

СОЗДАНИЕ СИСТЕМЫ АВТОМАТИЧЕСКОГО УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ РОБОТИЗИРОВАННЫМ ПРОТЕЗОМ ГОЛЕНИ

Буров Г.Н., Белянин О.Л., Большаков В.А., Дробаха А.С.

*Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта,
ул. Бестужевская, д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация*

Резюме

Введение. Разработка системы управления подвижной шарнирной стопой протеза голени на основе биоэлектрических сигналов от её мышц продолжает оставаться актуальной проблемой, так как существующие стопы с механическим управлением из всего спектра задач педипулирования позволяют восстановить только пассивную слабо амортизированную опороспособность и частично подвижность. При бипедальной стойке и ходьбе они создают также достаточно напряжённую статодинамическую устойчивость.

Цель. Совершенствование протезирования инвалидов с ампутированными дефектами голени расширением функциональных возможностей протеза с биоэлектрическим управлением.

Материалы и методы. Задачи конструирования механизма искусственной стопы с подвижным шарниром решались с использованием классических методов теории механизмов и машин применительно к специфике объекта. Идеология разработки и расчета системы управления основана на теории следящих систем. Входной сигнал от биообъекта — мышц голени или датчика движений коленного сустава — адаптируется к системе управления использованием функциональных преобразователей. Повышение помехозащищённости достигается использованием широтно-импульсного кодирования сигналов. Плавность движений и стабилизация положений механизма достигаются применением глубокой обратной связи. В качестве сервосистем используются концевые ограничители работы привода по объёму движений и самотормозящая муфта обгона двухстороннего действия.

Результаты. Проведённое исследование позволило выполнить проработку чертежа общего вида макета протеза стопы, осуществить выпуск рабочих чертежей макета и изготовить макет, демонстрирующий работу инновационной системы управления.

Обсуждение. Проведён анализ управляемых стоп фирм Ottobock, Park Industries Inc, Blatchford Endolite. Отмечено, что при высокой функциональности стопы сложны, дорогостоящи и относятся к пассивным.

Заключение. Выполненное исследование открыло возможность создания протеза голени с управляемой стопой с использованием биоэлектрического сигнала или сигнала от механодатчика.

Ключевые слова: протез голени, искусственная стопа, биоэлектрическое управление, механодатчик.

CREATION OF AUTOMATIC CONTROL SYSTEM FOR BIONIC ROBOTIC BELOW KNEE PROSTHESIS

Burov GN, Belyanin OL, Bolshakov VA, Drobakha AS

*Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled,
50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation*

Absrtact

Introduction. The development of a control system for a movable articulated foot of below knee prosthesis based on bioelectrical signals from its muscles continues to be an urgent problem, since the existing mechanically controlled feet from the entire range of pedipulation tasks allow restoring only passive, weakly cushioned support and partially mobility. With a bipedal stance and walking, they also create a rather tense static-dynamic stability.

Буров Г.Н., Белянин О.Л., Большаков В.А., Дробаха А.С. Создание системы автоматического управления бионическим роботизированным протезом голени // Физическая и реабилитационная медицина. — 2022. — Т. 4. — № 4. — С. 44-50. DOI: 10.26211/2658-4522-2022-4-4-44-50.

Burov GN, Belyanin OL, Bolshakov VA, Drobakha AS. Sozdanie sistemi avtomaticheskogo upravleniya bionicheskim robotizirovannim protezom goleni [Creation of Automatic Control System for Bionic Robotic Below Knee Prosthesis]. Fizicheskaya i reabilitacionnaya medicina [Physical and Rehabilitation Medicine]. 2022;4(4):44-50. DOI: 10.26211/2658-4522-2022-4-4-44-50. (In Russian).

Буров Геннадий Николаевич / Gennady N. Burov; e-mail: zxy@yandex.ru

Aim. Improving the prosthetics of disabled people with amputation defects of the lower leg by expanding the functionality of the prosthesis with bioelectric control.

Materials and methods. The tasks of designing the mechanism of an artificial foot with a movable hinge were solved using the classical methods of the theory of mechanisms and machines in relation to the specifics of the object. The ideology of development and calculation of the control system is based on the theory of servo systems. The input signal from a bio object — leg muscles or a knee joint movement sensor — is adapted to the control system for the use of functional transducers. Improvement of noise immunity is achieved by using pulse-width coding of signals. The smoothness of movements and the stabilization of the positions of the mechanism are achieved by using deep feedback. As servo systems, the end limiters of the drive operation in terms of the volume of movements and a two-way self-braking overtaking clutch were used.

Results. The study made it possible to work out a general view drawing of a foot prosthesis model, issue working drawings of the model, and make a model demonstrating the operation of an innovative control system.

Discussion. The analysis of controlled artificial feet companies Ottobock, Park Industries Inc, Blatchford Endolite was carried out. It is noted that the feet with high functionality are complex, expensive and passive.

Conclusion. The performed study opened the possibility of creating a below knee prosthesis with a controlled artificial foot using a bioelectric signal or a signal from a mechano-sensor.

Keywords: below knee prosthesis, artificial foot, bioelectric control, mechano-sensor.

Publication ethics. The submitted article has not been published before.

Conflict of interest. There is no information about the conflict of interests.

Source of financing. The study was not sponsored.

Received: 02.11.2022

Accepted for publication: 15.12.2022

Введение / Introduction

Пассивная и сильно ограниченная по объёму подвижность голеностопного шарнира искусственной стопы в сагиттальной плоскости не позволяет выбрать должный клиренс переноса и приводит к риску зацепления за грунт сложного рельефа. Компенсацией этой недостаточности протеза является гиперлюксация в сохранённых суставах ипсилатеральной конечности, а также в суставах туловища при повышенной опорной нагрузке на контралатеральную конечность. В результате развивается выраженная хромота, что повышает энергозатраты организма и его затраты на управление движениями.

Поэтому достижение плавности и адаптивности ходьбы, особенно по сложному рельефу, требует увеличения числа степеней свободы и объёма активной управляемой подвижности всех шарниров стопы протеза, включая голеностопный. При этом управление стопой протеза должно быть строго коррелировано с управлением в коленном и тазобедренном суставах и адаптивным к текущей моторной ситуации в различных режимах стояния и ходьбы.

Выходом из сложившейся ситуации является создание подвижной шарнирной стопы протезов голени с произвольным управлением самим инвалидом. Такие протезы должны удовлетворять требованиям многофункциональности, адаптивности к моторной ситуации, надёжности, осваиваемости инвалидом, технической обслуживаемости и низкой стоимости.

Цель / Aim

Целью исследования является разработка модели искусственной шарнирной стопы протеза голени с адаптивным биоэлектрическим управлением, использующим электроактивность мышц голени или другие адекватные сигналы после ампутаций на различных уровнях.

Материалы и методы / Materials and methods

Задачей данной разработки является создание надёжного протеза голени, при использовании которого обеспечивается удобство инвалида в процессе ходьбы. Это достигается путём обеспечения возможности, в близком к естественному автоматическому режиму, выполнять тыльное подгибание стопы в ходьбе и автоматический возврат стопы в исходное положение.

Устройство позволяет продолжать ходьбу при любых пространственных задержках протезированной конечности и скоростях движения, сохраняя антропоморфное подгибание при её переносе над опорной поверхностью с должным клиренсом.

Создание системы автоматического управления бионическим роботизированным протезом голени предполагает также и разработку объекта управления. В протезе голени таким объектом является искусственная стопа. Она содержит механические устройства, обеспечивающие автоматическое управление стопой при ходьбе.

Задачи конструирования механизма искусственной стопы с подвижным шарниром решались с использованием классических методов теории механизмов и машин применительно к специфике объекта.

Основным естественным входным сигналом адаптивной системы управления стопой протеза голени является электроактивация её мышц. Она хорошо адаптируется к текущей моторной ситуации и может быть использована как дифференцированный управляющий сигнал без взаимовлияний. Этому способствует и расположение групп мышц на голени с достаточно чётким функциональным разделением [1].

Исследованию электроактивности мышц нижних конечностей в норме и патологии посвящено большое количество работ. Отмечено, что получение электросигнала от мышц голени, годного для Системы управления (СУ) приводами стопы протеза, наталкивается на существенные трудности. При этом характер активации мышц и структура сил организации ходьбы определяются не только центральными сигналами управления, но и ситуативными проприоцептивными рефлексам голени в динамическом моторном поле — обратной связью. Ампутация нарушает этот канал управления, ликвидируя значительную рецептивную зону всей стопы и голеностопного сустава, а также лишая мышцы голени дистальных подвижных точек крепления и тем искажая проприоцептивную информацию.

При высокой ампутации голени мышечная масса может значительно уменьшиться, что ведёт к снижению вероятности получения надёжного электросигнала управления и необходимости поиска других его источников.

Так, электросигнал от датчика движений в коленном суставе при высоком уровне ампутации и резком снижении функциональности мышц голени хоть и находится в сложных фазоамплитудных отношениях с движениями стопы в ходьбе, однако может быть использован в качестве управляющего после соответствующих функциональных преобразований. После ампутации выше колена он становится единственно возможным [2].

Активное тыльное сгибание стопы (подгибание) в периоде переноса конечности над грунтом обеспечивает должный клиренс, что требует про-

порционального управления для правильного позиционирования стопы. Решение этой задачи возможно введением системы обратной связи, отслеживающей номинальное положение стопы.

В соответствии с принципом обратной связи управление исполнительным устройством осуществляется по рассогласованию $\Delta U(t)$ задающей $X_0(t)$ и исполнительной $X_1(t)$ функций, т.е. отклонения регулируемой величины от предписанного значения: $\Delta U(t) = X_0(t) - X_1(t)$.

$\Delta U(t)$ принимает значения: 0, $+\Delta U(t)$ и $-\Delta U(t)$.

$+\Delta U(t)$ обеспечивает тыльное сгибание стопы, $-\Delta U(t)$ — подошвенное сгибание, а 0 — остановку движения.

В нашем случае следящую систему можно рассматривать как усилитель мощности (сервопривод), качество работы которого характеризуется точностью воспроизведения управляющего воздействия и регулируемой координаты — положением активной искусственной стопы относительно голени в сагиттальной плоскости.

Структурная схема системы управления тыльным сгибанием активной искусственной стопы представлена на рисунке 1. Она является замкнутой системой входящих и исходящих связей структурных элементов.

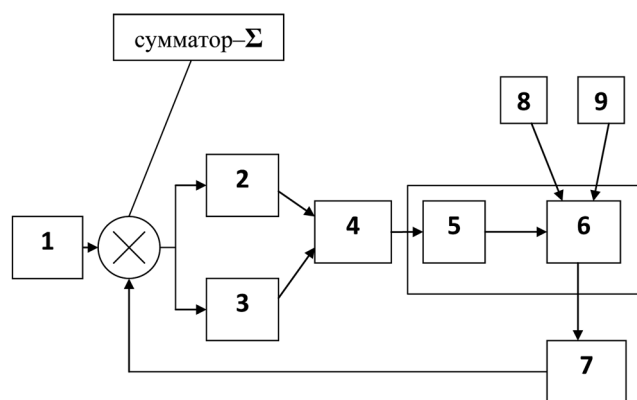
В соответствии с данной схемой оператор-инвалид активирует задающий датчик 1, который направляет сигнал управления на сумматор Σ . Далее, в зависимости от полярности (\pm), сигнал поступает на функциональный преобразователь 2 или 3 и затем на широтно-импульсный усилитель мощности 4. После усиления сигнал поступает на мотор-редуктор 5, нагруженный исполнительным механизмом 6.

Рисунок 1. Система управления приводом тыльного сгибания искусственной активной стопы в протезе голени:

- 1 — задающий датчик;
- 2, 3 — функциональные преобразователи;
- 4 — широтно-импульсный усилитель мощности;
- 5 — электропривод (мотор-редуктор);
- 6 — исполнительный механизм;
- 7 — датчик отрицательной обратной связи объекта регулирования — системы элементов 5 и 6;
- 8, 9 — концевые выключатели (ограничители диапазона позиционного регулирования)

Figure 1. Back bend drive control system of artificial active foot in below knee prosthesis:

- 1 — master sensor;
- 2, 3 — functional converters;
- 4 — pulse-width power amplifier;
- 5 — electric drive (motor-gearbox);
- 6 — actuator;
- 7 — negative feedback sensor of the regulated object — systems of elements 5 and 6;
- 8, 9 — limit switches (positional control range limiters)



В процессе функционирования исполнительный механизм приводит в движение датчик отрицательной обратной связи 7. Роль датчика обратной связи устройства выполняет потенциометрический датчик, установленный соосно с осью активной искусственной стопы. Потенциометрический датчик предназначен для преобразования механического перемещения в электрическую величину напряжения.

Статор датчика неподвижно соединён с основанием стопы, а ротор датчика соединён с подвижной частью устройства. Сигнал с датчика 7 поступает на сумматор, где сравнивается (вычитается) с задающим сигналом. Полученная разность $\pm \Delta U(t)$ и является сигналом управления $U(t)$ системы.

В зависимости от полярности суммарного сигнала выполняется прямое или реверсивное движение исполнительного механизма, т.е. тыльное или подошвенное сгибание стопы. Чем больше величина рассогласования сигналов, тем больше сигнал управления и тем больше скорость движения исполнительного механизма.

Когда суммарный сигнал будет равен нулю, исполнительный механизм остановится. Другими словами, если задающий датчик остановить в каком-либо промежуточном положении, то система автоматически приводит исполнительный механизм в состояние, когда угловые положения датчиков задающего и обратной связи сравниваются. То есть, пока есть сигнал отличный от нуля, есть и движение исполнительской части. Исполнительный механизм отслеживает положение задающего. При необходимости может быть выполнено масштабирование передачи движения средствами электронной системы с увеличением или уменьшением как его скорости, так и силы.

Ограничение хода исполнительного механизма может выполняться с помощью микровыключателей или посредством введения системы защиты двигателя по току в момент прихода устройства на упор в крайних положениях механизма активной искусственной стопы.

Рассмотрение анатомо-топографических, биомеханических и функциональных особенностей мышечного аппарата голени, осуществляющих движения стопы, проводилось с целью выбора тех мышц, электроактивность которых может быть использована в качестве достаточного стабильного сигнала для СУ приводов искусственной стопы протеза голени.

При этом также определялись топографические точки максимальной активности мышц при их произвольном напряжении. Постановка данной задачи обусловлена тем, что конфигурация мышечных групп голени достаточно сложна, а после ампутации наблюдается существенное уменьшение мышечной массы и баллотирование дисталь-

ных их концов, что может вносить двигательные артефакты в структуру электроактивности [3].

Рассмотренные в процессе работы закономерности изменений уровней активации мышц голени в различных режимах ходьбы могут быть использованы для формирования сигналов управления биоэлектрическим протезом только при достаточной её длине и массе мышц.

Результаты / Results

Проведённое исследование позволило выполнить проработку чертежа общего вида макета протеза стопы, осуществить выпуск рабочих чертежей макета и изготовить макет, демонстрирующий работу инновационной системы управления (рис. 2).

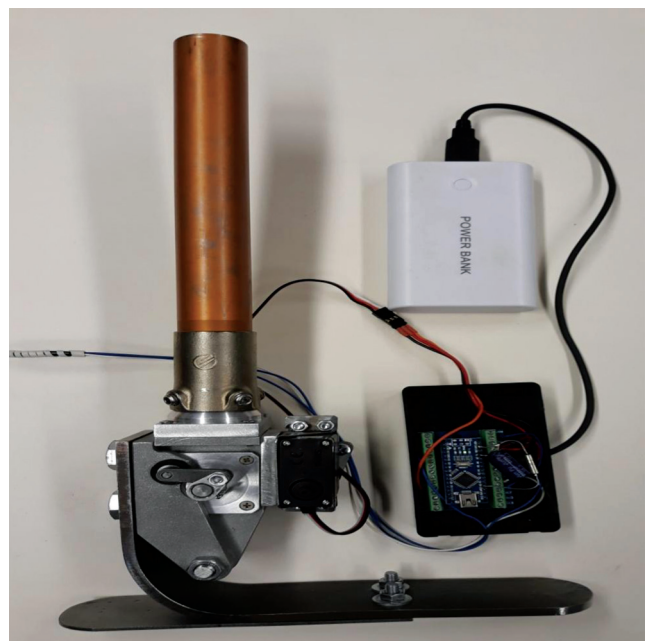


Рисунок 2. Модель стопы со стойкой голени, мотором-редуктором, блоком управления и аккумулятором электропитания (чёрный блок с микросхемами — блок управления, светлый — блок электропитания)

Figure 2. Foot model with lower leg pilon, motor-reducer, control unit and power supply battery (the black block with microcircuits is the control unit, the light one is the power supply unit)

Обсуждение / Discussion

Разработка и создание специальной искусственной стопы, обладающей возможностью движения, сегодня всё так же привлекает внимание конструкторов, работающих в отрасли протезостроения, как в нашей стране, так и за рубежом. На протяжении многих лет их деятельность была направлена на достижение максимально высокой функциональности и эффективности таких стоп.

В основе современного протезирования ступней лежат проблемы создания механизмов, позволяющих реализовать основные позиции и движения стопы при ходьбе, стоянии, поворотах и даже танцевальных движениях, используя при этом всевозможные доступные средства проектирования, а также способы управления и элементную базу конструктивного исполнения адаптивных искусственных стоп.

Активные протезы ног помогают человеку выполнять целый ряд движений. Такие аппараты оснащены либо механическими устройствами управления подвижной стопой, либо снабжены системой управления с использованием микропроцессоров. Сигналы мышц культи регистрируются датчиками. После этого импульс передается на блок управления и затем на электродвигатель, который приводит стопу в действие [4].

Управление искусственной стопой протеза должно отвечать многочисленным требованиям, чтобы обеспечить надежное её использование и как можно более естественный процесс движения при ходьбе инвалида. Так, например, в ходьбе при ударе пяткой необходимо обеспечить управляемую постановку стопы на плоскость опоры и контролируемый перекач через плюсну, причем тело инвалида немного приподнимается.

Далее для надежного стояния на искусственной стопе требуется высокая стабильность угла голеностопного шарнира. Однако целесообразная для этого блокировка действующего в качестве голеностопного сустава вращательного шарнира искусственной стопы должна регулироваться, чтобы обеспечить расслабленное стояние инвалида на наклонной поверхности или в обуви с каблучком.

Среди разработок концерна OttoBock можно отметить стопу Dynamic Pro 1D25, имеющую хорошие функциональные характеристики благодаря S-образному элементу из синтетического материала. Ступенчатая гибкость с дополнительной аксиальной компрессией создаёт физиологический перекач и выравнивает движение при ходьбе по неровной поверхности.

Ещё одно известное изобретение фирмы OttoBock — это «интеллектуальный» протез ноги C-leg, являющийся первым в мире протезом ноги с полным микропроцессорным управлением, обеспечивающим динамику и высокий уровень безопасности. На сегодняшний день данное изобретение не имеет аналогов.

Большое внимание уделялось энергосберегающим конструкциям стоп. Решая эту важную задачу, конструкторы обеспечили ходьбу по лестничным пролётам и по пересечённой местности с минимумом энергозатрат.

Заслуживает внимания оригинальная конструкция стопы Tru Step, разработанная американской

фирмой Park Industries Inc. Эта многоосная стопа с энергосберегающими свойствами была создана для естественной или близкой к ней походки и рекомендовалась пациентам с высокой двигательной активностью. Стопа относится к пассивным.

Фирмой Blatchford Endolite была разработана стопа, получившая название Multiflex. Стопа, вмещенная с лодыжкой, имеет уникальные характеристики при ходьбе по неровной поверхности, обеспечивая плавный переход от подошвенного к тыльному сгибанию. Свойства стопы улучшены за счет усовершенствования и усиления передней части стопы. Стопа имеет продольную пластину (киль), изготовленную из длинноволокнистого композитного материала.

К активным можно отнести роботизированную стопу, созданную в Массачусетском технологическом институте. Данная конструкция позволяет двигаться, используя пружину, подобную сухожилию, и электрический двигатель.

Стопа Meridium — это запатентованная четырехосевая конструкция с «интеллектуальной» гидравлической системой управления, в режиме реального времени адаптирует стопу без задержки во времени при данной скорости ходьбы к характеристикам поверхности — наклонам, лестничным ступенькам, чередованию различного рельефа местности.

Ориентированная на анатомическую форму, стопа Meridium обладает подвижностью не только в области голеностопного шарнира, но и в области среднего и переднего отдела благодаря дополнительным осям. Стопа отличается не только повышенной гибкостью, но и еще большей устойчивостью.

Исследование конструкций протеза голени с управляемой стопой позволяет утверждать, что рассмотренные конструкции искусственных стоп в своём большинстве, хотя и обладают высокой функциональностью, но сложны, дорогостоящи и относятся к пассивным.

Кроме того, представленные протезы с функцией тыльного сгибания стопы находятся пока в стадии научно-исследовательских разработок или же проходят испытания единичных образцов и так же сложны, дорогостоящи и требуют технического мониторинга с соответствующей инфраструктурой сервиса.

Заключение / Conclusion

Существующие развитые конструкции искусственной стопы протезов голени сложны, относительно малонадёжны, требуют квалифицированного технического мониторинга и дорогостоящи (более 1,5 млн долларов).

Необходимы простые, надёжные и дешёвые модели с адаптивным управлением, с доступным

инвалиду обслуживанием и ценой, успешно решающие основные задачи педипулирования.

Предложенная конструкция искусственной стопы выполняет тыльное сгибание (подгибание) в достаточном объёме для формирования должного клиренса переноса и уменьшения хромоты.

Введение в структуру системы управления стопой протеза голени блока детектирования и функционального преобразования с использованием широтно-импульсной модуляции обеспечивает формирование «гладкого» однополярного сигнала для её привода с максимальной защитой от помех.

Разработанная комбинированная система автоматизированного управления инвалидом стопой протеза голени с позиционной обратной связью от встроенного в шарнир датчика обеспечивает плавность движений, а подкосоустойчивость в опоре осуществляется активацией муфты самоторможения.

При ампутациях в нижней и средней трети голени электроактивность её мышц достаточна для формирования адекватного «гладкого» однополярного сигнала управления искусственной стопой протеза.

При более высоких уровнях ампутаций голени с короткой культёй с её мышц практически не удаётся получить удовлетворительную электроактивность для формирования сигнала управления стопой протеза.

Сигналы от потенциометрических датчиков коленного сустава могут быть использованы для формирования управления стопой протеза после высокой ампутации голени или ампутации на уровне нижней трети бедра.

Предложенная конструкция адаптивной управляемой стопы отвечает требованиям удобства и простоты использования протеза, надёжности, технического мониторинга и доступности цены.

Этика публикации. Представленная статья ранее не публиковалась.

Конфликт интересов. Информация о конфликте интересов отсутствует.

Источник финансирования. Исследование не спонсировалось.

Литература

1. Реабилитация инвалидов: национальное руководство / под редакцией Г.Н. Пономаренко. — М: ООО Издательская группа «ГЭОТАР-Медиа», 2018. — 736 с. ISBN 978-5-9704-4589-1.
2. Труханов К.А., Прокопенко Р.А. Анализ кинематики коленного модуля с гидравлическим исполнительным механизмом и сопоставление результатов расчета с поведением коленного сустава человека при ходьбе // Наука и образование: научное издание МГТУ им. Н.Э. Баумана. — 2014. — № 11. — С. 52-71.
3. Янковский В.М., Черникова М.В., Кузичева А.Д., Фогт Е.В. Медицинские аспекты протезирования пациентов после ампутации на уровне голени с использованием цифровых технологий // Гений ортопедии. — 2022. — Т. 28. — №4. — С. 495-502.
4. Smirnova LM. Biomechanical indicators of intact limb overload in transtibial and transfemoral amputees and patients with disarticulation in the hip joint. *Orthopaedic genius*. 2018;24(1):50-6.

References

1. Reabilitaciya invalidov: nacionalnoe rukovodstvo (pod red. prof. G.N. Ponomarenko) [Rehabilitation of disabled people: national leadership (edited by Prof. GN Ponomarenko)]. Moscow: GEOTAR-Media; 2018. 736 p. ISBN 978-5-9704-4589-1. (In Russian).
2. Trukhanov KA, Prokopenko RA. Analiz kinematiki kolennogo modulya s gidravlicheskim ispolnitelnim mehanizmom i sopostavlenie rezultatov rascheta s povedeniem kolennogo sustava cheloveka pri hodbe [Analysis of the kinematics of the knee module with a hydraulic actuator and comparison of the calculation results with the behavior of the human knee joint when walking]. *Nauka i obrazovanie: nauchnoe izdanie MGTU im. N.E. Bauman* [Science and Education: scientific publication of the Bauman Moscow State Technical University]. 2016;11:52-71. (In Russian).
3. Yankovskiy VM, Chernikova MV, Kuzicheva AD, Fogt EV. Medicinskie aspekty protezirovaniy pacientov posle amputacii na urovne goleni s ispolzovaniem cifrovih tehnologij [Medical aspects of prosthetics in lower limb amputees with use of digital technologies]. *GenijOrtopedii [Ortopaedic Genius]*. 2022;28(4):495-502. (In Russian).
4. Smirnova LM. Biomechanical indicators of intact limb overload in transtibial and transfemoral amputees and patients with disarticulation in the hip joint. *Orthopaedic genius*. 2018;24(1):50-6.

Рукопись поступила: 02.11.2022

Принята в печать: 15.12.2022

Авторы

Буров Геннадий Николаевич — кандидат технических наук, руководитель научного направления Института протезирования и ортезирования, ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, ул. Бестужевская, 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация; e-mail: zxy@yandex.ru; <https://orcid.org/0000-0002-4700-6632>.

Белянин Олег Леонидович — ведущий научный сотрудник отдела биомеханических исследований ОДС Института протезирования и ортезирования, ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, ул. Бестужевская, 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация; e-mail: belynin.oleg41@bk.ru; <https://orcid.org/0000-0002-4700-6632>.

Большаков Владимир Александрович — старший научный сотрудник проектно-конструкторского отдела Института протезирования и ортезирования, ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, ул. Бестужевская, 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация; e-mail: pko09_903@mail.ru; <https://orcid.org/0000-0002-5889-3759>.

Дробаха Алёна Сергеевна — младший научный сотрудник проектно-конструкторского отдела Института протезирования и ортезирования, ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, ул. Бестужевская, 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация; e-mail: drobaha-alena@mail.ru; <https://orcid.org/0000-0001-9822-2792>.

Authors

Burov Gennady Nikolayevich, PhD in Technical sciences, head of scientific direction of Institute of prosthetics and orthotics, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation; e-mail: zxzy@yandex.ru; <https://orcid.org/0000-0002-4700-6632>.

Belyanin Oleg Leonidovich, leading researcher in Locomotor System Research Department of Institute of prosthetics and orthotics, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation; e-mail: belynin.oleg41@bk.ru; <https://orcid.org/0000-0002-4700-6632>.

Bolshakov Vladimir Aleksandrovich, senior researcher of Design and Engineering Department in Institute of prosthetics and orthotics, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation; e-mail: pko09_903@mail.ru; <https://orcid.org/0000-0002-5889-3759>.

Drobakha Alena Sergeevna, junior researcher of Design and Engineering Department in Institute of prosthetics and orthotic, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation; e-mail: drobaha-alena@mail.ru; <https://orcid.org/0000-0001-9822-2792>.