

Перспективы расширения функционала индивидуальных недорогих протезов конечностей за счет применения интеллектуальных датчиков-командеров

Денис Грязнов¹, Вадим Жмудь¹, Демьян Малахов¹, Валерий Аврамчук², Ярослав Носек³, Любомир Димитров⁴

¹ Новосибирский государственный технический университет, Новосибирск, Россия

² Национально-Исследовательский Томский Политехнический Университет, Томск, Россия

³ Технический университет Либерец, Либерец, Чехия

⁴ Технический университет Софии, София, Болгария

Аннотация. Содействие инвалидам – одна из наиболее гуманных задач человечества, ее актуальность несомненна. К достаточно тяжелой группе инвалидности принадлежат инвалиды без одной или нескольких конечностей. Развитие робототехники позволяет осуществлять эффективное протезирование конечностей, при этом возникает задача естественного управления ими с наивысшим удобством и лучшей эффективностью. Одно из направлений состоит с использованием вживляемых датчиков, что делает этот подход сложным и дорогостоящим. Альтернативой может служить использование датчиков, располагающихся в произвольных местах кожи пользователя, на которые он может подавать сигналы наиболее удобным ему способом. Статья дает обзор возможных направлений развития техники управления протезами конечностей по этому способу.

Ключевые слова: биопротезы, робототехника, андройды, искусственные конечности, интеллектуальные датчики

ВВЕДЕНИЕ

Проблема обеспечения по возможности наиболее комфортной жизни тем, кто незаслуженно лишен этой возможности вследствие инвалидности, должна решаться как можно эффективнее и как можно более масштабно. Инвалиды без одной или нескольких конечностей – это особая группа людей, которые ежедневно ведут борьбу за лучшую жизнь, пытаясь восполнить отсутствие конечностей приобретением навыков решения простейших для здорового человека задач с помощью дополнительных ухищрений, путем развития ловкости оставшихся конечностей и другими путями. Некоторым из них выпадает удача приобретения протезов, которые зачастую функционально и даже внешне не отличаются от обычных человеческих конечностей, однако, это очень дорогое удовольствие, оно доступно лишь в наиболее развитых странах, лицам, обладающим достаточными средствами или получившими помощь от состоятельных спонсоров. Количество таких дорогостоящих протезов существенно отстает от их потребности, большинство инвалидов вынуждено обходиться теми убогими приспособлениями, которые невозможно называть протезами. Один из самых сложных случаев – инвалид без всех конечностей, как *Nick Vujicic* [1]. Безусловно, этот случай особый, этот человек имеет достаточно средств для приобретения протезов любой сложности и стоимости, поскольку он

сумел извлечь из своих недостатков пользу, укрепил свой дух и сделался автором многих книг, ключевой фигурой многих телешоу. Этот путь единичный, он недоступен массам, тогда как проблема инвалидов действительно стала массовой. В немедленной помощи нуждаются сотни миллионов людей, которые не могут ждать, когда протезы станут дешевле. Разработка решения, которое могло бы стать доступным массам, требует отыскания особых путей управления такими протезами, необходимо отказаться от дорогостоящих вживляемых сенсоров, нужна замена этого решения более простым и достаточно эффективным решением. Согласно сведениям из источника [2], полнофункциональные бионические протезы могут стоить около 100 тыс. долларов США и более. По сведениям этого же источника, самые простейшие протезы с достаточным функционалом для выполнения самых важных операций и формирующие относительно приемлемый внешний вид человека с таким протезом могут стоить около 350 долларов США, при этом они могут с достаточной точностью соответствовать физическим размерам остальных частей инвалида, поскольку отдельные детали могут быть выполнены из пластмассы методом распечатки на 3D – принтере. В этом случае остается одна проблема – как снять команды с тела инвалида для того, чтобы передать их для исполнения электромеханической части протеза.

«По мнению Ильи Чеха, основателя «Моторики», сейчас есть два направления

развития бионических протезов. Первое – это очувствление, то есть обратная связь, позволяющая владельцу протеза получать информацию о качествах объекта, к которому он прикасается устройством. Второе – вживление всех элементов, включая каркас и датчик» [2]. Именно эти задачи являются фактором, который приводит к удорожанию протезов. Кроме того, инвалиду зачастую трудно согласиться на операцию по вживлению датчиков, так как это не только дорого, но еще может оказаться и болезненно, требует процесса заживления, в этом случае возрастают требования к гигиене мест вживления, что давалось бы далеко не просто даже людям со всеми конечностями, а для инвалидов может служить причиной отказа от такого решения. Поэтому крайне актуально отыскание технических решений для создания протезов конечностей, для управления которыми не требуется использование вживляемых датчиков.

1. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Таким образом, требуется набор технических решений для съема команд с тела инвалида, которые бы позволяли эффективно в реальном времени управлять протезом конечности. Датчики не должны быть вживляемыми, они должны работать на основе обычного тактильного контакта с телом инвалида. Принцип, по которому управление может осуществлять здоровый человек, такой, как использование джойстика, клавиатуры, других манипуляторов с использованием пальцев, не годится, поскольку именно пальцев у инвалида нет. Бессмысленно предлагать решения для управления одной рукой с помощью другой руки, поскольку в этом случае сколько функционала добавили к одной руке, столько же отняли у другой руки (или даже больше), это не подходит для реального расширения функционала индивидуума.

Поэтому требуется средства съема команд с тех участков тела человека, которые, во-первых, не являются функционально важными для повседневной деятельности инвалида, во-вторых, все же являются достаточно подвижными – в такой степени, что человек без подготовки либо после некоторой тренировки может легко управиться с проблемой отправки на эти датчики нужных команд. В идеале это должно происходить почти автоматически. Безусловно, если бы удавалось расшифровать микроскопические действия или сигналы тех мышц или нервных волокон, которые остались целыми и продлить их действие на протез таким образом, что протез являлся бы некоторым продолжением целой части конечности, это решение было бы идеальным [3–5]. Но именно это решение делается на основе встраиваемых датчиков, что требует хирургического вмешательства, и по причинам, указанным во введении, мы от такого решения предлагаем

отказаться для массовых потребителей (по крайней мере на данном этапе развития техники). Одним из наиболее интересных подходов к решению этой задачи является использование большого количества электрических датчиков на теле пациента [6, 7]. Необходим выбор типа датчика (какой вид воздействия этот датчик воспринимает), также выбор конкретного вида датчика (из номенклатуры доступных и недорогих изделий), а также необходима разработка концепции использования этих датчиков для управления протезом.

2. ПРЕДЛАГАЕМАЯ МЕТОДИКА РЕШЕНИЯ ЗАДАЧИ

Основная особенность используемых датчиков состоит в том, что они нужны не для измерения каких-либо физических величин, а для снятия простейших команд, причем, зависимость между снимаемым сигналом и исполняемой командой можно назначить любую, поэтому предлагается назвать указанные датчики командерами, то есть устройствами для расшифровки желаний пациента, превращения их в команды для исполнительного механизма (протеза) может быть выполнено с помощью программно-аппаратного средства, которое легко реализуется на современной микропроцессорной технике.

Предлагается разработка системы для управления механизированным протезом руки на основе многих датчиков, прикрепляемых к коже пациента методом обычного контакта. Датчики могут удерживаться пластырем на первых стадиях разработки устройства, в дальнейшем эта задача может быть решена более удобным путем, с использованием, например, манжеты на липучках. В работах [6, 7] схему размещения датчиков предполагается, по-видимому, унифицировать на основе некоторых априорных сведений. На наш взгляд, заранее предвидеть места, где лучше укреплять датчики, по-видимому, невозможно, хотя некоторые априорные соображения, безусловно, важны и эффективны. Однако можно предложить на предварительной стадии разместить столько датчиков, сколько может позволить доступная поверхность и сколько имеется в распоряжении команды, оказывающей содействие пациенту. Далее предлагается осуществить стадию накопления сведений о посылаемых пациентом сигналах, анализ этих сведений (например, с использованием нейронных сетей) и выбор на основе этого анализа такого решения, которое будет наиболее эффективным. Таким образом, не пациент будет подстраиваться под предлагаемое ему техническое решение, а техническое решение будет в процессе самообучения подстраиваться под возможности и потребности пациента. Безусловно, в данном случае речь не идет о бесконечной адаптации этой системы, а только к адаптации за время репетиционных

исследований, хотя в будущем, возможно, возникнет потребность и возможность создания системы, которая будет адаптироваться и под изменяющиеся особенности пациента. В данном случае усложнение программно-аппаратного средства не противоречит главной задаче упрощения и удешевления технического решения, поскольку упрощение и удешевление состоит, во-первых, в отказе от вживляемых датчиков, во-вторых, в отказе от излишне сложных электромеханических решений. Восполняющие технологии базируются на использовании многих дешевых датчиков поверхностного восприятия, в этом случае увеличение количества не слишком сильно увеличивает стоимость, тем более что в случае, если стоимость изделия является самым критичным фактором, пациент может по результатам тренировочного курса оставить только наиболее удобные и наиболее необходимые датчики. Кроме того, экономия на вычислительных функциях протеза не видится нам важной, поскольку развитие микропроцессорных средств происходит столь быстро, что достаточный для рассматриваемых задач интеллект не является уже ни дорогим, ни громоздким, ни тяжелым, ни излишне энергопотребляющим. Поэтому задача экономии вычислительного ресурса нами игнорируется.

Для управления протезом выбрана идея нейроинтерфейса, то есть управление объектом на основе использования импульсы в нервной системе организма, в частности в мышцах рук или ног. Для этого используются миоэлектрические датчики. Пример расположения датчиков приведен в работах [6–8]. Теоретически можно поставить задачу поиска оптимального расположения датчиков, но нам представляется такой эксперимент излишне сложным методически. Действительно, он требует нескольких итераций с перемещениями датчика, что, по-видимому, может утомить пациента.

В этой публикации датчики наклеены с помощью пластыря, из изображения видно, что использовалась рука здорового человека, которая имеет к тому же значительный волосяной покров, ради науки исследователь, по-видимому, согласился с многократным переклеиванием пластыря на руке, но не каждый пациент вытерпит такое мучение. Целесообразней, по-видимому, на стадии исследований индивидуальных особенностей пациента использовать манжет с предельно большой плотностью датчиков, предложить пациенту подвигать имеющейся частью конечности так, как если бы конечность была целой и здоровой, представляя себе ее полноценные действия. При этом желательно, чтобы исследовательский аппарат-тренажер обрабатывал сигналы от всей матрицы датчиков и визуализировал на мониторе сигналы от наиболее активных из них. После этого совместно с врачом пациенту предлагается выбрать те сигналы, на изменение которых ему

наиболее просто влиять, и попытался, например, изменить характеристики этих сигналов. Далее пациент предлагает то действие протеза, которое, по его мнению, должно было бы происходить при такой активности его остаточной конечности. Например, с помощью изменения каких-то конкретных мышц пациенту удастся приподнимать или опускать зеленую линию на экране. Далее он предлагает, чтобы это действие сжимало и разжимало кисть протеза руки. Другая мышца позволяет изменять положение линии другого цвета, пациент предлагает использовать это для управления большим пальцем и так далее. Затем создается виртуальный образ кисти руки на экране и пациенту предлагается попробовать управлять этой кистью руки.

В работах [8, 6] показаны характерные эксперименты с размещением датчиков в различных публикациях. Их иллюстраций в этих работах видно, что используются руки здорового исследователя, в этом случае фактическая проблема не слишком приближается к своему решению, поскольку наиболее тяжелые пациенты, чаще всего, не имеют указанных областей для снятия сигналов.

3. ВОЗМОЖНАЯ АЛЬТЕРНАТИВА

Ряд сложнейших операций, которые человек делает руками, не может, по-видимому, полностью быть реализованными при слишком малой остаточной части конечности только лишь с использованием датчиков, размещаемых на этой части конечности. Также существует проблема парализованных рук. Если рука полностью парализована, начиная от плеча, никакие датчики на коже не позволят управлять внешней механической конечностью или перемещать собственную бессильную конечность пациента с помощью экзоскелета. Использование внешнего экзоскелета наиболее эффективно, по-видимому, в случае некоторых видов паралича ног.

В таких случаях, по-видимому, эффективным решением может оказаться управление протезом конечности или экзоскелетом на ней с помощью команд, которые отправляются не из точек на этой конечности или ее остатке, а из других точек организма. Например, искусственными руками можно управлять с помощью сигналов, которые пациент посылает путем нажатия на датчики пальцами ног, как бы нелепо это не казалось непосвященному читателю, это может оказаться единственным «светом в конце туннеля» для некоторых групп инвалидов.

4. ВЫБОР ДАТЧИКОВ

В качестве датчиков предлагается выбрать датчик типа *BPSDual v1.0* [9–11]. «*BPSDual v1.0 is an electromyographic sensor of the latest generation, combining a small envelope in conjunction with a high-quality signal. When using the sensor enough dry contact with the skin. Due to*

the amplifiers, places directly on the electrode, the sensor has a high noise immunity on external interference» [9].

5. ВЫБОР ФУНКЦИОНАЛА

Выбор связей между формируемым сигналом и функциями руки, исходя из простейших задач, наиболее удачно может быть решен путем логического разбиения протеза руки на механические компоненты, как это сделано в работе [12].

От количества сенсоров и соответственно полученной от них информации зависит точность управления протезом. Для минимально удовлетворимого управления необходимо хотя бы управление сгибанием/разгибанием большого пальца, указательного и трех остальных. Но для полного управления даже этими тремя объектами необходимо 8 координат, по три угла на указательный и трех остальных и два угла на большой палец.

Вероятное решение недостатка информации, использование шаблонов для кисти, которые хоть и снизят свободу движения, однако позволят использовать наиболее частые движения кисти, используемые в жизни. Примеры подобных шаблонов указаны на Рис. 1 [12].

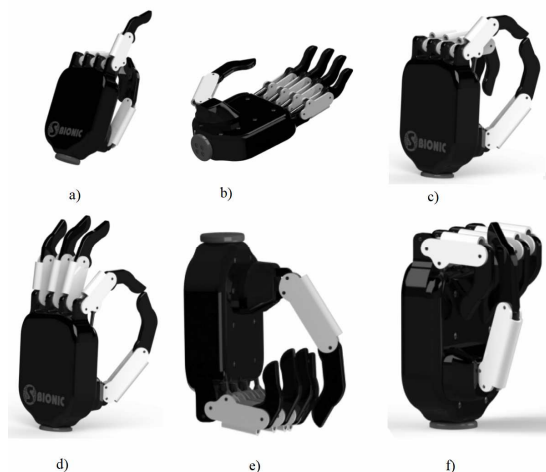


Рис. 1. Образцы работы протезного захвата. а) острый палец, б) открытая ладонь, в) прецизионная закрытая рука, г) прецизионная открытая рука, е) крюковая рука, е) силовая рука [12]

Исследования показали, что для управления протезами достаточно самых простейших команд, чтобы этот функционал был уже достаточным для выполнения самых простейших операций. В минимальной опции достаточно большой палец сгибать и разгибать на фиксированную величину или до появления фиксированного давления от объекта, с которым осуществляется контакт. Аналогично для указательного пальца можно ограничиться сгибанием и разгибанием, все три оставшиеся пальца могут действовать всегда только совместно, т.е. либо все три сгибаются, либо все три разгибаются. Безусловно, это намного

примитивнее, чем рука здорового человека, но для человека без полноценного протеза и этот вариант уже может оказаться достаточным для существенного улучшения его возможностей, для более эффективного использования всех необходимых в быту предметов.

6. БЕСПРОВОДНЫЕ РЕШЕНИЯ ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ

В свете проанализированных проблем и предлагаемых решений возникает некоторая проблема по соединению датчиков с протезом, в особенности в случае использования технического решения, названного нами альтернативным. Действительно, если датчики расположены близко к протезу, то они могут быть соединены с ним простыми проводами. Если же удобство пользования протезом достигается использованием альтернативных методов управления ими, и при этом провода должны тянуться вдоль всего организма, это решение уже по этой причине становится крайне неудобным.

Таким образом, актуальным направлением становится беспроводная связь между датчиками, отправляющими команды на протезы и собственно этими протезами. В этой связи опять может быть поставлен вопрос, не вызовет ли этот подход существенного удорожания. Ответ состоит в том, что при критичности стоимости протезов, разумеется, можно отказаться от беспроводного решения и воспользоваться примитивным техническим решением с обычными проводами. Но сколько в мире существует инвалидов, столько, по видимому, существует и особенностей, как финансовых, так и специфических в сфере потребностей, и возможностей инвалида. Беспроводная связь становится все доступнее и дешевле, тем более что здесь речь идет не о дальней связи, а о самой близкой, расстояние соответствует расстояниям от обычного телефона до его беспроводной гарнитуры, или от беспроводной мыши (или клавиатуры) до его компьютерного «хозяина». Актуальность этого подхода обусловлена необходимостью использования подобных протезов людьми с ограниченными возможностями, а также наличием на сегодняшний день нужных программно-технических средств для реализации таких устройств.

Задачи, требующие решения для беспроводного управления:

- Создание системы сбора и передачи данных на основе платы с микроконтроллером
- Создание программы с сервером и визуализацией собранных данных
- Моделирование системы обработки данных на основе нейтронной сети

7. РЕАЛИЗАЦИЯ СИСТЕМЫ ПЕРЕДАЧИ ДАННЫХ

В качестве примера для устройства ввода был выбран обычный джойстик, дающий на выход два сигнала (ось X, ось Y). В качестве управляющего устройства была выбрана модифицированная плата *WeMos D-1 Mini* с микроконтроллером *STM-32* и встроенным модулем *Bluetooth*. Передача данных осуществлялась с помощью низкоэнергосозатратной спецификации технологии *Bluetooth – BLE* [13].

В качестве сервера разработано мобильное приложение на языке *C#* в среде разработки *Unity3D*. Была сделана 3D-модель руки и анимирована четырьмя основными жестами. Для модельного эксперимента проводилось удалённое управление моделью руки джойстиком.

Подобная система передачи данных является наиболее оптимальным решением как по скорости, так и по энергопотреблению. Технология *BLE* зарекомендовала себя во многих проектах интернета вещей. Характеристики выбранной платы (габариты – 31×39 мм², вес – 3 г) делают возможным крепление её к любой системе датчиков без значительного изменения в весе и размерах. На основе сравнения характеристик технологий *BLE* и *Bluetooth* можно сделать вывод о том, что по основным параметрам технологии с низким энергопотреблением не уступают классическим, скорость передачи данных в любом случае остается достаточной, дальность действия не актуальна, малый уровень излучения можно

расценить как дополнительное положительное свойство с позиции безопасности для пользователя.

На *Рис. 2* показана схема модели сбора и передачи данных. На *Рис. 3* показаны основные жесты, который обрабатывались по этой схеме.

В случае использования выбранных датчиков основной проблемой является интерпретация комбинации сигналов с электродов как конкретного жеста руки. Эта комбинация в случае большого количества датчиков может быть очень сложна и построение конкретной математической модели стандартными методами крайне затруднительно. Кроме того, очевидна сложность биективного отображения сигналов датчиков в позу руки (размерность входного и выходного тензоров не совпадают, а при искусственном достижении такого совпадения, физический смысл тензоров все еще будет различен). Например, *Рис. 4* показывает такое отображение на примере трех датчиков, управляющих протезом с 15 сервоприводами.

Исходя из этого, предложен метод двухфакторной идентификации позы руки на основе нейронных сетей. Одни и те же данные с системы датчиков ЭМГ сначала запускаются в нейронную сеть классификации, которая определяет к какому конкретному жесту они сейчас ближе (например, захват), а затем в нейронную сеть регрессии, которая определяет линейную степень действия (насколько сильно сжать руку при захвате).

Модели сетей были реализованы на языке *Python* с помощью библиотеки машинного обучения *Keras*.

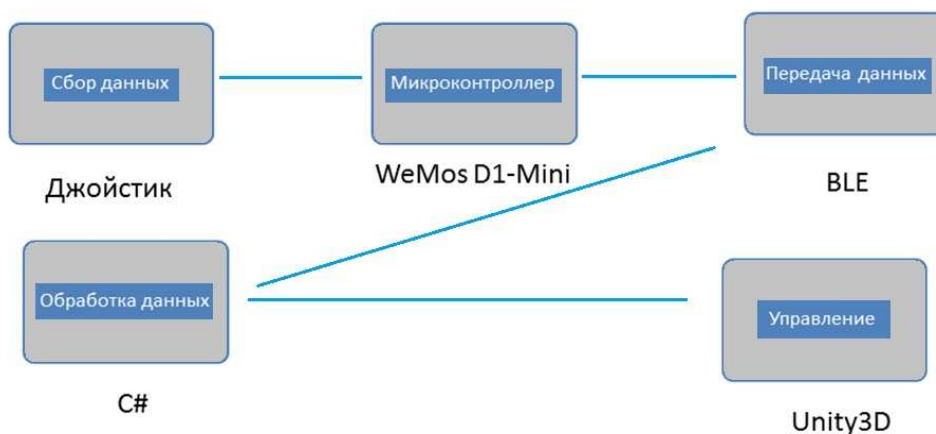


Рис. 2. Схема модели сбора и передачи данных

На *Рис. 5* приведена модель нейронной сети классификации (3 логических выхода – 8 различных жестов), а на *Рис. 6* показана модель нейронной сети регрессии с расчётом оптимального количества нейронов в слоях и указанием положения *Dropout*.

Из-за предполагаемой работы с большим количеством данных, на некоторые слои был поставлен *Dropout*, случайным образом удаляющий часть связей для предотвращения

переобучения (например, чрезмерную подгонку под конкретного человека). В будущем предполагается генерация материала для обучения моделей с помощью одновременного ношения человеком нашей системы миоэлектрических датчиков и ношения датчиков положения пальцев. После этого данные будут синхронизованы по времени и переданы в модели.

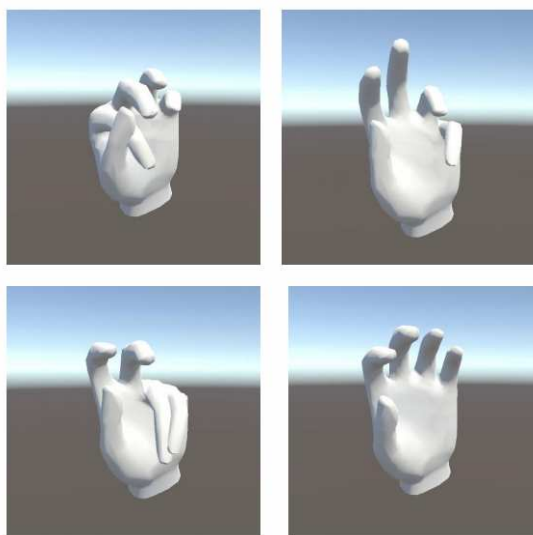


Рис. 3. Основные жесты в интерфейсе мобильного приложения

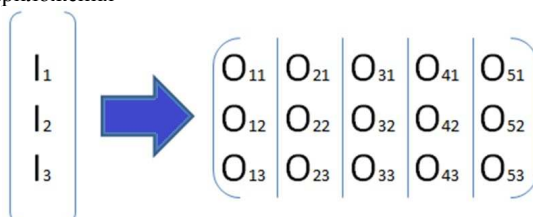


Рис. 4. Отображение на примере трех датчиков, управляющих протезом с 15 сервоприводами

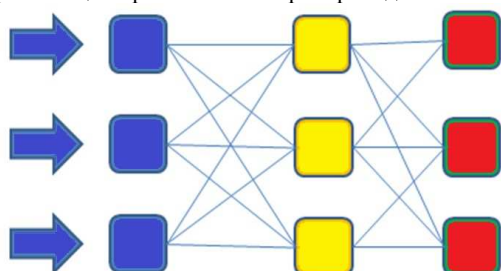


Рис. 5. Модель нейронной сети классификации (3 логических выхода – 8 различных жестов)

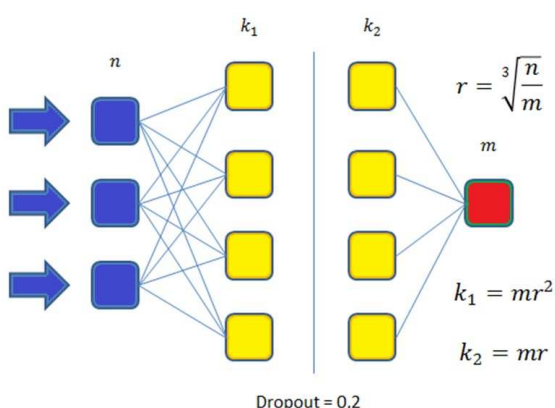


Рис. 6. Модель нейронной сети регрессии с расчётом оптимального количества нейронов в слоях и указанием положения *Dropout*

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Рассмотрены основные проблемы, возникающие при решении задачи массового производства легко адаптируемых протезов

конечностей для инвалидов с различными индивидуальными особенностями. Предлагается для массовых изделий отказаться от использования вживляемых датчиков (электродов), несмотря на то, что такой способ обладает наибольшими возможностями по управлению протезами, он является весьма дорогим, в ряде случаев может оказаться болезненным, и в случае проблемных регионов, где личная гигиена поддерживается не на достаточно высоком уровне, а уровень инвалидности зашкаливает, подобное решение невозможно реализовать не только для беднейших слоев населения, но и для лиц среднего достатка. Эффективной альтернативой может оказаться манжета с достаточным количеством недорогих контактных датчиков. Предлагается индивидуальная подстройка связей между посылаемыми сигналами и выполняемыми командами, для этих целей предложено использование технологии нейронных сетей. В случаях, когда остаток конечности недостаточно функционален, предлагается использование других поверхностных участков тела, а для устранения проблемы с проводкой предложено использование беспроводных технологий на основе маломощных технологий *Bluetooth* или их аналогов. Проведены предварительные исследования.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] Nick Vujicic. Wikipedia. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Nick_Vujicic
- [2] Бионические руки: история, будущее и реальность. <https://habr.com/ru/post/394579/>
- [3] Предвосхищая будущее: последние разработки в протезировании. <https://motorica.org/predvosxishhaya-budushhee-poslednie-razrabotki-v-protezirovanii>
- [4] В Швеции испытан первый бионический протез руки с электродами, вживленными в нервные волокна, что позволило сделать движения протеза более естественными и точными. https://www.gazeta.ru/science/2013/02/25_a_4980549.shtml?updated
- [5] Ученые создали протез руки, позволяющий ловко шевелить пальцами (ВИДЕО). <https://hitech.newsru.com/article/12dec2017/prosthetic>
- [6] Как работают бионические протезы? <https://www.popmech.ru/science/235633-kak-rabotayut-bionicheskie-protezy/>
- [7] Бионический протез руки. http://tm.spbstu.ru/%D0%91%D0%B8%D0%BE%D0%BD%D0%B8%D1%87%D0%B5%D1%81%D0%BA%D0%B8%D0%B9_%D0%BF%D1%80%D0%BE%D1%82%D0%B5%D0%B7_%D1%80%D1%83%D0%BA%D0%B8
- [8] Omnidirectional Assistive Wheelchair: Design and Control with Isometric Myoelectric Based Intention Classification. Ananda Sankar Kundua, Oishee Mazumdera, Prasanna, K. Lenkab, Subhasis Bhaumik. *Procedia Computer Science*. Volume 105, 2017, Pages 68-74. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877050917302223/> Полный текст этой статьи: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S1877050917302223?token=FBC1674283740C4BFE8DCB2763B8>

6B54AD435EB0BB610D722DCA71E1D7132DCEA
A172C1AF3021F5B95DABE3A4D72C3E0

- [9] Elemio Products. Sensor BPSDual v1.0.
https://www.elemio.com/products/sensor_bpsdual_1_0
- [10] Advancer. Technologies.
<http://www.advancertechnologies.com>
- [11] Electromyography (EMG) Sensor.
<https://plux.info/barebone-sensors/8-electromyography-emg-sensor.html>
- [12] Myoelectric prosthetic hand with a proprioceptive feedback system. Ahmed Badawy, Richard Alfre. Journal of King Saud University - Engineering Sciences. Available online 15 May 2019.
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1018363918311681> Полный текст этой статьи:
<https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S1018363918311681?token=01ED93E23C15E00F4CD2E4220329480691CAD27783E519C5477EBF66649137E80ECDE6F430CBD9DA57C3CB18199FDCA2>
- [13] https://en.wikipedia.org/wiki/Bluetooth_Low_Energy



Валерий Аврамчук – доктор технических наук, доцент Отделения автоматизации и робототехники Инженерной школы информационных технологий и робототехники Томского политехнического университета.
E-mail: avramchukvs@mail.ru
634050, г. Томск, пр. Ленина, 30



Д.т.н. **Ярослав Носек** – профессор факультета мехатроники, информатики и междисциплинарных исследований в Техническом университете, Либерец, Чешская Республика.
E-mail: jaroslav.nosek@tul.cz

Studentská 1402/2, 461 17
Liberec, Чехия



Денис Грязнов – студент Новосибирского государственного технического университета (магистратура)
E-mail: distaboo@mail.ru

630073, Новосибирск,
просп. К.Маркса, д. 20



Вадим Жмуд – заведующий кафедрой Автоматики НГТУ, профессор, доктор технических наук.

E-mail: oao_nips@bk.ru

630073, Новосибирск,
просп. К.Маркса, д. 20



Любомир Димитров – профессор, доктор технических наук, Технический университет Софии, проректор по международным связям, по учебной работе и по аккредитации.

E-mail: lubomir.dimitrov@tu-sofia.bg

Бул. св. Климент Охридски, д. 8,
1756 Студентски Комплекс,
София, Болгария

Статья поступила 20.04.2019 г.



Демьян Малахов – студент Новосибирского государственного технического университета (магистратура)

E-mail: demyanmal@gmail.com

630073, Новосибирск,
просп. К.Маркса, д. 20

Prospects for Expanding the Functionality of Individual Low-Cost Prosthetic Limbs Through the use of Intelligent Sensor-Commanders

D. Gryaznov¹, V. Zhmud¹, D. Malakhov¹, V. Avrmachuk², J. Nosek³, L. Dimitrov⁴

¹ Novosibirsk State Technical University, Novosibirsk, Russia

² National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk, Russia

³ Technical University Liberec, Liberec, Czech Republic

⁴ Technical University Sofia, Sofia, Bulgaria

Abstract. Assistance to the disabled is one of the most humane tasks of mankind, its relevance is undoubted. Disabled persons without one or several limbs belong to a sufficiently severe group of disability. The development of robotics makes it possible to carry out effective prosthetics of the extremities, and at the same time there arises the task of naturally controlling

them with the highest convenience and better efficiency. One of the areas consists of using implantable sensors, which makes this approach difficult and costly. An alternative may be the use of sensors located in arbitrary places on the user's skin, to which he can give signals in the most convenient way. The article gives an overview of the possible directions of development of the technique of limb prosthesis management using this method.

Keywords: bioprotheses, robotics, androids, artificial limbs, intelligent sensors

REFERENCES

- [1] Nick Vujicic. Wikipedia. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Nick_Vujicic
- [2] Бионические руки: история, будущее и реальность. <https://habr.com/ru/post/394579/>
- [3] <https://motorica.org/predvoskishhaya-budushhee-poslednie-razrabotki-v-protezirovani>
- [4] https://www.gazeta.ru/science/2013/02/25_a_4980549.shtml?updated
- [5] <https://hitech.newsru.com/article/12dec2017/prosthetic>
- [6] <https://www.popmech.ru/science/235633-kak-rabotayut-bionicheskie-protezy/>
- [7] http://tm.spbstu.ru/%D0%91%D0%B8%D0%BE%D0%BD%D0%B8%D1%87%D0%B5%D1%81%D0%BA%D0%B8%D0%B9_%D0%BF%D1%80%D0%BE%D1%82%D0%B5%D0%B7_%D1%80%D1%83%D0%BA%D0%B8
- [8] Omnidirectional Assistive Wheelchair: Design and Control with Isometric Myoelectric Based Intention Classification. Ananda Sankar Kundua, Oishee Mazumdera, Prasanna, K. Lenkab, Subhasis Bhaumikc. Procedia Computer Science. Volume 105, 2017, Pages 68-74. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877050917302223/> Полный текст этой статьи: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S1877050917302223?token=FBC1674283740C4BFE8DCB2763B86B54AD435EB0BB610D72DCA71E1D7132DCEA4172C1AF3021F5B95DABE3A4D72C3E0>
- [9] Elemio Products. Sensor BPSDual v1.0. https://www.elemio.com/products/sensor_bpsdual_1_0
- [10] Advancer. Technologies. <http://www.advancertechnologies.com>
- [11] Electromyography (EMG) Sensor. <https://plux.info/barebone-sensors/8-electromyography-emg-sensor.html>
- [12] Myoelectric prosthetic hand with a proprioceptive feedback system. Ahmed Badawy, Richard Alfre. Journal of King Saud University - Engineering Sciences. Available online 15 May 2019. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1018363918311681> Полный текст этой статьи: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S1018363918311681?token=01ED93E23C15E00F4CD2E4220329480691CAD27783E519C5477EBF66649137E80ECDE6F430CBD9DA57C3CB18199FDCA2>
- [13] https://en.wikipedia.org/wiki/Bluetooth_Low_Energy



Denis Gryaznov – is student at Novosibirsk State Technical University (Master Degree)
E-mail: distaboo@mail.ru

630073, Novosibirsk,
str. Prosp. K. Marksa, h. 20



Vadim Zhmud – Head of the Department of Automation in NSTU, Professor, Doctor of Technical Sciences.
E-mail: oao_nips@bk.ru

630073, Novosibirsk,
str. Prosp. K. Marksa, h. 20



Demian Malakhov – is student at Novosibirsk State Technical University (Master Degree)

E-mail: demyanmal@gmail.com

630073, Novosibirsk,
str. Prosp. K. Marksa, h. 20



Valery Avrmachuk - Doctor of Technical Sciences, Associate Professor of the Department of Automation and Robot Techniques of the School of Information Technology and Robotics of Tomsk Polytechnic University.

E-mail: avramchukvs@mail.ru

634050, Tomsk, Lenin Avenue, 30



Dr. of Techn. Sci. **Jaroslav Nosek** – Professor of Faculty of Mechatronics, Informatics and Interdisciplinary Studies in Technical University, Liberec, Czech Republic.

E-mail: jaroslav.nosek@tul.cz

Studentská 1402/2, 461 17
Liberec, Czech Republic



Dr. of Techn. Sci. **Lubomir Dimitrov**.

Didactic title: Full Professor.

Affiliation: Technical University of Sofia, Faculty of Mechanical Engineering, Bulgaria

Scientific Fields: Mechatronics, Adaptive and optimal control, Intelligent diagnostic and control systems, MEMS.

E-mail: lubomir.dimitrov@tu-sofia.bg

The paper has been received on 20.04.2019.