



УДК 621.317

ОСОБЕННОСТИ ПРОЕКТИРОВАНИЯ БИОНИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА ДЛЯ ДЕТЕЙ С ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ

Гладких С.А.¹, Тяпко Е.А.², Ланкин А.М.¹, Бакланов А.Н.¹

¹Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ)
имени М.И. Платова, г. Новочеркасск

²Новочеркасский медицинский колледж, г. Новочеркасск

Во всем мире инвалидность относится к числу наиболее острых медико-социальных проблем. Ежегодно только в России признаются инвалидами свыше 1 млн. человек, причем больше половины из них – это люди с ампутированными конечностями, а более 200 тыс. человек – дети до 14 лет. Бионические протезы сегодня являются авангардом медицинской инженерии. Практически до конца 20-го века все изобретения в области протезирования были механического характера, в некоторых случаях сгибание регулировалось вручную. Основными проблемами механических протезов были отсутствие какой-либо связи с организмом, негибкость и недолговечность. Протезы, которые заменяли руку или ногу, не могли функционировать, как полноценный их прототип – это всего лишь суррогат, заменяющий активные части тела, но неспособный приблизиться по возможностям к естественному аналогу. Это и есть главный минус протезов – их «внешний» характер и низкая функциональность. В данной статье предложены пути решения задачи по проектированию высокотехнологичных протезов для детей с ограниченными возможностями.

Ключевые слова: бионика, привод, протез, дети, интеллектуальные технологии.

PECULIARITIES OF DESIGNING A BIONIC PROTESIS FOR CHILDREN WITH RESTRICTED OPPORTUNITIES

Gladkikh S.A.¹, Tyapko E.A.², Lankin A.M.¹, Baklanov A.N.¹

¹Platov South-Russian State Polytechnic University (NPI), Novocherkassk

²Novocherkassk Medical College, Novocherkassk

Globally, disability is among the most acute medical and social problems. Every year, over 1 million people are recognized as disabled only in Russia, more than half of them are people with amputated limbs, and more than 200 thousand people are children under 14 years old. Bionic prostheses today are the vanguard of medical engineering. Almost until the end of the 20th century, all inventions in the field of prosthetics were of a mechanical nature, in some cases the bending was regulated manually. The main problems of mechanical prostheses were the lack of any connection with the body, inflexibility and fragility. Prostheses, which replaced an arm or a leg, could not function as a full-fledged prototype – this is just a surrogate, replacing the active parts of the body, but unable to come close to the possibilities of the natural counterpart. This is the main disadvantage of prostheses – their “external” character and low functionality. This article suggests ways to solve the problem of designing high-tech prostheses for children with disabilities.

Keywords: bionics, drive, prosthesis, children, intellectual technologies.

В последние годы в сфере протезирования появилось такое направление, как "биомехатроника", которое представляет собой соединение робототехники и нервных клеток человека. Задачей научных исследований в этом направлении является разработка искусственных конечностей, которыми можно будет управлять лишь силой мысли, а функциональность будет повторять заменяемую конечность



человека с максимальной точностью. Сегодня на Западе существует целая индустрия [1], создающая протезы, которые позволяют человеку, потерявшему конечность, оставаться полноценным членом общества.

Одним из важнейших направлений данной сферы являются исследования по разработке бионических протезов для детей возрастом до 14 лет. При проектировании таких протезов необходимо учитывать ряд отличий от более «взрослых» версий. Детский протез должен соответствовать возрасту ребёнка по размеру и весу. Вес, помноженный на рычаг гильзы, определяет степень усталости руки. При несоответствии параметров может заметно изменяться осанка, появляются боли в позвоночнике и суставах. Основную массу биоэлектрического протеза составляет масса аккумулятора, моторов и приёмной гильзы. В существующих протезах аккумулятор находится в культеприёмной гильзе. Чтобы не увеличивать ее, нужен аккумулятор меньшего размера и, соответственно, ёмкости. Можно рассмотреть вариант «горячей» замены аккумулятора (3-4 раза в день), применять тонкопленочные аккумуляторы или дожидаться разработки графеновых аккумуляторов (исследования ведутся в настоящее время). С приводами ситуация сложнее: мощные и лёгкие - дорогие, а медленно сгибать и разгибать кисть крайне не удобно. Решением является применение малогабаритных бесколлекторных приводов собственной разработки.

Вторая проблема — это стоимость и необходимость увеличения габаритов протеза по мере роста ребёнка. Бионические протезы не вписывают в программу детской реабилитации, несмотря на рекомендации специалистов. Модуль кисти станет заметно меньше второй руки через полтора-два года. А учитывая, что стоимость бионического протеза редко бывает ниже 500 тыс руб, получается, что такие расходы нужны будут регулярно. Таким образом, также стоит задача придумать протез, который будет «расти» с ребенком и настраиваться индивидуально. Подходящим вариантом будет скелетная система с регулируемым компрессионным гнездом с закрывающим устройством для шнуровки. Эти гнезда расширяются для обеспечения быстро растущей конечности и позволяют использовать протез более длительный период времени. Кроме того, скелетная гильза будет существенно легче.

Третья проблема — хрупкость бионических протезов. Ребенку даже с ограниченными возможностями необходим активный отдых. Решением по нашему мнению может быть использование нейлоновых нитей для изготовления протезов. Далее переходим к технической части проекта. Разрабатываемое устройство относится к области медицинской техники, а именно к протезированию, в частности к способам и системам для управления интеллектуальной бионической конечностью, и предназначено для протезирования людей с потерей конечности, а также для использования частей изделия независимо в различных задачах улучшения качества жизни. В настоящее время существует постоянная потребность в улучшении протезов верхней конечности, которые были бы способны восстановить полные двигательные функции и сенсорные способности ампутированной конечности. Техническая проблема, решаемая в данном техническом решении, состоит в осуществлении автономного полнофункционального управления для выполнения низкоуровневых задач манипуляции интеллектуальным бионическим протезом



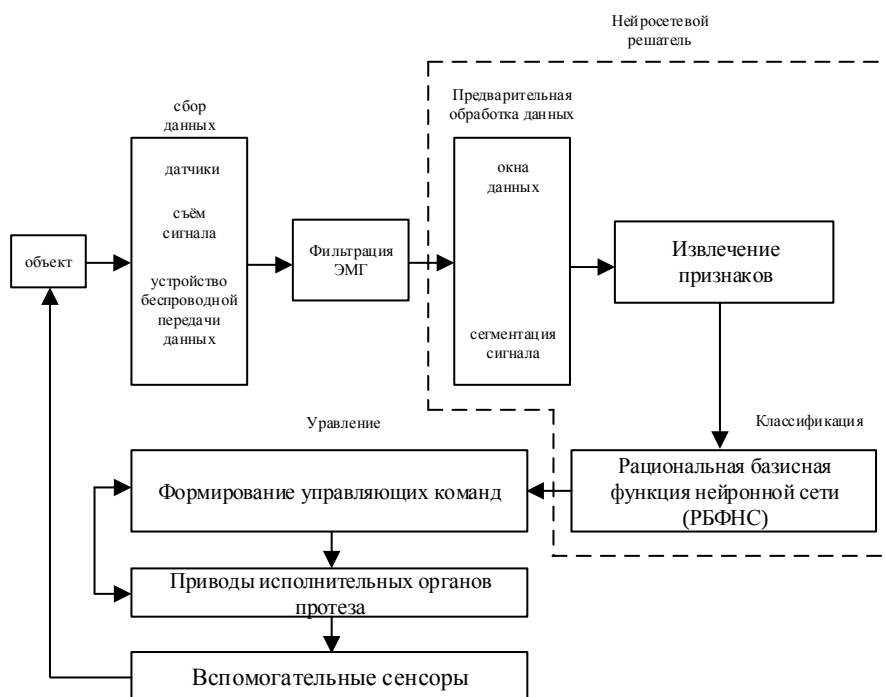
конечности, которое позволило бы воспринимать указанный протез как естественную конечность.

Также дополнительным техническим результатом является уменьшение когнитивной нагрузки на человека, повышение эффективности управления протезом, снижение времени отклика исполнительных устройств и предотвращение ложных срабатываний протеза за счет использования нейросетевого решателя. Еще одним дополнительным техническим результатом является упрощение процедуры установки и настройки системы «протез-считывающее устройство» за счет модульности системы - считывающее устройство является портативным, и требует примерного позиционирования при размещении, и является легкоъемным. Протез в свою очередь надевается посредством культеприемника, и связан со считывающим устройством только беспроводным каналом передачи данных.

Указанные технические результаты достигаются благодаря способу управления интеллектуальной бионической конечностью, в котором получают по меньшей мере один ЭМГ-сигнал пациента посредством миоэлектрического устройства считывания; осуществляют обработку по меньшей мере одного ЭМГ-сигнала пациента посредством неперекрывающейся сегментации ЭМГ-сигнала; для каждого сегмента, полученного на предыдущем шаге, формируют набор признаков ЭМГ-сигнала на основе амплитуды ЭМГ-сигнала для классификации жестов; передают набор признаков ЭМГ-сигнала каждого сегмента по каналу передачи данных в систему управления интеллектуальной бионической конечностью; определяют тип жеста на основании набора признаков ЭМГ сигнала посредством использования искусственной нейронной сети; формируют управляющий сигнал на основании определенного типа жеста; передают сформированный управляющий сигнал на двигатели, приводящие в движение пальцы бионической конечности; получают обратную связь от системы управления интеллектуальной бионической конечностью посредством получения информации от внешних датчиков (рис.1.).

Введем понятия электромиографии и электронейромиографии. Электромиография (ЭМГ, ЭНМГ, миография, электронейромиография) - метод исследования биоэлектрических потенциалов, возникающих в скелетных мышцах человека и животных при возбуждении мышечных волокон; регистрация электрической активности мышц. Электронейромиография (ЭНМГ) - это комплексное электрофизиологическое исследование, необходимое для определения функционального состояния периферической нервной системы и мышц [1].

Для того чтобы различать и классифицировать мышечные движения, должны быть извлечены наиболее значимые части ЭМГ (признаки), которые представляют собой характеристики с достаточной для классификации информацией. По данным исследований, для классификации ЭМГ-сигналов верхних конечностей применяются различные типы функций в частотной области, такие как коэффициенты авторегрессии, коэффициенты косинусного преобразования Фурье и вейвлет-коэффициенты.

**Рис.1. Общая структура технического решения**

Более подходящими для анализа являются признаки ЭМГ-сигнала во временной области на основе амплитуд сигналов. Такие признаки могут быть легко ЭМГ. Для достижения лучших результатов, функция (признак) должна содержать достаточное количество информации, чтобы представлять существенные свойства ЭМГ-сигнала, и должна быть достаточно простой для быстрой обработки и классификации. В некоторых вариантах осуществления в качестве признаков могут использоваться следующие величины во временной области, измеренные как функции времени: интегральная ЭМГ; среднее арифметическое; среднее значение модуля; конечные разности; сумма элементарных площадей; дисперсия; средне-квадратичное отклонение; длина сигнала; максимальное значение ЭМГ-сигнала, более подробно информация о выборе признаков для классификации раскрыта в работе авторов [2].

Оценка эффективности признаков осуществляется по двум главным параметрам - производительность нейронной сети и время работы - как наиболее важным для использования в реальном времени. Согласно предыдущим исследованиям, описанным в источнике информации [3], для условия выполнения требований работы в режиме реального времени время распознавания сигнала должно занимать не более 25 мс. Для комфортной работы пользователя производительность, или точность распознавания (процентное отношение верных случаев классификации ко всем рассматриваемым случаям) должна быть не ниже 95%, как показано в источнике [1].

Осуществление технического решения может происходить следующим образом. Пациент выполняет заданные жесты, при этом миоэлектрическое устройство считывания передает данные пользователя на устройство обработки данных



по беспроводному каналу передачи данных (например, с использованием стандарта Bluetooth 4.0), где происходит создание профиля пользователя. Затем созданный профиль записывается на микроконтроллер. Миоэлектрическое устройство считывания осуществляет регистрацию и фильтрацию электромиограммы (ЭМГ) и передачу данных по беспроводному каналу связи (например, с использованием стандарта Bluetooth 4.0, но не ограничиваясь им) на плату управления протезом кисти.

Плата управления протезом подключается к светодиодным индикаторам, отображающим различные цвета: красный, зеленый, оранжевый и другие цвета, для предоставления различную информации/обратную связь пользователю протеза (например, при необходимости осуществить более сильное сжатие или повторить жест, или при невозможности выполнения захвата предмета из-за неподходящей температуры).

Система управления интеллектуальной бионической конечностью также включает в себя:

- сеть контроллера (контроллерную сеть), которая обеспечивает модульную,
- надежную и отказоустойчивую схему взаимодействия для обмена данными между
 - контроллером и остальными управляющими и исполнительными органами бионического
 - протеза, и которая обеспечивает передачу контроллеру намерений от нервно-мышечной
 - системы пользователя;
 - источник питания;
 - разноцветные поверхностные светоизлучающие диодные, вибро- и звуковые индикаторы (LED), расположенные в протезе, с помощью которых посредством контроллера обеспечивается обратная связь с пациентом.

Примерные варианты осуществления системы управления интеллектуальной бионической конечностью включают в себя контроллер (не более 2×3 см), который принимает данные о результате распознавания, осуществляет обмен данными и управление двигателями пальцев, температурными, позиционными, контактными датчиками и датчиками момента, а также вибро- и цветовыми индикаторами в интеллектуальном бионическом протезе.

Контроллер в некоторых вариантах осуществления может включать в себя блок обработки, блок интерфейса, который физически отделен от блока обработки, причем вышеуказанные блоки могут соединяться гибким шлейфом, что позволяет осуществлять гибкое построение интерфейса без изменения соответствующего элемента управления программным обеспечением.



Данная архитектура также обеспечивает гибкое управление питанием протеза, значительно увеличивая срок службы батареи, т.к. благодаря такой организации неиспользуемый в данный момент блок находится в состоянии ожидания и пониженного энергопотребления.

На рис. 2 показана блок-схема системы управления интеллектуальной бионической конечностью, которая включает в себя контроллер протеза 301, шину 302, и по меньшей мере одну шину пальцев 303 (на рис. 2 показана только одна из них).

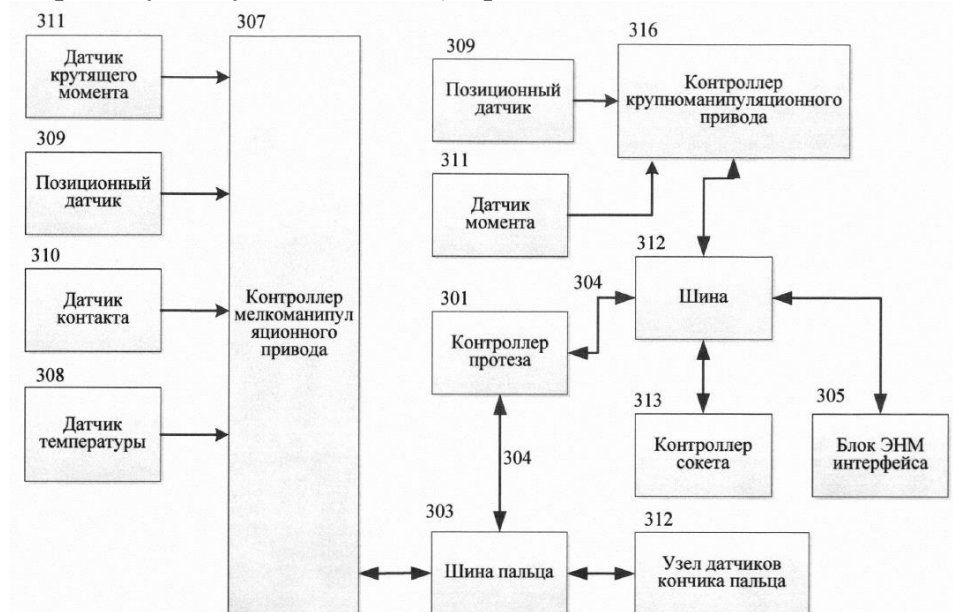


Рис.2. Блок-схема реализации системы управления интеллектуальной бионической конечностью

Шина 302 и шина пальца 303 подключены к контроллеру протеза 301 с помощью интерфейса ввода-вывода 304.

Контроллер 301 протеза может являться одним из компонентов протеза (не показанного на данной схеме). Контроллер 301 протеза является центральным звеном управления протезом. Таким образом, контроллер 301 протеза, который может быть конструктивно размещен внутри протеза (и, в одном из вариантов, может быть полностью размещен в ладонной части руки), несет ответственность за высокий уровень координированного управления рукой и крупными моторными суставами, а также разнообразные функции, связанные с внутренними нюансами работы протеза.

Также, в случае необходимости, в некоторых вариантах осуществления контроллер 301 протеза может быть размещен вне протеза. Одна из функций контроллера 301 протеза - это управление движением протеза. Соответственно, команды о намерении пользователя передаются блоком 305 ЭНМ интерфейса (электронейромиоинтерфейса), который взаимодействует с контроллером 301 конечности посредством шины 302 и интерфейса ввода-вывода 304, как показано на Рис. 3. Команды из блока 305 ЭНМ интерфейса, а также информация от контрол-



лера 306 крупноманипуляционного привода и по меньшей мере одного контроллера 307 мелкоманипуляционного привода (на Рис. 3 показан один из них), которые поступают через шину 302 и шины 303 пальцев, позволяют способу управления интеллектуальной бионической конечностью, описанному выше, в контроллере 301 генерировать новые команды для управления крупноманипуляционными приводами и мелкоманипуляционными приводами. Контроллер 301 протеза также обеспечивает передачу сенсорных данных от датчиков в протезе с помощью вибродатчика, либо с помощью слабого электрического импульса.

Эта обратная тактильная связь позволяет пациенту ощущать внешние условия, не будучи ограниченным только визуальной или звуковой обратной связью.

Контроллер 301 протеза также получает и обрабатывает сенсорную информацию, такую как температура предмета, положение протеза, крутящий момент и вибрация. Для этого на поверхности протеза размещены датчик 308 температуры, позиционный датчик 309, датчик 310 контакта и датчик 311 крутящего момента соответственно.

Как показано на Рис. 2, контроллер 307 мелкоманипуляционного привода получает информацию от датчиков 308 температуры, позиционного датчика 309, датчика 310 контакта и датчика 311 крутящего момента.

В некоторых вариантах осуществления, два позиционных датчика 309 (или более) могут быть подключены к контроллеру 306. Кроме того, контроллер 306 крупноманипуляционного привода может иметь подключенные датчики, например один или более температурный датчик 308 или датчик 311 крутящего момента, как показано на Рис. 2.

Как показано на Рис. 2, система управления интеллектуальной бионической конечностью в соответствии с вариантом осуществления включает в себя, по меньшей мере, один узел 312 датчиков кончика пальца протеза, соединенный с контроллером 301 протеза с помощью шины 303 пальца, а также контроллер 313 сокета, подключенный к разъему контроллера 301 протеза через шину 302.

Узел 312 датчиков кончика пальца имеет набор датчиков (не показаны на фигуре), в том числе, но не ограничиваясь ими: позиционные датчики (например, потенциометр или датчики Холла), контактные датчики (например, поливинилиден дифторидный контактный датчик), и датчики температуры, каждый из которых обеспечивает информацию о различном положении, крутящем моменте и/или входах тактильной обратной связи контроллеру 301 протеза. Эти датчики, распределенные по всей конечности, обеспечивают входы для усовершенствованных способов управления, выполняющихся на контроллер 301 протеза, а также для тактильной обратной связи с пользователем.

В дополнительных вариантах осуществления изобретения контроллер 301 протеза использует шину 302 для взаимодействия с дополнительными устройствами и/или аксессуарами, такими как устройства радиочастотной идентификации (RFID датчики), смартфоны и персональные цифровые помощники, хотя дополнительные или альтернативные варианты осуществления изобретения не ограничиваются этими примерами.



Протез кисти будет представлять собой металлопластмассовый каркас пясти с пятью электродвигателями и пяти металлокаркасов пальцев, связанных с пястью рычажно-плунжерной системой (мехатроника). Входной вектор признаков классифицируется алгоритмом нейронной сети по типу «обучение с учителем» в микропроцессоре Cortex M4, установленным в плате управления, где каждому набору признаков ЭМГ, полученной от волевого сокращения мышцы, присваивается соответствующий управляющий сигнал для передачи приводному механизму протеза. При подаче сигнала от платы управления на двигатель, гайка совместно с рычагом приводом выдвигается (втягивается) в заданное положение, чем обеспечивается состояние «схват» или открытие ладони. Каждый палец имеет отдельный привод.

В заключении, разработанный бионический протез руки имеет много преимуществ в сравнении с существующими решениями относительно точности и скорости срабатывания, однако основной упор необходимо делать в направлении развития детского высокотехнологичного протезирования.

ИСПОЛЬЗУЕМЫЕ ИСТОЧНИКИ ИНФОРМАЦИИ

1. Коуэн Х.Л., Брумлик Дж. Руководство по электромиографии и электродиагностике: Пер. с англ. - М.: Медицина, 2005. - 192 с.
2. Будко Р.Ю., Старченко И.Б. Создание классификатора мимических движений на основе анализа электромиограммы // Труды СПИИРАН. 2016. Вып. 46. С. 76-89.
3. Englehart K, Hudgins B: A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control. IEEE Trans Biomed Eng 2003, 50(7): 848-854.