-модель отслеживаемого объекта, применяя расчет изменения положения модели в каждом кадре при помощи алгоритмов прогнозирования. Данный подход наиболее приемлем для использования в лаборатории и может оказаться неэффективным при непостоянных условиях (наличие множества дополнительных движущихся объектов в кадре) [24; 35]. Функциональный алгоритм основан на определении перемещения точек в кадре

отслеживания объекта. Существует маркерный и безмаркерный тип данного алгоритма. При применении первого типа необходимо прочное крепление маркеров на зонах обследуемого для исключения двигательных артефактов. Маркерное отслеживание с помощью таких систем в спорте было применено на лыжной и сноубордической 2500-метровой трассе, точность анализа кинематических данных составила 0,04 м в 2D-диапазоне (системы *VICON MX 13* и *VICON MX 40*, 250 Гц) [61]. Безмаркерный алгоритм позволяет отслеживать движение объекта в двухмерном пространстве, ориентируясь на перемещения углов, границ тела и конечностей [18]. Примером безмаркерного устройства отслеживания движений является хорошо известное сенсорное устройство *Kinect*, работающее в инфракрасном диапазоне; его недостатком для нужд «захвата движения» в спорте является маленькое поле зрения [7; 32; 36–38; 42].

Электромагнитные измерительные системы вычисляют положение и ориентацию датчиков движения с помощью электромагнитных волн, идущих от датчика к базовой станции [82]. Обеспечивают большие объемы захвата, но являются менее точными. В отличие от оптико-электронных измерительных систем, для определения положения датчиков не требуется прямая видимость [82]. Примером наиболее точной электромагнитной измерительной системы является двойная частотная система *GPS–GNSS (Global Position System – Global Navigation Satellite System)*, относящаяся к спутниковым навигационным системам, однако ее использование в спортивной медицине ограничено множеством факторов (высокая стоимость, вес и габариты приемников и антенны, чувствительность к препятствиям и погодным условиям невозможность использования в помещении и др) [4; 27; 41]. Поэтому в спорте чаще применяют электромагнитные измерительные системы, которые содержат в своем составе вместо спутниковых местные базовые радиостанции.

Для измерения локального положения объекта эти радиостанции располагаются по всей исследуемой территории, а на спортсменах закрепляют приёмопередающие устройства, или транспондеры (от англ. *transmitter-responder*). Для определения трехмерного положения транспондера необходимо наличие как минимум, четырех базовых станций [21; 80; 83; 85].

Недостатком электромагнитной измерительной системы является низкая помехоустойчивость (увеличение расстояния между датчиками и базовой станцией существенно снижает качество сигнала из-за возникающих шумов) и чувствительность к ферромагнетикам, наличие которых в окружении снижает точность измерений. Электромагнитные измерительные системы могут использоваться в спортивных соревнованиях для определения положения спортсменов. Так, при использовании беспроводной системы позиционирования *WASP (Wireless ad-hoc system for positioning)*, регистрирующей перемещения в 2D-режиме, точность

исследования варьировалась, в зависимости от места проведения соревнований, от 0,25 м на закрытых спортивных площадках и до 2,0 м при работе с препятствиями в виде стены [50]. В спортивных исследованиях на крытом баскетбольном поле (420 м<sup>2</sup>) точность определения положения спортсмена составила от 0,48 до 0,7 м [51].

Ультразвуковые системы локализации, например *K-Motion Interactive K-Vest System*, вычисляют положение движущегося объекта с помощью ультразвуковых волн и используются чаще всего на небольших пространствах [92]. При этом передатчики располагаются на движущемся реальном объекте, а приемники образуют антенну (в некоторых системах передатчики и приемники меняются местами). Всякий раз, когда передатчик посылает сигнал, его принимают статические сенсоры, измеряющие время между отправлением и приемом сигнала. По времени задержки сигнала рассчитываются расстояния между излучателями и приемниками. По полученным расстояниям вычисляются трехмерные координаты объекта. Ультразвуковые системы локализации имеют хорошую точность измерения координат и углов, но, поскольку такие системы работают на основе использования физических свойств ультразвука, они обладают рядом недостатков. Во-первых, необходимо наличие прямой видимости между излучателями и приемниками, поскольку посторонние предметы являются хорошими поглотителями или рассеивателями ультразвука. Во-вторых, отмечается снижение точности при изменении температуры окружающей среды и при порывах ветра. Кроме того, могут возникать значительные помехи при работе с движущимися объектами [29].

Инерциальные сенсорные измерительные системы не требуют использования видеокамер и обеспечивают биомеханический анализ движений путем получения сигналов с надетых на обследуемого сенсорных датчиков различных модальностей. Наиболее распространенными датчиками, используемыми в инерциальных сенсорных измерительных системах, являются гироскопы и акселерометры (позволяют отслеживать вращательные и поступательные движения), а также магнетометры (регистрируют направление движения) [79]. Инерциальные сенсорные измерительные системы отличаются меньшей точностью, чем оптические методы, однако не требуют наличия базовой станции (поэтому среди остальных систем выигрывают в мобильности) и способны регистрировать очень быстрые движения; примером является инерциальная сенсорная измерительная система *Perception Neuron 2.0* [19; 26; 30; 33; 67; 100; 102]. Это делает инерциальные сенсорные измерительные системы привлекательными для целей слежения за движениями спортсменов – например гимнастов [102], пловцов [66]. Использование силовых инверсивных динамических датчиков дает возможность оценивать величины вращающих моментов в суставах, а также силу реакции опоры при

спортивных движениях, дополнительные программы позволяют рассчитывать затрачиваемую при этом механическую энергию.

## **Выбор систем биомеханического анализа движений для исследований спортсменов**

Системы «захвата движения» для нужд спорта и спортивной медицины выбирают с учетом специфики измерений, связанной с особенностями и условиями проведения исследований [92]. Во-первых, исследования проводятся чаще в нелабораторных условиях (на поле, катке, арене), что сопровождается множеством помех (смена освещения, температура и влажность окружающей среды, шум). Во-вторых, объем измерения (захвата) часто большой, это ограничивает выбор измерительной системы (точность измерений обратно пропорциональна объему захвата изображений). В-третьих, биомеханический анализ часто касается высокодинамичных движений, которые труднее регистрировать, чем, например, походку. Так, для выполнения видеоанализа движений спортсменов оптимальными считаются частоты камер в диапазоне между 50 и 250 Гц; слишком высоких частот дискретизации сигнала следует избегать, чтобы не было чрезмерных объемов данных и высокочастотных шумов. Для исследования кинематики быстрых локомоций существуют специализированные диагностические комплексы видеоанализа с частотой видеосъемки до 200 кадров в секунду (например, *UltraMotion Pro SPORT*, *UltraMotion Pro FAST*), используемые в программах научно-методической подготовки спортсменов высокой квалификации и для биомеханического анализа их движений в условиях лаборатории [6; 8; 16]. Только в особых случаях (оценка прыжков либо очень скоростных движений) применяются камеры с частотами 1000 Гц и более [92]. В-четвертых, в тех случаях, когда датчики размещаются непосредственно на спортсмене, очень важны их размер и вес, поскольку в высокодинамичных условиях спортсмен должен быть минимально ущемлен в свободе движений.

Выбор измерительного оборудования определяется видом спорта (командный или индивидуальный, в помещении либо на открытом воздухе) и особенностями спортивных движений, которые планируется анализировать. В командных видах спорта системы «захвата движения» обычно используют для отслеживания положения, расстояний, скорости и ускорения игроков, тогда как в индивидуальных видах спорта акцент делается на анализе техники выполнения движений. Командные виды спорта связаны с большими объемами захвата пространства, при этом точность измерений не так важна, поэтому наиболее подходящими оказываются электромагнитные измерительные системы. Индивидуальные виды спорта обычно требуют более высокой точности измерений, при этом

при небольших объемах захвата предпочтение отдается оптико-электронным измерительным системам, тогда как при обширных объемах, когда особое внимание уделяется кинематике движений, самыми подходящими вариантами могут оказаться инерциальные сенсорные измерительные системы либо безмаркерные оптико-электронные измерительные системы (следует учитывать, однако, что при использовании последних может потребоваться разработка подходящего алгоритма). Наиболее проблематичным, в связи с дефицитом соответствующих измерительных систем, оказывается проведение исследований движений, выполняемых в больших пространственных объемах и требующих высокой точности анализа (плавание, конькобежный спорт, гребля, легкая атлетика) [92].

Современные технологии позволяют проводить исследования биомеханики движений, адаптированные к самым разнообразным условиям – например, в бассейне: некоторые системы способны регистрировать движения пловца как в воздухе, так и под водой одновременно; для этого используются различные аксессуары, специально предназначенные для подводного плавания, такие как водонепроницаемые корпуса и опоры с присосками для крепления камер к стенам бассейна [28].

Правильно выбранные системы «захвата движений» и методики обследований незаменимы в спорте высших достижений, поскольку дают возможность определять оптимальный двигательный стереотип локомоций и корректировать ошибки; помогают подбирать эффективные средства технической подготовки спортсменов и разрабатывать новые тренировочные методики; фиксировать и наглядно демонстрировать минимальные, визуально не определяемые результаты тренировок [63; 69; 86]. Анализ биомеханических характеристик локомоций спортсменов важен также с позиций профилактики спортивного травматизма [17; 72; 89].

## **Возможности биомеханического анализа движений в изучении механизмов возникновения травм у спортсменов и условий возвращения в спорт**

Одной из важнейших задач спортивной медицины является выяснение механизмов и предупреждение спортивного травматизма, на долю которого приходится около 2–7 % всех травм [10]. Зачастую для быстрого достижения высоких спортивных результатов на этапе тренировки спортсмены подвергают себя значительным физическим нагрузкам, пагубно воздействующим на их опорно-двигательный аппарат; травмы разной степени тяжести могут возникать и во время соревнований, на фоне выраженной перегрузки [20; 22; 47]. Биомеханический анализ движений в любом виде спорта позволяет предотвратить ситуации, кото-



рые могут быть причиной наступления травмы, помогают вычислить силу, прилагаемую при выполнении упражнений, затраченную работу, угол перемещения, скорость и ускорение [44; 45; 71]. Методики «захвата движения» используются в таких видах спорта, как теннис, гимнастика, гольф, гребля, горные и беговые лыжи, сноуборд, бадминтон, волейбол, крикет, регби, бейсбол, теннис, футбол, хоккей, тяжелая и легкая атлетика [43; 62; 64; 70; 93; 99].

Например, в работе *C.-L. Hung* было показано, что в бадминтонном спорте, требующем быстрых поворотов и прыжков, а также движений с быстрой сменой направления, большинство травм происходит в суставах нижних конечностей спортсменов [53]. Для изучения кинематических и кинетических параметров движений ног во время игры были использованы система видеозахвата движений *Vicon Motion* (300 Гц) и силовая платформа *Kistler*. В результате исследований выявлено, что максимально выраженный крутящий момент в голеностопном и тазобедренном суставах наблюдался в момент удара ракеткой по волану. Поэтому для предотвращения травмирования при ударе по волану бадминтонистов следует обучать умению быстро менять объем движений в суставах нижних конечностей; с этой целью было разработано множество специальных обучающих приемов [53].

В теннисном спорте основные травмирующие нагрузки приходятся на руку, в которой находится ракетка, и на нижние конечности. При подаче плечо и локоть подающей руки одновременно двигаются в сторону мяча, затем продолжает движение локоть и запястье. В случае плоской подачи игрок прикладывает все свои силы на перемещение ракетки в прямом направлении. При крученой подаче игрок также пытается точно рассчитать движение ракетки для сообщения мячу необходимого вращения. Используя метод безмаркерного «захвата движения», *A.L. Sheets* и коллеги изучили различия в кинематике движений руки при выполнении плоской, ударной и крученой подач [84]. Результаты показали, что при крученой подаче воздействие на мышцы плечевого сустава оказывается более значительным, чем при двух других подачах, и, следовательно, имеется более высокий риск травмирования верхней конечности [84].

*C. Martin* и коллеги с помощью оптико-электронной измерительной системы оценивали кинематику тазобедренного сустава и нагрузку на него у 8 профессиональных теннисистов-правшей при ударах ракеткой, выполняемых правой рукой в трех стойках форхенд (когда рука обращена к мячу ладонной поверхностью): атакующей нейтральной, атакующей открытой и защитной открытой [34]. Измерялись углы сгибания-разгибания, отведения-приведения и внутренней-наружной ротации в тазобедренном суставе, рассчитывались также силовые показатели. Авторы продемонстрировали, что в наибольшей степени увеличивает нагрузку на тазобедренный сустав (и, соот-

ветственно, потенциально увеличивая риск травматизации) защитная стойка. Данное исследование имеет клиническую значимость: тренеры и врачи должны предупреждать спортсменов, которые ранее испытывали боль в бедре или получали травмы, о необходимости использования более агрессивного стиля игры и избегания защитной стойки, во время которой движения бедра и нагрузки на тазобедренный сустав экстремальны [34].

*H. Carson* с соавторами в лабораторных условиях методом «захвата движения» исследовали движения в коленных суставах у 10 профессиональных игроков в гольф, которые выполняли удары, стоя на динамометрических платформах [52]. Было продемонстрировано, что в момент удара клюшкой резко возрастают моменты сил мышечной тяги в коленном суставе ведущей ноги, что может способствовать хроническим травмам колена или усугублять существующие состояния у профессиональных игроков [52].

У профессиональных игроков регби метод «захвата движения» позволил изучить механизм травмы подколенного сухожилия. Биомеханический анализ 17 случаев острых травм показал, что, по-видимому, фундаментальной характеристикой механизмов острой травматизации подколенного сухожилия в регби является сгибание туловища с одновременным активным разгибанием ноги в коленном суставе, поскольку 76 % случаев растяжений сухожилия происходило именно в таких ситуациях [59]. В работе *C. Montgomery* и коллег на основании результатов видеоанализа были исследованы механизмы повреждения передней крестообразной связки коленного сустава у игроков регби [77]. Изучались обстоятельства возникновения контактных и бесконтактных травм передней крестообразной связки (условия возникновения, углы сгибания суставов, наличие контакта стопы); всего проанализировано 36 случаев травм, произошедших во время международных матчей и на играх высшей лиги. Кроме этого, были проанализированы 37 маневров игроков, не получивших травмы. Выявлено, что 57 % травм передней крестообразной связки произошло контактным путем. При бесконтактных травмах, как правило, повреждение связки возникало при боковом шаге в тех случаях, когда контакт с землей происходил через удар пяткой; угол сгибания в коленном суставе в таких ситуациях был меньше, а укол тыльного сгибания в голеностопном суставе – больше, чем у нетравмированных спортсменов [77].

Волейболисты тоже подвержены повреждению передней крестообразной связки коленных суставов при прыжках. В работе *R. Ueno* и соавторов исследовалась техника выполнения юными волейболистками вертикальных прыжков с приземлением [90]. Их движения были записаны с помощью системы трехмерного «захвата движения». Была создана скелетно-мышечная модель, на которой оценивали кинематику,

силу реакции опоры и мышечные силы. Доказано, что активация подколенных сухожилий значительно уменьшала величину и время нагрузки передней крестообразной связки во время приземлений. на основании этих результатов был сделан вывод, что тренировки по уменьшению нагрузки на переднюю крестообразную связку должны быть сосредоточены на упражнениях, которые влияют на усиление активации подколенных сухожилий и стабилизацию коленных суставов во время приземления [90].

В футболе, как показал видеоанализ (видеозаписи четырех сезонов (2014–2019 гг.) двух высших дивизионов немецкого мужского футбола), 48 % травм подколенного сухожилия были получены во время ускорения или высокоскоростного бега, а 52 % были связаны с замкнутыми движениями (торможение или остановка с выпадом либо с приземлением) и с открытыми цепными движениями (удары ногой). Кинематический анализ движений показал, что наиболее травматогенными являются быстрые движения с высокой эксцентрической нагрузкой на заднюю поверхность бедра; полученные данные авторы предлагают учитывать при разработке программ снижения риска травм у футболистов [46].

Профессиональные спортсмены часто подвержены таким травмам, как разрыв ахиллова сухожилия. Эта травма требует длительного процесса восстановления, без гарантии возврата к состоянию до травмы. Анализ движения может дать информацию о причинах разрыва сухожилия, чтобы понять и предотвратить такие повреждения. В исследовании *C. De la Fuente* и коллег на основании результатов видеоанализа были изучены особенности кинематики движений ног у прыгуна в высоту, который получил разрыв ахиллова сухожилия во время фазы бега по прямой при подготовке к прыжку [40]. Травма произошла при переходе к конечной фазе бега. Согласно результатам «захвата движения», разрыву сухожилия предшествовало его значительное удлинение, обусловленное сгибанием в коленном суставе и увеличением тыльного сгибания в голеностопном суставе в фазу опоры стопы. Полученные данные свидетельствуют, что спортсменов надо обучать координированной работе коленного и голеностопного суставов [40].

У начинающих бегунов частота травм коленного сустава выше, чем у опытных спортсменов, что может быть связано с различиями кинематики нижних конечностей при беге. Исследования 10 новичков и 10 опытных бегунов во время бега на беговой дорожке с помощью трехмерной системы «захвата движения» показало, что в фазу опоры у начинающих бегунов угол приведения бедра оказался меньше, а углы отведения и внутренней ротации колена – больше в сравнении с опытными бегунами, что может объяснять повышенную частоту травматизма у начинающих легкоатлетов [49].

У штангистов базовым упражнением является приседание. Нагрузка на позвоночник и ноги во время приседания имеет решающее значение для положительной адаптации и предотвращения травм. В работе *S. Lorenzetti* и соавторов с помощью оптико-электронной измерительной системы и силовых платформ регистрировались углы и моменты сил в поясничном отделе позвоночника, в тазобедренных и коленных суставах штангистов при выполнении ими упражнений со штангой [74]. Показано, что на моменты сил в наибольшей степени влияли ширина стойки и углы постановки стопы. Во избежание травм штангистам следует проявлять особую осторожность в крайних положениях (узкая стойка и широкая стойка), в которых наблюдаются наибольшие моменты сил в коленных и тазобедренных суставах [74].

Понимание взаимосвязи между временными фазами бейсбольной подачи и нагрузкой на суставы помогает при разработке оптимальной механики подачи мяча и способствует предотвращению травм в бейсболе. В работе *J.E. Manzi* и коллег исследовалась связь скорости мяча и кинетики бросающей руки у бейсболистов старшей школы и профессионалов в зависимости от временной фазы броска [76]. При помощи трехмерного «захвата движения» рассчитывались и сравнивались пиковый варусный крутящий момент локтевого сустава, крутящий момент внутренней ротации плеча и дистракционная сила плеча. Выявлены значительные различия между бейсболистами старшей школы и профессионалами как по этим показателям, так и по временным фазам движений. При этом авторы доказали, что для всех групп игроков увеличение времени, затрачиваемого на заключительную фазу подающего движения, может снизить силу отведения плеча без существенной потери скорости мяча, что имеет потенциальное значение для предотвращения травм суставов верхних конечностей у бейсболистов [76].

Биомеханический анализ движений дает возможность оценить роль вспомогательных приспособлений для профилактики спортивных травм [94; 101]. Так, *S. Wilson* и соавторы изучали, как кантинг с помощью небольших боковых клиньев, вставленных под лыжные ботинки, может влиять на кинематику/кинетику, баланс и напряжение мышц нижних конечностей у лыжников-любителей горнолыжного спорта [94]. Кинематические и кинетические показатели, поструральный контроль и мышечная активность оценивались в лабораторных условиях с помощью оптико-электронной измерительной системы, динамометрических платформ и электромиографии. Было продемонстрировано, что косые клинья на медиальной стороне стопы значительно уменьшали вальгусные моменты в коленном суставе, внутреннюю ротацию бедра и приведение бедра; медиальный кантинг улучшал также поструральный контроль и снижал уровень активации мышц голени, что, по мнению исследователей, может

предотвращать избыточные мышечные усилия и травмы нижних конечностей у горнолыжников [94].

Для профилактики спортивного травматизма необходимо помнить и о характеристиках искусственных покрытий площадок, на которых проводятся тренировки и соревнования. Например, в работе *J. Vocanegra* и коллег изучалось влияние синтетических поверхностей с высоким коэффициентом трения в сравнении с натуральными спортивными покрытиями и низким коэффициентом трения на биомеханику голеностопного сустава во время бокового прыжка при игре в мини-футбол [31]. Система захвата движения с 18 камерами регистрировала положение, скорость и момент сил голеностопного сустава. Сила трения вычислялась по пиковому соотношению горизонтальной и вертикальной силы реакций опоры во время стояния. По результатам исследования сделан вывод о том, что напольные покрытия для мини-футбола должны иметь достаточный коэффициент трения для маневренности и предотвращения риска поскользнуться и получить травму голеностопного сустава [31].

Анализ биомеханики движений открывает также широкие возможности в установлении механизмов восстановления спортивного мастерства после перенесенных оперативных вмешательств [57; 65; 68]. Так, в работе *M. Keizer* и соавторов было продемонстрировано, что двигательные стереотипы у тех спортсменов, что сумели вернуться в спорт после реконструктивных операций на переднюю крестообразную связку, и у тех, кто не вернулся к занятиям спортом, существенно различались [57]. Исследователи при помощи оптико-электронной измерительной системы и электромиографии изучали кинематические данные и активность мышц бедра и голени у 40 спортсменов, перенесших одностороннюю реконструкцию передней крестообразной связки, при выполнении ими прыжков на одной ноге. Стабилизация коленного сустава при приземлении на ногу у пациентов, вернувшихся в спорт, достигалась путем увеличения напряжения икроножных мышц голени, в то время как у тех, кто не вернулся в спорт, – путем уменьшения момента сил мышщ-сгибателей коленного сустава. Исследование показало важность обучения спортсменов, перенесших пластику передней крестообразной связки, правильной технике приземления после прыжка, что способствует возвращению в спорт и предотвращает повторные травмы передней крестообразной связки [57].

Использование «захвата движения» совместно с динамическими платформами позволило выявить биомеханические различия между здоровыми спортсменами и теми, кто возвращался в спорт после сотрясения головного мозга, полученного в момент приземления после прыжка [69]. При приземлении на обе ноги у спортсменов, собиравшихся вернуться в спорт после сотрясения головного мозга, внутренний момент разгибания колена и нагрузка на коленный сустав бы-

ли больше, а сгибание в коленном суставе доминантной ноги – меньше, чем у здоровых лиц. Авторы не исключают, что различные двигательные паттерны могут предрасполагать спортсменов к повторным травмам [69].

При возвращении к спорту гимнасток, перенесших травму верхних конечностей, также целесообразно учитывать результаты биомеханических исследований нагрузок на локтевые и плечевые суставы обеих конечностей при выполнении круговых прыжков, т.е. основного гимнастического акробатического маневра [68]. В исследовании *S. Linderman* и коллег изучались трехмерная биомеханика последовательного асинхронного контакта с землей каждой верхней конечности с использованием системы «захвата движения», а также оценивалась вероятность травмы верхних конечностей. В исследовании приняли участие 14 гимнасток в возрасте от 10 до 21 года. Результаты исследований показали, что первая верхняя конечность во время контакта с опорной поверхностью испытала значительно больший момент разгибания в локтевом суставе и более короткое время до пика реакции опоры. Вторая конечность при контакте испытала значительно больший отводящий момент в плече и переднезадний пик реакции опоры при контакте с опорной поверхностью. Авторами сделаны выводы, что биомеханические различия между контактными конечностями во время кругового прыжка назад сопровождаются различным риском получения травмы [68].

Роль биомеханики в оценке результатов лечения гребцов подробно рассмотрена в обзоре *S. Arumugam* и соавторов [23]. Анализ 38 публикаций показал, что наиболее часто при гребле повреждается поясничный отдел позвоночника (до 53 %), затем грудная клетка (9–10 %), плечевой сустав и другие анатомические отделы. Для эффективной передачи энергии от ног к рукоятке весла гребцы должны иметь достаточную силу мышц-разгибателей ног и хорошую координацию движений поясничного отдела позвоночника и тазового пояса. Трехмерный «захват движения» дает возможность измерять кинетику и кинематику движений, совершаемых во время гребли. Гребцы, выполняющие гребки с приводом от туловища, имеют более высокие нагрузки в области поясницы и более высокий риск травмы данного отдела, после которой на восстановление требуется минимум 3–4 месяца. Авторы обзора убедительно показывают, что биомеханический анализ гребного движения может предоставить гребцу информацию о ключевых переменных, влияющих на его производительность и риск получения травм. Поэтому регулярный скрининг спортсменов-гребцов должен включать не только всестороннюю оценку их физической подготовки, но и исследование биомеханики движений, что поможет оптимизировать технику гребли, предупредить повреждения опорно-двигательного аппарата либо способствовать успеш-



ному возвращению в спорт после полученных травм [23].

## Заключение

Технологии «захвата движения» в спорте имеют значительные перспективы, поскольку позволяют своевременно получать комплексную информацию о физическом состоянии спортсмена и особенностях его двигательных стереотипов [9; 15]. Анализ получаемой

информации дает возможность улучшать организацию тренировочного процесса для повышения спортивных результатов, анализировать механизмы возникновения спортивных травм с целью их предупреждения, оценивать результаты восстановительного лечения и определять критерии допуска к спортивным занятиям после перенесенных травм и реконструктивных операций [11; 14; 54].

## Список литературы

1. Аксенов Ю, Г.Х. Хит, Т. А. Клишковская, Т.И. Долганова Методология видеоанализа в диагностике нарушений локомоторной функции у детей с церебральным параличом // Гений ортопедии. – 2019. – Т. 25, № 1. – С. 102–110. DOI: 10.18019/1028-4427-2019-25-1-102-110
2. Алтынцев В.В. Применение видеоанализа в гребном спорте [Электронный ресурс] // Актуальные исследования. – 2022. – № 4. – URL: <https://apni.ru/article/3603-primenenie-videoanaliza-v-grebnom-sporte> (дата обращения: 27.03.2022).
3. Белоус А.Н., Рыбкин С.В. Алгоритмы функционирования и классификация систем захвата движения [Электронный ресурс] // Международный студенческий научный вестник. – 2019. – № 2. – URL: <https://eduherald.ru/ru/article/view?id=19588> (дата обращения: 27.03.2022).
4. Бурцев В.П., Бурцев С.В. Современные средства и методы измерений в приложении к спортивной картографии. – М.: Изд-во «Академпринт», 2009.
5. Власенко В.П. Технология “motion Capture”. Периферийные устройства [Электронный ресурс]. – URL: <http://www.bestreferat.ru/referat-401678.html> (дата обращения: 14.03.2022).
6. Гергей А.М. Современные методы оценки функционального состояния организма и физической работоспособности военнослужащего при решении научно-исследовательских задач биомедицинской направленности // Вестник Российской военно-медицинской академии. – 2018. – № 2. – С. 202–207.
7. Дусеев В.Р., Мальчуков А.Н., Мыцко Е.А. Фильтрация данных глубины с сенсора KINECT [Электронный ресурс] // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 1 (часть 1). – URL: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=17554> (дата обращения: 14.03.2022).
8. Корягина Ю.В., Блинов В.А., Нопин С.В. Научно-методическое обеспечение сборных команд в спортивных играх. – Омск: Изд-во СибГУФК, 2016. – 138 с.
9. Кубяк А.Е., Паршин Д.В. Об исследовании кинематики движений лыжников элитного уровня при использовании техники «дабл полинг» // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 3. – С. 285–300. DOI: 10.15593/RZhBiomech/2021.3.05
10. Мазур А.И. Эпидемиология спортивного травматизма в аспекте медицинской реабилитации // Медицинские новости. – 2012. – № 11. – С. 46–50.
11. Мифтахов Р.Ф., Галяутдинов М.И., Ситдииков А.М., Фаткуллов И.Р. Некоторые особенности изучения видеоанализа в спорте // Ученые записки университета имени П.Ф. Лесгафта. – 2019. – № 12. – С. 207–210. DOI: 10.34835/issn.2308-1961.2019.12.207-210
12. Оценка биомеханических характеристик высококвалифицированных спортсменов в зависимости от вида спорта для системы персонализированной оценки эффективности методов реабилитационного лечения спортсменов после перенесенных травм и заболеваний на основе нейросетевой обработки видеоизображений с применением технологий искусственного интеллекта: методические рекомендации. МР ФМБА России / сост. А.Ю. Бушманов, М.С. Ключников, С.Е. Назарян, А.В. Хан, И.В. Катковский. – М., 2020. – 57 с.
13. Скворцов Д.В. Методика исследования кинематики движений и современные стандарты. Видеоанализ // Лечебная физкультура и спортивная медицина. – 2012. – № 12. – С. 4–10.
14. Фаткуллов И.Р., Фаткуллова Л.Н. Обзор возможностей программ видеоанализа в спорте // Ученые записки университета имени П.Ф. Лесгафта. – 2018. – № 5. – С. 280–283.
15. Фаттах А.О., Батаине А.С. Анализ кинематики разбега в соревновании по прыжкам в длину у спортсменов мужской команды Иордании // Российский журнал биомеханики. – 2020. – Т. 24, № 1. – Р. 19–27. DOI: 10.15593/RJBiomech/2020.1.02
16. Шахдади А.Н., Загrevский О.И., Загrevский В.И. Сравнительный биомеханический анализ метания молота спортсменами различной квалификации // Вестник Томского государственного университета. – 2013. – № 368. – С. 148–151.
17. Adesida Y., Papi E., McGregor A.H. Exploring the role of wearable technology in sport kinematics and kinetics: a systematic review // Sensors (Basel). – 2019. – Vol. 19, no. 7. – Article no. 1597. DOI: 10.3390/s19071597
18. Akman O. Robust augmented reality. Ph.D. Thesis. Delft: TUD Technische Universiteit Delft, 2012.
19. Al-Amri M., Nicholas K., Button K., Sparkes V., Sheeran L., Davies J.L. Inertial measurement units for clinical movement analysis: reliability and concurrent validity // Sensors. – 2018. – Vol. 18, no. 3. – Article no. 719. – DOI: 10.3390/s18030719
20. Alderson J. A markerless motion capture technique for sport performance analysis and injury prevention: toward a ‘big data’, machine learning future // J. Sci. Med. Sport. – 2015. – Vol. 19, no. 3. – P. e79. DOI: 10.1016/j.jsams.2015.12.192
21. Alt P.S., Baumgart C., Ueberschär O., Freiwald J., Hoppe M.W. Validity of a local positioning system during outdoor and indoor conditions for team sports // Sensors. – 2020. – Vol. 20. – Article no. 5733. DOI: 10.3390/s20205733
22. Ardakani M.K., Wikstrom E.A., Minoonejad H., Rajabi R., Sharifnezhad A. Hop-stabilization training and landing biomechanics in athletes with chronic ankle instability: a randomized controlled trial // J. Athl. Train. – 2019. – Vol. 54. – P. 1296–1303. DOI: 10.4085/1062-6050-550-17
23. Arumugam S., Ayyadurai P., Perumal S., Janani G., Dhillon S., Thiagarajan K.A. Rowing injuries in elite ath-

- letes: a review of incidence with risk factors and the role of biomechanics in its management // *J. Orthop.* – 2020. – Vol. 54, no. 3. – P. 246–255. DOI: 10.1007/s43465-020-00044-3
24. Bader J. Validation of a dynamic calibration method for video supported movement analysis. Master's Thesis. München: Technische Universität, 2011.
  25. Barris S., Button C. A review of vision-based motion analysis in sport // *Sports Med.* – 2008. – Vol. 38, no. 12. – P. 1025–1043. DOI: 10.2165/00007256-200838120-00006
  26. Benedikt F., Spörri J., Lorenzetti S., Aminian K. An inertial sensor-based method for estimating the athlete's relative joint center positions and center of mass kinematics in alpine ski racing // *Front. Physiol.* – 2017. – Vol. 8. – Article no. 850. DOI: 10.3389/fphys.2017.00850
  27. Berber M., Ustun A., Yetkin M. Comparison of accuracy of GPS techniques // *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation.* – 2012. – Vol. 45, no. 7. – P. 1742–1746. DOI: 10.1016/j.measurement.2012.04.010
  28. Bernardina G.R.D., Cerveri P., Barros R.M.L., Marins J.C.B., Silvatti A.P. Action sport cameras as an instrument to perform a 3D underwater motion analysis // *PLoS ONE.* – 2016. – Vol. 11. – Article no. e0160490. DOI: 10.1371/journal.pone.0160490
  29. Bischoff O., Heidmann N., Rust J., Paul S. Design and implementation of an ultrasonic localization system for wireless sensor networks using angle-of-arrival and distance measurement // *Procedia Engineering.* – 2012. Vol. 47. – P. 953–956. DOI:10.1016/j.proeng.2012.09.304
  30. Blair S., Duthie G., Robertson S., Hopkins W., Ball K. Concurrent validation of an inertial measurement system to quantify kicking biomechanics in four football codes // *J. Biomech.* – 2018. – Vol. 73. – P. 24–32. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.03.031
  31. Bocanegra J.M.F., Fong D.T.P. Playing surface traction influences movement strategies during a sidestep cutting task in futsal: implications for ankle performance and sprain injury risk // *Sports Biomech.* – 2022. – Vol. 21, no. 4. – P. 380–390. DOI:10.1080/14763141.2021.1980606
  32. Bonnechere B., Jansen B., Salvia P., Bouzahuene H., Omeilina L., Moiseev F., Jan S. V. S. Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: comparison with standard stereophotogrammetry // *Gait & Posture.* – 2014. – Vol. 39, no. 1. – P. 593–598. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.09.018
  33. Camomilla V., Bergamini E., Fantozzi S., Vannozzi G. Trends supporting the in-field use of wearable inertial sensors for sport performance evaluation: a systematic review. *Sensors (Basel).* – 2018. – Vol. 18, no. 3. – Article no. 873. DOI: 10.3390/s18030873
  34. Caroline M., Sorel A., Touzard P., Bideau B., Gaborit R., De Groot H., Kulpa R. Can the open stance forehand increase the risk of hip injuries in tennis players? // *Orthop. J. Sports Med.* – 2020. – Vol. 8, no. 12. – Article no. 2325967120966297. DOI: 10.1177/2325967120966297.
  35. Ceseracciu E., Sawacha Z., Cobelli C. Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait: proof of concept // *PLoS One.* – 2014. – Vol. 9, no. 3. – Article no. e87640. DOI: 10.1371/journal.pone.0087640.
  36. Chakraborty S., Nandy A., Yamaguchi T., Bonnet V., Venture G. Accuracy of image data stream of a markerless motion capture system in determining the local dynamic stability and joint kinematics of human gait // *J. Biomech.* – 2020. – Vol. 104. – Article no. 109718. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2020.109718.
  37. Choo C. Z. Y., Chow J. Y., Komar J. Validation of the Perception Neuron system for full-body motion capture // *PLoS One.* – 2022. – Vol. 17, no. 1. – Article no. e0262730. DOI: 10.1371/journal.pone.0262730
  38. Choppin S., Lane B., Wheat J. The accuracy of the Microsoft Kinect in joint angle measurement // *Sports Technology.* – 2014. – Vol. 7, no. 1. – P. 98–105. DOI: 10.1080/19346182.2014.968165
  39. Corazza S., Mündermann L., Gambaretto E., Ferrigno G., Andriacchi T. P. Markerless motion capture through visual hull, articulated icp and subject specific model generation // *International Journal of Computer Vision.* – 2010. – Vol. 87, no. 1. – P. 156–169. DOI: 10.1007/s11263-009-0284
  40. De la Fuente C., Ramirez-Campillo R., Gallardo-Fuentes F., Alvarez C., Bustamante C., Henríquez H., Carpes F.P. Pattern analysis of a complete Achilles tendon rupture suffered during high jump preparation in an official national-level athletic competition // *Sports Biomech.* – 2022. – Vol. 21, no. 3. – P. 312–322. DOI: 10.1080/14763141.2019.1651897.
  41. Duffield R., Reid M., Baker J.D., Spratford W. Accuracy and reliability of GPS devices for measurement of movement patterns in confined spaces for court-based sports // *Journal of Science and Medicine in Sport.* – 2010. – Vol. 13, no. 5. – P. 523–525. DOI: 10.1016/j.jsams.2009.07.003.
  42. Dutta T. Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace // *Appl. Ergon.* – 2012. – Vol. 43, no. 4. – P. 645–649. DOI: 10.1016/j.apergo.2011.09.011.
  43. Ellenberger L., Jermann J., Fröhlich S., Frey W.O., Snedeker J.G., Spörri J. Biomechanical quantification of deadbug bridging performance in competitive alpine skiers: reliability, reference values, and associations with skiing performance and back overuse complaints // *Phys. Ther. Sport.* – 2020. – Vol. 45. – P. 56–62. DOI: 10.1016/j.ptsp.2020.05.013.
  44. García-Pinillos F., Cartón-Llorente A., Jaén-Carrillo D., Delgado-Floody P., Carrasco-Alarcón V., Martínez C., Roche-Seruendo L.E. Does fatigue alter step characteristics and stiffness during running? // *Gait Posture.* – 2020. – Vol. 76. – P. 259–263. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.12.018
  45. García-Pinillos F., Latorre-Román P.A., Ramirez-Campillo R., Párraga-Montilla J. A., Roche-Seruendo L.E. How does the slope gradient affect spatiotemporal parameters during running? Influence of athletic level and vertical and leg stiffness // *Gait Posture.* – 2019. – Vol. 68. – P. 72–77. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.11.008
  46. Gronwald T., Klein C., Hoenig T., Pietzonka M., Bloch H., Edouard P., Hollander K. Hamstring injury patterns in professional male football (soccer): a systematic video analysis of 52 cases // *Br. J. Sports Med.* – 2022. – Vol. 56, no. 3. – P. 165–171. DOI: 10.1136/bjsports-2021-104769.
  47. Halkiadakis Y., Alzakerin H.M., Morgan K.D. Classification Model for Discriminating Trunk Fatigue During Running // *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* – 2021. – P. 4546–4549. DOI: 10.1109/EMBC46164.2021.9630948
  48. Halle J. L., Goldsmith J. A., Trepeck C., Byrnes R.K., Cooke D. M., Haischer M. H., Mendez K.M., Zoeller R.F., Whitehurst M., Zourdos M.C. Validity of linear position transducers versus the optotrak 3D motion capture system // *Medicine & Science in Sports & Exercise.* – 2017. – Vol. 49, no. 5S. – P. 757. DOI: 10.1249/01.mss.0000519015.87487.4c
  49. Harrison K., Sima A., Zernicke R., Darter B.J., Shall M., Williams D.S.B., Finucane S. Comparison of frontal and transverse plane kinematics related to knee injury in novice versus experienced female runners // *J. Appl. Biomech.* – 2021. – Vol. 37, no. 3. – P. 254–262. DOI: 10.1123/jab.2020-0140.
  50. Hedley M., Mackintosh C., Shuttleworth R., Humphrey D., Sathyan T., Ho P. Wireless tracking system for sports training indoors and outdoors // *Procedia Engineering.* – 2010. –

- Vol. 2, no. 2. – P. 2999–3004. DOI: 10.1016/j.proeng.2010.04.101
51. Hedley M., Sathyan T., MacKintosh, C. Improved wireless tracking for indoor sports // *Procedia Engineering*. – 2011. – Vol. 13. – P. 439–444. DOI: 10.1016/j.proeng.2011.05.111
  52. Howie C.J., Richards J.D., Coleman S.G.S. Could knee joint mechanics during the golf swing be contributing to chronic knee injuries in professional golfers? // *J. Sports Sci.* – 2020. – Vol. 38, no. 13. – P. 1575–1584. DOI: 10.1080/02640414.2020.1748956
  53. Hung C.-L., Hung M.-H., Chang C.-Y., Wang H.-H., Ho C.-S., Lin K.-C. Influences of lateral jump smash actions in different situations on the lower extremity load of badminton players // *J. Sports Sci. Med.* – 2020. – Vol. 19, no. 2. – P. 264–270.
  54. Jandacka D., Silvernail J.F., Uchytíl J., Zahradník D., Farana R., Hamill J. Do athletes alter their running mechanics after an Achilles tendon rupture? // *J. Foot Ankle Res.* – 2017. – Vol. 10. – Article no. 5310. DOI: 1186/s13047-017-0235-0.
  55. Johnson W.R., Mian A., Donnelly C.J., Lloyd D., Alderson J. Predicting athlete ground reaction forces and moments from motion capture // *Med Biol Eng Comput.* – 2018. – Vol. 56, no. 10. – P. 1781–1792. DOI: 10.1007/s11517-018-1802-7
  56. Johnson W.R., Mian A., Robinson M.A., Verheul J., Lloyd D.G., Alderson J. A. Multidimensional Ground Reaction Forces and Moments From Wearable Sensor Accelerations via Deep Learning // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* – 2021. – Vol. 68, no. 1. – P. 289–297. DOI: 10.1109/TBME.2020.3006158
  57. Keizer M.N.J., Otten E., Beijersbergen C.M.I., Brouwer B.R.W., Hijmans J.M. Copers and noncopers use different landing techniques to limit anterior tibial translation after anterior cruciate ligament reconstruction // *Orthop. J. Sports Med.* – 2021. – Vol. 9, no. 4. – Article no. 2325967121998061. DOI: 10.1177/2325967121998061
  58. Kent J., Franklyn-Miller A. Biomechanical models in the study of lower limb amputee kinematics: a review // *Prosthet. Orthot. Int.* – 2011. – Vol. 35, no. 2. – P. 124–139. DOI: 10.1177/0309364611407677
  59. Kerin F., Farrell G., Tierney P., Persson U.McC., De Vito G., Delahunt E. Its not all about sprinting: mechanisms of acute hamstring strain injuries in professional male rugby union—a systematic visual video analysis // *Br. J. Sports Med.* – 2022. – Vol. 56, no. 11. – P. 608–615. DOI: 10.1136/bjsports-2021-104171.
  60. Kiefer A.W., Kushner A.M., Groene J., Williams C., Riley M.A., Myer G.D. A commentary on real-time biofeedback to augment neuromuscular training for acl injury prevention in adolescent athletes // *J. Sports Sci. Med.* – 2015. – Vol. 14, no. 1. – P. 1–8.
  61. Klous M., Müller E., Schwameder H. Collecting kinematic data on a ski/snowboard track with panning, tilting, and zooming cameras: is there sufficient accuracy for a biomechanical analysis? // *Journal of Sports Sciences.* – 2010. – Vol. 28, no. 12. – P. 1345–1353. DOI: 10.1080/02640414.2010.507253.
  62. Kotsifaki A., Whiteley R., Hansen C. Dual Kinect v2 system can capture lower limb kinematics reasonably well in a clinical setting: concurrent validity of a dual camera markerless motion capture system in professional football players // *BMJ Open Sport Exerc Med.* – 2018. – Vol. 4, no. 1. – Article no. e00044. DOI: 10.1136/bmjsem-2018-000441
  63. Laisi C., Dongwei L., Ye M. Placement recommendations for single kinect-based motion capture system in unilateral dynamic motion analysis // *Healthcare.* – 2021. – Vol. 9, no. 8. – Article no. 1076. DOI: 10.3390/healthcare9081076
  64. Lapinski M., Medeiros C.B., Scarborough D.M., Berkson E., Gill T.J., Kepple T., Paradiso J.A. A Wide-range, wire-less wearable inertial motion sensing system for capturing fast athletic biomechanics in overhead pitching // *Sensors (Basel).* – 2019. – Vol. 19, no. 17. – Article no. 3637. DOI: 10.3390/s19173637.
  65. Lee B.J., Blueitt D., Hannon J., Goto S., Garrison C. Movement patterns during a jump-landing task in athletes after sport-related concussion and healthy control individuals // *J. Athl Train.* – 2021. – Vol. 56, no. 12. – P. 1306–1312. DOI: 10.4085/533-20.
  66. Lee J. B., Burkett B. J., Thiel D. V., James D. A. Inertial sensor, 3D and 2D assessment of stroke phases in free-style swimming // *Procedia Engineering.* – 2011. – Vol. 13. – P. 148–153. DOI: 10.1016/j.proeng.2011.05.065
  67. Li H., Khoo S., Yap H. J. Implementation of sequence-based classification methods for motion assessment and recognition in a traditional chinese sport (baduanjin) // *Int. J. Environ. Res. Public Health.* – 2022. – Vol. 19, no. 3. – P. 1744. DOI: 10.3390/ijerph19031744
  68. Linderman S.E., Scarborough D.M., Oh L.S. The relationship of shoulder and elbow stresses and upper limb contact order during a round-off back handspring // *PM&R.* – 2021. – Vol. 13, no. 1. – P. 73–80. DOI: 10.1002/pmrj.12365
  69. Linke D., Link D., Lames M. Football-specific validity of TRACAB's optical video tracking systems // *PLoS One.* – 2020. – Vol. 15, no. 3. – Article no. e0230179. DOI: 10.1371/journal.pone.0230179
  70. Lisman P., Wilder J.N., Berenbach J., Jiao E., Hansberger B. The relationship between landing error scoring system performance and injury in female collegiate athletes // *Int. J. Sports Phys. Ther.* – 2021. – Vol. 16, no. 6. – P. 1415–1425. DOI: 10.26603/001c.29873
  71. Liu J., Wang L., Zhou H. The application of human-computer interaction technology fused with artificial intelligence in sports moving target detection education for college athlete // *Front Psychol.* – 2021. – Vol. 12. – Article no. 677590. DOI: 10.3389/fpsyg.2021.677590
  72. Lloyd D. The future of in-field sports biomechanics: wearables plus modelling compute real-time in vivo tissue loading to prevent and repair musculoskeletal injuries // *Sports Biomech.* – 2021. – P. 1–29. DOI: 10.1080/14763141.2021.1959947
  73. Lluna E., Santiago V., Defez B., Dunai L., Peris-Fajarnes G. Velocity vector (3D) measurement for spherical objects using an electro-optical device // *Measurement.* – 2011. – Vol. 44, no. 9. – P. 1723–1729. DOI: 10.1016/j.measurement.2011.07.006
  74. Lorenzetti S., Ostermann M., Zeidler F., Zimmer P., Jentsch L., List R., Taylor W.R., Schellenberg F. How to squat? Effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and trunk motion and loading // *BMC Sports Sci. Med. Rehabil.* – 2018. – Vol. 10. – Article no. 14. DOI: 10.1186/s13102-018-0103-7
  75. Luteberget L.S., Gilgien M. Validation methods for global and local positioning-based athlete monitoring systems in team sports: a scoping review // *BMJ Open Sport Exerc. Med.* – 2020. – Vol. 6, no. 1. – Article no. e000794. DOI: 10.1136/bmjsem-2020-000794
  76. Manzi J.E., Dowling B., Wang Z., Kunze K.N., Estrada J., Fu M.C., McElheny K.L., Carr J.B., Dines J.S. Association of pitch timing and throwing arm kinetics in high school and professional pitchers // *Am. J. Sports Med.* – 2021. – Vol. 49, no. 12. – P. 3386–3394. DOI: 10.1177/03635465211031853
  77. Montgomery C., Blackburn J., Withers D., Tierney G., Moran C., Simms C. Mechanisms of ACL injury in professional rugby union: a systematic video analysis of 36 cases // *Br. J.*

- Sports Med. – 2018. – Vol. 52, no. 15. – P. 994-1001. DOI: 10.1136/bjsports-2016-096425.
78. Nie S., Yuanqing Li, Ma B., Zhang Y., Song J. The construction of basketball training system based on motion capture technology // *J Healthc Eng.* – 2021. – Article no. 2481686. DOI: 10.1155/2021/2481686.
  79. Perception Neuron, available at: <https://neuronmocap.com> (accessed: 20 February 2022).
  80. Pino-Ortega J., Gantois P., Rico-González M. The influence of the setup shape of a portable UWB system's antennas in sport // *Journal of Sports Engineering and Technology.* – 2021. DOI: 10.1177/17543371211041885.
  81. Royo Sanchez A.C., Aguilar Martin J.J., Santolaria M.J. Development of a new calibration procedure and its experimental validation applied to a human motion capture system // *J Biomech Eng.* – 2014. – Vol. 136, no. 12. – Article no. 124502. DOI:10.1115/1.4028523.
  82. Schepers, H. M., Veltink, P. H. Stochastic magnetic measurement model for relative position and orientation estimation // *Measurement Science and Technology.* – 2010. – Vol. 21, no. 6. – Article no. 65801. DOI: 10.1088/0957-0233/21/6/065801.
  83. Serpiello F.R., Hopkins W.G., Barnes S., Tavrou J. Ball validity of an ultra-wideband local positioning system to measure locomotion in indoor sports // *Engineering Journal of Sports Sciences.* – 2018. – P. 1727-1733. DOI: 10.1080/02640414.2017.1411867.
  84. Sheets A.L., Abrams G.D., Corazza S., Safran M.R., Andriacchi T.P., Kinematics differences between the flat, kick, and slice serves measured using a markerless motion capture method // *Ann Biomed Eng.* – 2011. – Vol. 39, no. 12. – P. 3011-3020. DOI: 10.1007/s10439-011-0418-y.
  85. Singh P., Esposito M., Stefanyshyn D. Measuring gait velocity and stride length with an ultrawide bandwidth local positioning system and an inertial measurement unit // *Physics Sensors.* – 2021. – Vol. 21, no. 9. – Article no. 2896. DOI: 10.3390/s21092896.
  86. Sonnenfeld J.J., Crutchfield C. R., Swindell H.W., Schwarz W.J., Trofa D.P., Ahmad C. S., Lynch T.S. An analysis of in vivo hip kinematics in elite baseball batters using a markerless motion-capture system // *Arthrosc. Sports Med. Rehabil.* – 2021. Vol. 3, no. 3. – P. e909–e917. DOI: 10.1016/j.asmr.2021.03.006
  87. Spörri J., Schiefermüller C., Müller E. Collecting kinematic data on a ski track with optoelectronic stereophotogrammetry: a methodological study assessing the feasibility of bringing the biomechanics lab to the field // *PLoS One.* – 2016. – Vol. 11, no. 8. – Article no. e0161757. DOI: 10.1371/journal.pone.0161757.
  88. Szczęśna A., Błaszczyszyn M., Pawlyta M. Optical motion capture dataset of selected techniques in beginner and advanced Kyokushin karate athletes // *Sci. Data.* – 2021. – Vol. 8, no. 1. – P. 13. DOI: 10.1038/s41597-021-00801-5
  89. Trasolini N.A., Nicholson K.F., Mylott J., Bullock G.S., Hulburt T.C., Waterman B.R. Biomechanical analysis of the throwing athlete and its impact on return to sport // *Arthrosc Sports Med. Rehabil.* – 2022. – Vol. 4, no. 1. – P. e83–e91. DOI: 10.1016/j.asmr.2021.09.027
  90. Ueno R., Navacchia A., Schilaty N.D., Myer G.D., Hewett T.E., Bates N.A. Hamstrings contraction regulates the magnitude and timing of the peak ACL loading during the drop vertical jump in female // *Athletes Orthop. J. Sports Med.* – 2021. – Vol. 9, no. 9. – Article no. 23259671211034487. DOI: 10.1177/23259671211034487
  91. Urbanczyk C.A., Bonfiglio A., McGregor A.H., Anthony M.J. Bull Comparing optical and electromagnetic tracking systems to facilitate compatibility in sports kinematics data // *Int Biomech.* – 2021. – Vol. 8, no. 1. – P. 75–84. DOI: 10.1080/23335432.2021.2003719.
  92. Van der Kruk E., Reijne M.M. Accuracy of human motioncapture systems for sport applications; state-of-the-art review // *European Journal of Sport Science.* – 2018. – Vol. 18, no. 6. – P. 806–819. DOI: 10.1080/17461391.2018.1463397
  93. Wheare M.J., Nelson M.J., Lumsden R., Butfield A., Crowther R.G. Reliability and validity of the polhemus liberty system for upper body segment and joint angular kinematics of elite golfers // *Sensors (Basel).* – 2021. – Vol. 21, no. 13. – Article no. 4330. DOI: 10.3390/s21134330
  94. Wilson S., Dahl K.D., Dunford K.M., Foody J.N., Zandiyeh P., Turnbull T.L., Tashman S. Ski boot canting adjustments affect kinematic, kinetic, and postural control measures associated with fall and injury risk // *J. Sci. Med. Sport.* – 2021. – Vol. 10. – P. 1015–1020. DOI: 10.1016/j.jsams.2020.05.009
  95. Windolf M., Götzen N., Morlock M. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems-exemplified on the Vicon-460 system // *J. Biomech.* – Vol. 41, no. 12. – P. 2776–2780. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.06.024
  96. Worsey M.T., Espinosa H.G., Shepherd J.B., Thiel D.V. Inertial sensors for performance analysis in combat sports: a systematic review // *Sports.* – 2019. – Vol. 7. – Article no. 28. DOI: 10.3390/sports7010028
  97. Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion -- part I: ankle, hip, and spine // *J. Biomech.* – 2002. – Vol. 35. – P. 543–548. DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00222-6
  98. Wu G., Van der Helm F.C.T., Veeger H.E.J., Makhssous M. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion -- part II: shoulder, elbow, wrist and hand // *J. Biomech.* – 2005. – Vol. 38. – P. 981–992. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042
  99. Yang X., He Y., Shao S., Baker J.S., Bíró I., Gu Y. Gender differences in kinematic analysis of the lower limbs during the chasse step in table tennis athletes // *Healthcare (Basel).* – 2021. – Vol. 9, no. 6. – Article no. 703. DOI: 10.3390/healthcare9060703
  100. Yewande A., Papi E., McGregor A.H. Exploring the role of wearable technology in sport kinematics and kinetics: a systematic review // *Sensors.* – 2019. – Vol. 19, no. 7. – Article no. 1597. DOI: 10.3390/s19071597
  101. Zhao X., Wang M., Fekete G., Baker J.S., Wiltshire H., Gu Y. Analyzing the effect of an arch support functional insole on walking and jogging in young, healthy females // *Technol. Health Care.* – 2021. – Vol. 29, no. 6. – P. 1141–1151. DOI: 10.3233/THC-181373
  102. Zohlandt C., Walk L., Nawara W. Classification of vault jumps in gymnastics. – 2012. – P. 1–9.

**Финансирование.** Работа выполнена в рамках реализации программы стратегического академического лидерства «Приоритет–2030».

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

## STATE-OF-THE-ART POSSIBILITIES OF MOTION CAPTURE TECHNOLOGIES IN SPORT INJURIES RESEARCH (REVIEW)

A.N. Belova, N.N. Rukina, A.N. Kuznetsov, O.V. Vorobyeva

Privolzhsky Research Medical University, Nizhny Novgorod, Russia

---

### ARTICLE INFO

Received: 05 April 2022  
Approved: 14 July 2022  
Accepted for publication: 15 July 2022

*Keywords:*

motion capture, biomechanics, sport injuries, rehabilitation.

### ABSTRACT

This review aimed to give a modern information about possibilities of motion capture systems in sport medicine. Biomechanical analysis of movements is an important tool for preventing sports injuries and evaluating the rehabilitation effectiveness. Available technologies for locomotor functions study are discussed briefly: recording principles, advantages and disadvantages of optoelectronic, electromagnetic, inertial and ultrasonic measuring systems are outlined. Approaches to the motion capture systems selection based on the sport form (team or individual), study character (indoors or outdoors) and specific sports movements are discussed. The role of motion capture in the clarification of origin mechanisms for sport injuries in various sports are considered. It is shown how the motion capture allows to control the processes of recovery after injuries and surgical interventions. The review demonstrates that motion capture technologies in sports have significant prospects, since they allow timely obtaining comprehensive information about the physical condition of an athlete and the features of his motor stereotypes. The motion capture data analysis allow to improve the organization of the training process for achieving higher sports results, to detect the reasons for sports injuries in order to prevent them, to access the physical rehabilitation results, to define the criteria for return to sport after injuries.

© PNRPU