

МЕТОД АНАЛИЗА ПРЕДЕЛЬНО ДОПУСТИМЫХ НАГРУЗОК НА ОСТЕОИНТЕГРИРОВАННЫЙ ИМПЛАНТ ЭКЗОПРОТЕЗА

Щербина К.К.¹, Синегуб А.В.¹, Черникова М.В.^{1,2}, Фогт Е.В.^{1,2}

¹ Федеральный научно-образовательный центр медико-социальной экспертизы и реабилитации им Г.А. Альбрехта, ул. Бестужевская, д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация

² Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5, Санкт-Петербург, 197022, Российская Федерация

Резюме

Введение. Ампутация нижних конечностей оказывает негативное влияние не только на продолжительность жизни, но и на её качество. Снижение физической активности вследствие ампутации приводит к выпадению самого инвалида из социальной и профессиональной сферы, что служит причиной значительных социально-экономических потерь общества в целом. По мере развития технологий протезирования был разработан альтернативный способ закрепления протеза на теле человека — чрескожное остеointегрируемое протезирование. Данный метод заключается в закреплении экзопротеза за счет хирургической имплантации биосовместимого металлического устройства в остаточную кость культи. Развитие данной технологии является перспективным направлением реабилитации инвалида, повышающем качество его жизни, однако накладывает дополнительные требования к безопасной эксплуатации. Чрезмерные нагрузки, оказываемые на остеointегрированный имплантат экзопротеза, увеличивают риски перелома кости.

Цель. Предложить метод математического анализа предельно допустимых нагрузок на остеointегрированный имплантат экзопротеза, учитывающий уровень ампутации.

Материалы и методы. В данном исследовании с помощью технологии 3D-моделирования была построена цифровая модель остеointегрированного импланта экзопротеза. Методом конечных элементов были изучены критические состояния разработанной цифровой модели, имитирующей основные нагрузки, возникающих при ежедневной двигательной активности здорового человека, и получены объективные технические результаты. Для проведения исследования использовалось математическое компьютерное моделирование с применением программ: Ansys 2020R2 (Ansys inc, США); MSC Adams (Hexagon, США), Materialise Mimics и Materialise 3-Matic компании Materialise NV (Бельгия).

Результаты. Представлены результаты математического моделирования, которые свидетельствуют об увеличении пикового момента на имплантате с 600 Н·м до 18070 Н·м (короткая культя) и с 374 Н·м до 12270 Н·м (длинная культя) при увеличении скорости маха ноги с 0,087 рад/с до 1,05 рад/с.

Обсуждение. Данное исследование является начальным этапом разработки требований безопасности для остеointегративного метода закрепления протезов. Разработка метода анализа предельных нагрузок позволит минимизировать риски возникновения осложнений в реальной клинической ситуации.

Заключение. Разработанный метод на основе построения цифровой модели может быть использован для проектирования и настройки систем безопасности подобных протезов и определения предельных допустимых моментов в приводах мехатронных протезов, интегрированных в опорно-двигательный аппарат.

Ключевые слова: протезирование, безопасная эксплуатация, остеointеграционное экзопротезирование, нагрузки на имплантат, чрескожное протезирование, прямая костная фиксация, реабилитация, имплант, протез нижних конечностей.

Щербина К.К., Синегуб А.В., Черникова М.В., Фогт Е.В. Метод анализа предельно допустимых нагрузок на остеointегрированный имплант экзопротеза // Физическая и реабилитационная медицина. — 2023. — Т. 5. — № 3. — С. 27-33. DOI: 10.26211/2658-4522-2023-5-3-27-33.

Shcherbina KK, Sinegub AV, Chernikova MV, Fogt EV. Metod analiza predel'no dopustimyh nagruzok na osteointegrirrovannyj implant ekzoproteza [Method for analysis of maximum allowable loads on osteointegration implant of exoprosthesis]. Fizicheskaya i reabilitacionnaya medicina [Physical and Rehabilitation Medicine]. 2023;5(3): 27-33. DOI: 10.26211/2658-4522-2023-5-3-27-33. (In Russian).

Марина Владимировна Черникова / Marina V. Chernikova; e-mail: chernikovamarinavl@gmail.com

METHOD FOR ANALYSIS OF MAXIMUM ALLOWABLE LOADS ON OSTEOINTEGRATION IMPLANT OF EXOPROSTHESIS

Shcherbina KK¹, Sinegub AV¹, Chernikova MV^{1,2}, Fogt EV^{1,2}¹ Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation, 50 Bestuzhevskaya Street, St. Petersburg, 195067, Russian Federation² Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», 5 Professor Popov Street, St. Petersburg, 197022, Russian Federation**Abstract**

Introduction. Amputation of the lower extremities has a negative impact not only on life expectancy, but also on its quality. A decrease in physical activity due to amputation leads to the loss of the disabled person himself from the social and professional sphere, which causes significant socio-economic losses of society as a whole. With the development of prosthetics technologies, an alternative method of fixing the prosthesis on the human body was developed – percutaneous osteointegrated prosthetics. This method consists in fixing the exoprosthesis by surgical implantation of a biocompatible metal device into the residual bone of the stump. The development of this technology is a promising direction of rehabilitation of a disabled person, improving the quality of his life, but imposes additional requirements for safe operation. Excessive loads exerted on the osteointegrated implant of the exoprosthesis increase the risks of bone fracture.

Aim. To propose a method of mathematical analysis of the maximum permissible loads on an osteointegrated implant of an exoprosthesis, taking into account the level of amputation.

Materials and methods. In this study, a digital model of an osteointegrated exoprosthesis implant was built using 3D-modeling technology. The critical states of the developed digital model simulating the main loads arising during the daily motor activity of a healthy person were studied by the finite element method, and objective technical results were obtained. To conduct the study, mathematical computer modeling was used using the following programs: Ansys 2020R2 (Ansys inc, USA); MSC Adams (Hexagon, USA), Materialise Mimics and Materialise 3-Matic (Materialise NV, Belgium).

Results. The results of mathematical modeling are presented, which indicate an increase in the peak moment on the implant from 600 Nm to 18070 Nm (short stump) and from 374 Nm to 12270 Nm (long stump) with an increase in the leg mach velocity from 0.087 rad/s to 1.05 rad/s.

Discussion. This study is the initial stage of the safety requirements development for osseointegrative method of fixing prostheses. The development of method for the analysis of limit loads will minimize the risks of complications in a real clinical situation.

Conclusion. The developed method based on the construction of a digital model can be used to design and configure safety systems for prostheses and determine the maximum permissible moments in the drives of mechatronic prostheses integrated into the musculoskeletal system.

Keywords: prosthetics, safe operation, osseointegration exoprosthesis, implant loads, percutaneous prosthetics, direct bone fixation, rehabilitation, implant, lower limb prosthesis.

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

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

Source of funding. Financing at the expense of Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medial and Social Expertise and Rehabilitation.

Received: 17.08.2023

Accepted for publication: 15.09.2023

Введение / Introduction

Ампутация конечностей является следствием болезней (облитерирующие заболевания сосудов, сахарный диабет и т.д.) и/или травм. По данным ВОЗ в 2017 году 57,7 миллионов людей во всем мире живут с ампутацией конечности вследствие полученной травмы [1]. После ампутации нижней конечности человек утрачивает возможность передвигаться привычным образом, что влечет за собой ухудшение социального положения и потребность в уходе, оказывая значительную медицинскую и социальную нагрузку на общество. Поэтому важным является достижение медицинской и социально-бытовой адаптации инвалида за счет протезирования нижней конечности.

В XX веке появились и получили широкое развитие мехатронные протезы нижних конечностей с биологической обратной связью [2, 3], однако система крепления и передачи нагрузок с тех пор осталась практически неизменной. Протезы в основном закрепляются на теле человека посредством культеприемной гильзы, которая имеет существенные недостатки [4]. Культеприемная гильза обеспечивает восстановление утраченной конечности, передавая нагрузки через кожные покровы, что неестественно и вызывает ряд кожных осложнений, снижающих качество жизни [5].

Кроме этого, культеприемная гильза не обеспечивает жесткого соединения протеза с опорно-двигательной системой человека, что ведет к воз-

никновению эффекта «поршня» из-за движений мягких тканей, усложнению управляемости протезом и увеличению энергозатратности локомоций, невозможности передачи сенсорной информации о движении и поверхности [6].

Биологическое управление, основанное на поверхностных электродах, интегрированных в культеприемную гильзу, является эффективным только в предсказуемых условиях: ходьба по ровной/наклонной поверхности, подъем/спуск по нормированным ступенькам.

Более чем в 20% случаев при значительных проблемах с кожей культы использование культеприемной гильзы является затруднительным и ведет к уменьшению времени пользования протезом либо полному отказу от него [7].

Несмотря на последние улучшения конструкции культеприемной гильзы по таким параметрам как легкость, прочность, конгруэнтность, ее применение в протезировании не способно обеспечить полного восполнения функции утраченной конечности, как бы ни развивались мехатронные модули и системы управления.

В связи с развитием эндопротезирования альтернативой культеприемной гильзе могут стать системы остеоинтеграции протезов в опорно-двигательную систему человека. Суть таких систем заключается в фиксации экзопротеза через имплантат, закрепляемый хирургическим путем в кости культы и выходящий из нее наружу [4].

Во-первых, такой способ предлагает полное биомеханическое восстановление опороспособности за счет передачи нагрузок через кость, а не через мягкие ткани. Во-вторых, за счет жесткого соединения протеза с костью повышается управляемость и появляется сенсорное ощущение движения и поверхности. В-третьих, имплантат, выходящий из культы наружу, является интерфейсом для соединения мехатронного протеза и нервно-мышечной системы с помощью инвазивных электродов. Использование инвазивных электродов более совершенно за счет чистого сигнала и близкой к естественной обратной связи [8, 9]. В-четвертых, такие системы не имеют эффекта поршня (люфта), повышают комфорт в положении сидя и расширяют диапазон движений, снижая на 20% энергетическую стоимость походки.

Использование остеоинтегрированной системы закрепления протеза на теле человека позволит повысить реабилитационный потенциал инвалида.

Однако вследствие различия физико-механических характеристик титанового имплантата и кости, повышенные нагрузки в системах остеоинтегративного экзопротезирования конечностей могут нести риски нестабильности и перимплантных переломов.

Для обеспечения безопасного использования остеоинтеграционной системы необходимо индивидуально определять предельно допустимые нагрузки на имплантат.

Материалы и методы / Materials and methods

В основе данного исследования лежит математическое моделирование ситуации спотыкания пациента с установленным имплантатом остеоинтегративной системы для экзопротезирования о незакрепленный предмет массой 10 кг. Методика проведения исследования заключалась в сборе данных о нагрузках на имплантат, которые возникают во время ходьбы, бега, подъема и спуска по лестнице, а также во время других физических нагрузок. Критерии, влияющие на уровни допустимых нагрузок на имплантат, включают в себя массу пациента и уровень ампутации (длина культы).

На основе данных литературных источников [10–13] были определены величины ежедневных нагрузок, воздействующих на здоровой конечности при легком беге, ходьбе, спуске, подъеме (рис. 1, табл. 1).

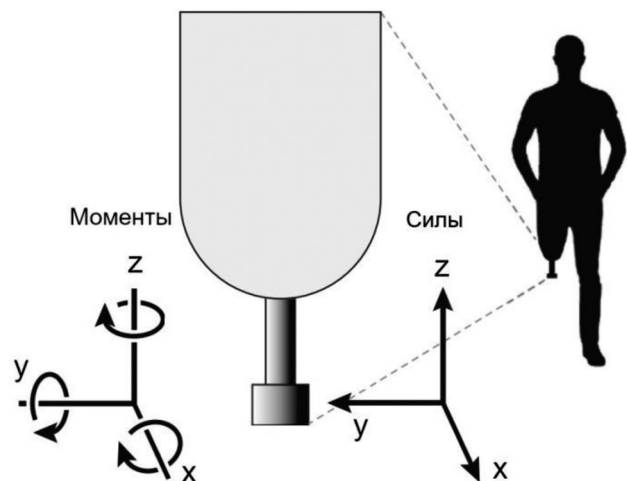


Рисунок 1. Схема величин, составляющих нагрузки [14]

Figure 1. Diagram of the values of the load components [14]

Таблица 1 / Table 1
Максимальные ежедневные нагрузки /
Maximum daily loads

Сдвигающая нагрузка, Н / Shifting load, N			Момент, Н·м / Moment, N·m		
Z _c % от массы тела	Y _c	X _c	Z _m	Y _m	X _m
1000	100	150	10	30	30

Корреляция между массой и нагрузкой была выявлена только в Z_c осевой нагрузке на имплантат, поэтому другие нагрузки зависят только от типа локомоций.

Для нахождения коэффициента, влияющего на предельные нагрузки в зависимости от длины культы, было проведено моделирование в ПО MSC Adams (Hexagon, США) для длинной и короткой культы (рис. 2).

Было принято, что средняя высота человека составляет 175 см, длина нижних конечностей равна 85 см, а средняя длина бедренной кости равняется 45 см.

Минимальная длина остаточной бедренной кости, пригодной для остеointеграционного экзопротезирования бедра, составляет 15 см, максимальная 40 см. В связи с этим высота от пола до культы будет равняться:

Лобщ = 0,45 м для короткой;

Лобщ = 0,7 м для длинной.

Была смоделирована ситуация спотыкания о незакрепленный предмет массой 10 кг. В момент спотыкания измерялись усилия, оказываемые на имплантат остеointеграционного экзопротеза бедра. Моделирование для длинной и короткой

культы проходило в одних и тех же условиях с точностью 4000 шагов (фреймов), для четырех различных скоростей (0,087 рад/с; 0,17 рад/с; 0,52 рад/с; 1,05 рад/с, что соответствует скорости передвижения 5 км/ч; 2,5 км/ч; 1 км/ч; 0,5 км/ч соответственно) (рис. 2) в условиях абсолютно упругого удара.

Результаты / Results

В результате моделирования ситуации спотыкания были определены значения пиковых моментов на имплантат в зависимости от его длины. Из данных, представленных на рисунке 3, видно, что при моделировании имплантата на короткую культю, нагрузка на него будет в 1,5 раза больше, чем на имплантат на длинную культю. Это связано с тем, что при уменьшении длины культы нагрузка на имплантат увеличивается и может привести к его разрушению.

Для отражения уменьшения величин предельных нагрузок в зависимости от длины культы, введен коэффициент Q , влияющий на предельные сдвигающие и вращающие нагрузки X_c , Y_c , X_m , Y_m . При этом точкой отсчёта ($Q = 1$) была принята длинная культя (450 мм от пола), так как в ней минимальные нагрузки X и Y .

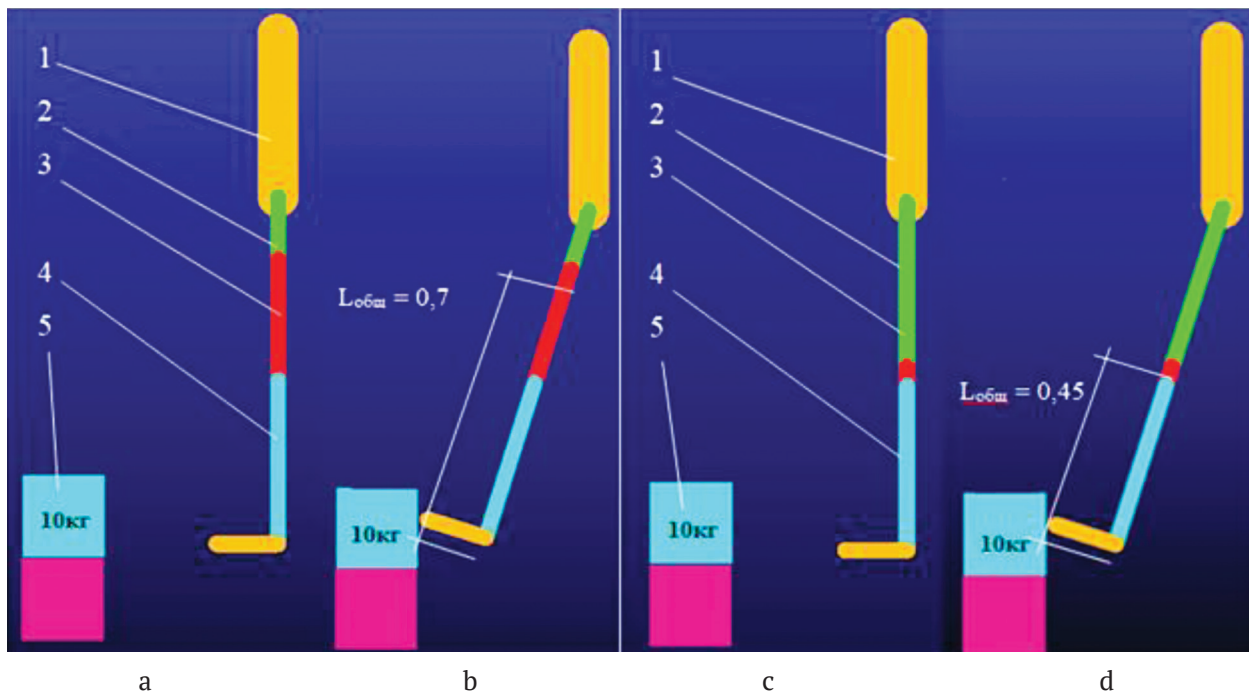


Рисунок 2. Моделирование спотыкания:

1 — тело; 2 — бедренная кость; 3 — имплантат; 4 — голень; 5 — препятствие;

а — начальное состояние, короткая культя; б — момент удара, короткая культя; с — начальное состояние, длинная культя; д — момент удара, длинная культя

Figure 2. Simulation of stumbling:

1 — body; 2 — femur; 3 — implant; 4 — shin; 5 — obstacle;

а — initial state, short stump; б — moment of impact, short stump; с — initial state, long stump;

д — moment of impact, long stump

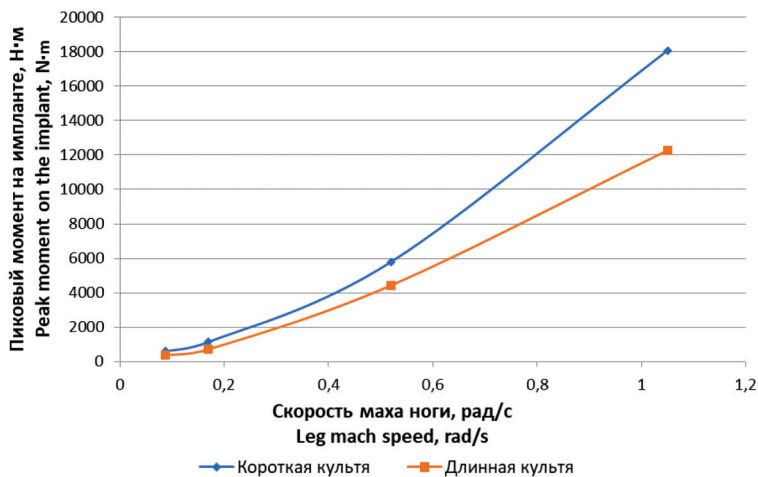


Рисунок 3. Динамика изменений пикового момента на имплантат от скорости маха ноги

Figure 3. Dynamics of changes in the peak moment on the implant from the speed of the leg mach

Найдена формула определения Q (1), результат которой округляется до двух знаков после запятой:

$$Q = (-x \setminus 700) + 1.65, D(f) = [450; 700]. \quad (1)$$

Кроме учета уровня ампутации должны учитываться коэффициент запаса системы имплантат-кость и состояние кости культи. Для этого введен понижающий коэффициент K , который отражает уменьшение величин предельных нагрузок в зависимости от состояния кости культи.

Было принято, что при коэффициенте запаса более 8, система имплантат-кость считается надежной, $K = 1$.

При коэффициенте запаса более четырех и менее восьми коэффициент K находится по формуле (2) с округлением до двух знаков после запятой:

$$K = (n \setminus 13.4) + 0.403, D(f) = [4; 8]. \quad (2)$$

При коэффициенте запаса менее четырех рекомендуется использовать не остеointеграционное закрепление протеза бедра, а культеприемную гильзу.

Обсуждение / Discussion

Математическое моделирование предельно допустимых нагрузок на остеointегрированный имплантат является важным этапом в разработке новых технологий протезирования нижней конечности. Учитывая то, что минимально допустимый коэффициент запаса системы имплантат-кость является 4, тогда можно допустить 3-кратные нагрузки на систему, не опасаясь периимплантного перелома. Поэтому для нахождения предельно допустимых нагрузок умножаются на 3, а затем на полученные персонифицированные коэффициенты.

Для определения предельно допустимых нагрузок на имплантат при использовании протеза были предложены следующие формулы (3)–(8):

Для сдвигающих нагрузок:

$$N_{zn} = 3 \cdot Z_c \cdot K \cdot (M_n \cdot 0,01) \quad (3)$$

$$N_{yn} = 3 \cdot Y_c \cdot Q \cdot K \quad (4)$$

$$N_{xn} = 3 \cdot X_c \cdot Q \cdot K \quad (5)$$

Для моментов:

$$M_{zn} = Z_m \cdot K \quad (6)$$

$$M_{yn} = 3 \cdot Y_m \cdot Q \cdot K \quad (7)$$

$$M_{xn} = 3 \cdot X_m \cdot Q \cdot K \quad (8)$$

где: M_n и N_n — предельные нагрузки (указаны в проекциях на ординатные оси); $Z_c, Y_c, X_c, Z_m, Y_m, X_m$ — максимальная нагрузка для здоровой конечности; Q — коэффициент длины культи; K — понижающий коэффициент; M_n — масса тела пациента.

С каждым годом требования к научным исследованиям и разрабатываемым изделиям становятся все выше, что связано с желанием улучшить качество жизни и медицинской помощи, оказываемой людям. Новые изделия и имплантаты требуют тщательного доклинического исследования, прежде чем будут допущены к клиническим испытаниям. Проведенное исследование демонстрирует возможность междисциплинарного научного исследования на основе объективных данных. Разработка методов анализа предельно допустимых нагрузок на имплантат остеointегративной системы экзопротезирования на основе технических данных поможет избежать грозных осложнений, таких как вывих компонентов или перелом ножки интегрированного в костную ткань имплантата.

Заключение / Conclusion

Соединение остеointегрируемой части с внешним протезом несет риски периимплантных переломов за счет того, что имплантат из титана и кость культи имеют значительную разницу в физико-механических свойствах. Эти осложнения могут приводить к удалению всей системы и укорочению культи.

Для оценки предельно допустимых нагрузок на имплантат остеointегрируемой системы экзопротезирования бедра был разработан метод, учитывающий уровень ампутации.

Используя предложенный метод, можно определить персонифицированные предельно допустимые нагрузки на имплантат, которые могут быть использованы для проектирования систем безопасности и определения предельных допустимых моментов в приводах мехатронных протезов, интегрированных в опорно-двигательный аппарат.

Этика публикации. Представленная статья ранее опубликована не была, все заимствования корректны.

Конфликт интересов. Информация о конфликте интересов отсутствует.

Источник финансирования. Исследование выполнялось в рамках государственного задания в ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г.А. Альбрехта Минтруда России.

Литература

- World Health Organization. WHO standards for prosthetics and orthotics. Geneva: World Health Organization, 2017.
- Fleming A et al. Myoelectric control of robotic lower limb prostheses: a review of electromyography interfaces, control paradigms, challenges and future directions. *Journal of neural engineering*. 2021;18(4):041004.
- Farina D, Aszmann O. Bionic limbs: clinical reality and academic promises. *Science translational medicine*. 2014; 6(257):257ps12.
- Thesleff A et al. Biomechanical characterisation of bone-anchored implant systems for amputation limb prostheses: a systematic review. *Annals of biomedical engineering*. 2018;46(3):377-91.
- Dudek NL et al. Dermatologic conditions associated with use of a lower-extremity prosthesis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005;86(4):659-63.
- Eshraghi A. et al. Pistoning assessment in lower limb prosthetic sockets. *Prosthetics and Orthotics International*.2012;36(1):15-24.
- Hagberg K, Brånemark R. Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: A survey of quality of life, prosthetic use and problems. *Prosthetics and Orthotics International*.2001;25(3):186-94.
- Ortiz-Catalan M et al. On the viability of implantable electrodes for the natural control of artificial limbs: review and discussion. *Biomedical engineering online*.2012;11(1):124.
- Ortiz-Catalan M, Hakansson B, Branemark R. An osseointegrated human-machine gateway for long-term sensory feedback and motor control of artificial limbs. *Science translational medicine*. 2014;6(257):257re6.
- Welke B et al. Multi-body simulation of various falling scenarios for determining resulting loads at the prosthesis interface of transfemoral amputees with osseointegrated fixation. *Journal of Orthopaedic Research*. 2013;31(7):1123-9.
- Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients *Journal of biomechanics*.1993;26(8):969-90.
- Edwards WB et al. Internal femoral forces and moments during running: implications for stress fracture development *Clinical Biomechanics*. 2008;23(10):1269-78.
- Thesleff A et al. Load exposure of osseointegrated implants for transfemoral limb prosthesis during running. 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2018. 1743-6.
- Niswander W, Wang W, Baumann AP. Characterizing loads at transfemoral osseointegrated implants. *Medical Engineering & Physics*. 2020;84:103-14.

References

- World Health Organization. WHO standards for prosthetics and orthotics. Geneva: World Health Organization, 2017.
- Fleming A et al. Myoelectric control of robotic lower limb prostheses: a review of electromyography interfaces, control paradigms, challenges and future directions. *Journal of neural engineering*. 2021;18(4):041004.
- Farina D, Aszmann O. Bionic limbs: clinical reality and academic promises. *Science translational medicine*. 2014; 6(257):257ps12.
- Thesleff A et al. Biomechanical characterisation of bone-anchored implant systems for amputation limb prostheses: a systematic review. *Annals of biomedical engineering*. 2018;46(3):377-91.
- Dudek NL et al. Dermatologic conditions associated with use of a lower-extremity prosthesis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005;86(4):659-63.
- Eshraghi A. et al. Pistoning assessment in lower limb prosthetic sockets. *Prosthetics and Orthotics International*.2012;36(1):15-24.
- Hagberg K, Brånemark R. Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: A survey of quality of life, prosthetic use and problems. *Prosthetics and Orthotics International*.2001;25(3):186-94.
- Ortiz-Catalan M et al. On the viability of implantable electrodes for the natural control of artificial limbs: review and discussion. *Biomedical engineering online*.2012;11(1):124.
- Ortiz-Catalan M, Hakansson B, Branemark R. An osseointegrated human-machine gateway for long-term sensory feedback and motor control of artificial limbs. *Science translational medicine*. 2014;6(257):257re6.
- Welke B et al. Multi-body simulation of various falling scenarios for determining resulting loads at the prosthesis interface of transfemoral amputees with osseointegrated fixation. *Journal of Orthopaedic Research*. 2013;31(7):1123-9.
- Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients *Journal of biomechanics*.1993;26(8):969-90.
- Edwards WB et al. Internal femoral forces and moments during running: implications for stress fracture development *Clinical Biomechanics*. 2008;23(10):1269-78.
- Thesleff A et al. Load exposure of osseointegrated implants for transfemoral limb prosthesis during running. 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2018. 1743-6.
- Niswander W, Wang W, Baumann AP. Characterizing loads at transfemoral osseointegrated implants. *Medical Engineering & Physics*. 2020;84:103-14.

Авторы

Щербина Константин Константинович — доктор медицинских наук, заместитель генерального директора — директор Института протезирования и ортезирования, ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, ул. Бестужевская, д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация, e-mail: shcherbina180@mail.ru; <https://orcid.org/0000-0001-7579-0113>.

Синегуб Андрей Владимирович — младший научный сотрудник отдела биомеханических исследований опорно-двигательной системы Института протезирования и ортезирования, ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, ул. Бестужевская, д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация; e-mail: a.sinegub@yandex.ru; <https://orcid.org/0000-0003-2619-3691>.

Черникова Марина Владимировна — руководитель проектно-конструкторского отдела Института протезирования и ортезирования, ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, ул. Бестужевская, д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация; аспирант; кафедра автоматизации и процессов управления ФГАОУ ВО СПбГЭТУ «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5, Санкт-Петербург, 197022, Российская Федерация; e-mail: chernikovamarinavl@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3881-7521>.

Фогт Елизавета Владимировна — руководитель отдела биомеханических исследований опорно-двигательной системы Института протезирования и ортезирования, ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, ул. Бестужевская, д. 50, г. Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация, аспирант; кафедра биотехнических систем ФГАОУ ВО СПбГЭТУ «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5, Санкт-Петербург, 197022, Российская Федерация; e-mail: fogtlibet11@yandex.ru; <https://orcid.org/0000-0002-1017-6179>.

Authors

Shcherbina Konstantin Konstantinovich, Grand PhD in Medical sciences (Dr. Med. Sci), Deputy Director General — Director of the Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation, Bestuzhevskaya str., 50, St. Petersburg, 195067, Russian Federation, e-mail: shcherbina180@mail.ru; <https://orcid.org/0000-0001-7579-0113>

Sinegub Andrey Vladimirovich, Junior Researcher of the Department of Biomechanical Studies of the Musculoskeletal System of Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation, Bestuzhevskaya str., 50, St. Petersburg, 195067, Russian Federation; e-mail: a.sinegub@yandex.ru; <https://orcid.org/0000-0003-2619-3691>.

Chernikova Marina Vladimirovna, Head of the Design Department of Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation, 50 Bestuzhevskaya str., St. Petersburg, 195067, Russian Federation; postgraduate student of Department of Automation and Control Processes, Saint Petersburg Electrotechnical University, Professora Popova Street, 5, 197022, Russian Federation; e-mail: chernikovamarinavl@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3881-7521>.

Fogt Elizaveta Vladimirovna, Head of the Department of Biomechanical Studies of the Musculoskeletal System of Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation, Bestuzhevskaya Street, 50, 195067, Saint Petersburg, Russian Federation; postgraduate student of Department of Biomedical Engineering, Saint Petersburg Electrotechnical University, Professora Popova Street, 5, 197022, Saint Petersburg, Russian Federation; e-mail: fogtlibet11@yandex.ru; <https://orcid.org/0000-0002-1017-6179>.