

МЕТОДОЛОГИЯ И ТЕХНОЛОГИЯ ИНЕРЦИАЛЬНЫХ СЕНСОРОВ В ОБЪЕКТИВНОЙ ОЦЕНКЕ ХОДЬБЫ ПРИ КОНТРОЛЕ КАЧЕСТВА И ОЖИДАЕМЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ ПРОТЕЗИРОВАНИЯ

Королева С.В.¹, Королёв П.В.²

¹ФГБОУ ВО «Ивановский ГМУ Минздрава России», Иваново, e-mail: drqueen@mail.ru;

²Ивановский государственный энергетический университет имени В.И. Ленина, Иваново

Значимым критерием качества и ожидаемых результатов протезирования при реабилитации инвалидов, нуждающихся в протезировании нижних конечностей, является объективная оценка ходьбы. В качестве альтернативы громоздким и маломобильным комплексам предлагается использовать технологию инерциальных сенсоров. Целью предлагаемого исследования стало изучить возможность использования и соответствие автоматического протокола технологии инерциальных сенсоров «Временному стандарту оказания услуг по протезированию лицам с ампутациями конечностей вследствие боевой травмы» при объективной оценке ходьбы. В качестве материалов и методов исследования был изучен автоматический протокол, формируемый при оценке функции ходьбы с использованием комплекса «Стэдис-Степ». Установлено совпадение анализируемых протоколов по основным показателям биомеханики ходьбы, включая временные, пространственные и кинематические параметры (по трем принятым плоскостям – фронтальной, горизонтальной и сагиттальной); даны пояснения некоторым терминологическим расхождениям. Отсутствие в комплексе «Стэдис-Степ» платформ давления исключало регистрацию только двух показателей – максимального уровня давления и распределения силы между конечностями, что может быть компенсировано регистрацией показателей распределения/асимметрии функциональной нагрузки (например, на вышележащие иерархические уровни опорно-двигательной системы). В заключение указано, что предложенная технология за счет своей мобильности и скорости обследования может быть рекомендована для объективной оценки функции ходьбы при контроле качества и ожидаемых результатов протезирования в части ее временных, пространственных и кинематических показателей, а формируемый автоматический протокол – для использования согласно «Временному стандарту оказания услуг по протезированию лицам с ампутациями конечностей вследствие боевой травмы».

Ключевые слова: инерциальные сенсоры, оценка ходьбы, показатели биомеханики, нижние конечности, ходьба.

METHODOLOGY AND TECHNOLOGY OF INERTIAL SENSORS IN OBJECTIVE EVALUATION OF WALKING DURING QUALITY CONTROL AND EXPECTED RESULTS OF PROSTHETICS

Koroleva S.V.¹, Korolyov P.V.²

¹FSBEI HE «Ivanovo SMU» of MOH of Russia, Ivanovo, e-mail: drqueen@mail.ru;

²Ivanovo State Power Engineering University named after V.I. Lenin, Ivanovo

An important criterion of quality and expected results of prosthetics during habilitation of disabled people who need lower limb prosthetics is an objective assessment of walking. As an alternative to bulky and low-mobility complexes, it is proposed to use the technology of inertial sensors. The purpose of the proposed study was to examine the possibility of using and compliance of the automatic protocol of the inertial sensor technology with the «Temporary standard for the provision of services for prosthetics to persons with limb amputations due to combat injury» in an objective assessment of walking. As materials and methods of the study, an automatic protocol formed during the assessment of the walking function using «Steadys-Step» was studied. A coincidence of the analyzed protocols was established for the main indicators of walking biomechanics, including temporal, spatial and kinematic parameters (in three accepted planes – frontal, horizontal and sagittal); explanations are given for some terminological discrepancies. The absence of pressure platforms in the «Steadys-Step» complex excluded the registration of only two indicators – the maximum pressure level and the distribution of force between the limbs, which can be compensated for by recording the indicators of the distribution / asymmetry of the functional load (for example, on the higher hierarchical levels of the musculoskeletal system). The conclusion indicates that the proposed technology, due to its mobility and speed of examination, can be recommended for an objective assessment of the walking function during quality control and the expected results of prosthetics in terms of its temporal, spatial and kinematic indicators, and the generated automatic protocol - for use in accordance

with the «Temporary standard for the provision of prosthetic services to persons with limb amputations due to combat injury».

Keywords: inertial sensors, gait assessment, biomechanical parameters, lower limbs, walking.

Введение. В последнее время в самые различные отрасли и специальности медицины внедряются технологии объективного контроля, визуализации получаемых функциональных результатов [1]. С одной стороны, такой подход значительно снижает процент ошибки, эффекты «человеческого участия» (эффект Ависа и Готторна), с другой – позволяет осуществить истинно мультидисциплинарный подход и возможность на единых критериях эффективности проводить как лечебные, так и реабилитационные мероприятия различными специалистами. Использование новых технологий во многом усовершенствовало подбор ортопедических изделий, технических средств реабилитации, в том числе в динамике тренирующих программ. Новые вызовы и новые реалии времени значительно повысили требования и к такой многопрофильной и мультидисциплинарной задаче, как протезирование. Значимым и во многом краеугольным моментом при абилитации инвалидов, нуждающихся в протезировании нижних конечностей, является не просто подбор правильного изделия, не только обучение пациента им пользоваться, но и весь комплекс сопровождения, призванного осуществить всесторонний комплекс реабилитации [2, 3].

С 2021 г. в России рекомендован ГОСТ Р 53871-2021 «Методы оценки реабилитационной эффективности протезирования нижних конечностей» [4]. Новые вызовы для системы медицинской реабилитации, связанные с проведением специальной военной операции (СВО), актуализировали дальнейшую разработку алгоритма и методики использования данного ГОСТа. Рекомендательный характер был ужесточен принятием нового документа: 08.10.2024 г. был утвержден «Временный стандарт оказания услуг по протезированию лицам с ампутациями конечностей вследствие боевой травмы» [5] (далее – «Временный стандарт...»). Согласно «Временному стандарту...», объективная оценка биомеханических показателей ходьбы должна проводиться путем регистрации на специальном программно-аппаратном комплексе, а протокол оценки эффективности подобранного протеза – фиксировать определенные параметры ходьбы. Рекомендованный во «Временном стандарте...» комплекс содержит в своем составе подометрическую дорожку и динамометрическую платформу с гониометрическими датчиками. Все указанное оборудование требует особых условий для монтажа, достаточно громоздко и маломобильно.

Цель исследования – изучение возможности использования технологии инерциальных сенсоров для оценки ходьбы в части соответствия получаемого автоматического протокола требованиям «Временного стандарта...».

Материал и методы исследования. Изучен состав автоматического протокола, формируемый при исследовании функции ходьбы с использованием системы для оценки функции ходьбы «Стэдис-Степ» ООО «Нейрософт» (г. Иваново) № РЗН 2018/7458 от 11.07.2022 г., код вида медицинского изделия 240770 (для оценки биомеханики движений на протезе). При анализе ходьбы пациенту достаточно пройти в удобном для себя темпе максимум 2 мин (при необходимости можно меньше, с сохранением полученных данных) [6]. Движение возможно по любой поверхности, для корректного отражения паттерна ходьбы минимально необходимая дистанция по прямой составляет 5–6 шагов (дальнейшие повороты пациента автоматически «вырезаются» из анализа). Показатели биомеханики ходьбы подсчитывались автоматически и отображались на экране врача в режиме реального времени, автоматически фиксировались во встраиваемый протокол, формируемый в течение нескольких секунд.

Основные биомеханические показатели ходьбы в автоматическом протоколе: временные параметры цикла шага (ЦШ), время ЦШ в сек.; пространственные – длина цикла шага (ДЦШ в см), скорость ходьбы («V» в км/ч), а также ритмичность (соотношение фаз переноса по больной и здоровой сторонам).

Фазовые периоды цикла шага:

- период опоры (ПО) – часть цикла шага (ЦШ), при котором конечность контактирует с опорой, в составе одиночной и двойной опоры по анализируемой конечности;
- период переноса (ПП) – часть ЦШ, при котором конечность не контактирует с опорой;
- период одиночной опоры (ОО) – часть ЦШ, при которой с опорой контактирует только одна конечность;
- период двойной опоры (ДО) – часть ЦШ, при которой с опорой контактируют обе конечности [6].

Среди пространственных характеристик асимметрию шагов от центральной линии отражает циркумдукция, $1/2$ от ширины/базы шага, где за ширину шага принимают расстояние от идентичных точек стопы при ходьбе во фронтальной плоскости [6]. Для оценки кинематических характеристик / угловых перемещений суставов, кроме стандартно рассчитываемых амплитуд сгибания/разгибания по плоскостям (в °), оцениваются гониограммы тазобедренных, коленных суставов (при использовании 7 сенсоров возможен кинематический анализ голеностопных суставов, также синхронизированных с паттерном ходьбы). При оценке гониограмм оцениваются общая амплитуда движений во время ходьбы, амплитуда во время ПО и ПП [6, 7], отдельно по трем плоскостям – сагиттальной (по направлению ходьбы), фронтальной и горизонтальной. При необходимости возможна

регистрация синхронизированной с паттерном ходьбы электромиограммы с заинтересованных мышц – по 2 канала с каждого сенсора.

Результаты исследования и их обсуждение. К основным параметрам биомеханики ходьбы согласно «Временному стандарту...» относятся [3]: время (с) и длина (см, м) двойного шага, средняя скорость (м/с) и темп ходьбы (шаг/мин). В мировой практике наряду с понятием «двойной шаг» используется термин «цикл шага», эти понятия по сути идентичны [8].

Временными параметрами являются (в скобках – параметры протокола ходьбы по «Стэдис-Степ»):

- фаза опоры, состоящая из фазы опоры на пятку, фазы опоры на всю стопу и фазы опоры на носок (Период опоры). С точки зрения маркерного «удара пяткой», фаза опоры состоит из двух периодов двойной опоры и одного – одиночной опоры (три интервала при этом: опоры на пятку, опоры на всю стопу и опоры на носок – составляют фазу одиночной опоры). Такая трактовка более точно отражает логику и биомеханику паттерна ходьбы;
- фаза переноса (Период переноса);
- фаза двойной опоры (Первая и вторая двойная опора);
- сдвиг (интервал τ) – время от момента окончания опоры на всю стопу одной ноги до начала опоры другой ноги [5].

В отсутствие опоры на носок получается, что существует промежуток времени «без опоры», то есть прыжок. Но паттерн ходьбы подразумевает, что как минимум одна конечность должна находиться в контакте с опорой. Кроме того, ряд протезов не подразумевает полного переката стопы, и в этом случае показатель «сдвига» всегда будет отрицательным. Поэтому представляется более логичным принять к анализу вместо понятия «Сдвиг» – «Начало второй двойной опоры» (Н2ДО), разделяющее окончание контакта предыдущей стопы / отталкивание носка и удар пяткой следующей конечности. Этот показатель в норме стремится к 50%. Установлено [9, 10, 11], что для больных травматолого-ортопедического профиля более характерны достаточно быстро возникающая компенсация двигательных нарушений и формирование симметричного паттерна ходьбы, то есть данный показатель также достаточно симметричен для левой и правой конечности (либо с небольшой разницей, показатель Δ -дельта стремится к 0). При наличии нарушений со стороны центральной нервной системы либо значительных изменений периферической системы показатель Н2ДО асимметричен и сохраняет эту разницу длительное время [12].

- Коэффициент ритмичности ходьбы, скорость ходьбы, гониограммы движений в суставах / протезах, база шага / циркумдукция отдельно по каждой ноге и другие рекомендованные «Временным стандартом...» показатели в полном объеме представлены в

автоматическом протоколе «Стэдис-Степ» и не нуждаются в дополнительных пояснениях и корректировке.

Все параметры, как и регламентировано, вычислены в процентах от цикла шага. Обязательные требуемые параметры ходьбы полностью отражены в протоколе «Стэдис-Степ». Отдельно подсчитываются разница между левой и правой конечностью, норма каждого показателя в абсолютных значениях и отдельно – границы нормы в виде заштрихованной области рядом с графическими отрезками показателей. В обязательном пакете протокола оценки биомеханики ходьбы, согласно «Временному стандарту...», кроме временных и пространственных характеристик шага для левой и правой конечности, должны быть представлены кинематические характеристики [5]. В протоколе «Стэдис-Степ» представлены гониограммы по анализируемым суставам. Например, для получения гониограмм тазобедренных и коленных суставов должны быть задействованы 5 сенсоров – по два на голени (по наружной поверхности на 2 см выше наружной лодыжки) и на середину бедра с наружной поверхности и один – на проекцию L4-L5 на область крестца. Если необходимо оценить еще и голеностопные суставы, то дополнительно устанавливаются еще два сенсора на тыльные поверхности стоп симметрично. Все гониограммы регистрируются по 3 плоскостям, синхронизированы с циклом шага, амплитуды даются в градусах, отдельно по правой и левой конечности, также с границами норм в виде заштрихованной области. Гониограммы отражают, главным образом, работу периартикулярных структур и в ряде случаев позволяют диагностировать доклинические формы травматических повреждений [7]. Фрагменты протокола с выделенными изменениями согласно пояснению в тексте представлены на рисунках 1 и 2.

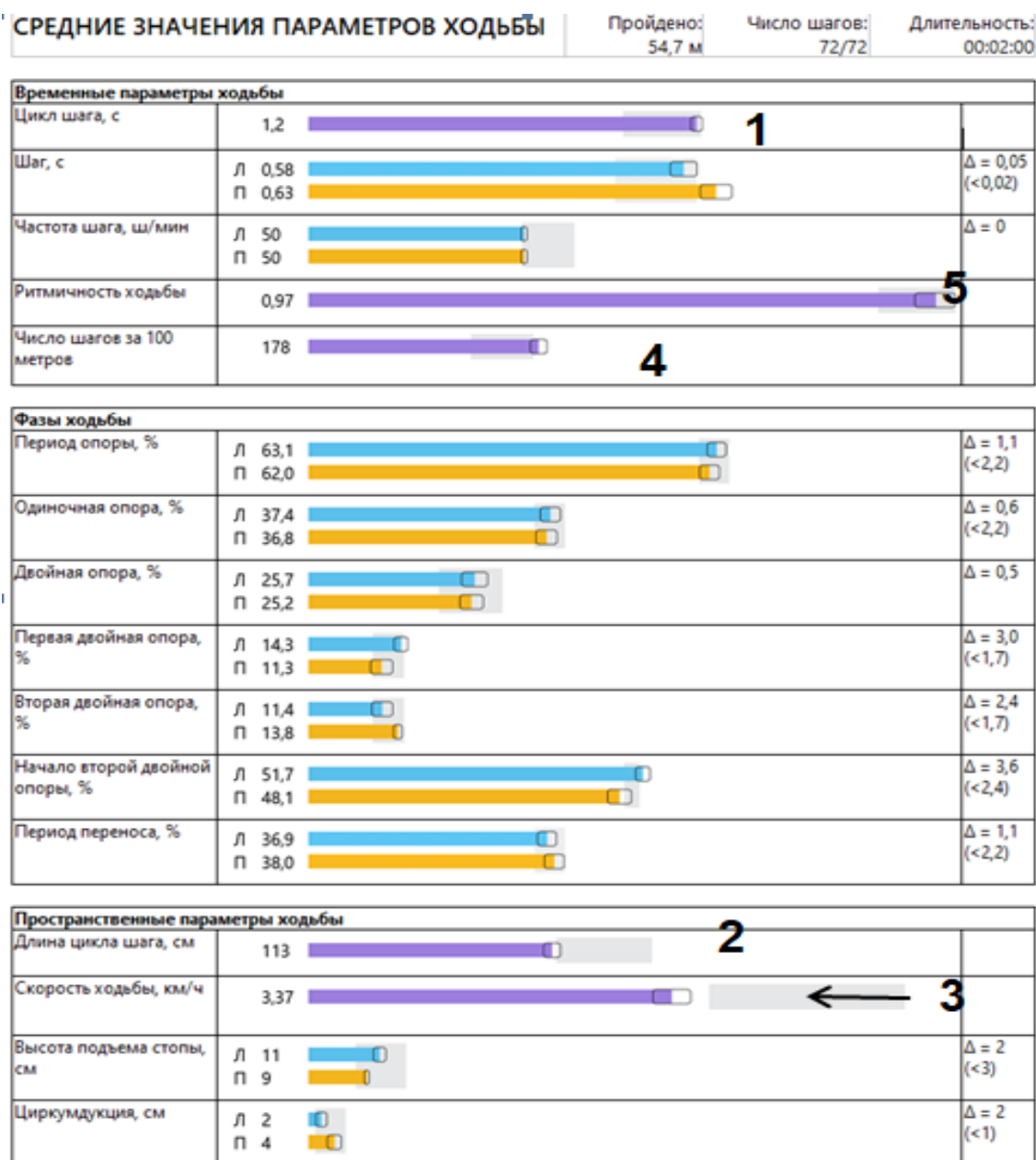


Рис. 1. Соответствие основных биомеханических параметров ходьбы по автоматическому протоколу технологии инерциальных сенсоров: 1 – Время двойного шага = цикл шага, 2 – Длина двойного шага = длина цикла шага, 3 – Средняя скорость ходьбы = скорость ходьбы, 4 – Темп ходьбы = число шагов за 100 м [2], 5 – Ритмичность ходьбы = ритмичность ходьбы (подсчитывается автоматически). Стрелкой указан «коридор» нормы на показателе скорости ходьбы

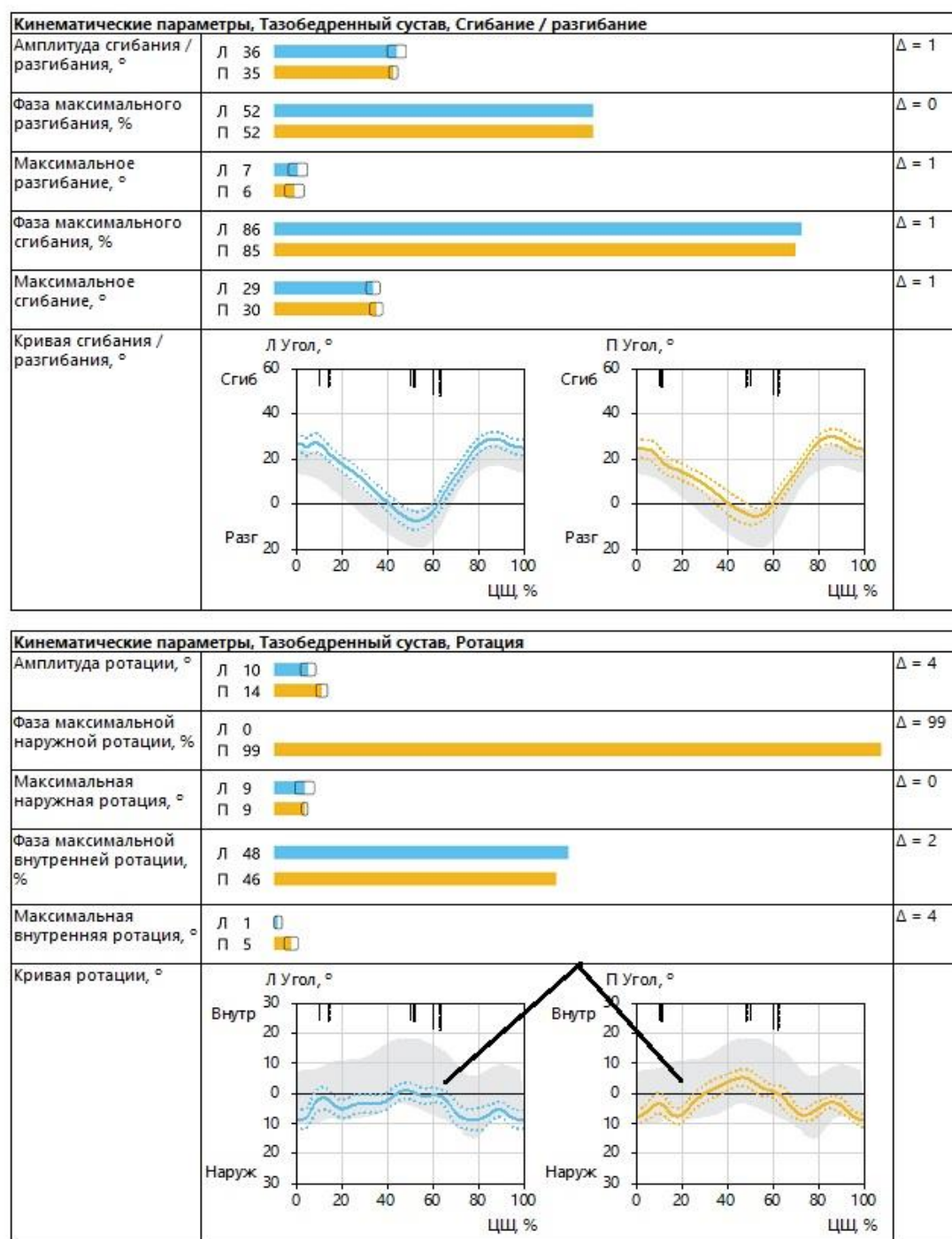


Рис. 2. Кинематические характеристики тазобедренного сустава / фрагмент протокола – сгибание/разгибание и ротация, синхронизированные с циклом шага (стрелками показана граница нормы на гониограммах ротации левого (синяя линия) и правого (желтая) суставов). По оси абсцисс – процент от цикла шага, по оси ординат – угол в градусах; фазы максимального сгибания/разгибания, ротации даны в % от цикла шага и в виде столбиковых диаграмм синего цвета для левой конечности, желтого – для правой

В отсутствие платформ давления в комплексе «Стэдис-Степ» два требуемых показателя динамических характеристик шага согласно «Временному стандарту...» (максимальный уровень давления N меньше $20N/cm^2$ и распределение силы между конечностями ($N50/50\%$)) не реализованы в автоматическом протоколе анализа ходьбы с использованием технологии инерциальных сенсоров. Но биомеханический/объективный паттерн ходьбы содержит целый комплекс адаптивных, компенсаторных и декомпенсаторных изменений [2, 11, 12]. Например, дефицит функциональной состоятельности со стороны коленного сустава достаточно быстро «включает» адаптивный механизм вышележащих уровней – тазобедренного сустава, пояснично-крестцового отдела позвоночника, суставы контралатеральной конечности [7]. Указанные изменения отражены в протоколах и проявлялись в виде асимметрии. Дополнительной опцией используемых сенсоров являлась возможность регистрации синхронизированных с паттерном ходьбы электромиограмм – по 2 отведения на мышцы с каждого сенсора, что значительно расширяло возможности объективного контроля движений. Предложенная технология позволяет практически в режиме реального времени визуализировать эти нарушения и подбирать наиболее оптимальный вариант как для коррекции/протезирования, так и для выбора методов восстановительного лечения.

Заключение. Основываясь на ранее полученных результатах и опыте работы с инерциальными сенсорами, учитывая имеющиеся работы других авторов, предложено использовать для объективной оценки ходьбы при оказании услуг по протезированию лицам с ампутациями конечностей вследствие боевой травмы технологию инерциальных сенсоров. Данная технология неинвазивна, безопасна, чувствительна, мобильна, не требует длительного времени и специальных условий и помещений для выполнения.

Список литературы

1. Пономаренко Г.Н. Доказательная физическая и реабилитационная медицина: учебное пособие для врачей. СПб.: Модерн, 2023. 111 с.
2. Рындина Р.Б. Физическая реабилитация лиц после ампутации и протезирования нижней конечности в школе ходьбы протезного предприятия // Ученые записки университета имени П.Ф. Лесгафта. 2022. № 10 (212). С.387-393. DOI: 10.34835/issn.2308-1961.2022.10.P387-393.
3. Баиндурашвили А.Г., Никитюк И.Е., Костомарова Е.А., Кононова Е.Л., Барсуков Д.Б., Басков В.Е.. Оценка функциональных результатов хирургического лечения детей с болезнью ЛеггаКальве-Пертеса при помощи портативной системы анализа ходьбы // Гений Ортопедии. 2020. Т.26. № 4. С.508-515. DOI: 10.18019/1028-4427-2020-26-4-508-515.

4. Национальный стандарт Российской Федерации «Методы оценки реабилитационной эффективности протезирования нижних конечностей» [Электронный ресурс]. URL: <https://docs.cntd.ru/document/1200179697>. (дата обращения: 03.02.2025).
5. Временный стандарт оказания услуг по протезированию лицам с ампутациями конечностей вследствие боевой травмы» [Электронный ресурс]. URL: https://medicine.mil.ru/upload/site299/document_text/000/486/985/Vremennyy_standart_okazaniya_uslug_po_protezirovaniyu_litsam_s_amputatsiyami_konechnostey_vsledstvie_s_boevoy_travmoy.pdf. (дата обращения: 03.02.2025).
6. Регистрационное удостоверение «Система для диагностики двигательной патологии и восстановительного лечения методом биологической обратной связи «Стэдис» от 11.07.2022 №РЗН 218/7458 [Электронный ресурс]. URL: <https://nevacert.ru/reestr/med-reestr/rzn-20187458-59771.html>. (дата обращения: 03.02.2025).
7. Королева С.В., Кирпичев И.В., Михайлов Д.В. Оценка ходьбы при травме передней крестообразной связки коленного сустава с использованием технологии инерциальных сенсоров // Современные проблемы науки и образования. 2023. № 3. URL: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=32600>. (дата обращения: 23.12.2024). DOI: <https://doi.org/10.17513/spno.32600>.
8. Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. М.: Науч.-мед. фирма МБН, 2007. 617 с.
9. Скворцов Д.В., Королева С.В. Динамика параметров ходьбы в процессе реабилитации после тотального эндопротезирования коленного сустава // Научно-практическая ревматология. 2019. Т.57. №6. С. 704-707. DOI: 10.14412/1995-4484-2019-704-707.
10. Королева С.В. Технология объективной оценки двигательных нарушений в динамике реабилитации у больных травматолого-ортопедического профиля // Физическая и реабилитационная медицина. 2022.Т. 4. № 1. С.47-52. DOI: 10.26211/2658-4522-2022-4-1-47-52.
11. Королева С.В. Технология инструментальной тренировки функции ходьбы в реабилитационных программах для пациентов травматолого-ортопедического профиля // Вестник Ивановской медицинской академии. 2022.Т.27. №1. С.43-46. DOI: 10.52246/1606-8157_2022_27_1_43.
12. Скворцов Д.В., Гребенкина Н.В., Кауркин С.Н., Иванова Г.Е. Характеристика функции ходьбы у больных с гемипарезом в раннем восстановительном периоде ишемического инсульта: одноцентровое ретроспективное исследование // Физическая и реабилитационная медицина, медицинская реабилитация. 2024.Т.6. №3. С.208–219. DOI: 10.36425/rehab634515.