

## К ВОПРОСУ ФОРМИРОВАНИЯ ПОДКОСОУСТОЙЧИВОСТИ В ПРОТЕЗЕ БЕДРА

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

Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, Санкт-Петербург

**Резюме. Введение.** Рассмотрены принципы построения конструкции коленного модуля протеза бедра. Предложена конструкция коленного модуля протеза бедра с оригинальным механизмом обеспечения подкосоустойчивости в протезе. **Цель:** создание отечественного искусственного коленного модуля в протезе бедра, при использовании которого обеспечивается оригинальный надёжный механизм подкосоустойчивости в процессе ходьбы путём быстрой блокировки сгибания-разгибания искусственного коленного шарнира при опоре на протез. **Материалы и методы.** Одной из основных проблем, существующих при разработке коленных модулей в протезе бедра, является наличие в конструкции модуля механизма, обеспечивающего его блокировку от сгибания при ходьбе в момент опоры протеза в фазе переноса здоровой конечности. В коленных модулях различных фирм подобный вопрос решается по-разному. Например, в простых одноосных коленных шарнирах предусмотрена его блокировка, в которой используется вес инвалида в фазе опоры на протез. Ходьба при этом осуществляется без сгибания в коленном шарнире. Для разблокировки необходимо потянуть за трос (переход в положение сидя). В некоторых одноосных шарнирах предусматривается его автоматическое замыкание под действием веса инвалида при опоре на протез. Размыкание происходит в фазе переноса веса на носок. В более сложных многоосных конструкциях модулей имеет место так называемый геометрический замок, в котором замыкание в фазе опоры происходит за счёт специального расположения осей друг относительно друга. Размыкание происходит в фазе переноса. **Объект исследования:** механизмы коленного модуля, осуществляющие подкосоустойчивость инвалида в процессе ходьбы на протезе бедра. **Предмет исследования:** конструкция коленного модуля, обеспечивающая самоторможение за счёт муфты с разрезным диском. **Результаты.** Проведённое исследование позволило обосновать практическую возможность создания коленного модуля протеза бедра с тормозным устройством, выполненным в виде муфты с разрезным диском. **Обсуждение.** В настоящее время существуют различные конструкции коленных модулей, имеющие механизмы подкосоустойчивости. При рассмотрении современных коленных модулей известных производителей определены основные способы обеспечения подкосоустойчивости. В полицентрическом коленном модуле фирмы «Ossur» реализован принцип блокировки колена за счёт смещения мгновенной оси при разгибании колена, тем самым обеспечивая подкосоустойчивость. В подобном модуле фирмы Ottobock происходит автоматическое замыкание оси колена под воздействием веса человека. Отечественными производителями коленных модулей являются фирмы ОРТОС (Новосибирск) и Metiz. Также научно-производственной корпорацией «Системы прецизионного приборостроения» (НПК СПП, входит в Роскосмос) было заявлено производство коленного модуля «Актив-2». В связи с ограничением импорта зарубежной продукции государственные протезно-ортопедические предприятия заинтересованы в разработке и производстве отечественных протезно-ортопедических изделий, в том числе и искусственного коленного сустава различных конструкций. **Выводы.** Сформированы принципы построения конструкции коленного модуля протеза бедра.

**Ключевые слова:** протез бедра, коленный модуль, подкосоустойчивость, тормозное устройство, муфта с разрезным диском.

**Для цитирования:** Буров Г.Н., Белянин О.Л., Черникова М.В., Большаков В.А., Дробаха А.С. К вопросу формирования подкосоустойчивости в протезе бедра. *Вестник медицинского института «РЕАВИЗ». Реабилитация, Врач и Здоровье.* 2022;12(5):43-49. <https://doi.org/10.20340/vmi-rvz.2022.5.CLIN.4>



## FORMATION OF BUCKLING RESISTANCE IN A TRANSFEMORAL PROSTHESIS

G.N. Burov, O.L. Belyanin, M.V. Chernikova, V.A. Bol'shakov, A.S. Drobakha

G.A. Albrecht Federal State Budgetary Research Center, St. Petersburg

**Abstract. Introduction.** The principles of construction of the knee joint in the transfemoral prosthesis are considered. The design of the knee joint in the transfemoral prosthesis with an original mechanism for ensuring buckling resistance in the prosthesis is proposed. **Goal.** Create an artificial knee joint, which provides a reliable mechanism of strut stability during walking by quickly blocking the flexion-extension of the artificial knee joint in the prosthetics for high amputations of the lower extremities when resting on the prosthesis. **Materials and methods.** One of the main problems that exist in the development of knee joints in a femoral prosthesis is the presence in the design of the module of a mechanism that ensures its blocking from bending when walking at the moment of support of the prosthesis in the transfer phase of a healthy limb. In the knee joints of various companies, this issue is solved in different ways. For example, some simple single-axis knee joints are designed to lock when the disabled person is in a standing position. Walking is carried out without flexion in the knee joint. To unlock, pull the cable (transition to a sitting position). In some single-axis hinges, a locking function is applied using the weight of a disabled person. In the phase of support on a full foot, the hinge closes due to the weight load on it and opens by transferring weight to the toe. In more complex multi-axis module designs, there is a so-called geometric lock. The closure in the stance phase occurs due to the correct arrangement of the axes relative to each other. The opening occurs in the transfer phase. **The object of the study.** The mechanisms of the knee joint, which provide a handicapped person's resistance to buckling while walking on a transfemoral prosthesis. **The subject of the study.** The design of the knee joint, which provides self-braking due to a coupling with a split disc. **Results.** The study made it possible to substantiate the practical possibility of creating a knee joint of prosthetics for high amputation with a braking device made in the form of a split disc clutch. **Discussion.** Currently, there are various designs of knee joint that have mechanisms of buckling. When considering modern knee joint of well-known manufacturers, the main ways of ensuring buckling resistance are determined. The polycentric knee module of the company "Össur" implements the principle of knee locking due to the displacement of the instantaneous axis when the knee is extended, thereby providing buckling resistance. In the Ottobock knee joint, the knee axis is automatically closed under the influence of human weight. Domestic manufacturers of knee modules are ORTHOS (Novosibirsk) and Metiz. Also, the scientific and production corporation "Precision Instrument Engineering Systems" (NPC SPP, part of Roscosmos) announced the production of the knee module "Aktiv-2". Due to the restriction of imports of foreign products, state prosthetic and orthopedic enterprises are interested in the development and production of domestic prosthetic and orthopedic products, including artificial knee joints of various designs. **Conclusions.** The principles of constructing the design of the knee joint of the above knee prosthesis have been formed.

**Key words:** transfemoral prosthesis, knee joint, buckling resistance, brake device, split clutch, AK.

**Cite as:** Burov G.N., Belyanin O.L., Chernikova M.V., Bol'shakov V.A., Drobakha A.S. Formation of buckling resistance in a transfemoral prosthesis. *Bulletin of the Medical Institute "REAVIZ". Rehabilitation, Doctor and Health.* 2022;12(5):43-49. <https://doi.org/10.20340/vmi-rvz.2022.5.CLIN.4>

### Введение

Основной целью протезирования нижних конечностей является компенсация нарушений опорно-двигательной функции, наступивших вследствие утраты опороспособного органа. Протезирование позволяет восполнить утраченную функцию ампутированной конечности лишь частично, не устраняя мышечный дефицит и нарушение сенсорных связей в опорно-двигательной системе, которые у здоровых людей ответственны за регуляцию позы и управление движением [1]. Речь идет, главным образом, об отсутствии тактильной чувствительности у искусственной стопы и снижении проприоцептивной чувствительности усеченной конечности. Вследствие этого даже такая привычная в повседневной деятельности, сформированная близко к естественному движению, локомоция, как ходьба, для многих пациентов на протезах

сопровождается значительными трудностями. Это выражается в отклонении от нормы кинематических и динамических параметров движения.

Особое внимание уделяется наличию механизма, осуществляющего подкосоустойчивость инвалида в процессе ходьбы на протезе бедра.

Таким образом, критериями оценки качества схемы построения протеза могут быть устойчивость при ходьбе, степень негативного или позитивного воздействия протеза на состояние опорно-двигательного аппарата.

Для суммарной оценки результатов протезирования нижних конечностей используют биомеханические методы, позволяющие определить качество выполнения движения на протезе. При этом ходьбе уделяется наибольшее внимание, учитывая условия обычной жизнедеятельности человека.

**Цель:** создание отечественного искусственного коленного модуля в протезе бедра, при использовании которого обеспечивается оригинальный надёжный механизм подкосоустойчивости в процессе ходьбы путём быстрой блокировки сгибания-разгибания искусственного коленного шарнира при опоре на протез.

### Материалы и методы

Результаты протезирования нижних конечностей зависят от многих факторов, в том числе и от индивидуальных особенностей состояния опорно-двигательного аппарата пациента, которые сформировались ещё до начала протезирования, а также от его адаптационных возможностей регуляции позы в изменившихся условиях выполнения локомоций. Однако, говоря об оценке результатов протезирования, целесообразно выделить прежде всего те факторы, которые связаны непосредственно с качеством выполнения основных этапов протезирования. Такими факторами являются:

- функциональность узлов протеза;
- качество индивидуальной настройки;
- степень обученности пациента управлять протезом.

Поэтому, для своевременного выявления и устранения недостатков протезирования его качество необходимо оценивать не только при выдаче протеза пациенту, но и на стадии выполнения таких этапов, как:

- подготовка культы к протезированию;
- изготовление приемной гильзы и предварительная сборка протеза;
- индивидуальная подгонка приемной гильзы и схемы построения протеза по результатам пробной ходьбы;
- обучение инвалида управлению протезом.

Биомеханический анализ пробной ходьбы на протезе позволяет уточнить параметры схемы его построения и формы приемной гильзы с учётом таких индивидуальных особенностей пациента, которые невозможно учесть на этапе разработки медико-технических требований к протезированию. Это касается особенностей (стереотипа) походки, состояния адаптационных механизмов опорно-двигательной системы инвалида и некоторых других факторов, в частности тех, которые характеризуют состояние нервно-мышечного комплекса.

Нерациональная схема обуславливает асимметрию и неестественность походки, снижает устойчивость инвалида при ходьбе, повышает энергозатраты на передвижение, вызывает болевые ощущения и даже патологические изменения в опорно-двигательном аппарате [1].

К настоящему времени разработаны такие узлы протеза, которые способны частично «адаптироваться» к изменению направления осевой нагрузки на протез и поддерживать биомеханический гомеостаз в системе «инвалид и протез». Тем не менее, даже при использовании таких узлов рациональная схема построения протеза, учитывающая индивидуальные особенности инвалида, позволяет наиболее полно реализовать заложенные в конструкцию протеза функциональные качества.

Главной задачей создания протезов нижней конечности является восстановление движения инвалида. Поэтому значительное внимание уделяется схеме построения протеза.

Прежде чем оценивать схему построения протеза, необходимо определить критерии её качества. К настоящему времени известны различные подходы к поиску оптимальной схемы протеза. Рекомендуемые в соответствии с ними схемы значительно отличаются друг от друга. Объясняется это тем, что исследователи по-разному расставляют приоритеты между функциональными требованиями к протезированию и, соответственно, критериями оценки схемы протеза. Основными из этих требований являются: повышение устойчивости при ходьбе; минимизация энергозатрат инвалида на ходьбу; минимизация негативного воздействия протеза на состояние опорно-двигательного аппарата; обеспечение анатомо-функционального подобия системы «инвалид и протез» и здорового человека (в частности, обеспечение симметрии анатомических характеристик протезированной и сохранившейся конечностей, а также кинематической симметрии ходьбы). В частности, это требование повышения латеральной или медиальной устойчивости на протезе, а также повышение подкосоустойчивости на протезе.

Не менее важным при этом, кроме устойчивости и уменьшения энергозатрат при ходьбе, является недопущение произвольного сгибания в коленном узле при опоре пациента на протез.

Повышение подкосоустойчивости (в сагитальной плоскости) при опоре на протез бедра достигается смещением оси коленного шарнира кзади по отношению к проекции общего центра масс пациента на горизонтальную плоскость. Благодаря этому при опоре на протезированную конечность центр масс инвалида проецируется впереди коленного шарнира и замыкает его (пассивное замыкание). Однако при одноосном коленном шарнире чрезмерное смещение этой оси назад сопровождается увеличением функциональной длины протеза в фазе переноса его над опорой и вынуждает пациента приподниматься на носке здоровой конечности, чтобы поднять выше носок искусственной стопы, исключив его зацепление об пол. Такая ходьба сопровождается не только перегрузкой переднего отдела сохранившейся стопы, но и значительными энергозатратами [2]. Поэтому для пациентов с недостаточной мышечной силой культы бедра ось одноосного коленного шарнира смещают кзади сильнее, чем для пациентов с хорошо развитыми мышцами.

В подобных случаях выступает на передний план вопрос о надёжной подкосоустойчивости коленного модуля.

Анализ существующих конструкций коленных модулей протеза бедра показал, что при многообразии конструктивного исполнения модулей подкосоустойчивость в нём обеспечивается в основном двумя способами: либо наличием замкового устройства, либо с использованием веса инвалида при нагружении в фазе опоры.

Интерес представляет устройство коленного модуля, который тормозится в любом положении голени протеза при нагружении.

**Объект исследования:** механизмы коленного модуля, осуществляющие подкосоустойчивость инвалида в процессе ходьбы на протезе бедра.

**Предмет исследования:** конструкция коленного модуля протеза бедра, обеспечивающая самоторможение за счёт использования оригинального механизма, содержащего муфту с разрезным диском.

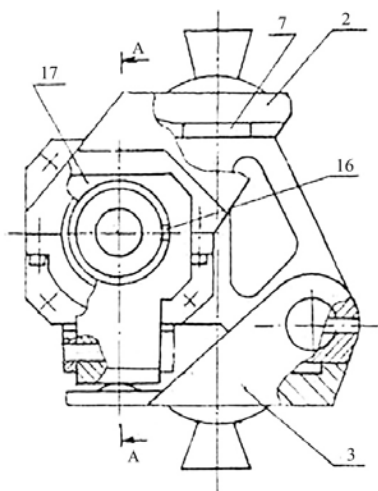
### Результаты

Известны различные механизмы, обеспечивающие самоторможение, такие как зубчатая червяч-

ная передача, зубчатые передачи с замкнутой мощностью, муфты обгона двустороннего действия и другие. С точки зрения компактности и обеспечения достаточно высокого коэффициента полезного действия внимание привлекают муфты обгона двустороннего действия, а среди них – муфта с разрезным диском.

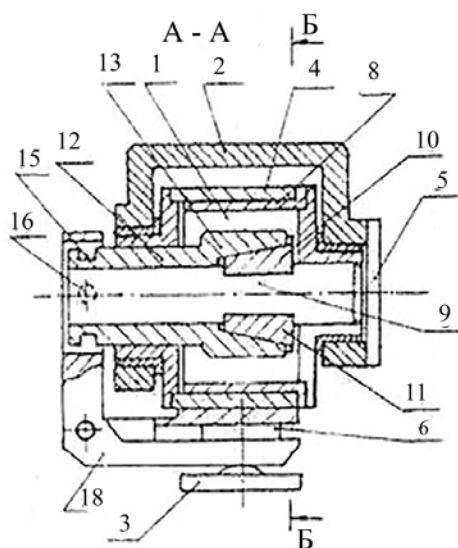
В результате данного исследования был разработан коленный модуль с тормозным устройством. Предложенный искусственный коленный сустав содержит верхнюю и нижнюю опорные вилки, которые сочленены шарнирно с корпусом тормозного устройства. Корпус охватывает тормозящий валик, соединённый с верхней опорной вилкой. Также с корпусом тормозного устройства по разные его стороны контактируют два эластичных упора, которые выполнены упругими. Тормозной механизм представляет собой муфту с разрезным диском. Обойма тормозного устройства зафиксирована неподвижно в его корпусе [3]. На тормозящем валике, закреплённом с одной стороны в боковом ответвлении верхней вилки, сформирован кулачок тормозного устройства, установленный между его полудисками. Поводок тормозного устройства с одной стороны выполнен в виде втулки, а с другой представляет собой вилку, охватывающую полудиски. Поводок имеет возможность продольно перемещаться по тормозящему валику. С наружной стороны полудисков муфты сформированы наклонные пазы с наклоном в направлении поводка. Такой же наклон в направлении полудисков имеется на скосах зубцов вилки поводка с их внутренней стороны. При продольном перемещении вилка сжимает полудиски, а при обратном движении освобождает их. Полудиски подпружинены и прижаты к обойме при торможении. На другом конце поводка, представляющем собой втулку, имеется канавка, которая соединена с поводковым устройством первого плеча двуплечего рычага управления продольным движением поводка. Рычаг шарнирно соединён с корпусом. Второе плечо рычага с одной стороны контактирует с корпусом посредством первого эластичного упора, с которым оно сочленено, а с другой стороны – с нижней вилкой устройства. Верхняя вилка контактирует с корпусом при помощи второго эластичного упора.

Принцип работы устройства поясняется рисунками 1–3.



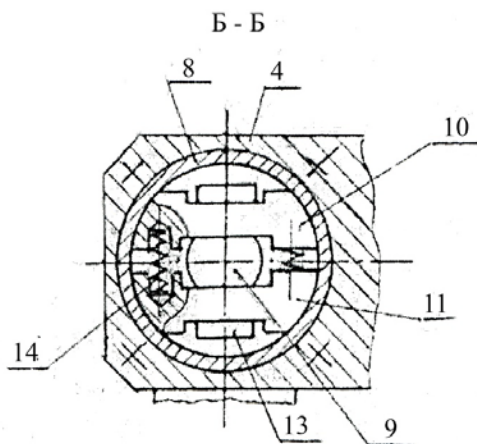
**Рисунок 1.** Общий вид искусственного коленного сустава сбоку  
**Figure 1.** General view of artificial knee joint from the side

- 2 – верхняя опорная вилка (upper support fork);
- 3 – нижняя опорная вилка (lower support fork);
- 7 – многодисковая муфта (multidisc clutch);
- 16 – нажимной диск (pressure plate);
- 17 – поводковая вилка (drive fork)



**Рисунок 2.** Разрез тормозного устройства коленного сустава  
**Figure 2.** A section of the knee braking device

- 1 – тормозное устройство (brake device);
- 2 – верхняя опорная вилка (upper support fork);
- 3 – нижняя опорная вилка (lower support fork);
- 4 – корпус тормозного устройства (brake device body);
- 5 – тормозящий валик (brake roller);
- 6 – регулятор усилия торможения (braking force regulator);
- 7 – многодисковая муфта (multidisc clutch);
- 8 – водило (driver);
- 9 – центральное колесо (central wheel);
- 10 – зубчатые сателлиты (toothed satellites);
- 11 – зубчатое колесо с наружным зацеплением (cogwheel with outer engagement);
- 12 – поводок (driver);
- 13 – грузовые пластины (load plates);
- 14 – короткое плечо рычага (short arm of lever);
- 15 – втулка нажимного устройства (hub of pressure device);
- 16 – нажимной диск (pressure plate);
- 17 – поводковая вилка (driving fork);
- 18 – двуплечевой рычаг (double-arm lever)



**Рисунок 3.** Расположение полудисков в тормозном узле устройства в сжатом расторможенном положении  
**Figure 3.** Arrangement of half-discs in brake unit in compressed unbraked position

- 4 – корпус тормозного устройства (brake unit body);
- 8 – водило (driver);
- 9 – центральное колесо (central wheel);
- 10 – зубчатые сателлиты (toothed satellites);
- 11 – зубчатое колесо с наружным зацеплением (toothed wheel with outer gear);
- 13 – грузовые пластины (load plates);
- 14 – короткое плечо рычага (short lever arm)

В результате применения данной разработки в процессе ходьбы обеспечивается блокировка сгибания–разгибания голени в протезе бедра при приложении нагрузки в период от начала опоры и до завершающей фазы шага инвалида как взрослого, так и ребенка, за счёт изменения механизма фиксации коленного шарнира.

### Обсуждение

На сегодняшний день создано множество конструкций механических коленных модулей, отличие которых не только в конструкторском исполнении, но и в функциональности, а также наличии механизма, обеспечивающего подкосоустойчивость. Существует понятие взаимодействия этих свойств между собой. Коленный модуль, снабжённый надёжной защитой от подгибания в момент опоры на протез, ограничивает функциональность самого коленного модуля при движении.

Анализируя конструкции современных коленных модулей протеза бедра, представленных известными изготовителями на сегодняшний день, можно выделить различные направления осуществления функции подкосоустойчивости в коленных шарнирах протеза бедра.

Известно множество конструкций для торможения в полицентрических коленных модулях, содержащих четыре оси, скреплённые между собой. При разгибании колена мгновенная ось смещается назад, что позволяет колену заблокироваться и обеспечить тем самым подкосоустойчивость при опоре на протез нижней конечности. При сгибании колена в фазе переноса уменьшается эффективная длина голени, это увеличивает зазор стопы над поверхностью, снижает риск спотыкания и даёт возможность преодолевать барьеры. Примером такой конструкции может служить коленный модуль Balance Knee OFM1 SE (Smart Edition) фирмы «Ossur» и другие.

### Литература/References

- 1 Руководство по протезированию и ортезированию / под ред. з.д.н., профессора А.Н. Кейера и засл. врача России, профессора А.В. Рожкова. СПб.: Крисмас +, 1999:516-519. [Guide to prosthetics and orthotics / edited by the Honored Science Worker of the Russian Federation, Professor A.N. Keyer and Distinguished Doctor of Russia, Professor A.V. Rozhkov. St. Petersburg: Crismas +, 1999:516-519. (In Russ)].
- 2 Реабилитация инвалидов: национальное руководство / под редакцией проф. Г.Н. Пономаренко. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2020:181-187. [Rehabilitation of disabled people: National Guide / edited by prof. G.N. Ponomarenko. Moscow: GEOTAR-Media, 2020:181-187. (In Russ)].
- 3 Турпаев А.И. Самотормозящие механизмы. М.: Машиностроение, 1976:149-153. [Turpaev A.I. Self-braking mechanisms. Moscow: Mechanical engineering, 1976:149-153. (In Russ)].

Также популярны коленные модули, в которых автоматическое замыкание оси колена происходит под воздействием веса тела пользователя, когда он опирается на протез. Чтобы произошла блокировка, пациент должен опираться на ногу с выпрямленным до конца коленом. В фазе переноса искусственный коленный сустав может свободно вращаться, подгибаясь за счёт инерционных сил, что даёт требуемый подъём стопы над поверхностью, например, 3R41 Ottobock и другие.

Наличие отечественных коленных модулей на рынке протезно-ортопедических изделий обеспечено выпуском этой продукции фирмами OPTOC (Новосибирск) и Metiz. Есть некоторые попытки на отдельных предприятиях создать подобные устройства, но это единичные случаи. Например, как было заявлено, научно-производственная корпорация «Системы прецизионного приборостроения» (НПК СПП, входит в Роскосмос) планирует по мере готовности производства изготавливать коленные модули «Актив-2» для отечественных протезов нижних конечностей.

Поскольку в настоящее время ограничена возможность импорта продукции известных зарубежных производителей, как частные фирмы, так и государственные протезно-ортопедические предприятия заинтересованы в разработке и производстве отечественных протезно-ортопедических изделий, в том числе и искусственного коленного сустава различных конструкций.

### Выводы

Проведённое исследование позволило сформировать принцип построения конструкции коленного модуля протеза бедра с оригинальным механизмом обеспечения подкосоустойчивости в протезе.

- 4 Прокопенко Р.А. Протез коленного сустава при ампутации на уровне бедра. *Физиотерапия, бальнеология и реабилитация*. 2016;15(1):43-48. [Prokopenko R. A. Prosthesis of the knee joint for amputation at the level of the thigh. *Physiotherapy, balneology and rehabilitation*. 2016;15(1):43-48. (In Russ)]. <https://doi.org/10.18821/1681-3456-2016-15-1-43-48>
- 5 Мезенцева Е.А., Еремушкин М.А., Колышенков В.А. Некоторые аспекты эффективности протезирования модульными протезами с внешним источником энергии после ампутации нижних конечностей на уровне бедра (обзор литературы). *Вестник восстановительной медицины*. 2019;2(90):44-50. [Mezentseva E.A., Eremushkin M.A., Kolyshenkov V.A. Some aspects of the effectiveness of prosthetics with modular prostheses with an external energy source after amputation of the lower limbs at the level of the thigh (literature review). *Bulletin of restorative medicine*. 2019;2(90):44-50. (In Russ)].

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Competing interests.** The authors declare no competing interests.

**Финансирование.** Исследование проводилось без спонсорской поддержки.

**Funding.** This research received no external funding.

**Авторская справка**

**Буров Геннадий  
Николаевич**

кандидат технических наук, руководитель научного направления, Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, Санкт-Петербург, Россия  
ORCID 0000-0002-3851-511X  
Вклад в статью 20 % – определение задач и принципов исследования

**Белянин Олег  
Леонидович**

ведущий научный сотрудник отдела биомеханических исследований опорно-двигательной системы Института протезирования и ортезирования, Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, Санкт-Петербург, Россия  
ORCID 0000-0002-4700-6632  
Вклад в статью 20 % – разработка концепции работы, поиск технических решений

**Черникова Марина  
Владимировна**

руководитель проектно-конструкторского отдела Института протезирования и ортезирования, Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, Санкт-Петербург, Россия  
E-mail: [chernikovamarinavl.com](mailto:chernikovamarinavl.com)  
ORCID 0000-0002-3881-7521  
Вклад в статью 20 % – анализ полученного технического решения

**Большаков Владимир  
Александрович**

старший научный сотрудник проектно-конструкторского отдела Института протезирования и ортезирования, Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, Санкт-Петербург, Россия  
E-mail: [pko09\\_903@mail.ru](mailto:pko09_903@mail.ru)  
ORCID 0000-0002-5889-3759  
Вклад в статью 20 % – анализ полученных результатов

**Дробаха Алёна  
Сергеевна**

младший научный сотрудник проектно-конструкторского отдела Института протезирования и ортезирования, Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, Санкт-Петербург, Россия  
ORCID 0000-0001-9822-2792  
Вклад в статью 20 % – обобщение полученных результатов, подготовка выводов

Статья поступила 13.08.2022

Одобрена после рецензирования 16.09.2022

Принята в печать 24.09.2022

Received August, 13<sup>th</sup> 2022

Approved after reviewing September, 16<sup>th</sup> 2022

Accepted for publication September, 24<sup>th</sup> 2022