

## ПРОТЕЗ ПРЕДПЛЕЧЬЯ: НОВЫЕ КОНСТРУКТИВНЫЕ РЕШЕНИЯ ДЛЯ УВЕЛИЧЕНИЯ ОБЪЁМОВ ДВИЖЕНИЯ

Буров Г.Н., Большаков В.А., Щербина К.К., Дробаха А.С.

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

### Резюме

**Введение.** Целенаправленные процессы (целостные двигательные акты), выполняемые инвалидом с помощью технических средств реабилитации для удовлетворения различных потребностей, представляют собой организованную и упорядоченную совокупность действий — операций, которые можно подразделить на два вида: рабочие операции и операции управления. Инвалид, оснащенный техническим средством, выполняет действия, которые в ряде случаев совмещены во времени. Эффективность технического средства зависит от качества системы управления и рациональности её построения, а также от рационального уровня его насыщения средствами механизации.

Активный протез руки с любым методом управления должен способствовать выполнению основных бытовых и простых трудовых действий при сравнительно небольших приспособительных движениях инвалида.

Все двигательные акты, выполняемые инвалидом, можно разделить на две основные группы: манипулирование свободным объектом и движение со связанным объектом по жесткой траектории. При перемещении свободного объекта траектория движения не регламентируется, в отличие от связанного движения, где протезированная конечность отслеживает траекторию, принудительно ориентируясь в пространстве. При связанном объекте жесткая связь воздействует на оператора через техническое средство, ограничивая подвижность рамками принудительной траектории.

**Цель исследования** — создание конструктивного варианта кинематической развязки, обеспечивающей выполнение движений кисти по жесткой траектории.

**Материалы и методы.** При разработке искусственных сочленений и приводных механизмов протезов рук, как правило, учитывают рациональные амплитуды подвижности, что облегчает проектирование и способствует упрощению конструкций. При проектировании податливого лучезапястного шарнира интерес представляют также допустимые величины усилий, которые должны передаваться через шарнир к конечному звену при выполнении двигательного акта.

Для реализации сложного двигательного акта, например, кругового движения протезом предплечья с кистью, зафиксированной на рукоятке, необходимо иметь в лучезапястном сочленении две степени подвижности, например, в виде шарниров вращения с взаимно перпендикулярными осями. Здесь представляют интерес устройства двух типов: конструкция с упругим элементом в виде пружины или упругого стержня, либо подпружиненный выходной стержень сферического шарнира может быть размещен в упругой, например резиновой, втулке. В результате проведенной конструкторской компоновки разработаны два варианта искусственного лучезапястного сочленения в виде отдельных сборочных единиц, проведены соответствующие измерения.

**Результаты.** Представлены 2 варианта искусственного лучезапястного сочленения. Для изготовления экспериментального образца выбран вариант наиболее удобный при подборе упругого элемента. Проведены измерения усилий внешней нагрузки в поперечном и продольном направлениях относительно искусственной тяговой кисти, измерения отклонений искусственной кисти под нагрузкой.

**Обсуждение.** Известные конструкции протезов предплечья в большинстве своём не решают проблемы работы инвалида со связанным объектом, особенно в том случае, если он снабжён тяговым протезом.

**Заключение.** Результаты проведённых измерений для ротационного механического привода показали, что лучезапястное сочленение протеза должно быть податливым, при этом предлагаемое устройство способно передавать усилия, обеспечивая произвольные движения подвижной искусственной кисти.

**Ключевые слова:** протез предплечья, лучезапястное сочленение, искусственная кисть.

Буров Г.Н., Большаков В.А., Щербина К.К., Дробаха А.С. Протез предплечья: новые конструктивные решения для увеличения объёмов движения // Физическая и реабилитационная медицина. — 2021. — Т. 3. — № 2. — С. 8-14. DOI: 10.26211/2658-4522-2021-3-2-8-14.

Burov GN, Bolshakov VA, Shcherbina KK, Drobakha AS. Protez predplech'ya: novye konstruktivnye resheniya dlya uvelicheniya ob'ёмov dvizheniya [Forearm Prosthesis: New Design Solutions to Increase the Range of Motion]. Fizicheskaya i reabilitacionnaya medicina [Physical and Rehabilitation Medicine]. 2021;3(2):8-14. (In Russian). DOI: 10.26211/2658-4522-2021-3-2-8-14.

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

## FOREARM PROSTHESIS: NEW DESIGN SOLUTIONS TO INCREASE THE RANGE OF MOTION

Burov GN, Bolshakov VA, Shcherbina KK, Drobakha AS

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

### Abstract

**Introduction.** Purposeful processes (holistic motor acts) performed by a disabled person with the help of technical means of rehabilitation to meet various needs are an organized and ordered set of actions — operations that can be divided into two types: work operations and management operations. A disabled person, equipped with a technical device, performs actions that in some cases are combined in time. The effectiveness of a technical means depends on the quality of the control system and the rationality of its construction, as well as on the rational level of its saturation with means of mechanization.

An active hand prosthesis with any control method should facilitate the performance of basic household and simple labor activities with relatively small adaptive movements of the disabled person.

All motor acts performed by a disabled person can be divided into two main groups: manipulation of a free object and movement with a bound object along a rigid trajectory. When moving a free object, the trajectory of movement is not regulated, in contrast to the associated movement, where the prosthetic limb follows the trajectory, forcibly orienting itself in space. When the object is connected, the rigid connection acts on the operator through the technical means, limiting the mobility within the framework of the forced trajectory.

**Aim.** The aim of the study is to create a constructive version of the kinematic decoupling, which ensures the implementation of hand movements along a rigid trajectory.

**Materials and methods.** When developing artificial joints and driving mechanisms of hand prostheses, as a rule, rational amplitudes of mobility are taken into account, which facilitates the design and contributes to the simplification of structures. When designing a compliant wrist joint, of interest are also the permissible values of the forces that must be transmitted through the joint to the end link when performing a motor act.

To implement a complex motor act, for example, a circular movement with a forearm prosthesis with a hand fixed on the handle, it is necessary to have two degrees of mobility in the wrist joint, for example, in the form of rotation joints with mutually perpendicular axes. Two types of devices are of interest here: a structure with an elastic element in the form of a spring or an elastic rod, or a spring-loaded output rod of a spherical hinge can be placed in an elastic, for example, a rubber sleeve. As a result of the design layout, two versions of the artificial wrist joint were developed in the form of separate assembly units, and the corresponding measurements were carried out.

**Results.** 2 variants of artificial wrist joint are presented. For the manufacture of an experimental sample, the most convenient option for the selection of an elastic element was chosen. The measurements of the external load forces in the transverse and longitudinal directions relative to the artificial traction hand, measurements of the deviations of the artificial hand under load were carried out.

**Discussion.** Known designs of forearm prostheses for the most part do not solve the problem of a disabled person working with a connected object, especially if he is equipped with a traction prosthesis.

**Conclusion.** The results of the measurements carried out for the rotary mechanical drive showed that the wrist joint of the prosthesis should be flexible, while the proposed device is capable of transmitting forces, providing voluntary movements of a movable artificial hand.

**Keywords:** forearm prosthesis, wrist joint, artificial hand

**Publication ethics.** All data is real and authentic; 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: 15.02.2021

Accepted for publication: 07.06.2021

### Введение / Introduction

Целенаправленные процессы (целостные двигательные акты), выполняемые инвалидом с помощью технических средств реабилитации для удовлетворения различных потребностей, представляют собой организованную и упорядоченную совокупность действий — операций, которые можно подразделить на два вида: рабочие операции и операции управления. К рабочим операциям от-

носятся действия, непосредственно необходимые для выполнения процесса. Для качественного и правильного выполнения рабочих операций требуются сопровождающие их действия — операции управления. Инвалид, оснащенный техническим средством, выполняет действия, которые в ряде случаев совмещены во времени. Операции управления частично или полностью могут выполняться самим техническим средством. Совокупность

средств управления и объектов управления образует систему управления. Очевидно, что эффективность технического средства зависит от качества системы управления и рациональности её построения, а также от рационального уровня его насыщения средствами механизации. Для оценки реабилитационного эффекта в целом необходимо исследовать более сложную систему «инвалид — техническое средство — среда», приняв во внимание определенные параметры биологического объекта — носителя технического средства. Кроме того, требуется имитация самой среды, в контакт с которой вступает инвалид с помощью технического средства. В связи с этим все двигательные акты, выполняемые инвалидом, можно разделить на две основные группы: манипулирование свободным объектом и движение со связанным объектом по жесткой траектории. При перемещении свободного объекта траектория движения не регламентируется, в отличие от связанного движения, где протезированная конечность отслеживает траекторию, принудительно ориентируясь в пространстве. В случае работы со свободным объектом обратная связь проявляется в виде ощущения силы тяжести и инерционных нагрузок. При связанном объекте жесткая связь воздействует на оператора через техническое средство, ограничивая подвижность рамками принудительной траектории.

### **Цель / Aim**

Целью работы является создание конструктивного варианта кинематической развязки, обеспечивающей выполнение движений кисти по жесткой траектории.

### **Материалы и методы / Materials and methods**

Активный протез руки с любым методом управления должен способствовать выполнению основных бытовых и простых трудовых действий при сравнительно небольших приспособительных движениях инвалида. Более совершенным следует считать такой протез руки, при пользовании которым приспособительные движения не выражены, а основные движения, обеспечивающие выполнение целевой задачи, приближены по своему рисунку к движениям, свойственным здоровому человеку [1].

Естественная верхняя конечность состоит из трёх крупных сегментов — плеча, предплечья и кисти. Она шарнирно соединена с плечевым поясом, образуемым подвижными грудиной, ключицами и лопаткой, из которых наиболее подвижной является лопатка. Плечевой пояс является подвижной платформой для верхних конечностей и существенно расширяет их двигательные возможности.

В целом верхняя конечность представляет собой незамкнутую шарнирно-рычажную цепь, звенья которой приводятся в движение системой присоединенных групп мышц. Кроме того, верхняя конечность обладает высокой маневренностью за счет большого числа степеней подвижности равного 27. Из них на кисть приходится 20 степеней подвижности, а на 3 крупных сустава — только 7, в том числе на плечевой — 3, локтевой — 1, на лучелоктевое сочленение — 1, лучезапястный — 2. Естественная кисть является концевым звеном данной рычажной цепи. При захвате рукоятки объекта (например, ручка двери), которая заставит кисть двигаться по принудительной траектории, кисть в идеальном случае сохраняет своё положение относительно рукоятки. Шарнирно-рычажная цепь при этом отслеживает изменение координат кисти, движущейся совместно с ограничивающим механизмом, путем изменения положений других крупных звеньев относительно кисти, друга друга и плечевого пояса. В случае когда мы имеем дело с протезом предплечья, инвалид захватывает искусственной кистью рукоятку и, удерживая её в этом положении, пытается выполнить принудительную траекторию. Однако протез предплечья не воспроизводит по меньшей мере трёх степеней подвижности крупных сегментов. Отслеживание положений кисти выполняется со значительным участием компенсаторных движений плечевого пояса и корпуса инвалида, что неудобно и некосметично. Это хорошо видно на примере двумерного движения естественной и искусственной кисти по прямой. Место присоединения шарнира сгибания плеча совершает вынужденные компенсаторные движения со значительной амплитудой. Этапы связанного перемещения кисти по прямой при наличии шарнира сгибания в лучезапястном сочленении соответствуют перемещениям естественной конечности. В рассмотренных случаях место присоединения шарнира сгибания плеча остается неподвижным, и сложный суставно-мышечный аппарат корпуса в работу не включается.

Как уже говорилось, анатомически допустимые диапазоны активного движения в суставах естественной конечности имеют достаточно большие значения. Так, диапазон поворота кисти при сгибании-разгибании в лучезапястном суставе достигает величины 150–160°, а отведение-приведение — 70–90°. Известные исследования наиболее типичных бытовых и рабочих движений, выполняемых здоровыми людьми, показывают, что диапазон движений в суставах верхних конечностей значительно меньше анатомически допустимых. Выполнение движений здоровыми людьми происходит с амплитудами подвижности в полтора, два и более раз меньшими предельных анатомических, что требует значительно меньших энерго-

затрат, так как при этом соответствующие мышцы работают в оптимальных условиях. При разработке искусственных сочленений и приводных механизмов протезов рук, как правило, учитывают рациональные амплитуды подвижности, что облегчает проектирование и способствует упрощению конструкций. Так, в протезах рук рекомендуется ограничиваться следующими диапазонами подвижности в искусственных шарнирах: сгибание-разгибание в локтевом шарнире — 120–125°, пронация-супинация предплечья — 90–100°, сгибание-разгибание кисти — 50–60°. Также до 2 раз может быть уменьшен диапазон приведения-отведения кисти, что составит 35–40° [2].

При проектировании податливого лучезапястного шарнира интерес представляют также допустимые величины усилий, которые должны передаваться через шарнир к концевому звену при выполнении двигательного акта. Силовые характеристики двигательного акта зависят в первую очередь от характера выполняемой работы и выработанного навыка координации необходимых движений. Большое значение при этом имеют не максимальные усилия, поскольку они развиваются редко при выполнении рабочих действий, а, главным образом, оптимальные мышечные усилия, которые поддерживаются в течение заданного времени без значительного утомления. В целом с точки зрения эргономических требований рычаги, рукоятки, маховики (в том числе маховики с рукоятками, перпендикулярными плоскости движения маховика) не должны оказывать сопротивление, превышающее 25 % от максимальных усилий человека-оператора. Рекомендуемые значения усилий на рычагах и рукоятках составляют в оптимальном случае от 20 до 40 Н.

Рука человека с кистью, зафиксированной на рукоятке устройства с круговым движением, не может совершать бесконечное вращение и даже сделать полный оборот устройства, так как пронация-супинация кисти имеет ограниченный диапазон. В связи с этим рукоятки должны быть выполнены с возможностью вращения относительно своей оси. Это и есть присоединенный шарнир вращения, осуществляющий кинематическую развязку в пределах устройства. С другой стороны, кинематическую развязку в пределах руки реализует пястная подвижность кисти в процессе отведения-приведения и сгибания-разгибания в лучезапястном суставе. Таким образом, для реализации сложного двигательного акта, например, кругового движения протезом предплечья с кистью, зафиксированной на рукоятке, необходимо иметь в лучезапястном сочленении две степени подвижности, например, в виде шарниров вращения с взаимно перпендикулярными осями [3, 4].

В конструктивном исполнении подобного рода механизмы могут иметь несколько другой вид, поскольку в качестве упругих элементов, обозначенных на схеме в виде пружин, могут быть выбраны, например, обрешиненные детали и упруги. В этом плане представляют интерес устройства двух типов: в первом случае может быть выбрана конструкция с упругим элементом в виде пружины или упругого стержня; во втором случае подпружиненный выходной стержень сферического шарнира может быть размещен в упругой, например резиновой, втулке.

### Результаты / Results

В результате проведенной конструкторской компоновки разработаны два варианта искусственного лучезапястного сочленения в виде отдельных сборочных единиц (рисунок 1).

Устройство по первому варианту (рисунок 1а) содержит две базовых втулки — 1 и 2. Втулка 1 по внешнему контуру повторяет сочленение серийного модуля пластмассового предплечья с искусственной кистью 3. Втулка 2 имеет цилиндрический пояс для присоединения несущей гильзы предплечья 4, изготовленной из термопластичного материала. Функциональным элементом устройства является жесткая цилиндрическая спиральная пружина 5. Концы пружины зафиксированы в расточках втулок 1 и 2 посредством установочных винтов 6 и 7 с цилиндрическим хвостовиком.

Устройство по второму варианту (рисунок 1б) также имеет две базовых детали — 1 и 2. Втулка 1 также предназначена для стыковки с пластмассовой тяговой кистью 3.

С втулкой 1 посредством резьбового хвостовика соединен выходной стержень сферического шарнира 4. Собственно, сферический шарнир собран внутри базовой детали 2 и представляет собой сферу, зафиксированную между двумя пластмассовыми вкладышами — 6 и 7. Натяг на вкладышах регулируется гайкой. Внутри базовой детали вложена упругая резиновая втулка, внутри которой с натягом установлен выходной стержень сферического шарнира. Оба варианта, в принципе, аналогичны. В первом случае компенсация нагрузки и самоустановка кисти осуществляется за счёт упругости пружины, во втором — за счёт упругости резиновой втулки. Данные типы устройств могут быть установлены в зоне раскрытого стыка искусственной кисти и гильзы предплечья. Устройства предназначены для протеза предплечья с тяговой или электромеханической искусственной кистью. Для изготовления экспериментального образца был выбран первый вариант, который позволяет легче осуществлять подбор упругого элемента. Измерение отклонений искусственной кисти под нагрузкой произведено на нагрузочном стенде.

Измерение величин усилий нагружения выполнено с помощью динамометра. Измерение усилий внешней нагрузки  $P_n$  проведено в двух направлениях относительно искусственной тяговой кисти:

- в поперечном направлении с приложением нагрузки в центральной области ладонной части;
- в продольном направлении с приложением нагрузки на приводной тяге.

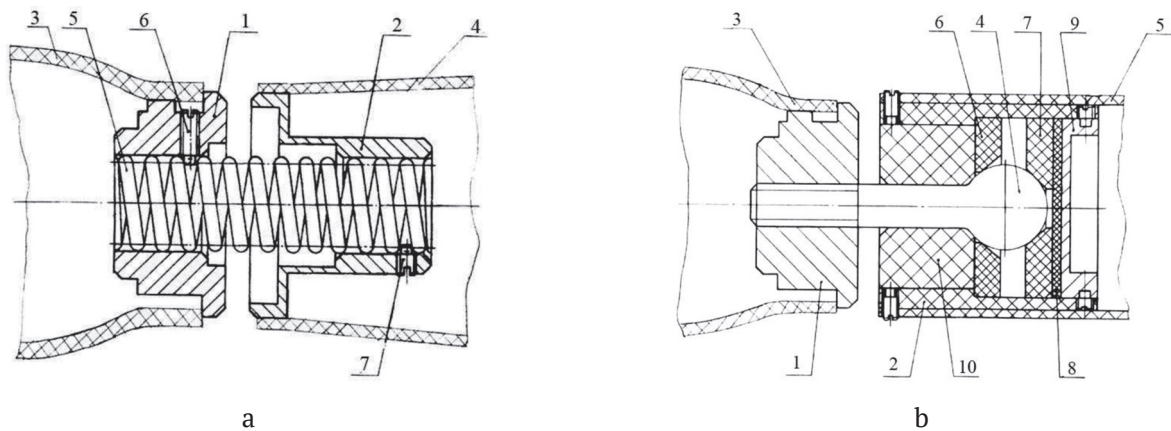


Рисунок 1. Конструкторская компоновка искусственного лучезапястного сочленения (два варианта):  
 а – упругий элемент – пружина: 1 – втулка; 2 – втулка; 3 – искусственная кисть; 4 – гильза предплечья; 5 – пружина; 6 – установочный винт; 7 – установочный винт;  
 б – упругий элемент – подпружиненный сферический шарнир: 1 – втулка; 2 – втулка; 3 – искусственная кисть; 4 – сферический шарнир; 5 – гильза предплечья; 6 – вкладыш; 7 – вкладыш; 8 – прокладка; 9 – крышка; 10 – упругий элемент

Figure 1. Artificial wrist joint design (two options):  
 а – the elastic element, a spring: 1 – sleeve; 2 – sleeve; 3 – artificial hand; 4 – forearm sleeve; 5 – spring; 6 – set screw; 7 – set screw;  
 б – elastic element, a spring-loaded spherical joint: 1 – bushing; 2 – bushing; 3 – artificial brush; 4 – spherical joint; 5 – forearm sleeve; 6 – insert; 7 – insert; 8 – gasket; 9 – cover; 10 – elastic element

При поперечной нагрузке принята следующая схема измерений: измерения проводились с установкой разделительного вкладыша в зазоре между кистевой втулкой и базовой втулкой гильзы предплечья. Разделительный вкладыш закрывает свободный промежуток в лучезапястном сочленении, препятствуя колебаниям искусственной кисти на упругом элементе. Кроме того, изменяя жёсткость вкладыша, можно частично регулировать характеристики жёсткости лучезапястного сочленения в целом. Данные измерений поперечного нагружения с упругим элементом представлены на рисунке 2.

График изменения отклонений кисти от номинального положения с жёстким вкладышем представлен на рисунке 3.

Полученные данные конкретных измерений показывают, что предельные значения податливости нового лучезапястного сочленения при поперечном нагружении кисти усилием 30 Н находятся в диапазоне телесного угла от 26-го до 31-го градуса. Влияние вкладышей на общую картину отклонения кисти в данном случае незначительно. В отличие от поперечной нагрузки, соответствующей рабочим усилиям при связанном движении,

продольное нагружение соответствует усилиям на приводной тяге искусственной кисти. В качестве предельного значения нагрузки был принят порог усилий на раскрытие пальцев. Открывание пальцев тяговой кисти происходит с усилием 70 Н.



Рисунок 2. График изменения отклонений кисти от номинального положения с упругим вкладышем  
 Figure 2. Graph of changes in the deviations of the hand from the nominal position with an elastic insert

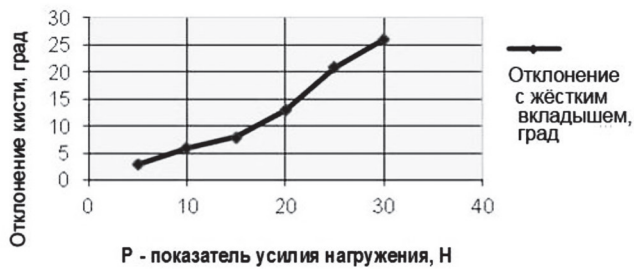


Рисунок 3. График изменения отклонений кисти от номинального положения с жёстким вкладышем  
Figure 3. Graph of changes in the deviations of the hand from the nominal position with a rigid insert

Зависимости угла поворота искусственной кисти от внешней нагрузки в продольном направлении при использовании упругого и жёсткого вкладышей представлены в виде графиков (рисунок 4).

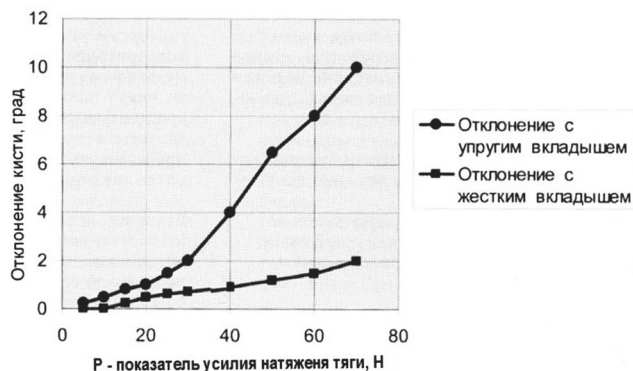


Рисунок 4. Зависимость угла поворота искусственной кисти от внешней нагрузки в продольном направлении при использовании упругого и жёсткого вкладышей  
Figure 4. Dependence of the angle of rotation of the artificial hand on the external load in the longitudinal direction when using elastic and rigid inserts

Результаты проведенных измерений показывают, что отклонение кисти при продольном нагружении (при натяжении гибкой приводной тяги) не оказывает существенного влияния на процесс управления функцией схвата при использовании жёсткого вкладыша. При использовании упругого вкладыша отклонение кисти от номинального положения достигает 10 градусов, что соответствует экскурсии тяги равной примерно 12 мм. Полезный ход приводной тяги сокращается на эту величину, поэтому применение упругих вкладышей не может быть рекомендовано без использования средств фиксации подвижного соединения в луче-

зпястном сочленении. Средство фиксации должно представлять собой механизм, срабатывающий при натяжении приводной тяги. В случае использования других видов приводов искусственной кисти, таких как привод с внешним источником энергии, дополнительные механизмы при податливом лучезапястном сочленении не требуются. При ротационном механическом приводе во внутренней полости лучезапястного сочленения должна располагаться гибкая механическая передача крутящего момента, обеспечивающая передачу ротационных движений предплечья на подвижную кисть.

### Обсуждение / Discussion

В конструкторских разработках современных протезов предплечья в своём большинстве отсутствует функция сгибания искусственной кисти. Инвалиды, снабжённые протезом предплечья, ведут достаточно активный образ жизни. При этом нередко возникает необходимость производить взаимодействия с предметами, при которых возникает необходимость выполнить движение со связанным объектом по жесткой траектории. Например, открывание дверей или крышек люков и прочее.

Отсутствие данной функции вынуждает инвалида использовать компенсаторные движения, которые требуют дополнительных энергетических затрат.

Функции сгибания искусственной кисти отсутствуют в тяговых протезах предплечья, а также в простых протезах с внешним источником энергии таких фирм, как зарубежные Ottobock (ФРГ), Ossur (Iceland) [3, 4], а также «Галатей» и «РКК „Энергия“» (Россия) [5] и другие.

### Заключение / Conclusion

В результате работы представлены два варианта искусственного лучезапястного сочленения в виде отдельных сборочных единиц. В первом варианте в качестве упругого элемента выбрана пружина, во втором случае подпружиненный выходной стержень сферического шарнира размещен в упругой, например, резиновой, втулке.

Для изготовления экспериментального образца был выбран первый вариант, который позволяет легче осуществлять подбор упругого элемента. Измерение отклонений искусственной кисти под нагрузкой произведено на нагрузочном стенде. Измерение величин усилий нагружения выполнено с помощью динамометра. Измерение усилий внешней нагрузки  $R_n$  проведено в двух направлениях относительно искусственной тяговой кисти.

Результаты проведенных измерений для ротационного механического привода показали, что лучезапястное сочленение протеза должно быть

податливым, при этом предлагаемое устройство способно передавать усилия, обеспечивая произвольные движения подвижной искусственной кисти.

**Этика публикации.** Все данные являются реальными и подлинными; 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. Методические рекомендации по установлению медицинских показаний и противопоказаний при назначении специалистами медико-социальной экспертизы технических средств реабилитации инвалидам и методик их подбора. — М.: ООО «ОКПресс», 2015, Т. 1. — 344 с.
2. Реабилитация инвалидов: национальное руководство / под ред. Г.Н. Пономаренко. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2020. — 188 с.
3. Каталог полуфабрикатов протезов верхних конечностей Ottobock. — Группа компаний ОТТО БОКК в России. Москва, 2005. — 72 с.
4. Каталог полуфабрикатов протезов верхних конечностей Ossur. — Москва, 2019.

5. Протезы верхних конечностей / Каталог 2001-2002. — М.: ПКК «Энергия», 2002. — 21 с.

### References

1. Metodicheskie rekomendacii po ustanovleniyu medicinskih pokazanij i protivopokazanij pri naznachenii specialistami mediko-social'noj ekspertizy tekhnicheskikh sredstv reabilitacii invalidam i metodik ih podbora [Methodical recommendations for the establishment of medical indications and contraindications for the appointment of medical and social expertise of technical means of rehabilitation for disabled persons and methods of their selection]. Moscow: OKPress LLC; 2015. 1: 344 p. (In Russian).
2. Reabilitaciya invalidov: nacional'noe rukovodstvo / pod red. G. N. Ponomarenko [Rehabilitation of the disabled: a national guide / ed. by G. N. Ponomarenko]. Moskva: GEOTAR-Media [Moscow: GEOTAR-Media]; 2020. 188 p. (In Russian).
3. Katalog polufabrikatov protezov verhnih konechnostej Ottobock [Ottobock catalog of semi-finished upper limb prostheses]. Gruppy kompanij OTTO BOKK v Rossii [OTTO BOCK Group of Companies in Russia]. Moscow; 2005. (In Russian).
4. Katalog polufabrikatov protezov verhnih konechnostej Ossur [Ossur Catalog of semifinished upper limb prostheses]. Moscow; 2019. (In Russian).
5. Protezy verhnih konechnostej / Katalog 2001-2002 [Upper limb prostheses / Catalog 2001-2002]. Gruppy kompanij OTTO BOKK v Rossii. Moscow: RSC Energia; 2002. 21 p. (In Russian).

Рукопись поступила: 15.02.2021

Принята в печать: 07.06.2021

### Авторы

Буров Геннадий Николаевич — кандидат технических наук, руководитель научного направления, Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, ул. Бестужевская, 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация, +7-921-791-12-90, e-mail: zxzy@yandex.ru

Большаков Владимир Александрович — руководитель, проектно-конструкторский отдел, Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, ул. Бестужевская, 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация, +7-921-757-87-16, e-mail: pko09\_903@mail.ru

Щербина Константин Константинович — директор института протезирования и ортезирования, Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, ул. Бестужевская, 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация, +7-921-916-00-49, e-mail: shcherbina180@mail.ru

Дробаха Алёна Сергеевна — младший научный сотрудник, Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, ул. Бестужевская, 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация, e-mail: drobaha-alena@mail.ru

### Authors

Burov Gennady Nikolayevich, PhD in Technical sciences, head of the Scientific direction, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation, e-mail: zxzy@yandex.ru

Bolshakov Vladimir Alexandrovich, head of the Design department, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation, e-mail: pko09\_903@mail.ru

Shcherbina Konstantin Konstantinovich, Director of the Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation, +7-921-916-00-49, e-mail: shcherbina180@mail.ru

Drobakha Alena Sergeevna, junior research associate, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation, e-mail: drobaha-alena@mail.ru