



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-35-42>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 796.058.2:004.946

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ В СИСТЕМАХ МАРКЕРНОГО И БЕЗМАРКЕРНОГО ВИДЕОЗАХВАТА ДВИЖЕНИЙ

Д. И. ГУСЕЙНОВ

Белорусский национальный технический университет (г. Минск, Республика Беларусь)

Поступила в редакцию 15.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Системы захвата движений являются ключевым инструментом анализа и оценки техники движений в сложнокоординационных видах спорта. Перспектива развития и внедрения в практику прикладной биомеханики технологии безмаркерного захвата движений повышает научно-исследовательский интерес к особенностям использования подобных систем, а также к оценке их точности и достоверности в сравнении с маркерными системами захвата движений, которые сегодня являются золотым стандартом. Системы безмаркерного захвата движений обладают несравненными преимуществами перед маркерными. В частности, существенно уменьшены временные затраты на регистрацию и обработку данных, поскольку регистрация представляет собой съемку видео с разных ракурсов, а обработка сопровождается применением программных алгоритмов отслеживания силуэта спортсмена посредством компьютерного аватара. Однако до сих пор нет однозначного ответа относительно точности и достоверности данных, регистрируемых с использованием систем безмаркерного захвата движений применительно к конкретным видам спорта и спортивным движениям. В статье приведена оценка статистической взаимосвязи данных на основе корреляционного анализа биомеханических показателей на примере выполнения удара в гольфе, зарегистрированных с использованием маркерной системы оптического захвата движений Qualisys и безмаркерной системы захвата движений Simi Reality Motion.

Ключевые слова: биомеханика движений, гольф, система захвата движений, корреляционный анализ.

Конфликт интересов. Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Гусейнов, Д. И. Сравнительный анализ биомеханических показателей в системах маркерного и безмаркерного видеозахвата движений / Д. И. Гусейнов // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 35–42. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-35-42>.

COMPARATIVE ANALYSIS OF BIOMECHANICAL VARIABLES IN MARKER-BASED AND MARKERLESS MOTION CAPTURE SYSTEMS

D. I. GUSEINOV

Belarusian National Technical University (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 15.11.2022

Abstract. Motion capture systems are a key tool for performing quantitative analysis and evaluation of complex in movements sports. The prospect of the development and practical application of markerless motion capture technology in applied biomechanics increases research interest regarding the features of using such systems, as well as evaluating their accuracy and reliability in comparison with marker-based motion capture systems, which are the gold standard nowadays. Markerless motion capture systems have incomparable advantages over marker-based ones.

In particular, significantly reduced time costs for the registration and data processing procedures, since registration is represented by filming a video from different angles, and processing is accompanied by the use of software algorithms for tracking the silhouette of an athlete using a preset computer avatar. However, there is still no clear answer regarding the accuracy and reliability of the data recorded using markerless motion capture systems in relation to specific sports movements. Thus, the purpose of the presented work is to assess the statistical relationship of the data based on the correlation analysis of biomechanical variables on the example of a golf swing recorded using the Qualisys motion capture system and Simi Reality Motion markerless motion capture system.

Keywords: biomechanics, golf, motion capture system, correlation analysis.

Conflict of interests. The author declares no conflict of interests.

For citation. Guseinov D. I. (2023) Comparative Analysis of Biomechanical Variables in Marker-based and Markerless Motion Capture Systems. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 35–42. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-35-42> (in Russian).

Введение

Игра в гольф является широко распространенным видом спортивной деятельности, формой активного досуга и одним из наиболее распространенных способов неорганизованной физической активности (англ. – non-organized sport). Подобная общественная репутация, а также территориальная распространенность объясняют повышенный научный интерес, направленный на изучение особенностей техники игры в гольф, выявление наиболее рациональных и эффективных с точки зрения биомеханики двигательных паттернов, способствующих в том числе снижению риска травматизма и предупреждению развития хронических заболеваний опорно-двигательного аппарата [1–3].

Техника выполнения ударов в гольфе играет определяющее значение, когда суть игры заключается в попадании мяча в маленькую лунку в результате выполнения как можно меньшего числа ударов [4]. Результативность двигательной деятельности при игре в гольф во многом определяется биомеханической эффективностью техники выполнения тех или иных ударов (англ. – golf swing) [5]. Общая результативность технических действий гольфиста может быть выражена суммарным количеством выполненных ударов в рамках одной игровой сессии, способствующих, в конечном итоге, попаданию мяча в лунку. Однако, если рассматривать не совокупность ударов, а каждый удар в отдельности, то результативность технических действий в таком случае может количественно определяться начальной скоростью полета мяча и точностью его попадания в определенный сектор игровой площадки, либо фактом попадания в лунку [4, 6].

Среди наиболее актуальных и фундаментальных направлений исследования техники выполнения ударов в гольфе можно выделить анализ особенностей мышечной активности в пределах определенных фаз, а также в рамках целостного упражнения [7–9]. В подобных исследованиях, как правило, используются аппаратно-программные комплексы измерения биоэлектрической активности мышцы методом поверхностной электромиографии. Ключевыми предметами изучения обычно выступают амплитуда мышечной активности относительно максимального произвольного сокращения, соотношение мышечной активности отдельных групп мышц, длительность активной работы мышц (мышечное напряжение, значительно большее тонического). Актуальность данного направления исследования техники выполнения ударов в гольфе ограничивается преимущественно сферой прикладной медицины и кинезиологии для изучения влияния различных вариаций техники двигательных действий гольфистов на общее состояние и функционирование опорно-двигательного аппарата игроков различных возрастных категорий и квалификации.

В последнее время наблюдается тенденция, направленная на разработку компактных коммерческих устройств на основе инерциальных измерительных модулей, а также компьютерного зрения, функционирующего на базе нейронных сетей и алгоритмов машинного обучения, предназначенных для цифровой обработки видеосигнала, распознавания визуального образа клюшки, мяча и ключевых сегментов тела спортсмена [10, 11]. Однако актуальность фундаментальных исследований техники ударов по-прежнему высока вследствие необходимости совершенствования научно-методической базы, формирования современных прикладных рекомендаций для тренеров и спортсменов различного уровня мастерства, для улучшения все тех же коммерческих продуктов с целью повышения их точности, функциональности и потребительской доступности.

Использование систем и комплексов пространственного захвата движений, как и прежде, является золотым стандартом в направлении анализа техники ударов в гольфе. Исследовательская деятельность в данном направлении осуществляется в контексте изучения техники ударов [12, 13], в том числе выполненных профессиональными игроками, с целью выявления наиболее эффективных и универсальных двигательных особенностей [14], изучения взаимосвязи отдельных двигательных действий и результата, количественно выраженного в начальной скорости полета мяча и дальности его полета [15], а также влияния особенностей выполнения одних двигательных действий на другие и т. д. [16]. Рассматриваемый подход изучения и анализа движений гольфистов позволяет проводить биомеханическую оценку по всем возможным кинематическим параметрам, поскольку используемые системы обладают широким измерительным функционалом. Данные подобных исследований формируют базу для разработки инновационных методов и алгоритмов анализа движений, таких, например, как метод прогнозирования сил реакций опоры при выполнении удара в гольфе на основе пространственной структуры движения [17] и алгоритм автоматизированной классификации игроков согласно уровню их технического мастерства на основе кинематических характеристик удара [18].

Значимость систем захвата движений в области изучения биомеханики движений гольфиста сложно переоценить. Вместе с тем технологический прогресс не стоит на месте. Сегодня активно разрабатываются и внедряются в практику биомеханических исследований системы захвата движений, основанные на технологии безмаркерного отслеживания движений (англ. – *markerless motion capture systems*) [19]. Как понятно из названия, измерительные системы, в основе которых лежит такая технология, не требуют использования маркеров для регистрации пространственного положения объекта и содержат в своем составе высокоскоростные видеокамеры промышленного назначения с наименьшей вариативностью частоты. Суть технологии заключается в отделении движущегося объекта от статичного фона и преобразовании плоскостных координат объекта в пространственные на основании данных с нескольких камер, расположенных, как правило, по периметру участка съемки [20]. Процесс внедрения систем безмаркерного захвата движений в спортивную биомеханику сегодня сопровождается вопросом оценки точности подобных систем в сравнении с традиционным маркерным захватом движений, информативность которого проверена временем, совершенством технологии и многочисленными исследованиями. Актуальность и перспективность использования систем безмаркерного захвата движений обусловлена общепринятой тенденцией автоматизации определенных процессов, а также необходимостью разработки коммерческого и исследовательского программного обеспечения разностороннего анализа движений. Однако вопрос точности и достоверности регистрируемых показателей посредством безмаркерных систем захвата движений по-прежнему не является однозначно решенным, в особенности относительно конкретных движений в различных видах спорта.

В статье приведена оценка статистической взаимосвязи данных, регистрируемых в системах трехмерной графики Qualisys и Simi Reality Motion, на примере выполнения удара по мячу с использованием клюшки Iron.

Методика проведения эксперимента

Для регистрации пространственных показателей движений спортсмена при выполнении удара клюшкой Iron использовались системы маркерного оптического захвата движений Qualisys и безмаркерного захвата движений Simi Reality Motion. Камеры обеих систем располагались по периметру области, в пределах которой находилась площадка. С площадки спортсмен выполнял удары (рис. 1).

Позиционирование камер систем захвата движений, а также расположение маркеров на теле спортсмена основано на задокументированных и опубликованных в открытом доступе рекомендациях для кинематического анализа техники выполнения ударов [21]. Компьютерная визуализация тела спортсмена в среде трехмерной графики Qualisys Track Manager (программное обеспечение Qualisys) и Simi Motion (программное обеспечение Simi Reality Motion) представлена на рис. 2.

Для сравнения выбирали один удар, выполненный спортсменом с использованием клюшки Iron. Начало удара соответствовало позиции, когда спортсмен занимал исходное положение и подбирал оптимальную позу для осуществления удара. Завершение удара соответствовало непосредственному моменту контакта клюшки с мячом.



Рис. 1. Расположение камер систем захвата движений, использованных при регистрации данных
Fig. 1. Motion capture systems cameras' positioning

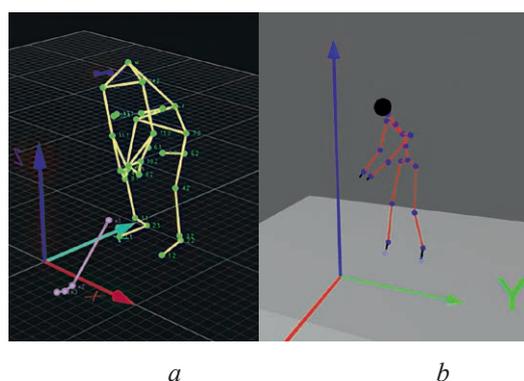


Рис. 2. Компьютерная визуализация тела спортсмена в среде трехмерной графики:
a – Qualisys Track Manager; *b* – Simi Motion
Fig. 2. Digital visualization of the athlete's body in three-dimensional graphics environments:
a – Qualisys Track Manager; *b* – Simi Motion

Определение степени независимости одного процесса от другого или установка сходства массива данных с другим – одна из ключевых задач в области обработки сигнала. Пространственные координаты точки, их изменение во времени и рассчитанные на основе координат кинематические показатели также являются сигналом [22].

Традиционно для оценки степени схожести (статистической взаимосвязи) числового содержания массивов данных и особенностей их изменения во времени используется корреляция. Взаимная корреляция $r_{12}(n)$ числовых последовательностей данных $x_1(n)$ и $x_2(n)$, содержащих по N элементов, нормированная на число N , рассчитывается по формуле [23]

$$r_{12}(n) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_1(n)x_2(n), \quad (1)$$

где $r_{12}(n)$ – взаимная корреляция числовых значений массивов; N – количество элементов в массиве; $x_1(n)x_2(n)$ – произведение элементов сравниваемых массивов.

Математическая формализация необходима для нормализации относительно абсолютных значений элементов сравниваемых массивов, чтобы результирующее значение коэффициента взаимной корреляции r привести к фиксированному диапазону от -1 до $+1$, где -1 означает сильную отрицательную корреляцию (например, изменение элементов в сравниваемых числовых массивах находится в противофазе – уменьшение значений элементов в одном массиве сопровождается увеличением соответствующих значений в другом); $+1$ – сильная положительная корреляция

(закономерности изменения элементов массивов схожи); 0 – нулевая корреляция (массивы не коррелируют). Нормализация корреляции осуществляется с помощью коэффициента K , зависящего от энергетического содержания данных [24]:

$$K = \frac{1}{N} \left[\sum_{n=0}^{N-1} x_1^2(n) \sum_{n=0}^{N-1} x_2^2(n) \right]^{1/2}, \quad (2)$$

где K – коэффициент нормализации абсолютных значений элементов массивов.

С учетом (1) и (2) коэффициент взаимной корреляции p запишется в виде

$$p = \frac{r_{12}(n)}{K}. \quad (3)$$

На практике количество элементов в сравниваемых массивах, как правило, неодинаковое, в результате чего возникает краевой эффект, устранение которого осуществляется сдвигом одного из массивов на количество преобладающих элементов. Коэффициент взаимной корреляции p рассчитывается для существующих пар элементов. Элементы, оставшиеся без пары, игнорируются. В статье приведен сдвиг массива с меньшим количеством элементов.

Необходимость ликвидации краевого сдвига обусловлена разной частотой регистрации данных при использовании систем захвата движений: частота записи маркерной системы оптического захвата движений Qualisys – 250 Гц, безмаркерной Simi Reality Motion – 200 Гц. Разность в частоте записи объясняется тем, что выполнение ударов в гольфе сопровождается чрезвычайно высокими скоростями. Кроме того, запись ударов осуществлялась на открытой площадке для игры в гольф с интенсивной естественной освещенностью. 200 Гц – максимальная частота записи безмаркерной системы захвата движений Simi Reality Motion, в то время как использование повышенной частоты записи в маркерной системе оптического захвата движений необходимо для ликвидации возможных бликов светоотражающих маркеров в процессе записи. Таким образом, применение разной частоты записи обусловлено необходимостью наиболее полной, содержательной регистрации данных без значительных потерь.

Процедура сравнения данных, зарегистрированных с использованием двух систем захвата движений, осуществлялась по следующим группам параметров:

- исходные: пространственные координаты точек, обозначающих плечевые суставы спортсмена (по трем осям);
- расчетные: угол наклона туловища в сагиттальной плоскости, угол наклона плечевого сегмента (линия, соединяющая маркеры, обозначающие плечевые суставы) во фронтальной плоскости, угол вращения плечевого сегмента в горизонтальной плоскости.

Значения параметров из второй группы рассчитывались с использованием вычислительного функционала программного обеспечения систем захвата движений. Выбор параметров, числовые показатели которых характеризуют движение туловища и плечевого сегмента тела спортсмена при выполнении удара, основан на ранних публикациях, поскольку именно вращательное и сгибательно-разгибательное движения туловища при выполнении ударов в гольфе имеют определяющее значение [25].

Результаты исследований и их обсуждение

Графики изменения выбранных показателей удара клюшкой Iron представлены на рис. 3. Ось абсцисс составляют нормализованные от 0 до 1 данные времени, приведенные в безразмерных величинах. При визуальном анализе данных складывается впечатление, что они обладают низкой степенью схожести. Однако особенности изменения показателей имеют сильную взаимосвязь, что подтверждается соответствующими коэффициентами взаимной корреляции, значения которых относительно выбранных параметров представлены на рис. 4.

Исходя из данных рис. 4, можно сделать вывод о сильной положительной корреляции показателей, регистрируемых маркерной и безмаркерной системами захвата движений. Причем наибольшие значения установлены для исходных показателей пространственных координат точек, обозначающих плечевые суставы спортсмена. Для расчетных показателей значения коэффициентов взаимной корреляции несколько меньше. Это можно объяснить следующими факторами.

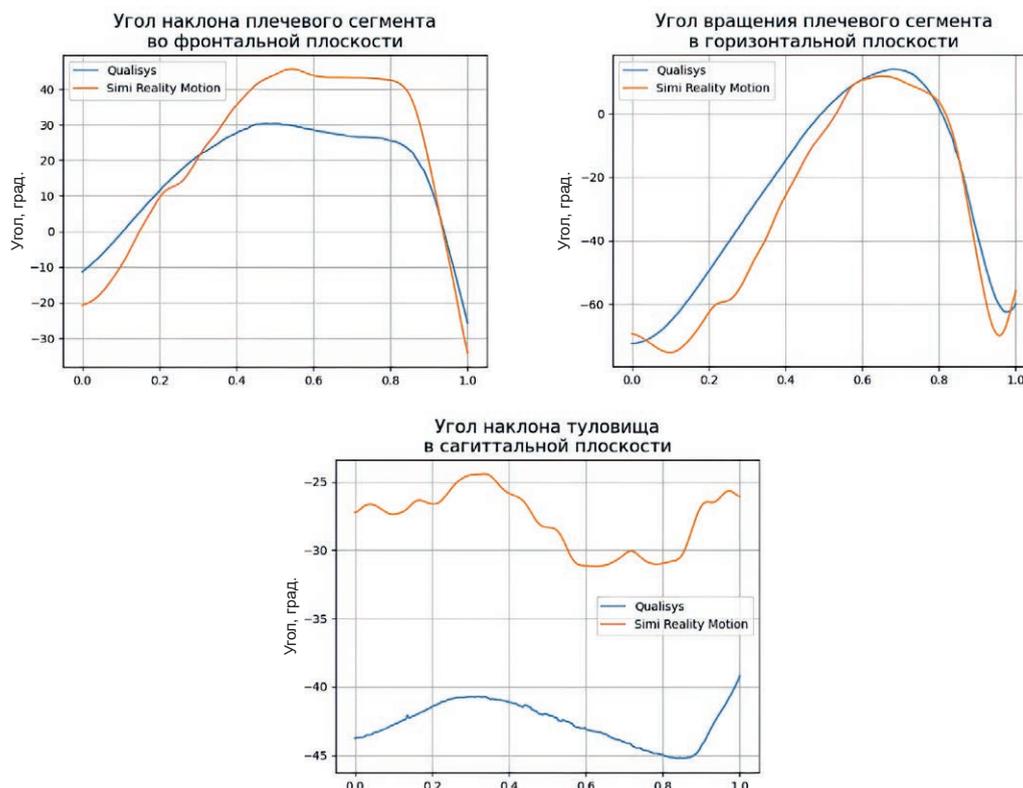


Рис. 3. Изменение показателей удара клюшкой Iron
Fig. 3. Changing the variables of swinging with an Iron-type club

Изменение величины координаты левого плеча по оси X:	0.9977
Изменение величины координаты левого плеча по оси Y:	0.9966
Изменение величины координаты левого плеча по оси Z:	0.9983
Изменение величины координаты левого плеча по оси X:	0.9935
Изменение величины координаты левого плеча по оси Y:	0.9995
Изменение величины координаты левого плеча по оси Z:	0.9996
Изменение величины угла наклона туловища в сагиттальной плоскости:	0.9029
Изменение величины угла вращения плечевого сегмента в горизонтальной плоскости:	0.7273
Изменение величины угла наклона плечевого сегмента во фронтальной плоскости:	0.8846

Рис. 4. Коэффициенты взаимной корреляции
Fig. 4. Cross-correlation coefficients

1. Светоотражающие маркеры, используемые в составе маркерной системы оптического захвата движений Qualisys, и виртуальные точки, положение которых на теле спортсмена определяется посредством обработки видеосигнала программными алгоритмами Simi Reality Motion, позиционируются неодинаково. Это обусловлено тем, что светоотражающие маркеры позиционируются на поверхности тела в области анатомических ориентиров плечевого сустава, а виртуальные точки – в пределах поверхности тела спортсмена. Соответственно расчетные данные в некоторой степени искажены относительно друг друга.

2. Ориентация системы отсчета Qualisys отлична от ориентации Simi Reality Motion, вследствие чего для расчета одних и тех же показателей пришлось использовать дополнительные математические преобразования.

3. Отслеживание виртуальных точек в безмаркерной системе захвата движений Simi Reality Motion происходит автоматически на основе настроенных параметров отслеживания, а также настройки компьютерного аватара (компьютерный аватар представляет собой цифровую копию тела человека, которая, основываясь на программных алгоритмах в процессе обработки, отслеживает движения). В результате процесс отслеживания практически неизбежно сопровождается определенными флуктуациями виртуальных точек и, как следствие, расчетных показателей.

Тем не менее схожесть данных, как исходных, так и расчетных, коэффициентов взаимной корреляции может характеризоваться как высокая, а некоторые факторы, связанные с настройкой параметров отслеживания и компьютерного аватара, могут быть в определенной степени ликвидированы или сведены до минимума благодаря совершенствованию алгоритмов искусственного интеллекта, обеспечивающего процесс отслеживания и повышения квалификации оператора по настройке параметров отслеживания и компьютерного аватара.

Заключение

Системы захвата движений активно применяются в исследованиях биомеханики движений человека, а также в области медицинской аналитики и реабилитации. В настоящее время безмаркерные системы захвата движений приобретают все большую актуальность и востребованность, что подтверждается активной научно-исследовательской деятельностью. И действительно, несмотря на многие текущие недостатки безмаркерного захвата движений, связанные преимущественно с точностью и степенью автоматизации программных алгоритмов отслеживания, подобные системы обладают высокой перспективностью и являются многообещающей альтернативой в настоящем и будущем. Это обусловлено отсутствием погрешности, связанной с ручным позиционированием маркеров на поверхности тела испытуемого; меньшими временными издержками в процессе записи вследствие отсутствия необходимости использования маркеров, а также в процессе программного отслеживания; обеспечением возможности выполнения наиболее естественных движений. Проведенный сравнительный анализ доказывает перспективность систем безмаркерного захвата движений, поскольку полученные числовые значения коэффициентов взаимной корреляции подтверждают высокую степень точности регистрируемых данных.

References

1. Theriault G., Lachance P. (1998) Golf Injuries: an Overview. *Sports Medicine*. 26 (1), 43–57. DOI: 10.2165/00007256-199826010-00004.
2. Lindsay D. M., Horton J. F., Vandervoort A. A. (2000) A Review of Injury Characteristics, Aging Factors and Prevention Programmes for the Older Golfer. *Sports Medicine*. 30 (2), 89–103. DOI: 10.2165/00007256-200030020-00003.
3. Seaman D. R., Bulbulian R. (2000) A Review of Back Pain in Golfers: Etiology and Prevention. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation*. 9 (3), 169–87. DOI: 10.1080/15438620009512554.
4. Wren G. (1990) *PGA Teaching Manual: the Art and Science of Golf Instruction*. Frisco, PGA of America.
5. Shaw J., Lloyd R., Oliver J. (2021) Physical Determinants of Golf Swing Performance: Considerations for Youth Golfers. *Strength and Conditioning Journal*. 44 (4), 10–21. DOI: 10.1519/SSC.0000000000000689.
6. Hume P. A., Keogh J., Reid, D. (2005) The Role of Biomechanics in Maximizing Distance and Accuracy of Golf Shots. *Sports Medicine*. 35 (5), 429–449. DOI: 10.2165/00007256-200535050-00005.
7. Cole M. H., Grimshaw P. N. (2008) Electromyography of the Trunk and Abdominal Muscles in Golfers with and without Low Back Pain. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 11 (2), 174–181. DOI: 10.1016/j.jsams.2007.02.006.
8. Cole M. H., Grimshaw P. N. (2008) Trunk Muscle Onset and Cessation in Golfers with and without Low Back Pain. *Journal of Biomechanics*. 41 (13), 2829–2833. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.07.004.
9. Silva L., Marta S., Vaz J., Fernandes O., Castro M. A., Pezarat-Correia P. (2013) Trunk Muscle Activation During Golf Swing: Baseline and Threshold. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 23 (5), 1174–1182. DOI: 10.1016/j.jelekin.2013.05.007.
10. Ceseracciu E., Sawacha Z., Cobelli C. (2014) Comparison of Markerless and Marker-based Motion Capture Technologies Through Simultaneous Data Collection During Gait: Proof of Concept. *PLOS One*. 9 (3). DOI: 10.1371/journal.pone.0087640.
11. Marais M., Brown D. (2022) Golf Swing Sequencing Using Computer Vision. Pattern Recognition and Image Analysis. *IbPRIA 2022. Lecture Notes in Computer Science. Vol. 13256*. Springer, Cham. DOI: 10.1007/978-3-031-04881-4_28.
12. Choi A., Joo S., Oh E., Mun J. H. (2014) Kinematic Evaluation of Movement Smoothness in Golf: Relationship between the Normalized Jerk Cost of Body Joints and the Clubhead. *BioMedical Engineering OnLine*. 13 (1), 1–12. DOI: 10.1186/1475-925X-13-20.
13. Evans K., Horan S. A., Neal R. J., Barrett R. S., Mills P. M. (2012) Repeatability of Three-dimensional Thorax and Pelvis Kinematics in the Golf Swing Measured Using a Field-based Motion Capture System. *Sports Biomechanics*. 11 (2), 262–272. DOI: 10.1080/14763141.2012.654502.

14. Beak S. H., Choi A., Choi S. W., Oh E., Mun J. H., Yang H., Sim T., Song H. (2013) Upper Torso and Pelvis Linear Velocity During the Downswing of Elite Golfers. *Biomedical Engineering Online*. 12 (1), 1–12. DOI: 10.1186/1475-925X-12-13.
15. Chu Y., Sell T. C., Choi S. W., Lephart S. M. (2010) The Relationship between Biomechanical Variables and Driving Performance During the Golf Swing. *Journal of Sports Sciences*. (11), 1251–1259. DOI: 10.1080/02640414.2010.507249.
16. Kim Y. H., Khuyagbaatar B., Purevsuren T. (2018) Relationship between Joint Angles and X-factor in Golf Swing. *ISBS Proceedings Archive*. 36 (1), 502–505.
17. Choi A., Lee J. M., Mun J. H. (2013) Ground Reaction Forces Predicted by Using Artificial Neural Network During Asymmetric Movements. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*. (3), 475–483. DOI: 10.1007/s12541-013-0064-4.
18. Lee K. J., Ryou O., Kang J. (2021) Quantitative Golf Swing Analysis Based on Kinematic Mining Approach. *Korean Journal of Sport Biomechanics*. 31 (2), 87–94.
19. Mündermann L., Corazza S., Andriacchi T. P. (2006) The Evolution of Methods for the Capture of Human Movement Leading to Markerless Motion Capture for Biomechanical Applications. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. (3), 1–11. DOI: 10.1186/1743-0003-3-6.
20. Lonini L., Moon Y., Embry K., Cotton R. J., McKenzie K., Jenz S., Jayaraman A. (2022) Video-Based Pose Estimation for Gait Analysis in Stroke Survivors During Clinical Assessments: a Proof-of-Concept Study. *Digital Biomarkers*. (6), 9–18. DOI: 10.1159/000520732.
21. Vena A., Budney D., Forest T. W., Carey J. (2011) Three-dimensional Kinematic Analysis of the Golf Swing Using Instantaneous Screw Axis Theory. Part 2: Golf Swing Kinematic Sequence. *Sports Engineering*. 13 (3), 125–133. DOI: 10.1007/s12283-010-0059-7.
22. Olofsson M. (2011) *Signal Theory*. Lund, Studentlitteratur AB.
23. Chatfield C. (1975) *The Analysis of Time Series: Theory and Practice*. New York, Springer New York Publ.
24. DeFatta D. J., Lucas J. J., Hodgkiss W. S. (1988) *Digital Signal Processing: a System Design Approach*. Hoboken, Wiley Publ.
25. Bradshaw E. J., Keogh J. W. L., Hume P., Maulder P., Nortje J., Marnewick M. (2009) The Effect of Biological Movement Variability on the Performance of the Golf Swing in High- and Low-handicapped Players. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 80 (2), 185–196. DOI: 10.1080/02701367.2009.10599552.

Сведения об авторе

Гусейнов Д. И., аспирант кафедры спортивной инженерии Белорусского национального технического университета

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, просп. Независимости, 65
Белорусский национальный
технический университет
Тел.: +375 17 293-96-78
E-mail: sporting@bntu.by
Гусейнов Даниил Истамович

Information about the author

Guseinov D. I., Postgraduate at the Department of Sport Engineering of the Belarusian National Technical University

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, Nezavisimosti Ave., 65
Belarusian National
Technical University
Tel.: +375 17 293-96-78
E-mail: sporting@bntu.by
Guseinov Daniil Istamovich