

ИННОВАЦИОННЫЙ ПРОТЕЗ ПРЕДПЛЕЧЬЯ С ОДНОВРЕМЕННЫМ УПРАВЛЕНИЕМ ТРЕМЯ ФУНКЦИЯМИ ИСКУССТВЕННОЙ КИСТИ

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

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

Резюме

Введение. Основным признаком, определяющим принцип действия любого управляемого устройства (протеза), является метод управления. В число основных методов управления протезом руки входят следующие: метод тягового управления, механического бестягового управления, инерционного управления, миотонического управления, биоэлектрического управления и метод контактного управления. Комбинирование методов применяют в зависимости от возможностей и потребности инвалида при протезировании.

Однако в многофункциональных устройствах управление до настоящего времени остается поочередным из-за ограниченного числа источников управляющих сигналов. Количество таких источников тем меньше, чем выше уровень ампутации. Во всех случаях манипулирования предметами инвалиду приходится использовать подвижность остаточных сегментов руки и плечевого пояса.

Цель исследования – совершенствование процесса реабилитации инвалидов с ампутационными дефектами предплечья, заключающееся в разработке предложения к созданию протеза предплечья с одновременным управлением искусственной кистью с несколькими функциями подвижности, а именно: функцией схвата (раскрытие-закрытие), ротации и сгибания.

Материалы и методы. Реализация одновременного управления двумя-тремя степенями подвижности протеза предплечья требует комплексного решения в части получения задающих управляющих сигналов, их преобразования и взаимодействия с исполнительными механизмами.

В процессе исследования была выявлена возможность одновременного, без дополнительных переключений, управления следующими функциями подвижности – раскрытия-закрытия схвата, ротации, и сгибания-разгибания искусственной кисти.

Рассматривая поочередно каждое из этих действий, необходимо определить конструктивные особенности чувствительных элементов и механизм их воздействия на систему исполнительных приводов протеза. В связи с тем, что управление приводами происходит одновременно, очень важно установить и оценить взаимное влияние сигналов управления друг на друга.

Результаты. Проведённое в этом направлении исследование и последующая разработка узлов схвата, ротации и сгибания искусственной кисти позволили обосновать теоретическую и практическую возможность создания протеза предплечья с одновременным управлением тремя функциями искусственной кисти.

Обсуждение. Рассмотрев конструктивные особенности известных искусственных кистей, включая новые разработки, можно сделать вывод: наряду с достаточно привлекательной функциональностью этих устройств, они не решают задачу активной ориентации кисти в пространстве рабочей зоны. Отсутствует сгибание и ротация кисти в активной форме, близкой к естественной.

Заключение. Проведённое исследование позволило сформировать принципы построения конструктивных вариантов протеза предплечья, разработать метод регистрации угла ротации плеча при управлении сгибанием искусственной кисти, выбрать чувствительные элементы систем управления степенями подвижности протеза предплечья и разработать варианты конструктивного исполнения задающих датчиков.

Ключевые слова: протез предплечья, искусственная кисть, обратная связь, система управления протезом предплечья.

Буров Г.Н., Большаков В.А., Дробаха А.С. Инновационный протез предплечья с одновременным управлением тремя функциями искусственной кисти // *Физическая и реабилитационная медицина*. – 2020. – Т. 2. – № 1. – С. 54-60. DOI: 10.26211/2658-4522-2020-2-1-54-60

Burov G.N., Bolshakov V.A., Drobakha A.S. (2020) Innovative Forearm Prosthesis with Simultaneous Control of Three Functions of an Artificial Brush. *Physical and Rehabilitation Medicine*; vol. 2, no. 1, pp. 54-60. (in Russian). DOI: 10.26211/2658-4522-2020-2-1-54-60

Большаков Владимир Александрович / Vladimir A. Bolshakov; e-mail: pko09_903@mail.ru

INNOVATIVE FOREARM PROSTHESIS WITH SIMULTANEOUS CONTROL OF THREE FUNCTIONS OF AN ARTIFICIAL BRUSH

Burov G.N., Bolshakov V.A., Drobakha A.S.

*Federal Scientific Center of Rehabilitation of the Disabled named after G.A. Albrecht,
50 Bestuzhevskaya Street, 195067 Saint Petersburg, Russian Federation*

Abstract

Introduction. The main feature that determines the principle of operation of any controlled device (prosthesis) is the control method. The main methods of prosthetic arm control include the following: traction control method, mechanical traction control, inertial control, myotonic control, bioelectric control, and contact control method. Combining methods is used depending on the capabilities and needs of the disabled person during prosthetics.

However, in multifunctional devices, control still remains alternate due to the limited number of control signal sources. The number of such sources is less, the higher the level of amputation. In all cases of manipulating objects, a disabled person has to use the mobility of the residual segments of the arm and shoulder girdle.

Aim. The purpose of the study is to improve the rehabilitation process for disabled people with amputation defects of the forearm, which consists in developing a proposal for the creation of a forearm prosthesis with simultaneous control of an artificial hand with several functions of mobility, namely, the gripping function (opening-closing), rotation and bending.

Materials and methods. The implementation of the simultaneous control of two or three degrees of mobility of the prosthesis of the forearm requires a comprehensive solution in terms of receiving the master control signals, their conversion and interaction with actuators.

In the course of the study, the possibility of simultaneous, without additional switching, control of the following mobility functions was revealed – opening-closing of the grip, rotation, and bending-extension of the artificial brush.

Considering each of these actions in turn, it is necessary to determine the design features of the sensitive elements and the mechanism of their influence on the system of executive prosthesis drives. Due to the fact that the drives are controlled simultaneously, it is very important to establish and evaluate the mutual influence of the control signals on each other.

Results. The research carried out in this direction and the subsequent development of the gripping, rotation and bending nodes of the artificial hand made it possible to substantiate the theoretical and practical possibility of creating a forearm prosthesis with simultaneous control of the three functions of the artificial hand.

Discussion. Having examined the design features of well-known artificial brushes, including new developments, we can conclude: along with the rather attractive functionality of these devices, they do not solve the problem of active orientation of the brush in the space of the working area. There is no bending and rotation of the brush in an active form, close to natural.

Conclusion. The study allowed us to formulate the principles for constructing constructive versions of the forearm prosthesis, to develop a method for recording the angle of rotation of the shoulder when controlling the bending of the artificial hand, to select sensitive elements of the control systems for the degrees of mobility of the prosthesis of the forearm, and to develop options for the design of the master sensors.

Keywords: forearm prosthesis, artificial brush, feedback, forearm prosthesis control system.

Введение / Introduction

Активный протез с тяговым управлением способствует выполнению основных бытовых и простейших трудовых действий при сравнительно небольших приспособительных движениях ампутированного. Более совершенным следует считать такой протез, при пользовании которым приспособительные движения выражены несильно, а основные движения, обеспечивающие выполнение целевой задачи, приближаются по своему рисунку к движениям, свойственным здоровому человеку. Это требование легче выполнить, если механизмами протеза управляют те группы мышц, которые обычно участвуют в аналогичных движениях здоровой конечности. Для управления движением звеньев протезов с внешним источником энергии наибольшее распространение получили методы миотонического и биоэлектрического управления.

В обоих методах в качестве управляющего сигнала используют сокращение мышц стибателя и разгибателя [1].

При миотоническом управлении происходит сокращение мышц руки и изменение их объема. Увеличение объема мышцы обеспечивает воздействие на специальные контактные или тензометрические датчики, сигнал с которых после усиления подается на исполнительный двигатель [2].

Метод биоэлектрического управления использует эффект возникновения электрического потенциала на поверхности сокращающихся мышц. Чем с большим усилием сокращается мышца, тем выше уровень потенциала. Регистрация электрического потенциала осуществляется посредством двух-трёх металлических электродов, контактирующих с кожей инвалида. Электрический сигнал фильтруется, проходит предварительное усиление

и далее поступает на усилитель мощности, подключенный к электродвигателю. При регистрации сигналов с мышц антагонистов возможно управление прямым и реверсивным движением привода. В большинстве случаев используется одна пара электродов, и управление осуществляется аналогично методу миотонического управления. Независимо от того, используется дискретный или изменяющийся во времени сигнал, обратная связь на управляющий орган не реализуется. В данном случае накладные электроды воспринимают сигнал мышечного управления в виде порогового значения поверхностного потенциала.

Цель / Aim

Цель исследования – совершенствование процесса реабилитации инвалидов с ампутированными дефектами предплечья, заключающееся в разработке предложения к созданию протеза предплечья с одновременным управлением искусственной кистью с несколькими функциями подвижности, а именно: функцией схвата (раскрытие-закрытие), ротации и сгибанием.

Материалы и методы / Materials and methods

В настоящее время не удается осуществить моделирование живой руки в полном объеме присутствующих ей функций, обеспечив при этом высокую надежность модели (протеза) и удовлетворительные экономические показатели. Поэтому разработчики конструкций протезов исходят из необходимости воспроизвести в первую очередь такие функции протезированной конечности, которые нужны человеку в быту и на работе с учетом индивидуальных требований социально-трудовой реабилитации.

Целенаправленные движения, выполняемые человеком для удовлетворения различных потребностей, представляют собой организованную и упорядоченную совокупность действий – операций, которые можно разделить на две основные категории: рабочие операции и операции управления. В протезной системе операции управления и рабочие операции по возможности должны быть совмещены во времени.

С физиологической точки зрения наиболее выгодной является система управления, где управляющие действия совпадают с естественными движениями, поэтому одной из наиболее важных задач является обеспечение свободной ориентации кисти относительно объекта с целью его захвата и возможности манипулирования заданным объектом. Для этого необходима система управления, которая позволит управлять одновременно несколькими степенями подвижности протеза руки в естественном режиме без контроля положения отдельных ориентирующих звеньев [3].

Реализация одновременного управления двумя-тремя степенями подвижности протеза предплечья требует комплексного решения в части получения задающих управляющих сигналов, их преобразования и взаимодействия с исполнительными механизмами.

В процессе исследования была выявлена возможность одновременного, без дополнительных переключений, управления следующими функциями подвижности – раскрытия-закрытия схвата, ротации, и сгибания-разгибания искусственной кисти.

Рассматривая поочередно каждое из этих действий, необходимо определить конструктивные особенности чувствительных элементов и механизм их воздействия на систему исполнительных приводов протеза. В связи с тем, что управление приводами происходит одновременно, очень важно установить и оценить взаимное влияние сигналов управления друг на друга. Прежде всего, система управления должна быть комбинированной и использовать, наряду с биоэлектрическим или миотоническим методами, сохраненную подвижность остаточных сегментов руки.

Речь идет, в частности, о реализации функции ротации искусственной кисти. Ротация кисти – это одна из важных степеней подвижности протеза руки при работе с объектом манипулирования в пространстве рабочей зоны. В протезах предплечья, как правило, функцию ротации кисти представляют в пассивном исполнении. Конструктивно это выражается в наличии тугоподвижного узла на стыке несущей гильзы и искусственной кисти. Тугоподвижный узел ротации искусственной кисти изготавливают как в бесступенчатом, так и в дискретном ступенчатом исполнении [4].

Развитие протезостроения с внешним источником энергии позволило создавать протезы предплечья, где ротация искусственной кисти осуществляется при помощи привода. Как правило, в настоящее время это привод электромеханический. Однако управление функциями подвижности протеза в данном случае прерывно, без обратной связи по положению исполнительного звена и осуществляется поочередно с соответствующим переключением, что является неудобным при выполнении нетиповых рабочих операций [2].

Использование в протезе руки следящего привода позволяет решить задачу непрерывного управления ротацией кисти в заданных пределах, приближенных к естественному.

Процесс управления ротацией кисти происходит следующим образом.

Вращение культи с приёмной гильзой обеспечивает разворот датчика момента, сигнал от которого поступает в блок управления, затем

на сервопривод, который приводит в движение искусственную кисть. Датчик обратной связи сервопривода посылает сигнал в сумматор блока управления, в котором по напряжению сравниваются (отрицательная обратная связь) два сигнала задающий и обратной связи.

$$U_{зд} - U_{об} = U_{\Delta}$$

До тех пор, пока $U_{\Delta} \neq 0$, движение вала искусственной кисти будет продолжаться в том направлении, которое воспроизводит движение культи. При этом осуществляется движение ротора датчика момента. Пружины на муфте датчика момента сжимаются, и инвалид ощущает сопротивление при развороте культи.

Сигналом для остановки является равенство (согласование) сигналов задающего и обратной связи, когда $U_{\Delta} = 0$. При этом (при остановке культи привод автоматически доводит систему до согласования) процесс ротации искусственной кисти прекращается. Движение привода в обратную сторону осуществляется поворотом культи в обратную сторону в аналогичной последовательности.

Датчик момента фактически осуществляет ограничение ротации искусственной кисти в параметрах её движения (культи предплечья при ротации не может обогнать движение привода ротации). Усилие на пружинах датчика момента рассчитывается и может регулироваться в зависимости от возможности инвалида создавать и воспринимать нагрузку внешнего воздействия.

Реализацию функции сгибания искусственной кисти с точки зрения построения системы управления предлагается выполнить подобно функции ротации, в качестве управляющего движения предлагается использовать компенсаторное движение ротации плеча, которое возникает в процессе ориентации концевой звена (искусственной кисти) при закреплённом лучезапястном сочленении [5].

Команда на сгибание кисти формируется ротацией плеча и, проходя через блок управления, включает привод сгибания кисти, одновременно сокращая объём компенсаторного движения – избыточного движения ротации плеча.

Для технической регистрации и последующей передачи сигнала от ротации плеча на сервопривод сгибания искусственной кисти предполагается разработка специального механизма.

При этом задающий датчик (потенциометр) должен быть закреплён на манжете плеча инвалида и посредством гибкой связи жёстко соединён с механизмом привода сгибания кисти.

При развороте плеча задающий датчик поворачивается на соответствующий угол, при этом возникающий сигнал поступает в блок управления и, проходя через сумматор и усилитель мощности, включает привод сгибания кисти. Датчик обратной связи посылает сигнал в сумматор блока управления, в котором (также как и при ротации кисти) по напряжению сравниваются два сигнала – задающий и обратной связи.

Контроль за перемещением искусственной кисти и, соответственно, за движением ротации плеча осуществляется визуально, но оператор-инвалид по положению предплечья также оценивает и положение кисти.

Сгибание и разгибание искусственной кисти выполняется автоматически в естественном режиме – при ротации плеча в ту или другую сторону.

Управление схватом (раскрытие-закрытие) осуществляется классическим методом, присутствующим всем протезам предплечья с внешним источником энергии, с использованием сокращения мышц сгибателя и разгибателя [3].

В нашей разработке было отдано предпочтение миотоническому управлению, ввиду того, что сигнал, полученный от ротации плеча (сгибание искусственной кисти), в отличие от биоэлектрического сигнала, незначительно влияет на сигнал раскрытия-закрытия схвата.

Система управления схватом работает следующим образом. Управление схватом, закрытие пальцев искусственной кисти выполняют подачей сигналов на один из миотонических датчиков при сокращении сохранных мышц сгибателей кисти.

Далее сигнал последовательно поступает на импульсный преобразователь, широтно-импульсный усилитель мощности, электрически соединённый с электроприводом электромеханической кисти с исполнительным механизмом.

Для раскрытия пальцев кисти сигнал подаётся на второй миотонический датчик при сокращении мышц разгибателей кисти и далее преобразование сигнала производится аналогичным путём по второй цепи электронного блока управления.

Таким образом, предлагаемая система управления протезом предплечья позволяет без дополнительных переключений в естественном режиме использовать три степени подвижности, в том числе ротацию кисти, сгибание-разгибание кисти и схват-раскрытие пальцев кисти [3].

Результаты / Results

По результатам исследования выполнена конструкторская разработка модулей протеза предплечья, представленных на рисунках 1, 2.

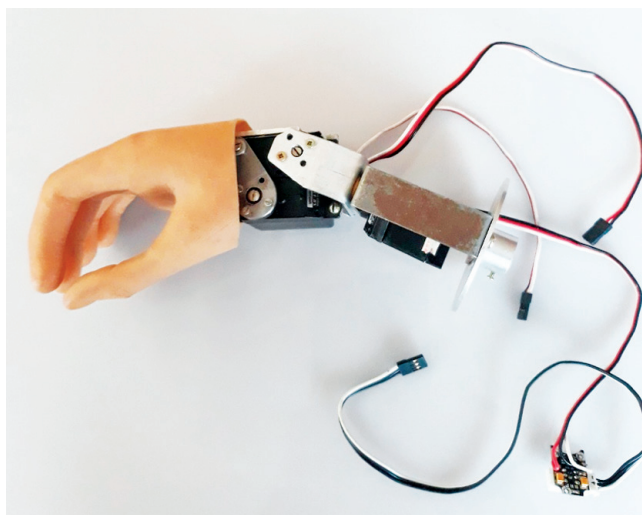


Рис. 1. Модуль трёхфункциональной искусственной кисти

Figure 1. Module of a three-functional artificial brush

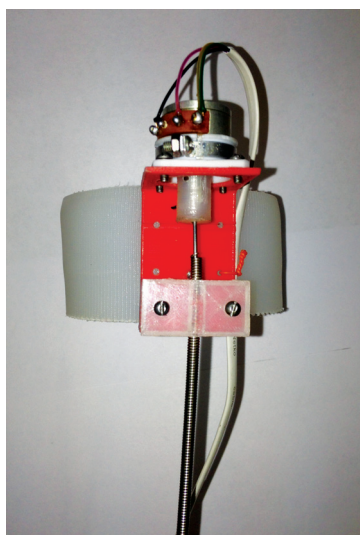


Рис. 2. Модуль регистрации разворота плеча
Figure 2. Shoulder U-Turn Registration Module

Обсуждение / Discussion

Ампутационный дефект в пределах предплечья – это один из наиболее распространенных видов поражения верхней конечности. Контингент инвалидов с таким дефектом рук составляет около 50% от общего числа безруких инвалидов (без одной руки или реже без двух рук).

Известно, что искусственная кисть является важным узлом активного механического или электромеханического протеза. К числу обязательных требований, предъявляемых к активной кисти, относятся надежность захватывания и удержания объекта, недопустимость повреждений или разрушения объектов. Прочность самой кисти должна быть достаточно высокой при малой массе и размерах составляющих звеньев [6].

Немаловажным фактором являются функциональные возможности искусственной кисти, в направлении расширения которых и идет, в основном, разработка новых конструкций, при этом, рассматривая эти конструкции, необходимо понимать, что реализация функциональных возможностей искусственной кисти может быть осуществлена только в составе протеза (предплечья, плеча и др.), а также при наличии соответствующей рациональной системы управления.

Попытки конструктивного развития искусственной кисти предпринимались и ранее. Например, в Центральном научно-исследовательском институте протезирования и протезостроения была разработана и некоторое время использовалась в 1970-х годах многофункциональная электромеханическая кисть с фалангизированными пальцами. Кисть позволяет выполнять два вида схвата: кулачный и концевой (в щепоть).

В 1972 году Шведская фирма Sistemteknik AB закончила разработку искусственной электромеханической кисти, где обеспечивалась принудительная самоустановка фалангизированных пальцев по форме объекта манипулирования, а ладонная часть была выполнена плоской. Данная конструкция использовалась до 1980-х годов наравне с устройствами, имеющими трехпальцевый хват, и применялась в протезе под названием Шведская рука (Sven Hand).

В настоящее время известны другие конструкции. Из числа новых разработок ведущих фирм в последнее время для потребителей были представлены многофункциональные искусственные кисти, которые считаются следующим поколением модулей кисти для биоэлектрического метода управления.

Фирма «Отто Бокк» (Германия) представляет широкую гамму искусственных кистей с внешним источником энергии, предназначенных для протезов плеча, предплечья и после вычленения плеча, а также предлагает потребителю нефалангизированную многофункциональную искусственную кисть Michelangelo Hand 8E500 [7]. В данной кисти имеется два привода. Первый – главный привод – предназначен для выполнения функции схвата. При этом активными являются первый палец и блок второго-третьего пальцев. Они выполняют движение в кинематически едином механизме. Четвёртый и пятый пальцы приводов не имеют и движения выполняют пассивно. Второй привод предназначен для установки первого пальца в два положения: в оппозитное положение второму-третьему пальцам или в положение бокового схвата. Ось второго пальца расположена под углом к третьему пальцу, что позволяет при раскрытии кисти отводить конец второго пальца от третьего и при закрытии кисти

обеспечивать захват плоских предметов (подобие бокового схвата).

Фирма TOUCH BIONICS разработала многофункциональную фалангизированную искусственную кисть i-LIMB HAND [8]. Все пальцы данного устройства имеют по две подвижные фаланги и индивидуальные миниатюрные приводы, размещённые в первых фалангах пальцев. Первый палец может быть установлен в двух положениях, а именно: оппозиционном второму и третьему пальцам и в положении бокового схвата. Установка первого пальца в нужное положение осуществляется пассивно вспомогательным движением.

Рассмотрев конструктивные особенности известных искусственных кистей, включая новые разработки, можно сделать вывод: наряду с достаточно привлекательной функциональностью этих устройств, они не решают задачу активной ориентации кисти в пространстве рабочей зоны. Отсутствует сгибание и ротация кисти в активной форме, близкой к естественной.

Заключение / Conclusion

Проведённое исследование позволило предельно сформировать принципы построения конструктивных вариантов протеза предплечья, разработать метод регистрации угла ротации плеча при управлении сгибанием искусственной кисти, выбрать чувствительные элементы систем управления степенями подвижности протеза предплечья и разработать варианты конструктивного исполнения задающих датчиков.

В процессе биомеханических исследований было выявлено взаимное несанкционированное влияние групп мышц при ротации предплечья и при фантомном разгибании кисти и сжатии пальцев в кулак, в связи с чем была выполнена разработка метода защиты полезных сигналов управления схватом от нерегламентированного воздействия сопутствующих сигналов различных мышц предплечья.

На базе конструктивных разработок узлов протеза предплечья были изготовлены макетные образцы фрагментов изделия и проведены их лабораторные испытания. Проведённые исследования показали возможность управления раскрытием и закрытием схвата при одновременной ротации и сгибании искусственной кисти.

Этика публикации / Publication ethics: Все данные являются реальными и подлинными; представленная статья ранее опубликована не была; все заимствования корректны.

Конфликт интересов / Conflict of interest: Информация о конфликте интересов отсутствует.

Источник финансирования / Source of financing: Исследование не имело спонсорской поддержки.

Литература

1. Большаков В.А. Буров Г.Н. К вопросу формирования системы управления протезом при ампутированных дефектах в пределах предплечья, Вестник Всероссийской гильдии протезистов-ортопедов №4 2014 стр.31-33.
2. A. Heerschoop, C. K. van der Sluis, E. Otten, R. M. Bongers Looking beyond proportional control: The relevance of mode switching in learning to operate multi-articulating myoelectric upper-limb prostheses, Biomedical Signal Processing and Control, Volume 55, January 2020, Article 101647
3. D. Karabulut, F. Ortes, Y. Z. Arslan, M. A. Adli (2017) Comparative evaluation of EMG signal features for myoelectric controlled human arm prosthetics, Biocybernetics and Biomedical Engineering, Volume 37, Issue 2, Pages 326-335.
4. Буров Г.Н., Большаков В.А., Большакова М.А. Принципы создания современных реабилитационных устройств в протезировании верхних конечностей. Вестник Всероссийской гильдии протезистов-ортопедов №1 2017 стр.9-13.
5. H. Bouwsema, C. K. van der Sluis, R. M. Bongers Movement characteristics of upper extremity prostheses during basic goal-directed tasks Clinical Biomechanics, Volume 25, Issue 6, July 2010, Pages 523-529.
6. Реабилитация инвалидов. Национальное руководство (под редакцией проф. Г.Н. Пономаренко), 2018. – С. 292, 306-311.
7. Каталог продукции (Otto Bock.ru). Кисть Michelangelo.
8. Touch Bionics. Каталог фирмы (@touchbionics).

References

1. Bol'shakov V.A. Burov G.N. K voprosu formirovaniya sistemy` upravleniya protezom pri amputacionny`x defektax v predelax predplech`ya, Vestnik Vserossijskoj gil'dii protezistov-ortoped [To the question of the formation of the prosthesis control system for amputation defects within the forearm]. Bulletin of the All-Russian Guild of Orthopedic Prosthetics, 2014, no. 4, p.31-33. (In Russian)
2. A. Heerschoop, C. K. van der Sluis, E. Otten, R. M. Bongers Looking beyond proportional control: The relevance of mode switching in learning to operate multi-articulating myoelectric upper-limb prostheses, Biomedical Signal Processing and Control, Volume 55, January 2020, Article 101647.
3. D. Karabulut, F. Ortes, Y. Z. Arslan, M. A. Adli (2017) Comparative evaluation of EMG signal features for myoelectric controlled human arm prosthetics, Biocybernetics and Biomedical Engineering, Volume 37, Issue 2, Pages 326-335.
4. Burov G.N., Bol'shakov V.A., Bol'shakova M.A. Principy` sozdaniya sovremenny`x reabilitacionny`x ustrojstv v protezirovanii verxnix konechnostej. Vestnik Vserossijskoj gil'dii protezistov-ortopedov [The principles of creating modern rehabilitation devices in prosthetics of the upper extremities]. Bulletin of the All-Russian Guild of Orthopedic Prosthetics no. 1, 2017, p.9-13. (In Russian)
5. H. Bouwsema, C. K. van der Sluis, R. M. Bongers Movement characteristics of upper extremity prostheses during basic goal-directed tasks Clinical Biomechanics, Volume 25, Issue 6, July 2010, Pages 523-529

6. Reabilitaciya invalidov. Nacional'noe rukovodstvo (pod redakciej prof. G.N. Ponomarenko) [Rehabilitation of the disabled]. National leadership (edited by prof. G.N. Ponomarenko). 2018, pp. 292. 306-311. (In Russian)
7. Katalog produkcii [Product catalog] (Otto Bock.ru). [Kist` Michelangelo brush].
8. Touch Bionics. Katalog firmy` [Touch Bionics. Company directory] (@touchbionics).

Рукопись поступила / Received: 16.01.2020

Принята в печать / Accepted for publication: 24.02.2020

Авторы

Буров Геннадий Николаевич – кандидат технических наук, руководитель научного направления Федерального государственного бюджетного учреждения «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, ул. Бестужевская, д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация, e-mail: zxy@yandex.ru

Большаков Владимир Александрович – руководитель проектно-конструкторского отдела Федерального государственного бюджетного учреждения «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, ул. Бестужевская, д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация, e-mail: pko09_903@mail.ru

Дробаха Алёна Сергеевна – младший научный сотрудник Федерального государственного бюджетного учреждения «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, ул. Бестужевская, д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация, e-mail: drobaha-alena@mail.ru

Authors

Burov Gennady Nikolayevich, PhD in Technical sciences, Head of scientific direction, Federal State Budgetary Institution "Federal Scientific Center of Rehabilitation of the Disabled named after G.A. Albrecht", Ministry of Labor and Social Protection of the Russian Federation, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 Saint Petersburg, Russian Federation, zxy@yandex.ru

Bolshakov Vladimir Alexandrovich, Head of design department, Federal State Budgetary Institution "Federal Scientific Center of Rehabilitation of the Disabled named after G.A. Albrecht", Ministry of Labor and Social Protection of the Russian Federation, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 Saint Petersburg, Russian Federation, pko09_903@mail.ru

Drobakha Alena Sergeevna, junior research associate, Federal State Budgetary Institution "Federal Scientific Center of Rehabilitation of the Disabled named after G.A. Albrecht", Ministry of Labor and Social Protection of the Russian Federation, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 Saint Petersburg, Russian Federation, drobaha-alena@mail.ru