

ФОРМИРОВАНИЕ ПОЗИЦИОННОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ В СИСТЕМЕ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО И МИОТОНИЧЕСКОГО МЕТОДОВ УПРАВЛЕНИЯ ИСКУССТВЕННОЙ КИСТЬЮ ПРОТЕЗА РУКИ

Буров Г.Н.¹, Большаков В.А.¹, Белянин О.Л.¹, Дробаха А.С.¹

¹ Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта,
ул. Бестужевская, дом 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация

Резюме

Введение. Целенаправленные процессы, выполняемые человеком для удовлетворения различных потребностей, представляют собой организованную и упорядоченную совокупность действий — операций, которые делятся на два основных вида: рабочие операции и операции управления. Особенно это относится к устройствам, выполняющим нетиповые двигательные акты. Разработка систем управления движением пальцев искусственной кисти для протезирования инвалидов с ампутационными дефектами предплечья и плеча является актуальной задачей.

Целью настоящей работы является формирование позиционной обратной связи в системах биоэлектрического и миотонического управления движением пальцев искусственной кисти при протезировании инвалидов с ампутационными дефектами предплечья и плеча.

Материалы и методы. Для достижения указанной цели исследованы и разработаны некоторые методы очувствления подвижности сегментов рук с ампутационными дефектами предплечья и плеча при миотоническом или биоэлектрическом управлении; исследованы динамические тактильные ощущения как источник информации о позиционном положении пальцев искусственной кисти. Для проведения указанных выше экспериментов сконструирован стационарный модуль позиционного очувствления.

Результаты. В процессе дальнейшего исследования выполнена предварительная проработка нового устройства позиционного очувствления — активной манжеты, применение которой предусматривается в качестве составной части системы управления протезом предплечья, снабжённого искусственной кистью с задающим датчиком.

Обсуждение. При рассмотрении современных образцов протезов кисти, а именно: протезов кисти bebionic или Michelangelo, а также протезов предплечья MyoFacil и руки DinamicArm, отмечая их высокую функциональность, надо признать, что отсутствие обратной связи при управлении пальцами искусственной кисти затрудняет манипуляцию с предметами, так как оператор-инвалид не имеет информации о положении пальцев кисти в процессе управления, например, при работе за каким-нибудь препятствием.

Заключение. Устройство позиционного очувствления позволяет инвалиду-оператору в естественном режиме получить информацию о положении пальцев кисти, о начале и окончании движения и процессе самого движения.

Ключевые слова: позиционная обратная связь, тактильные ощущения, система управления, искусственная кисть, протез предплечья.

Буров, Г.Н. Формирование позиционной обратной связи в системе биоэлектрического и миотонического методов управления искусственной кистью протеза руки / Г.Н. Буров, В.А. Большаков, О.Л. Белянин, А.С. Дробаха // Физическая и реабилитационная медицина. – 2020. – Т. 2. – № 4. – С. 42-50. DOI: 10.26211/2658-4522-2020-2-4-42-50.

Burov G.N., Bolshakov V.A., Belyanin O.L., Drobakha A.S. (2020) Formation of Position Feedback in System of Bioelectric and Myotonic Methods of Artificial Hand Control. *Physical and Rehabilitation Medicine*; vol. 2, no. 4, pp. 42-50 (In Russian). DOI: 10.26211/2658-4522-2020-2-4-42-50.

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

FORMATION OF POSITION FEEDBACK IN SYSTEM OF BIOELECTRIC AND MYOTONIC METHODS OF ARTIFICIAL HAND CONTROL

Burov G.N.¹, Bolshakov V.A.¹, Belyanin O.L.¹, Drobakha A.S.¹

¹ *Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067, Saint Petersburg, Russian Federation*

Abstract

Introduction. Purposeful processes performed by a person to meet various needs are an organized and ordered set of actions, operations that are divided into two main types: work operations and management operations. This is especially true for devices that perform atypical motor acts. The development of systems for controlling the movement of fingers of artificial hands for prosthetics of disabled people with amputational defects of the forearm and shoulder is an urgent task.

The aim of this work is to form positional feedback in the systems of bioelectric and myotonic control of the movement of fingers of an artificial hand in the prosthetics of disabled people with amputational defects of the forearm and shoulder.

Materials and methods. To achieve this aim, some methods of sensing the mobility of arm segments with amputational defects of the forearm and shoulder under myotonic or bioelectric control were studied and developed. dynamic tactile sensations were studied as a source of information about the positional position of the fingers of an artificial hand. A stationary positional sensing module has been designed for the above experiments.

Results. In the course of further research, a preliminary study of a new positional sensing device, the active cuff, was carried out, the use of which is provided as part of the control system for the prosthetic forearm, equipped with an artificial brush with a master sensor.

Discussion. When considering modern samples of brush prostheses, namely: bebionic or Michelangelo hand prostheses, as well as MyoFacil forearm and DinamicArm prostheses, noting their high functionality, it must be recognized that the lack of feedback when managing the fingers of an artificial brush makes it difficult to manipulate objects, since the operator, a disabled person, does not have information about the position of the fingers in the process of control, for example, when working behind an obstacle.

Conclusion. The positional sensing device allows the disabled operator to receive information in the natural mode about the position of the fingers of the hand, about the beginning and end of the movement, and the process of movement itself.

Keywords: positional feedback, tactile sensations, control system, artificial hand, forearm prosthesis.

Введение / Introduction

Целенаправленные процессы, выполняемые человеком для удовлетворения различных потребностей, представляют собой организованную и упорядоченную совокупность действий — операций, которые делятся на два основных вида: рабочие операции и операции управления [1]. Особенно это относится к устройствам, выполняющим нетиповые двигательные акты.

Для выполнения рабочих операций используются различные технические средства и, в частности, протезы верхних конечностей. Для правильного и качественного выполнения рабочих операций необходимы сопровождающие их действия — операции управления, посредством которых обеспечиваются в нужные моменты начало, порядок следования и прекращение рабочих операций. Совокупность управляющих операций образует процесс управления. Совокупность технических устройств, выполняющих процесс функционирования (искусственные активные шарниры протезов рук и ног, искусственная кисть, рабочие насадки) с точки зрения управления является объектом управления. Совокупность средств и объекта управ-

ления образует систему управления. Для осуществления управления необходимо знание принципов и методов управления, общих для различных объектов и процессов.

Известно, что в основе используемых в технике алгоритмов управления лежат общие фундаментальные принципы управления, определяющие, как осуществляется увязка алгоритма управления с заданным и фактическим функционированием или с причинами, вызвавшими отклонение.

В робототехнических устройствах протезов верхних конечностей, используется, как правило, принцип разомкнутого управления [2].

Сущность принципа разомкнутого управления (биоэлектрический и миотонический методы управления) состоит в том, что алгоритм управления строится только на основе заданного алгоритма функционирования и не контролируется по фактическому значению управляемой величины.

Принцип обратной связи является одним из широко распространенных. В соответствии с ним воздействие на регулирующий орган объекта в самом общем случае вырабатывается как функция отклонения регулируемой величины от предпи-

санного значения. Принцип обратной связи является весьма универсальным фундаментальным принципом управления, действующим в технике, природе и обществе. (Действие на выходе объекта управления постоянно контролируется на его входе) [5].

При разомкнутом управлении оператор-инвалид, даже снабжённый современными конструкциями протезов рук, не получает информацию о положении пальцев кисти в процессе управления. Получение такой информации даёт возможность значительно сократить время выполнения рабочих операций при целенаправленных действиях.

Цель / Aim

Целью настоящей работы является формирование позиционной обратной связи в системах биоэлектрического и миотонического управления движением пальцев искусственной кисти при протезировании инвалидов с ампутированными дефектами предплечья и плеча.

Материалы и методы / Materials and methods

Для исследования возможности использования подвижных тактильных контактов в качестве инструмента позиционной обратной связи при осуществлении функции схвата искусственной кисти был разработан и изготовлен модуль позиционного очувствления (представлен на рис. 1). Модуль снабжён двумя перемещающимися контактными элементами (стимулами), которые осуществляют тактильное воздействие на кожу испытуемого. Конструкция модуля позволила проводить исследование также с одним контактным элементом [3].

Исследования, проведённые по созданию системы управления биоэлектрическим протезом с модулем устройства позиционного очувствле-

ния, позволили установить, что информационно тактильное стимулирование в статике отображает номинальную позицию кистевого схвата, а в динамике — направление движения и номинально его скорость. Декодирование полученных ощущений требует обучения и постоянного подкрепления получаемой информации из-за угасания исходной установки. Также установлено, что сформированный искусственный непрямой путь оценки позиционных характеристик схвата по тактильным ощущениям уязвим для внешних и внутренних помех по восприятию и по управлению. В процессе работы также исследовалось влияние зрительных раздражителей на восприятие тактильных стимулов кожи плеча, исследовано совместное влияние звуковых и зрительных раздражителей на восприятие тактильных стимулов кожи плеча. Установлена возможность использования тактильной чувствительности кожных покровов плеча при управлении бионическим протезом предплечья [4].

Исследования выявили ряд недостатков изготовленного устройства — модуль позиционного очувствления. Прежде всего то, что данный модуль предназначен для стационарного исследования и не может быть применён в системе управления протезом предплечья с внешним источником энергии. Кроме того, диапазон перемещающихся элементов, осуществляющих тактильное действие (от 10 до 40 мм) оказался не совсем достаточным для утверждения, что тактильные ощущения испытуемых при этом соответствуют диапазону перемещения пальцев кисти. Более успешно прошли исследования с перемещением одного контактного элемента. Но всё же необходимо отметить, что подобные устройства для исследования характеристик динамических тактильных ощущений ранее нигде не разрабатывались и не изготавливались [3].

Также при проектировании были ограничены возможности выбора элементной базы устройства и не предусматривалось использование его как составной части в системе управления протезом предплечья.

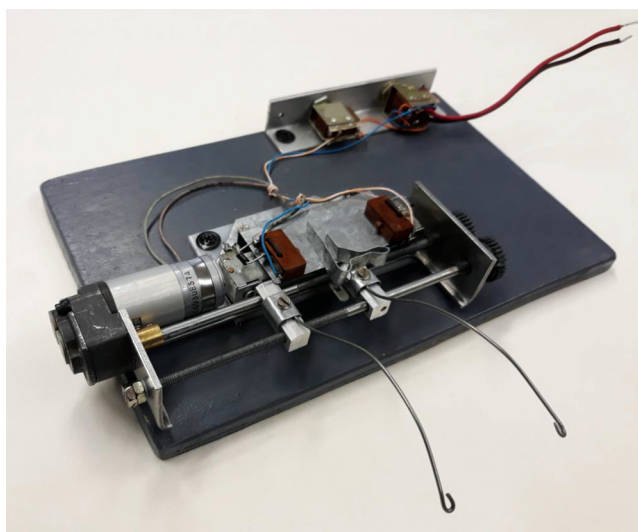


Рис. 1. Стационарный модуль позиционного очувствления, имитирующий систему тактильного управления роботизированной кистью протеза верхней конечности

Figure 1. Stationary positional sensing module that simulates the tactile control system of a robotic upper limb prosthetic hand

Исходя из результатов проведённых исследований и критики конструкции изготовленного модуля, была проведена предварительная проработка нового устройства позиционного очувствления, которая предусматривала применение модуля в системе управления протезом предплечья, снабжённого искусственной кистью с задающим датчиком.

В качестве комплектующих элементов были выбраны малогабаритные узлы и детали, что повысило мобильность устройства, позволило сделать возможной его установку на протезе предплечья, снабжённого искусственной кистью с задающим датчиком в механизме пальцев кисти.

Для достижения большего удобства инвалида-оператора при надевании протеза и выполнении целенаправленных действий по самообслуживанию, а также для повышения точности управляющих действий за счёт увеличения хода стимулов и более эффективного ощущения их подвижности, предложена поперечная конструкция позиционного модуля в виде регулируемой манжеты. В данном случае были рассмотрены, по крайней мере, два конструктивных варианта устройства: с размещением приводного блока непосредственно на

манжете (рис. 2) и с выносом на приёмную гильзу предплечья, представленный на рисунке 3. Второй вариант упрощает конструкцию манжеты, разгружая её от приводного механизма. Вынос приводного блока за пределы манжеты может быть обеспечен размещением ветвей передающей системы в гибких упругих оболочках, например, выполненных в виде пружин, навитых виток к витку и футерованных антифрикционным материалом, в частности, в виде тонкостенной фторопластовой трубки.

В процессе проектирования был рассмотрен вариант устройства с тросовой системой передачи движения стимулов. Структурная схема управления позиционной системой активной манжеты с тросовой приводной передачей представлена на рисунке 4.

Сформированный модуль управления, имеет в своём составе все элементы управляющей системы. Датчик угла поворота пальцев искусственной кисти выделен в самостоятельный элемент, а электронный блок управления содержит импульсные преобразователи входного сигнала и сигнала обратной связи, сумматор и широтно-импульсный усилитель мощности. При этом приводной узел содержит датчик обратной связи.

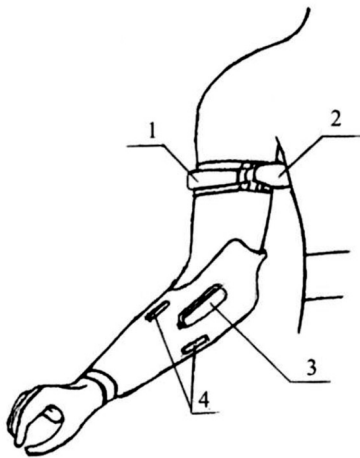


Рис. 2. Размещение приводного блока непосредственно на манжете:
1 — манжета модуля позиционного очувствления с приводным блоком;
2 — приводной блок;
3 — электронный блок управления и питания;
4 — электроды биоэлектрической системы управления

Figure 2. Placing the drive unit directly on the cuff with the control unit:

- 1 — cuff of the positional sensing module with a drive unit;
- 2 — drive unit;
- 3 — electronic control and power unit;
- 4 — electrodes of a bioelectric control system

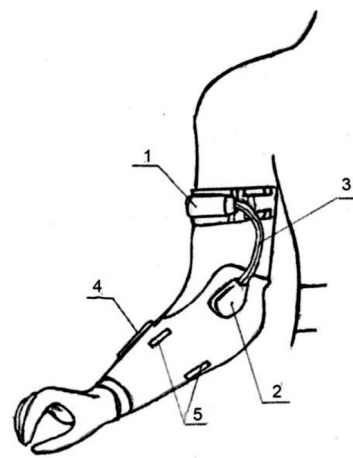


Рис. 3. Размещение приводного блока за пределами манжеты:

- 1 — манжета модуля позиционного очувствления;
- 2 — приводной блок;
- 3 — тросовая система в гибких оболочках;
- 4 — электронный блок управления и питания;
- 5 — электроды биоэлектрической системы управления

Figure 3. Placement of the drive unit outside the cuff:

- 1 — cuff module positional sensation;
- 2 — drive unit;
- 3 — cable system in flexible shells;
- 4 — electronic control and power unit;
- 5 — electrodes of a bioelectric control system

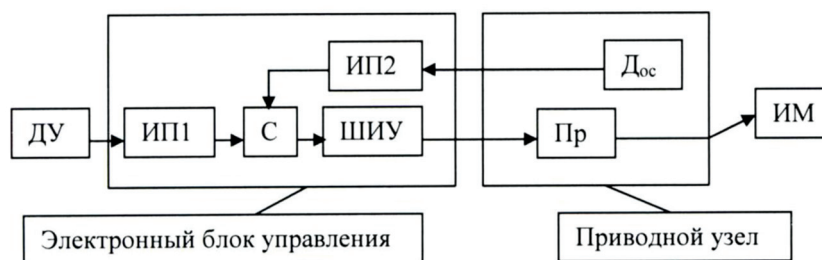


Рис. 4. Структурная схема управления позиционной системой активной манжеты с тросовой приводной передачей:

ДУ — датчик угла поворота пальцев; ИП1, ИП2 — импульсные преобразователи; С — сумматор; ШИУ — широтно-импульсный усилитель; Пр — электромеханический привод; Дос — датчик обратной связи; ИМ — исполнительный механизм

Figure 4. Block diagram of the control of the positioning system of the active cuff with cable drive transmission:

AS — finger angle sensor; PC1, PC2 — pulse converters; A — adder; PWA — pulse-width amplifier; ED — electromechanical drive; FBS — feedback sensor; A — actuator

Вариант с применением манжеты достаточно привлекателен, поскольку позволяет решить основные целевые задачи, например, значительное увеличение диапазона перемещения стимулов (до 70 мм каждый). Однако тросовая передача делает устройство сложным конструктивно, в частности, требует разработки специального натяжного устройства, обеспечивающего кроме функции натяжения троса функцию компенсации укорочения и удлинения ветвей троса при изменении диаметра манжеты.

Дальнейшие конструктивные проработки выявили, что задача может быть решена значительно проще при иной системе передачи движения на перемещающиеся элементы. Представляет интерес передача движения посредством гибкого вала. В данном случае предлагается ходовой винт выполнить гибким, составным из двух частей, причём каждую его часть можно представить в виде навитых витков к витку жёстких пружин малого диаметра правого и левого направления с предварительным натяжением витков. Среднюю часть составного ходового винта необходимо соединить шарнирно с опорным корпусом, который должен быть неподвижно закреплён на манжете. Концы такого составного винта должны быть закреплены шарнирно в концевых опорах, также неподвижно закреплённых на манжете, но с возможностью продольного перемещения вращающейся части шарнира для компенсации изменения длины при изменении диаметра манжеты. Конструктивно ходовые гайки перемещающихся элементов должны иметь резьбу, соответствующую размеру и направлению навивки пружин гибкого вала. Гибкий вал должен быть выполнен в размер стандартной метрической резьбы.

С точки зрения сложности конструктивного исполнения приводной части устройства система с гибкими валами не требует изготовления специальной передачи для вращения ведущего блока тросовой системы.

В части особенностей построения и структуры электронного блока управления и системы управления (СУ) в целом, СУ структурно аналогична тросовому варианту, но возможные дополнения и изменения зависят от особенностей конструкции нового устройства.

На рисунке 5 представлена кинематическая схема модуля позиционного очувствления пальцев искусственной кисти с ходовым винтом на основе гибкого вала (винта).

Устройство позиционного очувствления подвижности пальцев искусственной кисти содержит упругую тонкостенную манжету 1 с продольными пазами, в которые вставлены с возможностью продольного перемещения контактные элементы 2, кинематически, посредством ходовых гаек, соединённые с шарнирно закреплённым на манжете ходовым винтом 3, один конец которого имеет правую, а второй левую резьбу. Контактные элементы (стимулы) выполнены подпружиненными, а ходовой винт выполнен гибким, составным из двух частей, причём каждая его часть выполнена в виде навитых витков к витку жёстких пружин малого диаметра правого и левого направления с предварительным натяжением витков. Средняя часть ходового винта соединена шарнирно с опорным корпусом, неподвижно закреплённым на манжете, а концы гибкого вала закреплены шарнирно в концевых опорах, также неподвижно закреплённых на манжете, при этом ходовые гайки контактных элементов выполнены с резьбой соответствующей размеру и направлению навивки пружин гибкого вала.

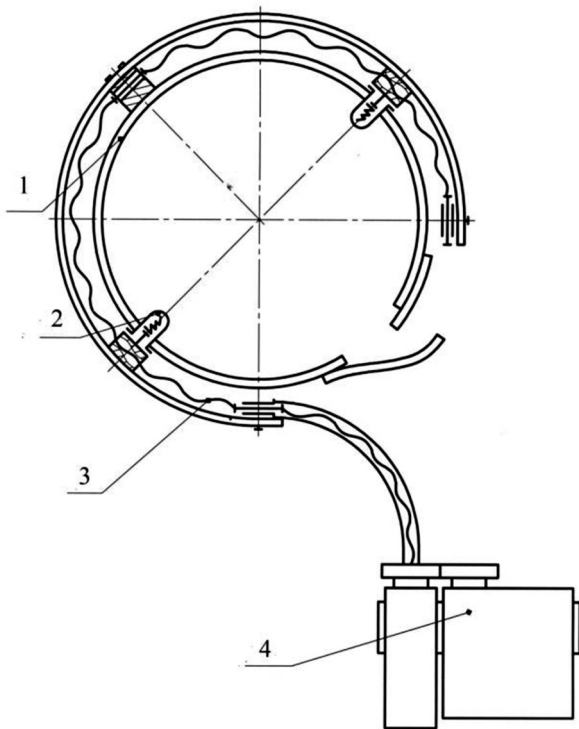


Рис. 5. Кинематическая схема предлагаемого модуля позиционного очувствления пальцев искусственной кисти с ходовым винтом на основе гибкого вала (винта)

Figure 5. Kinematic diagram of the proposed module positional sensing fingers of an artificial brush with a lead screw on the basis of a flexible shaft (screw)

С внешней стороны устройства на опорном корпусе закреплён упругий ограничительный защитный кожух, имеющий форму манжеты и выполняющий функцию направляющей контактных элементов. Края кожуха соединены с концевыми опорами с возможностью компенсации изменяющихся размеров при изменении диаметра манжеты, а на концах манжеты закреплена застёжка, например, типа «велкро».

Приводной узел 4 устройства вынесен за пределы манжеты и закреплён на гильзе предплечья, причём он содержит опорную площадку, на которой закреплена концевая опора, с которой шарнирно соединён выходной вал мотор-редуктора, неподвижно закреплённого на опорной площадке. Выходной вал мотор-редуктора кинематически, посредством зубчатой понижающей передачи, соединён с осью датчика перемещения контактных элементов, выполненного в виде поворотного потенциометра, при этом выходной вал привода соединён гибким валом с ходовым винтом устройства и свободно размещён в гибкой направляющей, которая с одной стороны неподвижно соединена с концевой опорой манжеты, а с другой — с концевой опорой приводного узла.

Гибкая направляющая может быть выполнена так же, как и гибкий вал, в виде жёсткой напряжённой пружины, навитой виток к витку, но большего диаметра и футерованной с целью снижения потерь на трение фторопластовой трубкой.

Перемещение контактных элементов происходит синхронно с движением пальцев искусственной кисти. Инвалид-оператор ощущает их встречное или разнонаправленное движение, благодаря чему в системе управления реализуется позиционная обратная связь.

Устройство позиционного очувствления позволяет инвалиду-оператору в естественном режиме получить информацию о положении пальцев кисти, о начале движения, окончании движения и процессе самого движения, в том числе, например, при действии за препятствием.

Основной задачей при разработке модуля позиционного очувствления движения пальцев с манжетой на плече искусственной кисти является достижение удобства инвалида-оператора при выполнении целенаправленных действий по самообслуживанию.

Результаты / Results

В процессе работы были рассмотрены три варианта устройств принципиально разного конструктивного исполнения.

В устройстве по первому варианту, с продольным движением стимулов, рабочий ход стимулов ограничен величиной хода подвижного звена потенциометра поступательного типа. Кроме того, устройство с продольным движением стимулов требует также продольного размещения модуля на приёмной гильзе или на звене плеча. Данное обстоятельство конструктивно ограничивает рабочий ход стимулов, который равен, по крайней мере, размеру раскрытия пальцев кисти плюс размер зоны тактильной нечувствительности при предельном схождении стимулов.

Вариант активной манжеты с верньерным тросовым механизмом является технически более сложным. Это связано с тем, что в тяговой системе меняется натяжение тросов при перемещении стимулов, а, кроме того, система имеет повышенные потери на трение скольжения при размещении тросов на выпуклой поверхности манжеты.

Манжета с гибким ходовым винтом представляет интерес для натурного макетирования, подтверждающего практическую возможность реализации предлагаемого проекта. Данная конструкция обеспечивает сокращение продольного размера устройства, а также повышение точности управляющих действий инвалида-оператора за счёт увеличения рабочего хода стимулов и, соответственно, благодаря более эффективному ощущению движения стимулов. Данное устрой-

ство может применяться как при использовании с двумя стимулами, так и с одним, что позволяет увеличить полезный рабочий ход стимула.

Таким образом, рассматривая три возможных варианта нового устройства, предпочтение при определённых конкретных условиях может быть отдано первому и третьему вариантам. Следует отметить, что и тот, и другой варианты имеют свои особенности и достаточную сложность в изготовлении, настройке и регулировке. В обоих случаях требуется индивидуальное изготовление тактильной контактной системы.

Вариант исполнительной части активной тактильно-позиционной манжеты в виде демонстрационного макета представлен на рисунке 6.

Приводной узел макетного исполнения манжеты представляет собой соединение известного модельного привода SR431 с тяговым двигателем гибкого вала. При этом выполняется доработка модельного привода в части замены его двигателя

на жёсткий входной вал с последующим его соединением через зубчатую передачу с тяговым двигателем гибкого вала. По существу, выполняется замена двигателя модельного привода на тяговый двигатель гибкого вала с новым конструктивным элементом в виде одно- или двухступенчатой зубчатой передачи. Целью такой доработки является использование штатного потенциометра модельного привода в качестве датчика обратной связи следящей системы управления [6].

Структурная схема системы управления искусственной кистью активной манжетой при помощи винтовой гибкой передачи в составе протеза предплечья представлена на рисунке 7.

Обсуждение / Discussion

Современные искусственные кисти в протезах рук, несомненно, расширяют границы возможностей многошарнирных биоэлектрических протезов кистей рук. Объединение передовых технологий и инновационного дизайна позволяет создать удобные, точные биоэлектрические протезы [2, 5]. К таким протезам можно отнести ряд сравнительно недавно созданных протезов кисти bebionic, Michelangelo, а также протезов MyoFacil и DinamicArm.

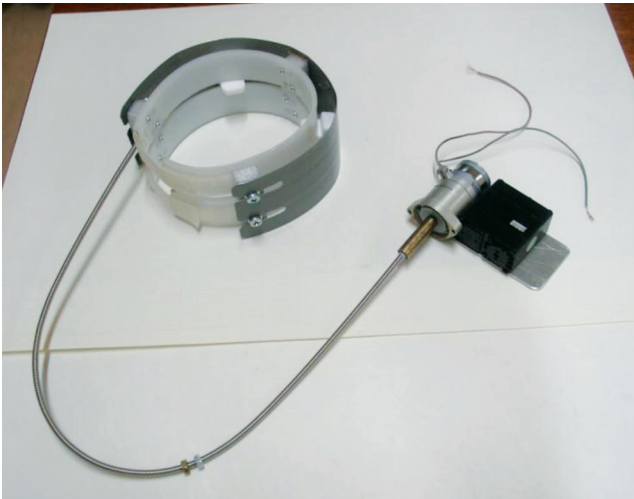
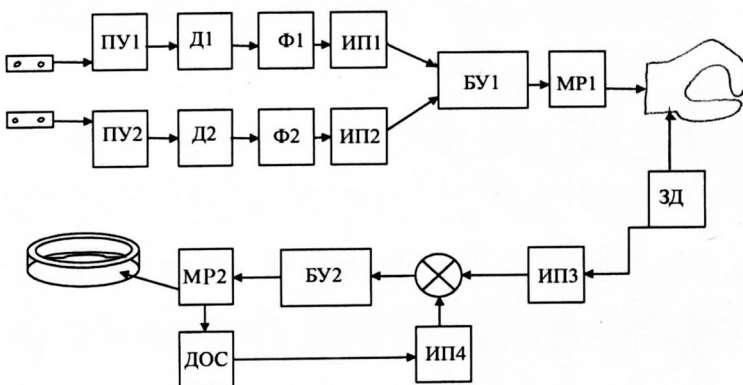


Рис. 6. Экспериментальный макет активной манжеты позиционного очувствления подвижности пальцев искусственной кисти с поперечным движением стимулов, использующих винтовой гибкий вал в сборе

Figure 6. Experimental model of the active cuff of the positional sense of mobility of the fingers of an artificial brush with transverse movement of stimuli using a screw flexible shaft assembly



ПУ – предварительный усилитель (PU – pre-amplifier);
 Д – детектор (D – detector);
 Ф – фильтр (F – filter);
 ИП – импульсный преобразователь (PC – pulse converter);
 БУ – блок управления (CU – control unit);
 МР – мотор-редуктор (GM – gear motor);
 ЗД – задающий датчик (SS – set sensor);
 ДОС – датчик обратной связи (FBS – feedback sensor)

Рис. 7. Структурная схема системы управления искусственной кистью активной манжетой при помощи винтовой гибкой передачи в составе протеза предплечья

Figure 7. Structural diagram of the control system of an artificial brush with an active cuff using a flexible screw transmission in the prosthesis of the forearm

Благодаря многофункциональности искусственной кисти, инновационные протезы обладают широким диапазоном опций и имеют особые технические характеристики.

Управление схватом искусственной кисти в каждом протезе осуществляется при помощи электродов, снимающих биоэлектрический сигнал, проявляющийся в результате сокращения мышц предплечья [2].

При этом во время манипуляции с предметами инвалид-оператор не всегда имеет возможность использовать зрительную обратную связь, особенно при работе за препятствием. Отсутствие обратной связи при управлении пальцами искусственной кисти также затрудняет манипуляцию с предметами, так как оператор-инвалид не имеет информации о положении пальцев кисти в процессе управления. В большей степени это относится к инвалидам с ослабленным зрением [3].

Заключение / Conclusion

Устройство позиционного осязания позволяет инвалиду-оператору в естественном режиме получить информацию о положении пальцев кисти, о начале и окончании движения и процессе самого движения, в том числе, например, при действии за препятствием. Для достижения большего удобства инвалида-оператора при надевании протеза и выполнении целенаправленных действий по самообслуживанию, а также для повышения точности управляющих действий за счёт увеличения хода активаторов и более эффективного ощущения их подвижности была разработана поперечная конструкция позиционного модуля в виде регулируемой манжеты.

Практическое использование активной манжеты показало, что в данном конструктивном варианте устройства значительно улучшается ощущение перемещения стимулов — стойкое ощущение перемещения стимулов во всём конструктивно увеличенном диапазоне движения.

Данный вариант модуля позиционного осязания предлагается для практического использования в системе управления пальцами искусственной кисти. Устройство позволяет выполнять действия за препятствием без зрительного контакта и может быть рекомендовано для пользования слабовидящим инвалидам с ампутационными дефектами верхней конечности.

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. Корендяев, А. И., Саламандра Б. Л., Тивес Л. И. Теоретические основы робототехники; Книга 1. – М.: Наука, 2006. – 383 с. – ISBN 5-02-034439-7.
2. Юревич, Е. И. Основы робототехники. – Санкт-Петербург: издательство БХВ-Петербург, 2005. – 412 С.
3. Смирнова, Л. М., Гаевская О. Е., Белянин О. Л. Возможности использования тактильных стимулов для роботизированной кисти протеза предплечья «Биотехносфера», 2018. – № 1. – С. 23 – 27.
4. Ackerley R., Kavounoudias A. (2015) The role of tactile afference in shaping motor behavior and implications for prosthetic innovation “Neuropsychology”, Volume 79, Part B, December, Pages 192-205.
5. Watve S., Dodd G., MacDonald R., Stoppard E. R. (2011) Upper limb prosthetic rehabilitation “Orhopaedic send Trauma”, Volume 25, Issue 2, April, Pages 135-142.
6. appassov, Z., Corrales J. A., Perdereau V. (2015) Tactile sensing index terous robot hands Review hands “Robot icsand Autunomous Systems” Volume 74, PartADecember, Pages 195-220.

References

1. Korendyasev A. I., B. L. Salamander, Tives L. I. Teoreticheskie osnovy robototekhniki [Theoretical foundations of robotics]. Book 1; Science Publishing House. Moscow: Science, 2006. – 383 p. – ISBN 5-02-034439-7 (In Russian).
2. Yurevich E. I. Osnovy robototekhniki [Fundamentals of Robotics]. – St. Petersburg: publishing house Tomsk: Tomsk Interuniversity Center for Distance Education, 2003. – 255 p. (In Russian).
3. Smirnova L. M., Gayevskaya O. E., Belyanin O. L. Vozmozhnosti ispol'zovaniya takti'nyh stimulov dlya robotizirovannoj kisti proteza predplech'ya [Possibilities of using tactile stimuli for a robotic forearm prosthesis wrist “Biotechnosphere”], 2018. – No. 1. – S. 23–27 (In Russian).
4. Ackerley R., Kavounoudias, A. (2015) The role of tactile afference in shaping motor behavior and implications for prosthetic innovation “Neuropsychology”, Volume 79, Part B, December, Pages 192-205.
5. Watve S., Dodd G., MacDonald R., Stoppard E. R., (2011) Upper limb prosthetic rehabilitation “Orhopaedic send Trauma”, Volume 25, Issue 2, April, Pages 135-142.
6. Kappassov Z., Corrales J. A., Perdereau V. (2015) Tactile sensing index terous robot hands Review hands “Robot icsand Autunomous Systems” Volume 74, Part A, December, Pages 195-220.

Рукопись поступила / Received: 25.01.2020

Принята в печать / Accepted for publication: 22.05.2020

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, e-mail: zxzy@yandex.ru

Большаков Владимир Александрович, руководитель 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, e-mail: pko09_903@mail.ru

Белянин Олег Леонидович, руководитель отдела биомеханических исследований опорно-двигательной системы, 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: belynin.oleg41@bk.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: zxzy@yandex.ru

Bolshakov Vladimir Alexandrovich, head 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

Belyanin Oleg Leonidovich, head of the Department of biomechanical research of the musculoskeletal system, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation, e-mail: belynin.oleg41@bk.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