

## ПЕРСониФИЦИРОВАННЫЙ СИНТЕЗ ПРОТЕЗА НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ: ТРЕБОВАНИЯ К НАЗНАЧЕНИЮ АМОРТИЗАЦИОННЫХ МОДУЛЕЙ СО СТРАТЕГИЕЙ НА ИМПОРТОЗАМЕЩЕНИЕ

Смирнова Л.М.<sup>1,2</sup>, Суслев В.Г.<sup>1,3</sup>, Янковский В.М.<sup>1</sup>, Большаков В.А.<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup> Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5, Санкт-Петербург, 197376, Российская Федерация

<sup>3</sup> Главное бюро медико-социальной экспертизы по г. Санкт-Петербургу, Литейный проспект, д. 58, Санкт-Петербург, 191014, Российская Федерация

### Резюме

**Введение.** Амортизационные модули позволяют значительно повысить качество протезирования, но их использование в протезе имеет различную степень значимости для разных пациентов. В соответствии со стратегией, направленной на цифровизацию в области медицины, является актуальной разработка методики назначения амортизационных модулей на основе многофакторного формализованного расчета показателя целесообразности их применения в протезе для облегчения принятия решения протезистом.

**Цель.** Цель исследования — обоснование персонализированного назначения амортизационных модулей на основе многофакторного формализованного расчета показателя целесообразности их применения в протезе.

**Материалы и методы.** В работе применены методы анализа, синтеза и аналогии. Изучены результаты протезирования 253 пациентов в возрасте от 18 до 80 лет с ампутационными дефектами нижних конечностей, прошедших протезирование в ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г.А. Альбрехта Минтруда России в 2017–2022 гг. Для определения уровня двигательной активности использовали классификацию MOBIS.

**Результаты.** На мировом рынке протезно-ортопедических изделий представлен большой ассортимент стоп и специализированных амортизационных модулей. Однако при синтезе модульных протезов нижних конечностей часто в их составе незаслуженно пренебрегают использованием комплектов с повышенными амортизационными свойствами. Обоснована методика многофакторного формализованного расчета показателя целесообразности обеспечения повышенных амортизационных свойств протеза нижней конечности. Учтены факторы наличия у пациента навыков ходьбы на протезе, болезней или пороков культуры, уровень двигательной активности пациента, наличие социальных показаний использования протеза при повышенных физических нагрузках на нижние конечности.

**Обсуждение.** Необоснованное отсутствие в протезе амортизационных модулей не позволяет достичь возможно высокого уровня протезирования, а необоснованное использование амортизационных модулей может не только увеличить стоимость протеза, но и утяжелить его, усложнить обучение ходьбе на протезе, повышая тем самым риск травматизма. На отечественном рынке представлены модели амортизационных модулей, не уступающие зарубежным образцам. В то же время их ассортимент целесообразно расширить.

**Заключение.** Методика многофакторного формализованного расчета показателя целесообразности назначения амортизационных модулей предназначена для облегчения принятия решения протезистом. Выбор типа модуля зависит от требований к амортизационным свойствам протеза с учетом наличия или

---

Смирнова Л.М., Суслев В.Г., Янковский В.М., Большаков В.А. Персонализированный синтез протеза нижней конечности: требования к назначению амортизационных модулей со стратегией на импортозамещение // Физическая и реабилитационная медицина. — 2023. — Т. 5. — № 3. — С. 8-19. DOI: 10.26211/2658-4522-2023-5-3-8-19.

Smirnova LM, Suslyev VG, Yankovsky VM, Bolshakov VA. Personalizirovannyj sintez proteza nizhnej konechnosti: trebovaniya k naznacheniyu amortizacionnyh modulej so strategiej na importozameshchenie [Personalized synthesis of lower prosthesis limbs: requirements for the purpose of shock absorber modules with a strategy for import substitution]. *Fizicheskaya i reabilitacionnaya medicina [Physical and Rehabilitation Medicine]*. 2023;5(3):8-19. DOI: 10.26211/2658-4522-2023-5-3-8-19. (In Russian).

Людмила Михайловна Смирнова / Ludmila M. Smirnova; e-mail: info@diaserv.ru

отсутствия навыков ходьбы на протезе, пороков и болезней культи, уровня двигательной активности, наличия социальных факторов использования протеза при повышенных нагрузках и уровня ампутации, которым может ограничиваться возможность размещения определенной конструкции модуля в протезе.

**Ключевые слова:** медицинская реабилитация, протез нижней конечности, модульное протезирование, назначение амортизационных модулей.

## PERSONALIZED SYNTHESIS OF LOWER PROSTHESIS LIMBERS: REQUIREMENTS FOR THE PURPOSE OF SHOCK ABSORBER MODULES WITH A STRATEGY FOR IMPORT SUBSTITUTION

Smirnova LM<sup>1,2</sup>, Suslyayev VG<sup>1,3</sup>, Yankovsky VM<sup>1</sup>, Bolshakov VA<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation, 50 Bestuzhevskaya Street, St. Petersburg, 195067, Russian Federation

<sup>2</sup> St. Petersburg State Electrotechnical University "LETI", 5 Professor Popov Street, St. Petersburg, 197376, Russian Federation

<sup>3</sup> Main Bureau of Medical and Social Expertise for St. Petersburg, 58 Liteiny Ave, St. Petersburg, 194014, Russian Federation

### Abstract

**Introduction.** Cushioning modules can significantly improve the quality of prosthetics, but their use in the prosthesis has a different degree of significance for different patients. In accordance with the strategy aimed at digitalization in the field of medicine, it is relevant to develop a methodology for prescribing depreciation modules based on a multifactorial formalized calculation of the indicator of the expediency of their use in a prosthesis to facilitate the decision of the prosthetist.

**Aim** — substantiation of the personalized appointment of depreciation modules based on a multifactorial formalized calculation of the indicator of the expediency of their use in the prosthesis.

**Materials and methods.** The methods of analysis, synthesis and analogy are applied in the work. The results of prosthetics were studied in 253 patients aged 18 to 80 years with amputation defects of the lower extremities, who underwent prosthetics at Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation in 2017–2022. The MOBIS classification was used to determine the level of motor activity.

**Results.** A wide range of feet and specialized shock-absorbing modules is presented on the world market of prosthetic and orthopedic products. However, in the synthesis of modular prostheses of the lower extremities, the use of components with increased shock-absorbing properties is often undeservedly neglected in their composition. The method of multifactorial formalized calculation of the indicator of expediency of providing increased depreciation properties of the prosthesis of the lower limb is substantiated. The factors of the patient's walking skills on the prosthesis, diseases or defects of the stump, the level of the patient's motor activity, the presence of social indications for the use of the prosthesis with increased physical exertion on the lower extremities were taken into account.

**Discussion.** The unreasonable absence of shock-absorbing modules in the prosthesis does not allow achieving the highest possible level of prosthetics, and the unjustified use of shock-absorbing modules can not only increase the cost of the prosthesis, but also make it heavier, complicate learning to walk on the prosthesis, thereby increasing the risk of injury. On the domestic market, models of shock-absorbing modules are presented that are not inferior to foreign models. At the same time, it is expedient to expand their assortment.

**Conclusion.** The method of multifactorial formalized calculation of the indicator of expediency of prescribing depreciation modules is intended to facilitate the decision-making by the prosthetist. The choice of the type of module depends on the requirements for the depreciation properties of the prosthesis, taking into account the presence or absence of walking skills on the prosthesis, defects and diseases of the stump, the level of physical activity, the presence of social factors in the use of the prosthesis under increased loads and the level of amputation, which may limit the possibility of placing a certain module design in prosthesis.

**Keywords:** medical rehabilitation, lower limb prosthesis, modular prosthetics, depreciation modules appointment.

**Publication ethics.** The submitted article was not previously published, all borrowings are correct.

**Conflict of interest.** There is no information about a conflict of interest.

**Source of financing.** The study had no sponsorship.

Received: 03.03.2023

Accepted for publication: 15.09.2023

## Введение / Introduction

Основой современного протезирования конечностей является его синтез из готовых промышленно выпускаемых модулей [1, 2].

При этом индивидуализация протеза достигается изготовлением индивидуальной приемной гильзы протеза и персонифицированным выбором протезных модулей из большого ассортимента изделий разных производителей на основе требований к конструкционным характеристикам и функциональным свойствам протеза с учетом потребностей пациента, структурных и функциональных нарушений систем организма. К значимым функциональным свойствам протезов относятся амортизация нагрузок и рекуперация энергии при перекате через протезированную конечность.

Ударные нагрузки на протезированную конечность при интенсивной ходьбе на протезе превосходят по величине массу инвалида, передаются на культю и повышают риск травматизации ее тканей и суставов, позвоночника. Наиболее выраженные ударные нагрузки при опоре на протез наблюдаются у лиц с ампутационным дефектом на уровне бедра и выше, что связано с отсутствием коленного сустава, обладающего в норме функцией амортизационного подгибания в момент переднего толчка (контакт с опорой пяточным отделом стопы).

Амортизационные модули позволяют значительно снизить ударные («пиковые») нагрузки и предотвратить травматизацию тканей культи, снизить вероятность повреждения суставов, развития остеоартрита, спондилита и появления болевого синдрома, повысить комфортность пользования изделием и антропоморфность походки, сократить энергозатраты при ходьбе на протезе, снизить потребность в компенсаторных движениях и риск формирования вторичных деформаций опорно-двигательного аппарата. Кроме того, амортизационные модули обладают в различной степени рекуперирующими свойствами, заключающимися в аккумуляции энергии в момент переднего толчка (при опоре на пяточный отдел искусственной стопы) и возврате ее при заднем толчке (отталкивании от опоры передним отделом стопы), тем самым значительно снижая энергозатраты при быстрой ходьбе и беге на протезе.

Из практического опыта протезирования известно, что использование в протезе модулей с повышенным уровнем амортизационных свойств имеет различную степень значимости для разных пациентов, прежде всего отличающихся уровнем двигательной активности (ДА) [3–7]. При этом методики назначения амортизационных модулей в составе протеза нижней конечности являются описательными в отношении выбора технических

характеристик и не исключают двойственного понимания изложенных принципов, тем самым осложняя их практическое применение.

В соответствии с принятой научно-технической стратегией, направленной на цифровизацию в области медицины, включая реабилитацию и протезирование, является актуальной разработка методики назначения амортизационных модулей на основе многофакторного формализованного расчета показателя целесообразности их применения в протезе для обоснования, поддержки и облегчения принятия решения протезистом.

## Цель / Aim

Цель работы — обоснование персонифицированного назначения амортизационных модулей на основе многофакторного формализованного расчета показателя целесообразности их применения в протезе.

## Материалы и методы / Materials and methods

В работе применен теоретический метод, включающий анализ, синтез и аналогию.

Изучены результаты протезирования 253 пациентов в возрасте от 18 до 80 лет с ампутационными дефектами нижних конечностей, прошедших протезирование в ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г.А. Альбрехта Минтруда России в 2017–2022 гг.

Для определения уровня ДА обследованных пациентов использовали классификацию MOBIS, которая преимущественно применяется в практической работе при выборе модулей протезов нижних конечностей.

## Результаты / Results

Среди обследованных пациентов случаи первичного протезирования составили около четверти (рис. 1а).

По данным клинического осмотра и опроса 253 пациентов большинство из них (34 %) имели средний уровень двигательной активности (рис. 1б). Для пациентов этой группы была характерна средняя и высокая скорость ходьбы (4,7–5,4 км/ч), в т.ч. с переменной скоростью, незначительным ограничением времени ходьбы и дистанции, незначительными ограниченными возможностями передвижения во внешнем мире, что соответствует классу 3 в классификационной системе MOBIS [8], используемой для определения уровня активности пациента при выборе комплектующих и согласующейся со сведениями Приложения к Приказу Минтруда России от 28.12.2017 № 888н «Об утверждении перечня показаний и противопоказаний для обеспечения инвалидов техническими средствами реабилитации» [9]. К сожалению, в настоящее время этот приказ не

является действующим, а в заменившем его Приказе Министерства труда и социальной защиты РФ от 5 марта 2021 г. № 106н «Об утверждении перечня показаний и противопоказаний для обеспечения инвалидов техническими средствами реабилитации» классификация уровней двигательной активности пациентов не представлена [10].

Почти столько же пациентов (32 %) имели сниженный уровень ДА и соответствовали группе 2 по системе MOBIS: низкая, почти постоянная, скорость ходьбы (от 4 до 4,7 км/ч), со значительными ограничениями по времени ходьбы и дистанции, с возможностью передвижения в помещении и ограниченными возможностями передвижения во внешнем мире.

Значительно меньшую группу составили пациенты (19 %) с высокой ДА — 4-й класс по «MOBIS», характеризующийся следующим образом: очень варьированная, а также повышенная скорость ходьбы (свыше 5,4 км/ч), продолжительность ходьбы и дистанция как и у лиц без ампутации конечности, ведущих активный образ жизни, имеется возможность бегать, прыгать и быстро изменять направление движения.

Еще меньшее число пациентов (9 % от всех обследованных) имели низкую двигательную

активность, соответствующую классу 1 по системе MOBIS. Их характеристика: очень низкая, постоянная скорость ходьбы (менее 4 км/ч) с сильным ограничением по времени ходьбы и дистанции, обычно с использованием вспомогательных средств опоры, с возможностью передвижения в помещении.

Оставшиеся 6 % пациентов относились к группе, которую мы определили как «нулевую» (отсутствует в системе MOBIS и не указана в Приказе Минтруда России от 28.12.2017 № 888н), поскольку входящие в нее инвалиды были способны передвигаться лишь на кресле-коляске, а если использовали протезы, то только в косметических целях.

Учитывая высокую обращаемость пациентов по поводу сложного протезирования конечностей именно в ведущие реабилитационные центры, к которым относится и ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, нами было выявлено, что более половины обследованных (55 %) имели порочные культы с болезненными рубцами и/или невромами, неправильно обработанными опилами костной культы и остеофитами. Частота наблюдений распространенности болезней и пороков культы в процентном соотношении представлена на рисунке 2.

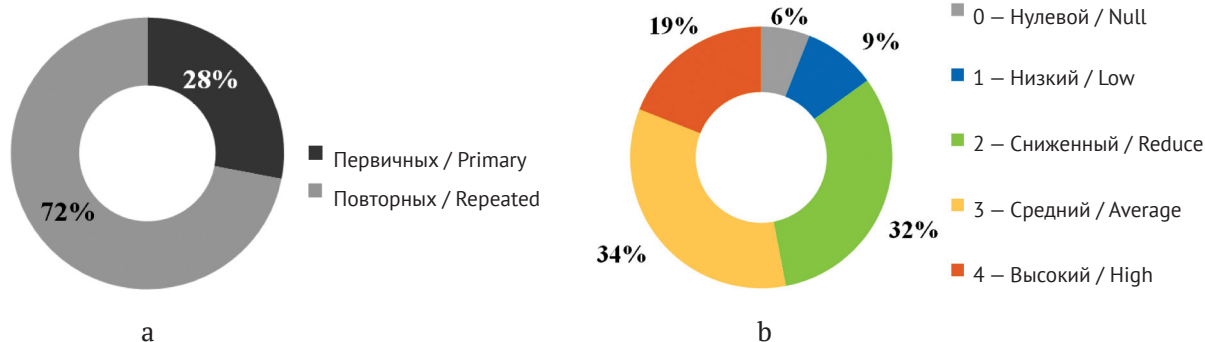


Рисунок 1. Распределение обследованных пациентов по типу протезирования (a) и уровню двигательной активности (b)

Figure 1. Distribution of examined patients by type of prosthetics (a) and level of physical activity (b)



Рисунок 2. Распределение пациентов по частоте выявления пороков и болезней культы

Figure 2. Distribution of patients according to the frequency of detection of defects and diseases of the stump



Безусловно, в протезах для пациентов с нулевым уровнем ДА (6 %), амортизационные модули отсутствовали и не были нужны. Однако и среди протезов для остальных пациентов лишь 15 % имели в своем составе такие модули (рис. 3).



Рисунок 3. Распределение пациентов по использованию амортизационных модулей в протезе

Figure 3. Distribution of patients according to the use of shock-absorbing modules in the prosthesis

Основной составляющей вектора нагрузки и реакции опоры при переднем толчке в ходьбе является вертикальная, однако необходимо учитывать наличие продольной и поперечной составляющих, а также возникающий ротационный момент (вращение, скручивание) вследствие нагрузок на протез и культю. Реализация амортизации, «погашения» этих нагрузок может быть обеспечена применением протезных модулей с этими свойствами, размещенных на разных уровнях протеза: в искусственной стопе, несущем модуле-стойке голени, коленном узле [11, 12].

Однако, как показывает практика, применение в протезе модулей с повышенной амортизационной функцией целесообразно не для всех пациентов и требует уточнения показаний к их назначению.

Одним из ключевых факторов, учитываемых при принятии решения о назначении и выборе таких модулей, является тип протезирования — первичное или повторное, поскольку этим определяется наличие опыта пациента ходьбы на протезе. Однако в отдельных (редких) случаях после получения первого протеза пациенты по субъективным или объективным причинам их практически не используют до повторного протезирования. С учетом возможности таких ситуаций целесообразно учитывать не тип протезирования, а именно наличие навыков ходьбы на протезе.

При отсутствии навыков пользования протезом основной задачей после протезирования является обучение ходьбе. В этом случае демпфирование

нагрузок со стороны протеза обычно не требуется ввиду низкой скорости передвижения обучающегося. Кроме того, дополнительные (амортизационные) модули увеличивают массу протеза, а преимущества их функциональных свойств сложно адекватно оценить до приобретения основных навыков ходьбы на протезе. Нередко упруго-эластичная подвижность в протезе при нагрузке усложняет процесс обучения ходьбе, так как у данного контингента часто имеются нарушения статодинамической функции из-за наличия сопутствующих заболеваний. В то же время амортизация нагрузок при пользовании протезом может быть показана даже в отсутствии навыков ходьбы на нем при болезненности или наличии пороков культы.

При пороках и болезнях культы, сопровождающихся болевым синдромом, к протезу предъявляются требования демпфирования ударных нагрузок в фазу переднего толчка (при переносе веса тела на пятку искусственной стопы) за счет амортизационных модулей стопы, стойки голени и/или коленного узла.

Для пациентов с низким и сниженным уровнем двигательной активности амортизация нагрузок при ходьбе как правило не требуется. Более того, дополнительно используемые для этого модули утяжеляют протез и усложняют его использование ослабленными пациентами. Исключением является потребность их назначения пациентам с повышенной болевой чувствительностью или пороками культы. Следовательно, амортизация нагрузок в процессе ходьбы целесообразна даже при низком и сниженном уровнях двигательной активности, но эффективность этой функции в протезе проявляется только при наличии навыков пользования протезом.

При среднем уровне двигательной активности в случае повышенной болевой чувствительности и пороков культы амортизация ударных нагрузок переднего толчка, а также в фазу опоры и фазу переноса протезированной конечности над опорой целесообразна даже при отсутствии навыков ходьбы на протезе.

При повышенной двигательной активности, занятиях адаптивным спортом ударные нагрузки многократно увеличиваются, передаются на культю и могут служить причиной травматизации тканей и суставов или усугубления заболеваний опорно-двигательного аппарата. Снижение риска формирования этих негативных последствий, а также уменьшение энергозатрат при быстрой ходьбе и беге на протезе за счет рекуперации энергии при перекате через стопу достигается применением амортизационных модулей. Поэтому для пациентов с высоким уровнем двигательной активности, а также документально подтвержденными социальными показателями необходимости

использования протеза при повышенных физических нагрузках на нижние конечности (например в связи с профессиональной деятельностью, обслуживанием нуждающихся в физическом уходе родственников, занятиями адаптивной физической культурой и спортом) применение амортизационных модулей в протезе целесообразно вне зависимости от наличия у пациента навыков пользования протезом и состояния культи, а при болезнях и пороках культи они становятся обязательными при компоновке протеза. Такие же медико-технические требования могут предъявляться к протезу в случае перехода пациента со среднего уровня двигательной активности на следующий — высокий уровень. Такая стратегия в повышении мобильности протезируемых важна не только для мотивации, но и при изменении их профессиональной деятельности на работу с повышенными физическими нагрузками, с продолжительной ходьбой (курьеры службы доставки, по-

чты, гиды-экскурсоводы, тренеры и инструкторы в спортивно-туристической индустрии, строительно-ремонтные профессии и др.).

При предъявлении требований к амортизационным свойствам протеза следует различать, в каких фазах шага и каким образом они должны проявляться: амортизацией нагрузок переднего толчка, рекуперацией энергии для повышения силы заднего толчка, снижением сопротивления ротации при перекате через стопу при ходьбе и беге.

На основе изложенных принципов назначения амортизационных модулей для протезов нижних конечностей разработана таблица 1. Суммированием выявленных для пациента балльных оценок по отдельным факторам могут быть определены показатели целесообразности обеспечения повышенных амортизационных свойств протеза нижней конечности с функциональной дифференциацией их по проявлению в разные фазы шага (табл. 1).

Таблица 1 / Table 1

**Определение целесообразности обеспечения повышенных амортизационных свойств протеза нижней конечности: если сумма баллов факторов  $\leq 3$  — противопоказано, 4 — возможно (если нет противопоказаний со стороны сопутствующих заболеваний),  $\geq 6$  — рекомендуется / Determination of the feasibility of providing increased shock-absorbing properties of the prosthesis of the lower limb: if the sum of the points of factors  $\leq 3$  is contraindicated, 4 is possible (if there are no contraindications from concomitant diseases),  $\geq 6$  is recommended**

Требования к амортизационным свойствам протеза / Requirements for depreciation properties of the prosthesis	Балльная оценка факторов принятия решения о требованиях к амортизации нагрузок при пользовании протезом / Scoring factors for making a decision on the requirements for depreciation of loads when using a prosthesis								Социальные показания использования протеза при повышенных физических нагрузках на нижние конечности / Social indications for the use of the prosthesis with increased physical stress on the lower limbs	Максимальная сумма баллов / Maximum score
	1		2		3			4		
	отсутствуют / absent	имеются / available	имеются / available	отсутствуют / absent	низкий / low	сниженный / lowered	средний / medium	высокий / high		
Амортизация нагрузок при переднем толчке / Damping of loads during front shock	–	1	2	–	1	1	3	4	5	12
Амортизация ротационного момента / Damping of rotational moment	–	1	1	–	–	–	3	4	5	11
Рекуперация энергии в перекате / Recuperation of energy in the transfer	–	1	–	–	–	–	–	4	5	10

Представленные данные свидетельствуют о том, как часто при синтезе модульных протезов нижних конечностей незаслуженно пренебрегают включением в их состав комплекующих с повышенными амортизационными свойствами.

Реализация амортизационной функции протеза нижней конечности возлагается в основном на искусственную стопу. Повышенные амортизационные и энергорекуперационные свойства таких стоп, как правило, достигаются установкой упругих углепластиковых пластин либо элементов из слоистых стеклопластиков, выполненных в виде одно- или многослойных «лепестков» пяточной и носочной части, соединенных между собой и облученных в сменную формообразующую пенополиуретановую оболочку.

На мировом рынке протезно-ортопедических изделий представлен большой ассортимент стоп и специализированных амортизационных модулей, использование которых в составе протеза нижней конечности придает ему свойства одно- и многовекторной амортизации нагрузок и энергорекуперации в системе «пациент — протез — опора» при ходьбе и беге.

Однако в условиях новых вызовов, связанных с изменением геополитической обстановки и внешнего санкционного давления на активное индустриальное развитие государства, особое значение имеет производственная, технологическая независимость страны и наличие отечественной импортозамещающей продукции данного назначения (табл. 2) [13–17].

Такие конструкции искусственных стоп не имеют в своем составе шарнирных соединений, но во время переката через стопу в местах соединения, сопряжения ее частей, несущих нагрузку, возникают ограниченные упруго-деформационные движения. Для индивидуальной настройки стопы могут использоваться пластины различной жесткости, лежащие в ее основании, и дополнительные амортизирующие элементы в местах соединения пластин или над ними.

Амортизационных свойств одной только искусственной стопы в составе протеза может оказаться недостаточно, поэтому в практике протезирования стали использовать специальные амортизационные модули.

Ротационные «поглотители ударных нагрузок» в протезе позволяют отдельно регулировать сопротивление возникающим при ходьбе ротационным моментам: малому моменту внутренней ротации — для снижения нагрузки на культю и повышения удобства ходьбы; высокому моменту внешней ротации — для обеспечения эффективного толчка передним отделом искусственной стопы. Торсионная функция модуля дополняется эффек-

тивной амортизацией, что обеспечивает снижение ударных нагрузок на культю.

При занятиях различными видами адаптивного спорта, спортивными играми, быстрой ходьбе, беге, поднятии тяжестей применяют специальные устройства (голеностопные модули) с интегрированными адаптерами с торсионным и телескопическим компонентами, позволяющими производить регулировку жесткости-упругости при осевом сжатии и вращении, подошвенном и тыльном сгибаниях. Это делает ходьбу на протезе более комфортной и безопасной в фазах опоры и переноса протеза над опорой.

Установленные в протезе голени, бедра и на вычленение бедра в тазобедренном суставе модули в виде энергосберегающих стоек и ротационно-демпфирующих устройств с различными классами жесткости, соединяющие коленный модуль, регулировочно-соединительное устройство, стопу позволяют достичь амортизации ударных нагрузок, поглощения энергии при переднем толчке («пяточном») и возвращения ее при заднем толчке (отталкивании носком стопы от опоры), повышают эргономичность ходьбы на протезе пациентов со средним и высоким уровнем двигательной активности.

Благодаря уникальной конструкции модулей искусственного колена стало возможным и контролируемое пружинящее амортизационное подгибание шарнира до угла  $15^\circ$  при «вхождении» пятки стопы в начале опорного периода с сохранением подкосоустойчивости. Механизм поддресоренного подгибания смягчает ударные нагрузки и давление на культю, имитирует естественное движение колена при сгибании, а запирающий момент при разогнутом колене предотвращает бесконтрольное подгибание в фазы опоры и переката, при размыкании модуля происходит легкий переход в фазу переноса конечности над опорой. Для активной и быстрой ходьбы, участия в спортивных играх, например в гольф, занятий адаптивной физической культурой или адаптивными видами спорта на протезе бедра известна эффективность применения полицентрических коленных модулей, снабженных амортизационным блоком и голеностопным устройством, с гидравлическим регулированием фазы переноса, опциональной регулировкой высоты поднятия пятки при разгибании в коленном шарнире во время бега, например с системой охлаждения радиатором гидравлической жидкости цилиндра модуля колена во время движения на протезе.

Информация о некоторых моделях протезных ротаторов, несущих модулей, коленных модулей российского производства представлена в таблице 3 [14, 16, 17].

Таблица 2 / Table 2

**Российские модули стоп с повышенными амортизационными свойствами /  
Russian foot modules with enhanced damping properties**


















Производитель / Manufacturer	Реутовский ЭЗСП (Мос. обл., г. Реутов) филиал АО «Московское ПрОП»				РК «Энергия» им. С.П. Королева (г. Королев)	ООО НОЦ «ОРТОС» (г. Бердск)
Марка изделия / Product brand	 Модель 833	 Модель 873	 Модель 723	 Модель 903	 9A 048	 C-02-УП
Уровень ДА / Level of physical activity	2, 3	2, 3	2, 3	2, 3	2, 3	2, 3
Масса пациента, кг / Patient weight, kg	70–110	70–119	70–130	60–100	90–110	–
Комментарии / Comments	Углекластиковая энергосберегающая, высокофункциональная, Движение в трех плоскостях	Углекластиковая энергосберегающая на низкую культу	Углекластиковая энергосберегающая	Из 2-х упругих элементов из углекластика и угленаполненного полиамида, между которыми амортизатор. Адаптируется к неровностям поверхности	Полиуретановая с пяточью несущими стеклопластиковыми полосами (3 спереди и 2 сзади), и нижней закрепленными в стопе и на адаптере	Углекластиковая с верхней и нижней пластинами
Производитель / Manufacturer	Ангарес (г. Москва)			МЕТИЗ (Московская обл., г. Мытищи)		
Марка изделия / Product brand	 Ниагара	 Актив фит	 Сиерра	 1Н10У	 1Н04У	 1Н20У/1 Н21У
Уровень ДА / Level of physical activity	2, 3	2, 3	3	1–3	1–3	1–3
Масса пациента, кг / Patient weight, kg	44–120	до 100	44–166	55–125	50–125	80–100
Комментарии / Comments	Энергосберегающая из карбонового волокна	Низкопрофильная карбоновая	Углекластиковая с разделенным носком	С углекластиковым опорным модулем и гидравлической системой бесступенчатого переключения высоты каблучка, выпускается 5 категорий жесткости	С углекластиковым опорным модулем, выпускается 5 категорий жесткости	Углекластиковая, выпускается 6 категорий жесткости



Таблица 3 / Table 3  
**Российские модули протезов нижних конечностей с повышенными амортизационными свойствами /  
 Russian modules of lower limb prostheses with enhanced cushioning properties**

Продукция РКК «Энергия» им. С.П. Королева (г. Королев)	
Производитель / Manufacturer  Марка изделия / Product brand	 <p>4А 048 Ротатор</p>
Уровень ДА / Level of physical activity  Масса пациента, кг / Patient weight, kg  Комментарии / Comments	 <p>8А 015, 8А 015-01 Модули несущие упругие</p>
Уровень ДА / Level of physical activity  Масса пациента, кг / Patient weight, kg  Комментарии / Comments	 <p>5А 047 Модуль коленный одноосный</p>
Масса, г / Weight, g	<p>580</p> <p>570–670</p> <p>980</p>
Продукция РПЗ «Ангарес» (г. Москва)	
Производитель / Manufacturer  Марка изделия / Product brand	 <p>5К66 Пневматический 4-х звенный полицентрический коленный модуль</p>
Уровень ДА / Level of physical activity  Масса пациента, кг / Patient weight, kg  Комментарии / Comments	 <p>5К95 Пятизвенный пневматический коленный модуль</p>
Уровень ДА / Level of physical activity  Масса пациента, кг / Patient weight, kg  Комментарии / Comments	 <p>5К78 Полицентрический четырёхзвенный коленный модуль</p>
Масса, г / Weight, g	<p>880</p> <p>880</p> <p>650</p> <p>780</p>

Выбор типа модуля(ей) (стопа, стойка, ротационный модуль, коленный модуль) для придания протезу амортизирующих свойств зависит от уровня ампутации голени или бедра, определяющего возможность размещения модулей в протезе (определяется монтажной высотой), а также от требований к амортизационным свойствам изделия: амортизация ударных нагрузок при переднем толчке (пяткой), амортизация ротационного момента, рекуперация энергии для повышения силы заднего толчка. Амортизирующие свойства протеза наиболее значительно проявляются при совместном применении амортизационных модулей.

Модель амортизационного модуля выбирается по его соответствию медико-техническим требованиям к амортизационным свойствам протеза для пациента с учетом его двигательной активности и массы тела, параметры ограничения по которым указаны производителем модели модуля.

### Обсуждение / Discussion

Сопоставление данных таблицы 1 и сведений об использовании модулей с повышенными амортизационными свойствами (включая стопы, ротаторы, стойки, коленные узлы) в протезах всего лишь у 19 % пациентов из общей группы обследованных, в которую входили 72 % повторных пациентов, 53 % со средним и высоким уровнями ДА, причем с большим числом случаев пороков и болезней культуры, указывает на необоснованное занижение использования амортизационных модулей в протезах нижних конечностей, несмотря на наличие этой продукции на российском рынке.

Отсутствие в протезе амортизационных модулей, когда их свойства могут быть реализованы пациентом, не позволяет достичь возможно высокого уровня протезирования. При этом необоснованное использование амортизационных модулей может не только увеличить стоимость протеза, но и утяжелить его, усложнить обучение ходьбе на протезе, повышая тем самым риск травматизма. Представленная в работе методика многофакторного формализованного расчета показателя целесообразности назначения амортизационных модулей предназначена для облегчения принятия решения протезистом.

В настоящее время на отечественном рынке протезно-ортопедических изделий представлены модели амортизационных модулей, которые не уступают зарубежным образцам по техническим характеристикам. В то же время в стратегии развития технологического импортозамещения среди отдельных видов продукции реабилитационной индустрии в составе комплектующих протеза нижней конечностей целесообразно расши-

рение ассортимента разработок и производства искусственных модулей протезов нижней конечности с энергосберегающими амортизационными характеристиками.

### Заключение / Conclusion

Несмотря на доказанность положительного эффекта от включения в состав протеза нижней конечности модулей, обладающих повышенными амортизационными свойствами, необходимость их применения, как показало обследование, часто незаслуженно игнорируется. Представленная в работе методика многофакторного формализованного расчета показателя целесообразности назначения амортизационных модулей предназначена для облегчения принятия решения протезистом.

Персонализированный выбор типа амортизационного модуля(ей) зависит от требований к амортизационным свойствам протеза, которые должны устанавливаться в соответствии с индивидуальными показателями состояния протезируемого — наличия или отсутствия навыков ходьбы на протезе, пороков и болезней культуры, уровня двигательной активности на протезе, наличия социальных факторов использования протеза при повышенных нагрузках, а в некоторых случаях и от уровня ампутации нижней конечности, которым может ограничиваться возможность размещения определенной конструкции амортизирующего модуля в составе протеза.

В настоящее время на отечественном рынке протезно-ортопедических изделий представлены модели амортизационных модулей, которые не уступают зарубежным образцам по техническим характеристикам. В то же время в стратегии развития технологического импортозамещения среди отдельных видов продукции реабилитационной индустрии в составе комплектующих протеза нижней конечности целесообразно расширение ассортимента разработок и производства искусственных модулей протезов нижней конечности с энергосберегающими амортизационными характеристиками.

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

**Конфликт интересов.** Информация о конфликте интересов отсутствует.

**Источник финансирования.** Исследование не имело спонсорской поддержки.

### Литература

1. Юрковский О.И. Модульный принцип протезирования нижних конечностей: Учеб. Пособие. — М.: ФЦЭРИ, 2004. — 32 с. Доступен по: <https://www.mmbok.ru/catalog/arhiw/101578-detail>. (дата обращения: 08.02.2023).

2. Протезирование нижних конечностей // Реабилитация инвалидов: национальное руководство / под ред. Г.Н. Пономаренко. — М.: ГОЭТАР-Медиа, 2018. — С. 271-281.
3. Янковский В.М., Щербина К.К., Гусев М.Г., Сусяев В.Г. Назначение амортизирующих модулей с учетом медико-социальных показаний и уровня двигательной активности: методическое пособие. — СПб: НЦЭПР, 2010. — 22 с.
4. Звонарева Е.В., Курдыбайло С.Ф., Щербина К.К. Влияние двигательной активности на качество жизни инвалидов // Вестн. гильдии протезистов-ортопедов. — 2003. — Т. 12. — № 2. — С. 40-43.
5. Гусев М.Г. Модули протезов нижних конечностей, рекомендованных к использованию при лечебно-тренировочном и первично-постоянном протезировании инвалидов вследствие боевых действий и военной травмы: справочное пособие. — СПб: Человек и здоровье, 2006. — 74 с.
6. Гусев М.Г. Сусяев В.Г. Методика назначения модулей протезов нижних конечностей: методическое пособие. — СПб.: Ресурс, 2014. — 84 с.
7. Сусяев В.Г., Янковский В.М., Смирнова Л.М., Сокуров А.В. и др. Обоснование назначения амортизационных модулей в протезах нижних конечностей // Вестник медицинского института «РЕАВИЗ». — 2018. — № 3. — С. 40-48.
8. Обзор продукции. Протезы нижних конечностей. Доступен по: <https://www.ottobock.ru/prosthetics/lower-limb-prosthetics/solution-overview>. (дата обращения: 08.02.2023).
9. Об утверждении перечня показаний и противопоказаний для обеспечения инвалидов техническими средствами реабилитации // Приказ Минтруда России от 28.12.2017 № 888н. Доступен по: <https://www.garant.ru/products/ipo/prime/doc/71793126/>. (дата обращения: 08.02.2023).
10. Об утверждении перечня показаний и противопоказаний для обеспечения инвалидов техническими средствами реабилитации // Приказ Минтруда России от 5 марта 2021 г. № 106н. Доступен по: <http://publication.pravo.gov.ru/Document/View/0001202106110001>. (дата обращения: 08.02.2023).
11. Hafner BJ, Sanders JE, Czerniecki J, Fergason J. Energy storage and return prostheses: Does patient perception correlate with biomechanical analysis? Clin Biomech. 2002;17(5):325-44.
12. Segal AD, Zelik KE, Klute GK, Morgenroth DC et al. The effects of a controlled energy storage and return prototype prosthetic foot on transtibial amputee ambulation. Hum Mov Sci. 2011;31(4):918-31.
13. Реутовский ЭЗСП филиал АО «Московское ПрОП — Интернет-Магазин — Каталог — Оптовым клиентам — Протезирование и ортезирование — Ортопедический центр. Доступен по: <https://rezsp.ru/index.php/katalog/protezy-nizhnikh-konechnostej/energoberegayushchie-ugleplastikovye-stopu>. (дата обращения: 08.02.2023)
14. РКК «Энергия» им. С.П. Королева. Протезно-ортопедические изделия | Модули и узлы протезов голени для взрослых. Доступен по: <https://www.energia.ru/ru/conversion/prosthetic/pnk/pnk-02.html#>. (дата обращения: 08.02.2023).
15. ООО НОЦ «ОРТОС» (г. Бердск). Ортопедические изделия. Модульные полуфабрикаты нижних конечностей НОЦ «Ортос». Доступен по: [https://протезы.рф/catalog/modul\\_nij/](https://протезы.рф/catalog/modul_nij/). (дата обращения: 08.02.2023).
16. Антарес. Комплекующие для протезирования ног | Протезирование ног в Москве. Доступен по: <https://antaresfit.shop/>. (дата обращения: 08.02.2023).
17. Компания METIZ. Доступен по: <https://metiz-ltd.ru/catalog/metiz>. (дата обращения: 08.02.2023).

## References

1. Modul'nyy princip protezirovaniya nizhnikh konechnostej: Ucheb. posobie [Modular principle of prosthetics of the lower extremities: Textbook]. OI Yurkovskij; FCERI. — Moskva [Moscow]. 2004. 32 p. Available at: <https://www.mmbook.ru/catalog/arhiw/101578-detail>. (accessed 08.02.2023). (In Russian).
2. Protezirovanie nizhnikh konechnostej [Prosthetics of the lower extremities]. Reabilitaciya invalidov: nacional'noe rukovodstvo [Rehabilitation of the disabled: national guidance] pod red. GN Ponomarenko [ed. GN Ponomarenko]. M.: GOE'TAR-Media [Moscow: GOETAR-Media], 2018:271-81. (In Russian).
3. Yankovskij VM, Shcherbina KK, Gusev MG, Suslyayev VG. Naznachenie amortiziruyushchih modulej s uchedom mediko-social'nyh pokazanij i urovnya dvigatel'noj aktivnosti [Appointment of shock-absorbing modules, taking into account medical and social indications and the level of physical activity: a methodological guide]. SPb: NCEPR. 2010. 22 p. (In Russian).
4. Zvonareva EV, Kurdy'bjalo SF, Shcherbina KK. Vliyanie dvigatel'noj aktivnosti na kachestvo zhizni invalidov [Influence of motor activity on the quality of life of disabled people]. Vestn. gil'dii protezistov-ortopedov [Bulletin of guild of orthopedic prosthetists]. 2003;2(12):40-3. (In Russian).
5. Gusev MG. Moduli protezov nizhnikh konechnostej, rekomendovannyh k ispol'zovaniyu pri lechebno-trenirovochnom i pervichno-postoyannom protezirovanii invalidov vsledstvie boevyh dejstvij i voennoj travmy: spravochnoe posobie [Modules of lower limb prostheses recommended for use in therapeutic training and primary permanent prosthetics for disabled people due to combat operations and military trauma: a reference guide]. SPb: Chelovek i zdo-rov'e [St. Petersburg: Man and health]. 2006. 74 p. (In Russian).
6. Gusev MG, Suslyayev VG. Metodika naznacheniya modulej protezov nizhnikh konechnostej: metodicheskoe posobie [The method of prescribing modules for lower limb prostheses: a methodological guide]. SPb.: Resurs [St. Petersburg: Resource]. 2014. 84 p. (In Russian).
7. Suslyayev VG, Yankovskij VM, Smirnova LM, Sokurov AV et al. Obosnovanie naznacheniya amortizatsionnyh modulej v protezah nizhnikh konechnostej [Rationale for the appointment of shock-absorbing modules in lower limb prostheses]. Vestnik medicinskogo instituta «REAVIZ» [Bulletin of the Medical Institute «REAVIZ»]. 2018(3):40-8. (In Russian).
8. Obzor produkcii. Protezy nizhnikh konechnostej [Product overview. Lower limb prostheses]. Available at: <https://www.ottobock.ru/prosthetics/lower-limb-prosthetics/solution-overview>. (accessed 08.02.2023). (In Russian).
9. Ob utverzhdenii perechnya pokazanij i protivopokazanij dlya obespecheniya invalidov texnicheskimi sredstvami reabilitacii [ On approval of the list of indications and contraindications for providing disabled people with technical means of rehabilitation]. Prikaz Mintruda Rossii ot 28.12.2017 N 888n [Order of the Ministry of Labor of Russia of December 28, 2017 N 888n]. Available at: <https://www.garant.ru/products/ipo/prime/doc/71793126/>. (accessed 08.02.2023). (In Russian).
10. Ob utverzhdenii perechnya pokazanij i protivopokazanij dlya obespecheniya invalidov tekhnicheskimi sredstvami reabilitacii [On approval of the list of indications and contraindications for providing disabled people with



- technical means of rehabilitation]. Prikaz Mintruda Rossii ot 5 marta 2021 g. N 106n [Order of the Ministry of Labor of Russia of March 5, 2021 N 106n]. (In Russian). Available at: <http://publication.pravo.gov.ru/Document/View/0001202106110001>. (accessed 08.02.2023).
11. Hafner BJ, Sanders JE, Czerniecki J, Ferguson J. Energy storage and return prostheses: Does patient perception correlate with biomechanical analysis? *Clin Biomech.* 2002;17(5):325-44.
  12. Segal AD, Zelik KE, Klute GK, Morgenroth DC et al. The effects of a controlled energy storage and return prototype prosthetic foot on transtibial amputee ambulation. *Hum Mov Sci.* 2011;31(4):918-31.
  13. Reutovskij EZSP filial AO «Moskovskoe PrOP — INTERNET-MAGAZIN — Katalog — Optovy'm klientam — Protezirovanie i ortezirovanie — Ortopedicheskij centr [Reutov EZSP branch of JSC Moscow PrOP. INTERNET STORE. Catalog. Wholesale customers. Prosthetics and orthotics. Orthopedic center] Available at: <https://rezsp.ru/index.php/katalog/protezy-nizhnikh-konechnostej/energoberegayushchie-ugleplastikovye-stopy>. (accessed 08.02.23). (In Russian).
  14. RKK “Energiya“ im. SP Koroleva. Protezno-ortopedicheskie izdeliya Moduli i uzly` protezov goleni dlya vzroslyh [SP Korolev RSC Energia. Prosthetic and orthopedic products. Modules and units of lower leg prostheses for adults]. Available at: <https://www.energia.ru/ru/conversion/prosthetic/pnk/pnk-02.html#>. (accessed 08.02.2023). (In Russian).
  15. OONOC “ORTOS” (g. Berdsk). Ortopedicheskie izdeliya. Ortopedicheskie izdeliya. Modul'nye polufabrikaty nizhnikh konechnostej NOC “Ortos” [LLC NOC ORTOS (Berdsk). Orthopedic products. Modular semi-finished products of the lower limbs NOC “Orthos”]. Available at: [https://протезы.рф/catalog/modul\\_nij/](https://протезы.рф/catalog/modul_nij/). (accessed 08.02.2023). (In Russian).
  16. Antares. Komplektuyushchie dlya protezirovaniya nog. Protezirovanie nog v Moskve [Antares. Accessories for leg prosthetics. Prosthetic legs in Moscow]. Available at: <https://antaresfit.shop/>. (accessed 08.02.2023). (In Russian).
  17. Kompaniya METIZ [Company METIZ]. Available at: <https://metiz-ltd.ru/catalog/metiz>. (accessed 08.02.2023). (In Russian).

Рукопись поступила: 03.03.2023

Принята в печать: 15.09.2023

#### Авторы

Смирнова Людмила Михайловна — доктор технических наук, ведущий научный сотрудник отдела биомеханических исследований ОДС Института протезирования и ортезирования, ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, Бестужевская ул., д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация; профессор кафедры биотехнических систем Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5, Санкт-Петербург, 197376, Российская Федерация; e-mail: [info@diaserv.ru](mailto:info@diaserv.ru); <https://orcid.org/0000-0003-4373-9342>.

Сусляев Вадим Геннадьевич — кандидат медицинских наук, ведущий научный сотрудник отдела инновационных технологий ТСР Института протезирования и ортезирования, ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, Бестужевская ул., д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация; врач-специалист отдела экспертно-реабилитационной диагностики ФКУ «ГБ МСЭ по г. Санкт-Петербургу» Минтруда России, Литейный проспект, д. 58, Санкт-Петербург, 191014, Российская Федерация; e-mail: [vadims1964@yandex.ru](mailto:vadims1964@yandex.ru); <https://orcid.org/0000-0003-0651-5497>.

Янковский Владимир Михайлович — кандидат медицинских наук, ведущий научный сотрудник отдела инновационных технологий ТСР Института протезирования и ортезирования, ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, Бестужевская ул., д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация; e-mail: [yankovsky.vladimir@yandex.ru](mailto:yankovsky.vladimir@yandex.ru); <https://orcid.org/0000-0002-4258-920X>.

Большаков Владимир Александрович — старший научный сотрудник проектно-конструкторского отдела Института протезирования и ортезирования, ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, Бестужевская ул., д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация; e-mail: [pko09\\_903@mail.ru](mailto:pko09_903@mail.ru); <https://orcid.org/0000-0002-5889-3759>.

#### Authors

Smirnova Ludmila Mikhailovna, Grand PhD in Engineering sciences, leading researcher of the Department of Biomechanical Studies of the Musculoskeletal System of the Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation; Professor of Department of Biomedical Engineering, Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 Professora Popova Street, 197376 St. Petersburg, Russian Federation; e-mail: [info@diaserv.ru](mailto:info@diaserv.ru); <https://orcid.org/0000-0003-4373-9342>.

Suslyayev Vadim Genadievich, PhD Medical Sciences, Associate professor, leading researcher of Department of innovative technology for technical means of rehabilitation of the Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation; doctor-specialist of the department of expert rehabilitation diagnostics, Main Bureau of Medical and Social Expertise in St. Petersburg, 58 Liteyny Ave., 191014 St. Petersburg, Russian Federation; e-mail: [vadims1964@yandex.ru](mailto:vadims1964@yandex.ru); <https://orcid.org/0000-0003-0651-5497>.

Yankovskiy Vladimir Mikhailovich, PhD in Medical Science, leading researcher of Department of innovative technology for technical means of rehabilitation of the Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation; e-mail: [yankovsky.vladimir@yandex.ru](mailto:yankovsky.vladimir@yandex.ru); <https://orcid.org/0000-0002-4258-920X>.

Bolshakov Vladimir Aleksandrovich, senior researcher of the design department of the Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation; e-mail: [pko09\\_903@mail.ru](mailto:pko09_903@mail.ru); <https://orcid.org/0000-0002-5889-3759>.