

ИННОВАЦИОННАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНЫМ ПРОТЕЗОМ ПЛЕЧА

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

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

Резюме

Введение. Принимаемые в протезостроении технические решения должны способствовать созданию комфортных условий для пациента и обеспечению соответствия протезно-ортопедического изделия его медико-социальному назначению. Для пациентов с высоким уровнем ампутации, снабжённых протезом плеча, наиболее важным и одновременно сложным является создание системы управления, обеспечивающей реализацию функций протеза, а именно: ротации плеча, сгибания предплечья, сгибания и ротации искусственной кисти, а также управления её схватом. При этом необходимо определить источники управления данными функциями и оценить возможности инвалида использовать их для осуществления заданной функциональности протеза плеча без переключения в естественном режиме.

Цель исследования — повышение эффективности протезно-ортопедического обеспечения пациентов с ампутационными дефектами в пределах плеча за счёт расширения их функциональных возможностей путём создания инновационной системы управления, реализующей многофункциональность протеза плеча.

Материалы и методы. С целью восстановления наибольшего числа степеней подвижности при создании многофункционального протеза плеча, достаточно простого и эффективного в управлении, необходимо оценить остаточные и компенсаторные возможности инвалида-оператора, являющегося звеном биотехнической системы «инвалид – техническое средство». При этом требуется также выявить возможность использования всех сегментов руки с их остаточной подвижностью в качестве органов управления протезом. Немаловажную роль здесь играет практическая реализация средств съёма информации, обеспечивающих формирование различных систем управления многофункциональным устройством протеза плеча.

Результаты. В результате исследования выполнена проработка вероятных структур управления, включая структуры систем разомкнутого управления приводами протеза плеча, в том числе биоэлектрического и контактного (миотонического) управления, проведена предварительная проработка структуры систем замкнутого позиционного управления приводами протеза плеча.

Обсуждение. Процесс совершенствования в области протезов верхних конечностей идет весьма медленно. Это вполне объяснимо. По сравнению с решением общетехнических задач ситуация резко меняется, когда исследователь имеет дело с инвалидом, у которого отсутствует часть руки или, в случае вычленения плеча, рука отсутствует полностью.

Существующие протезы плеча реализуют одну или две функции: схват и сгибание предплечья. Инновация подобных протезов производится, в основном, за счёт увеличения функциональности искусственной кисти.

Поскольку сложный комплекс надплечья совместно с мышцами груди, лопаток, спины и околосуставных мышц после ампутации плеча в средней и нижней трети полностью сохраняет свою функциональность, его потенциальные возможности могут быть эффективно использованы как сигналы управления для систем управления бионических протезов плеча. Следует, однако, иметь в виду, что эти движения требуют соответствующего обучения и постоянной поддерживающей тренировки для исключения опасности в экстремальной ситуации совершить неадекватное действие.

Заключение. Проработка перспектив построения инновационных протезов плеча показала, что непрерывное управление с обратной связью по положению и усилию позволяет обеспечить фактическое ощущение процесса управления протезом плеча, способствует сокращению времени выполнения двигательных актов, повышая тем самым уровень реабилитационного эффекта при протезировании.

Ключевые слова: протез плеча, искусственная кисть, обратная связь, методы управления протезами, система управления протезом плеча.

Буров Г.Н., Большаков В.А., Дробаха А.С. Инновационная система управления многофункциональным протезом плеча // Физическая и реабилитационная медицина. — 2022. — Т. 4. — № 2. — С. 34-42. DOI: 10.26211/2658-4522-2022-4-2-34-42.

Burov GN, Bolshakov VA, Drobakha AS. Innovacionnaya sistema upravleniya mnogofunkcional'nym protezom plecha [Control System for an Innovative Multifunctional Shoulder Prosthesis]. Fizicheskaya i reabilitacionnaya medicina [Physical and Rehabilitation Medicine]. 2022;4(2):34-42. DOI: 10.26211/2658-4522-2022-4-2-34-42. (In Russian).

Большаков Владимир Александрович / Bolshakov Vladimir Alexandrovich; e-mail: drobaha-alena@mail.ru

CONTROL SYSTEM FOR AN INNOVATIVE MULTIFUNCTIONAL SHOULDER PROSTHESIS

Burov GN, Bolshakov VA, Drobakha AS

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

Abstract

Introduction. The technical solutions adopted in prosthetics should contribute to the creation of comfortable conditions for the patient and to ensure the compliance of the prosthetic and orthopedic device with its medical and social purpose. For patients with a high level of amputation, equipped with a shoulder prosthesis, the most important and at the same time difficult is the creation of a control system that ensures the implementation of the functions of the prosthesis, namely: rotation of the shoulder, flexion of the forearm, flexion and rotation of the artificial hand, as well as control of its grip. At the same time, it is necessary to determine the sources of control of these functions and assess the ability of the disabled person to use them to implement the given functionality of the shoulder prosthesis without switching in the natural mode.

Aim. The aim of this work is to increase the efficiency of prosthetic and orthopedic provision of patients with amputation defects within the shoulder by expanding their functionality by creating an innovative control system that implements the multifunctionality of the shoulder prosthesis.

Materials and methods. In order to restore the greatest number of degrees of mobility when creating a multifunctional shoulder prosthesis, which is quite simple and effective in control, it is necessary to assess the residual and compensatory capabilities of the disabled operator, which is a link in the biotechnical system “disabled person – technical means”. In this case, it is also required to identify the possibility of using all segments of the hand with their residual mobility as the controls for the prosthesis. An important role here is played by the practical implementation of information retrieval tools that provide the formation of various control systems for the multifunctional device of the shoulder prosthesis.

Results. The study of probable control structures, including the structures of open-loop control systems for the drives of the shoulder prosthesis, including bioelectric and contact (myotonic) control, has been carried out. And also a preliminary study of the structure of the closed positional control systems for the drives of the shoulder prosthesis was carried out.

Discussion. The improvement process in the field of upper limb prostheses is very slow. This is understandable. Compared with the solution of general technical problems, the situation changes dramatically when a researcher deals with a disabled person who lacks a part of his arm or, in the case of a shoulder, the arm is completely absent.

Existing shoulder prostheses have one or two functions of grasping and flexing the forearm. The innovation of such prostheses is carried out mainly by increasing the functionality of the artificial hand.

Since the complex set of the shoulder girdle together with the muscles of the chest, shoulder blades, back and periarticular muscles after amputation of the shoulder in the middle and lower third fully retains its functionality, its potential can be effectively used as control signals for control systems of bionic shoulder prostheses. However, it should be borne in mind that these movements require appropriate training and constant supportive training to eliminate the danger in an extreme situation to perform inappropriate action.

Conclusion. The study of the prospects for the construction of innovative shoulder prostheses showed that continuous control with feedback in position and effort allows to provide an actual sensation of the process of control of the shoulder prosthesis, helps to reduce the time for performing motor acts, thereby increasing the level of rehabilitation effect during prosthetics.

Keywords: shoulder prosthesis, artificial hand, feedback, prosthesis control methods, shoulder prosthesis control system.

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. Financing at the expense of the Federal State Budgetary Institution “Federal Research Center named after G.A. Albrecht of the Ministry of Labour and Social Protection of the Russian Federation”. The study had no sponsorship.

Received: 14.02.2022

Accepted for publication: 15.06.2022

Введение / Introduction

В зависимости от уровня двусторонней или односторонней ампутации рук используются как более функциональные, так и менее функциональные протезы. Это определяется комплексом индивидуальных особенностей протезируемого,

условиями его труда и быта. Особое внимание при выборе конструкции протеза обращается на требования, связанные с профессией инвалида, возможностью достижения максимального социального результата протезирования.

Создание технических средств для восстановления способности к ручной деятельности и самообслуживанию является сложной и во многом нерешенной проблемой. Сложность задачи заключается не только в том, что необходимо создавать легкие и прочные устройства с высоким уровнем миниатюризации отдельных частей, но, главным образом, в принципах построения систем управления. Требования, предъявляемые к данным устройствам, всегда противоречивы. При создании данных устройств необходимо разрешение, например, такого противоречия: чем выше уровень ампутации, тем меньше остается у инвалида источников управляющих сигналов, но при этом должно подлежать восстановлению все большее число подвижных управляемых звеньев [1]. Протезы рук представляют наглядный этому пример.

После ампутации в пределах плеча доступными для регистрации управляющих сигналов являются две степени подвижности надплечья, две степени подвижности плеча и два электромиосигнала с мышц антагонистов бицепса и трицепса. Всего для раздельного поочередного управления имеется пять независимых источников сигналов управления приводами (имеется в виду, что сигналы с мышц-антагонистов бицепса и трицепса управляют одним приводом). В многофункциональном протезе плеча необходимо воспроизвести пять степеней подвижности: сгибание предплечья, ротацию плеча, ротацию кисти, сгибание кисти и схват-раскрытие пальцев кисти — всего пять степеней подвижности.

Необходимо выявить возможность регистрации подвижности надплечья как органа управления многофункциональным устройством, а также регистрации подвижности культи плеча как органа управления многофункциональным устройством и предложить вариант размещения средств съема полезных сигналов в пределах системы «инвалид – протез плеча». Решение этой задачи позволит реализовать возможность одновременного управления тремя степенями подвижности протеза, участвующими в ориентации искусственной кисти в рабочей зоне. Кроме того, необходимо выявить возможность в пределах досягаемости искусственной руки использования двух разомкнутых приводов, что позволит выполнить захват объекта и целевое манипулирование им в рабочей зоне.

Цель / Aim

Целью настоящего исследования является расширение номенклатуры средств протезно-ортопедического обеспечения инвалидов с ампутационными дефектами в пределах плеча за счёт расширения функциональных возможностей протезов плеча путём создания инновационной

системы управления роботизированным протезом руки.

Материалы и методы / Materials and methods

Считается, что протезы рук являются наиболее эффективным техническим средством реабилитации инвалидов при ампутационных и врождённых дефектах верхних конечностей [2]. Однако современные протезы, как правило, реализуют не более двух активных степеней подвижности. Обычно это сгибание локтя и схват или ротация кисти и схват. Управление движением при этом осуществляется поочередно в установочном режиме, поскольку общая доктрина управления ориентирована на преимущественное использование компенсаторных движений частей тела инвалида. Несмотря на трудности протезирования, до определённой степени задача реабилитации инвалидов решается, но остаётся еще целый пласт неиспользованных возможностей.

Основным направлением работы в настоящее время является поиск принципов и методов управления техническими средствами реабилитации, обеспечивающих максимально возможное использование реабилитационного потенциала инвалида с целью достижения более высокого уровня реабилитационного эффекта при протезировании верхних конечностей [3].

Наибольшей естественности работы инвалида-оператора, а, следовательно, высокой эффективности выполнения операций, можно достигнуть лишь в том случае, если инвалид получит информацию о положении звеньев исполнительного органа, усилиях и моментах, действующих на исполнительную часть протеза. Причем эта часть информации должна восприниматься непосредственно на органе управления.

В качестве составных частей в систему управления входят: задающее устройство, электронный блок управления, привод и исполнительный механизм — объект регулирования.

Плечевой сустав является сложно структурированной системой, которая объединяет свободную верхнюю (манипуляционную) конечность с комплексной структурой, обеспечивающей изменения её положения в пространстве, что добавляет число степеней подвижности всей, «полной» верхней конечности и расширяет диапазон её возможностей, или «манёвренность», при достижении целей в зоне сервиса.

Уровень ампутации плеча в значительной степени определяет остаточные функциональные возможности верхней конечности так, что, чем он выше, тем ниже функциональность [4]. Это повышает требования к протезированию, но при этом ограничивает возможности их реализации из-за

уменьшения числа действующих активных элементов скелета и мышц.

Поскольку сложный комплекс надплечья, совместно с мышцами груди, лопаток, спины и околосуставных мышц, в этом случае полностью сохраняет свою функциональность, его потенциальные возможности могут быть эффективно использованы как сигналы управления для системы управления (СУ) бионических протезов. В связи с изложенным целесообразно оценить возможные варианты средств регистрации сигналов управления.

Сохранённая часть сегмента плеча (культия плеча), оснащённая распределёнными по степеням подвижности источниками управляющих сигналов, представляет собой естественный многофункциональный задающий орган, позволяющий выполнять непрерывное позиционное управление одним и более исполнительными механизмами протеза. Совместно с движениями надплечья формируется более сложный управляющий комплекс, позволяющий реализовать различные варианты функциональных схем управления протезом плеча.

Процесс управления протезом плеча в первую очередь должен обеспечить пространственную ориентацию искусственной кисти в рабочей зоне устройства, ротацию кисти и раскрытие-закрытие схвата искусственной кисти. При этом нужно иметь в виду, что оператор-инвалид, как и здоровый человек, способен одновременно отслеживать не более двух независимых движений исполнительного устройства. В любом случае должна строиться многоканальная система комбинированного типа.

Было исследовано четыре варианта многоканальных комплексов управления, в итоге был сделан выбор в пользу варианта построения системы управления, в котором отведение плеча последовательно инициирует ротацию плеча, которая реализует (то есть последовательно управляет) сгибание предплечья и последовательное сгибание кисти (рис. 1).

При этом функции ротации кисти могут быть выполнены по принципу разомкнутого управления (рис. 2).

Управление схватом может выполняться по каналам биоэлектрического управления путём последовательного сокращения бицепса и трицепса (рис. 3). В случае невозможности получения устойчивых сигналов с поверхности сокращающихся мышц может быть использовано движение надплечья вверх-вниз (разомкнутое управление по типу управления ротацией кисти).

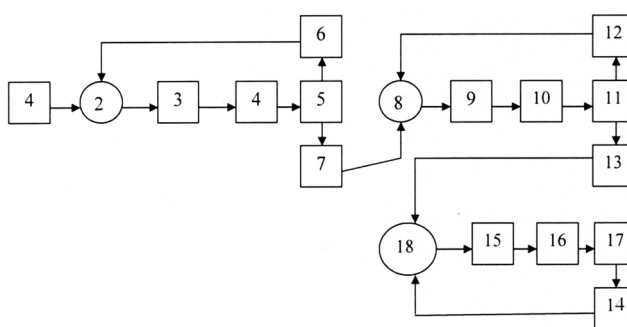


Рисунок 1. Последовательное управление ротацией плеча, сгибанием предплечья и сгибанием кисти:

- 1 — задающий датчик;
- 2 — блок сравнения;
- 3 — электронный блок управления;
- 4 — электропривод ротации плеча;
- 5 — исполнительный механизм ротации плеча;
- 6 — датчик обратной связи;
- 7 — задающий датчик сгибания предплечья;
- 8 — блок сравнения сгибания предплечья;
- 9 — электронный блок управления;
- 10 — электропривод сгибания предплечья;
- 11 — исполнительный механизм сгибания предплечья;
- 12 — датчик обратной связи по положению предплечья;
- 13 — задающий датчик сгибания кисти;
- 14 — блок сравнения;
- 15 — электронный блок управления;
- 16 — электропривод сгибания кисти;
- 17 — исполнительный механизм сгибания кисти;
- 18 — датчик обратной связи по положению кисти

Figure 1. Sequential control of shoulder rotation, forearm flexion and wrist flexion:

- 1 — master sensor;
- 2 — comparison unit;
- 3 — electronic control unit;
- 4 — arm rotation motor;
- 5 — arm rotation actuator;
- 6 — feedback sensor;
- 7 — master forearm flexion sensor;
- 8 — forearm flexion comparison unit;
- 9 — electronic control unit;
- 10 — electric drive of forearm flexion;
- 11 — actuator of flexion of the forearm;
- 12 — sensor of feedback on the position of the forearm;
- 13 — master sensor of flexion of the hand;
- 14 — comparison unit;
- 15 — electronic control unit;
- 16 — electric drive of flexion of the hand;
- 17 — arm flexion actuator;
- 18 — arm position feedback sensor

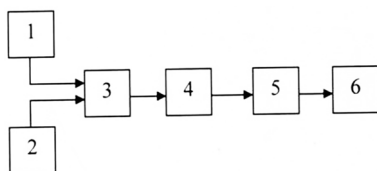


Рисунок 2. Управление ротацией кисти:
 1, 2 — контактные датчики управления кисти предплечья; 3 — блок сравнения;
 4 — электронный блок управления;
 5 — электропривод ротации кисти;
 6 — исполнительный механизм ротации кисти
 Figure 2. Brush rotation control:
 1, 2 — contact brush arm control sensors;
 3 — comparison unit; 4 — electronic control unit;
 5 — electric brush rotation actuator;
 6 — brush rotation

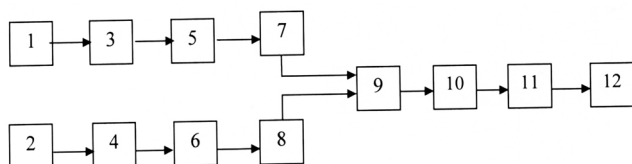


Рисунок 3. Биоэлектрическое управление схватом искусственной кисти:
 1, 2 — электроды бицепса и трицепса;
 3, 4 — предварительные усилители;
 5, 6 — детекторы сигналов;
 7 — блок сравнения;
 8 — электронный блок управления;
 9 — электропривод кисти;
 10 — исполнительный механизм кисти
 Figure 3. Bioelectric control of the grip of an artificial hand:
 1, 2 — triceps and biceps electrodes;
 3, 4 — preamplifiers;
 5, 6 — detector signals;
 7 — the comparison unit;
 8 — the electronic control unit;
 9 — electric brush;
 10 — brush actuator

При этом в качестве чувствительных элементов могут быть использованы механодатчики (потенциометры поворотного типа), которые будут вырабатывать сигналы управления приводами протеза руки.

Потенциометр содержит ротор и статор, из которых в процессе измерения один должен быть неподвижен, а второй отслеживает изменения измеряемого перемещения подвижного звена конкретного механизма.

Напрямую приспособить потенциометр для регистрации движений не представляется возможным. В связи с этим необходимо создать сравнительно неподвижную базу отсчёта измеряемой величины.

Нужно иметь в виду, что движения остаточного сегмента плеча и надплечья осуществляются относительно корпуса инвалида. Очевидно, что базовое устройство должно быть закреплено на корпусе инвалида. Таким устройством может быть неширокий наплечник, охватывающий ключицу и лопатку, с размещением, близким к шее пациента. Базовый наплечник не должен препятствовать движениям надплечья с гильзой плеча, которая должна быть к нему присоединена посредством гибких соединительных элементов. Пример расположения подобных устройств представлен на рисунке 4. Потенциометр необходимо закрепить на базовом наплечнике. Его также можно разместить на гильзе плеча или искусственного предплечья, если это потребуется для работы системы управления.

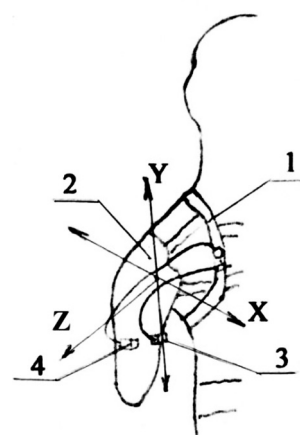


Рисунок 4. Схема размещения датчиков перемещения культи плеча в сагиттальной и фронтальной плоскостях:
 1 — базовый наплечник;
 2 — гильза плеча;
 3 — датчик сгибания плеча;
 4 — датчик отведения плеча
 Figure 4. Scheme of displacement sensors shoulder stump in the sagittal and frontal planes:
 1 — basic shoulder pad;
 2 — shoulder sleeve;
 3 — shoulder flexion sensor;
 4 — shoulder abduction sensor

При этом ротор потенциометра предлагается соединить с «гибким поворотным кронштейном», выполненным в виде упругого стержня малого диаметра. Сам стержень необходимо разместить в гибкую упругую защитную оболочку, например, в навитую с напряжением витков пружину малого диаметра. Такая механическая передача позволяет размещать статор потенциометра на расстоянии от подвижного звена без использования шарнирно-рычажных механизмов, обеспечивая малые габариты устройства регистрации перемещений одного подвижного звена.

На рисунке 5 представлен действующий экспериментальный образец устройства регистрации перемещений с гибкой механической передачей.

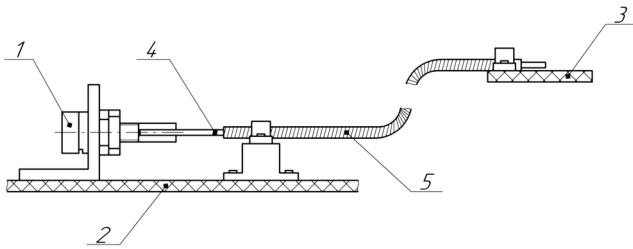


Рисунок 5. Экспериментальный образец устройства регистрации перемещений с гибкой механической передачей:

- 1 — потенциометр; 2 — базовое основание;
- 3 — звено, перемещающееся в плоскости перпендикулярной оси потенциометра;
- 4 — гибкий поворотный стержень;
- 5 — пружинная оплётка

Figure 5. Experimental sample of a device for recording movements with a flexible mechanical transmission:

- 1 — potentiometer; 2 — basic foundation;
- 3 — link moving in the plane perpendicular to the potentiometer axis;
- 4 — flexible rotary rod;
- 5 — spring braid

Механизм отличается компактностью и позволяет обеспечить его установку на внешней поверхности неподвижного элемента с замыканием свободного конца гибкой оболочки со стержнем на перемещающейся поверхности.

Одной из структурных составляющих системы управления активным шарниром протеза руки (кроме структуры системы регистрации сигналов, их преобразования и усиления) является электропривод, подключённый к исполнительному механизму. Электропривод определяет энергетическую составляющую системы и сам содержит несколько структурных единиц.

Структурный элемент «электродвигатель» во многом определяет работоспособность системы управления в целом. Необходимо оценить момент нагружения привода, расположенного в узле локтя.

Предлагается искусственную трёхфункциональную кисть выполнить в виде единого модуля сервоприводов ротации, сгибания кисти и собственно искусственной кисти с функцией схват – раскрытие пальцев. Суммарное усилие на концах пальцев при схвате составляет, как правило, максимально около трёх килограммов. Соответственно, по 1,5 кг на первом и втором пальцах. Момент нагрузки на приводе при длине первого пальца 4-5 см может составить около 12-20 кг/см. Центр масс такой кисти расположен ориентировочно на оси

сгибания кисти. Суммарно с учётом полезной нагрузки объекта манипулирования весом примерно 1,0 кг, веса трёх сервоприводов (в составе мотор, редуктор и датчик обратной связи) примерно по 0,06 кг каждый, механизма кисти и других элементов конструкции предплечья может составить ориентировочно до 1,5 кг. Соответственно, момент нагрузки при длине предплечья 20 см (в центре масс на оси сгибания кисти) может составить примерно 35 кг/см. Привод ротации плеча в целях взаимозаменяемости желательно иметь таким же, как и привод сгибания предплечья.

Запас мощности при выборе сервоприводов должен быть предусмотрен в пределах 30–50 %. Приведённые предварительные нагрузочные данные протеза плеча позволяют сделать выбор приводных устройств из номенклатуры модельных сервоприводов с последующим уточнением моментно-силовых характеристик проектируемого изделия. Система автономных приводов позволяет формировать типовые модули устройства и обеспечивать ремонтпригодность изделия в целом.

Для предотвращения возникновения автоколебательного процесса при остановке привода в исполнительных устройствах протеза необходимо предусмотреть необратимую передачу движения.

Результаты / Results

Проработка перспектив построения инновационных протезов плеча показала, что непрерывное управление с обратной связью по положению и усилию позволяет обеспечить фактическое ощущение процесса управления протезом плеча, способствует сокращению времени выполнения двигательных актов, повышая тем самым уровень реабилитационного эффекта при протезировании. При его освоении предполагается достижение эффекта непрерывного управления при одновременных движениях в шарнирах искусственной верхней конечности. Результатом такой работы будет достижение возможности ориентировать искусственную кисть в пространстве рабочей зоны без непрерывного сознательного контроля промежуточных звеньев манипуляционной системы. Последняя форма управления соответствует хорошо отработанному профессиональному навыку.

Данное направление является перспективным и может быть реализовано при использовании потенциала подвижности активных усеченных сегментов верхних конечностей. Проведённое исследование позволило в рамках технического проекта выполнить проработку чертежа общего вида макета протеза плеча, представленного на рисунке 6, осуществить выпуск рабочих чертежей макета и изготовить макет (рис. 7), демонстрирующий работу инновационной системы управления многофункционального протеза плеча.

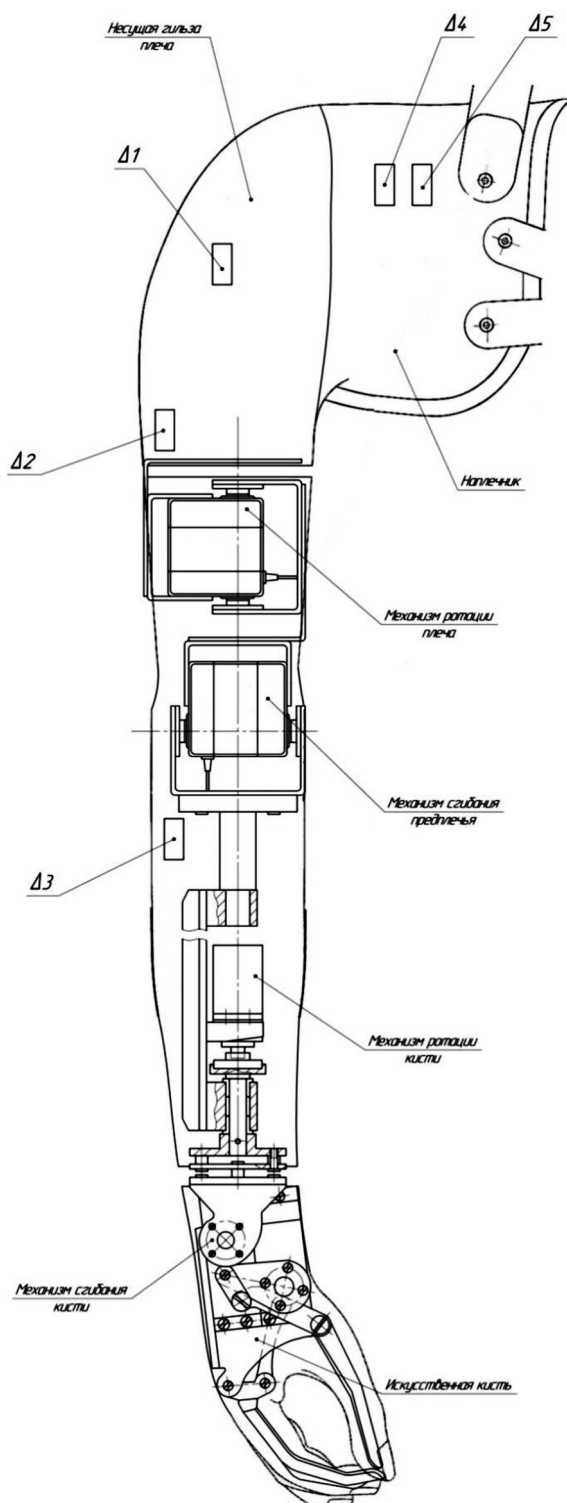


Рисунок 6. Чертёж общего вида макета протеза плеча

Figure 6. General view drawing of the layout of the shoulder prosthesis

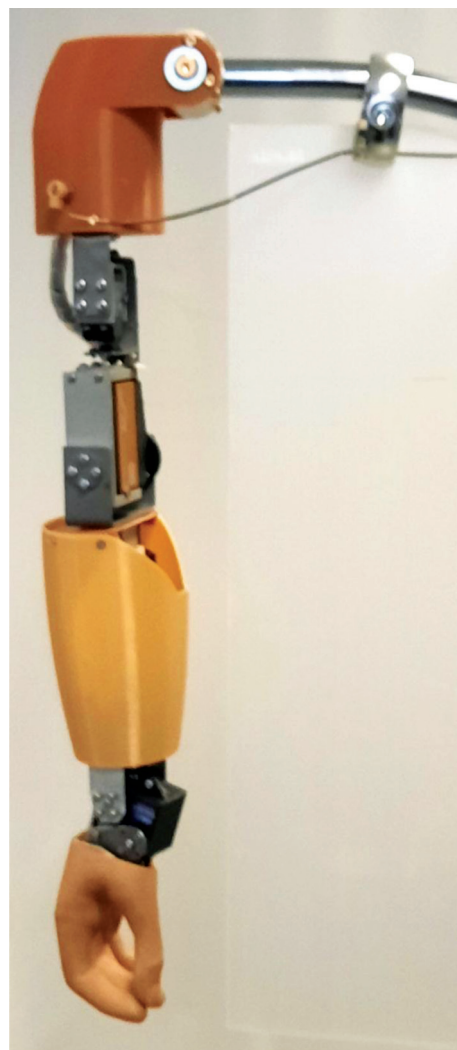


Рисунок 7. Макет протеза плеча
Figure 7. Shoulder prosthesis layout

Обсуждение / Discussion

Современные протезы плеча реализуют, как правило, не более двух активных степеней подвижности. Управление движением при этом осуществляется поочередно в установочном режиме [5]. Например, миоэлектрический протез плеча фирмы «Отто Бокк», в котором применён локтевой шарнир DynamicArm. По мнению разработчиков, это позволяет осуществить максимальное приближение к естественному стереотипу движений здоровой руки. Двигатель локтевого шарнира DynamicArm вдвое быстрее, чем другие электрические локтевые системы.

С точки зрения систем управления в российских протезах плеча в настоящее время также используется поочередное управление двумя активными шарнирами. Примером являются тяговый пластмассовый протез плеча ПР4-22 и биоэлектрический протез плеча ПР4-34.

В новой разработке использован принцип полуавтоматического одновременного управления тремя активными шарнирами и двумя с дискретным управлением.

В новом устройстве оператор-инвалид отслеживает только положение кисти в пространстве рабочей зоны и естественным движением сгибания звена плеча дополнительно ориентирует кисть во фронтальной плоскости. Таким образом, оператор, выполняя одновременно два естественных движения — отведение плеча и сгибание плеча, устанавливает кисть в рабочей зоне с последующей коррекцией положения ротацией кисти и далее выполняет захват объекта манипулирования. Возможна также и позиционная корректировка за счёт движения корпуса, что также выполняется в естественном режиме.

Заключение / Conclusion

Перемещение протеза в пространстве для подведения искусственной кисти к объекту манипулирования инвалид осуществляет за счёт отведения плеча, управляя тем самым одновременно ротацией плеча, сгибанием предплечья и сгибанием кисти от сигнала механодатчиков. В этом контуре управления через элементы крепления действует проприоцептивно-тактильная обратная связь, обеспечивающая инвалида информацией о перемещении звеньев протеза в пространстве, и зрительная обратная связь, позволяющая контролировать взаимное расположение искусственной кисти и предмета.

Обогащение биотехнической системы обратными связями фактически «очувствует» протез и позволяет инвалиду уверенно манипулировать предметами различной физической природы — мягкими, хрупкими, тяжелыми и т.п. [6]. Благодаря им управляющая «подсистема-инвалид» непрерывно контролирует управляемую «подсистему-протез» в процессе взаимодействия со средой, вырабатывая команды управления в соответствии с состоянием управляемой подсистемы и заданной целевой функции системы. Кроме того, обратной связью ускоряют адаптацию к протезу, позволяя инвалиду оптимизировать свое поведение в процессе управления при выполнении целенаправленных действий. Инвалид осознает свою общность с протезом, чувствует его частью своей руки.

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. Финансирование за счет ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта Минтруда России. Исследование не имело спонсорской поддержки.

Литература

1. Буров Г.Н., Большаков В.А., Белянин О.Л., Дробаха А.С. Инновационный протез предплечья с одновременным управлением тремя функциями искусственной кисти // Робототехника и техническая кибернетика. — 2019. — Т.7. — №3. — С.233-239.
2. Реабилитация инвалидов: национальное руководство / под ред. Г.Н. Пономаренко. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2018. — 736 с.
3. Tallie MJ, van der Laan MD, Sietke G, Postema MD, PhD Michiel F, Reneman PT, PhD Raoul M, Bongers MSc, PhD Corry K, van der Sluis MD. Development and reliability of the rating of compensatory movements in upper limb prosthesis wearers during work-related tasks. *Journal of Hand Therapy*. 2019(July–September);32(3):368-74.
4. Большаков В.А., Буров Г.Н. К вопросу формирования системы управления протезом при ампутированных дефектах в пределах предплечья // Вестник Всероссийской гильдии протезистов-ортопедов. — 2014. — № 4. — С. 31-33.
5. Буров Г.Н., Большаков В.А., Большакова М.А. Принципы создания современных реабилитационных устройств в протезировании верхних конечностей // Вестник Всероссийской гильдии протезистов-ортопедов. — 2017. — № 1. — С. 9-13.
6. Robbie Brack Emeka, H Amalu. A review of technology, materials and R&D challenges of upper limb prosthesis for improved user suitability. *Journal of Orthopaedics*. 2021(January–February);23:88-96.

References

1. Burov GN, Bolshakov VA, Belyanin OL, Drobakha AS. Innovacionnii protez predplechya s odnovremennim upravleniem tremya funkciyami iskusstvennoi kisti [An innovative forearm prosthesis with simultaneous control of three functions of the artificial hand]. *Robototekhnika i tehničeskaya kibernetika [Robotics and technical cybernetics]*. 2019;7(3):233-9. (In Russian).
2. Reabilitaciya invalidov: nacionalnoe rukovodstvo [Rehabilitation of disabled people: national guidance]. pod red. prof. GN Ponomarenko [edited by prof. GN Ponomarenko]. Moscow: GEOTAR-Media; 2018. 736 p. (In Russian).
3. Tallie MJ, van der Laan MD, Sietke G, Postema MD, PhD Michiel F, Reneman PT, PhD Raoul M, Bongers MSc, PhD Corry K, van der Sluis MD. Development and reliability of the rating of compensatory movements in upper limb prosthesis wearers during work-related tasks. *Journal of Hand Therapy*. 2019(July–September);32(3):368-74.
4. Bolshakov VA, Burov GN. K voprosu formirovaniya sistemi upravleniya protezom pri amputacionnih defektah v predelah predplechya [On the issue of forming a control system for a prosthesis in case of amputation defects within the forearm]. *Vestnik Vserossiiskoi gildii protezistov-ortopedov [Bulletin of the All-Russian Guild of Prosthetics-Orthopedists]*. 2014(4):31-3. (In Russian).

5. Burov GN, Bolshakov VA, Bolshakov MA. Principi sozdaniya sovremennih reabilitacionnih ustroystv v protezirovanii verhnih konechnostei [Principles of creating modern rehabilitation devices in upper limb prosthetics]. Vestnik Vserossiiskoi gildii protezistov-ortopedov [Bulletin of the All-Russian Guild of Prosthetics-Orthopedists]. 2017(1):9-13. (In Russian).
6. Robbie Brack Emeka, H Amalu. A review of technology, materials and R&D challenges of upper limb prosthesis for improved user suitability. Journal of Orthopaedics. 2021(January–February);23:88–96.

Рукопись поступила: 14.02.2022

Принята в печать: 15.03.2022

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: zzy@yandex.ru

Большаков Владимир Александрович — старший научный сотрудник проектно-конструкторского отдела, 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

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 Scientific direction, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation, e-mail: zzy@yandex.ru

Bolshakov Vladimir Alexandrovich, senior researcher of 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

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