

ВОЗМОЖНЫЕ ПУТИ РАЗВИТИЯ СОВРЕМЕННЫХ СИСТЕМ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗАМИ

Уфимский Государственный Авиационный Технический Университет, Уфа

1. Введение.

При создании современных протезов разработчики сталкиваются с двумя основными, проблемами. Первая заключается в создании исполнительного механизма, способного с максимальной степенью подобия воспроизвести все наиболее важные особенности заменяемой конечности (кисти, ступни). Вторая – выбор оптимального способа управления протезом.

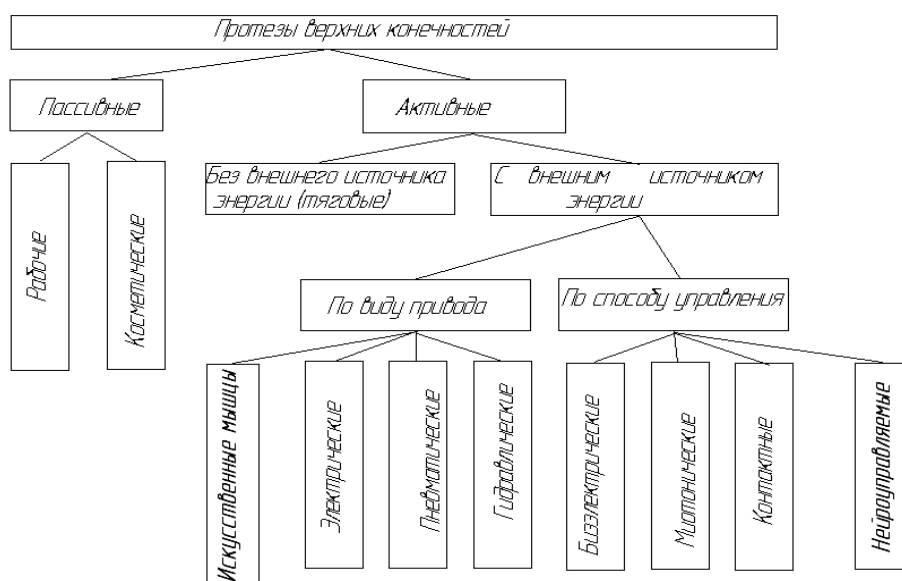


Рис. 1. Классификация протезов верхних конечностей.

зом. Первая проблема в настоящее время решается благодаря появлению достаточно мощных, экономичных и небольших электродвигателей, легких и прочных материалов, энергоемких и небольших элементов питания. Кроме того, интерес представляют исследования по созданию различного рода искусственных мышц [12], применение которых позволит значительно приблизить (с точки зрения механических параметров) протезы к естественным конечностям.

Основным препятствием созданию качественно новых протезов является отсутствие именно систем управления, способных обеспечить адекватное управление сложной механической частью протеза. Поэтому эта проблема в последнее время привлекает внимание многих исследователей. Из всех, известных на сегодняшний день способов управления протезом (рис.1), наиболее близкими к естественному управлению здоровой конечностью являются биоэлектрический и нейроимпульсный способы. Первый способ изучен уже достаточно подробно. Исследование же последнего еще далеко до завершения, но представляются нам довольно перспек-

тивными.

2. Классические методы управления протезом.

При классическом биоэлектрическом управлении протезами управляющим сигналом является электрическая активность соответствующих мышц, т.е. колебания электрических потенциалов, возникающие в мышце при ее возбуждении. (рис.2) В современных протезах обычно используется активность мышц при поверхностном отведении, т.е. суммарная электромиограмма (ЭМГ), которая складывается как импульсный случайный процесс путем интерференции активности отдельных двигательных единиц. Именно ЭМГ выражает форму управляющего сигнала, который используется для управления протезами.

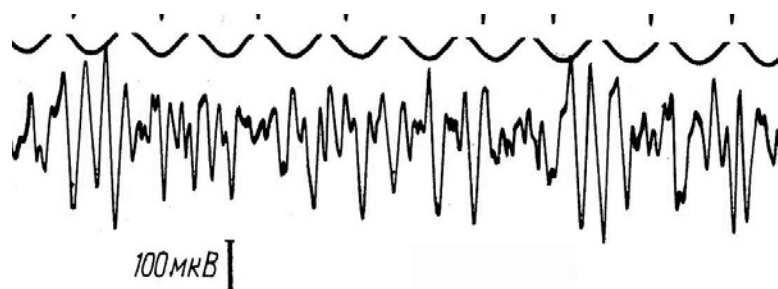


Рис.2. Вид электромиографического сигнала.

Значение ЭМГ сигнала может лежать в пределах 20 мкВ до 2мВ (при максимальном напряжении) и очень вариабельно для каждого человека и мышцы.

При биоэлектрическом управлении ЭМГ произвольно сокращаемой мышцы ставится в соответствие движению, выполняемому этой мышцей в здоровой конечности. Для определения вида движения, его характеристик (скорость, сила) используется разность ЭМГ – сигналов управляющих мышц-антагонистов. Например, если активность сгибателя больше активность разгибателя, то значение разности этих сигналов определяет скорость (силу) схвата протеза.

Суммарная электрическая активность мышцы может быть использована для управления лишь после предварительной обработки. В результате, из ЭМГ должна быть извлечена информация о командах, поступившая к мышце из ЦНС. Известны следующие методы обработки ЭМГ, в результате которых можно получить информативный сигнал для управления исполнительным механизмом:

1) Выделение величины, пропорциональной средневыпрямленному значению (действующее значение) ЭМГ.

2) Выделение величины, пропорциональной интегральному значению ЭМГ.

3) Выделение усредненного значения частоты следования отдельных импульсов интерференционной ЭМГ, которые превышают некоторый заданный порог по амплитуде.

4) Выделение усредненной величины времени, в течении которого биоэлектрический сигнал превышает наперед установленный порог.[3]

Наибольшее распространение в силу простоты технической реализации получил второй метод. На сегодняшний день многие зарубежные исследователи описали довольно успешное применение современных методов обработки сигналов (таких как Вейвлет-анализ, кросс-корреляционный анализ и некоторые другие специальные методы) для оптимального получения информативного сигнала из ЭМГ подобным образом.[6,9]

Ряд исследований, проведенных в ЦНИИПП, показали, что использование среднего времени превышения заданного порога в качестве управляющего сигнала позволяет построить систему пропорционального управления с гораздо лучшими характеристиками (динамический диапазон, помехоустойчивость, более адекватная передаточная характеристика, простота индивидуальной настройки). Это является следствием особенностей формы биоэлектрического сигнала, которые проявляются при любых параметрах технической реализации биоэлектрических систем управления [4].

Несмотря на все преимущества биоэлектрического способа управления протезами, время показало, что создание БЭСУ, обладающих такими характеристиками подвижности, которые могли бы с большой полнотой копировать естественные движения человека – задача большой сложности. Это следует из особенностей получения управляющих сигналов. При поверхностном отведении биоэлектрической активности трудно идентифицировать изолированные ЭМГ - сигналы от большого количества мышц. Это означает, что в БЭСУ возникает проблема дефицита входной (управляющей) информации. Проблему можно частично решить с помощью имплантации в глубоко лежащие мышцы специальных электродов. Одна из первых подобных попыток была совершена шведскими исследователями – для управления многофункциональной кистью они использовали имплантируемые электроды с предварительными усилителями с последующим частотно- импульсным кодированием. [5]

Но даже в этом случае управление протезом осуществляется инвалидом с помощью произвольных сокращений мышц, что требует значительного психоэмоционального напряжения, т.к. большинство движений человек выполняет произвольно. Именно поэтому, разработанные БЭСУ для большого (3 и более) количества движений не получили широкого распространения.

3. Современные методы управления.

3.1. Управление протезом от биоэлектрического образа движения.

Еще в 80-х годах прошлого столетия ученые видели путь решения этой проблемы в использовании ЦНС человека, как универсальной управляющей системы. [1,3] Дальнейшее развитие этих идей в сочетании с прогрессом науки в области распознавания образов (теория искусственных

нейронных сетей, теория нечеткой логики и т.п.) привело к появлению нового направления исследований в области управления протезами – управление протезом от биоэлектрического образа соответствующего движения (т.н. ЭМГ- паттерна).

Однако при реализации этого метода управления исследователи предвидели ряд трудностей:

1)ЭМГ не удастся отвести от мышц, расположенных глубоко, и принимающих участие в движении.

2)ЭМГ- картина движения сильно варьируется от человека к человеку и, самое главное, от одного движения к другому. Это связано, прежде всего с тем, что даже стереотипно выполняемые движения всегда отличаются друг от друга.

3)Движения одного и того же типа могут характеризоваться разными ЭМГ- картинками при разных усилиях.[1,3]

Проведенные исследователями в последние десятилетия работы доказали не только теоретическую возможность создания систем управления на основе распознавания ЭМГ- паттерна с помощью искусственной нейронной сети (ИНС), но и практическую эффективность такого способа управления.[2,6,7,9] Так, в одной из работ [6] было показано, что применение ИНС для обработки полученных с помощью поверхностных электродов сигналов позволяет распознавать тип соответствующего сигналам движения.

Восемь электродов снимают ЭМГ- сигналы с конечности. Далее эти сигналы подвергаются предварительной обработке и поступают в ИНС, которая обучается распознавать ЭМГ-паттерн. Затем, полученные классы ставятся в соответствие движениям, записанным с помощью специальной перчатки со здоровой руки. Авторами были разработаны специальные методы обработки ЭМГ- сигнала, позволяющие качественно и с малыми временными задержками выделять информативную составляющую. В ходе эксперимента пациентка совершала попытки фантомных движений отсутствующей рукой, одновременно совершая желаемое движение здоровой (правой) рукой. Движения правой руки записывались с помощью специальной перчатки одновременно с записью ЭМГ- сигналов с восьми поверхностных электродов, расположенных на левой руке. Пациентка осуществила 5 видов движений. Сигналы были записаны четыре раза в двух разных случаях. В первом случае, полученные данные использовались для тренировки ИНС, а во втором – для верификации.

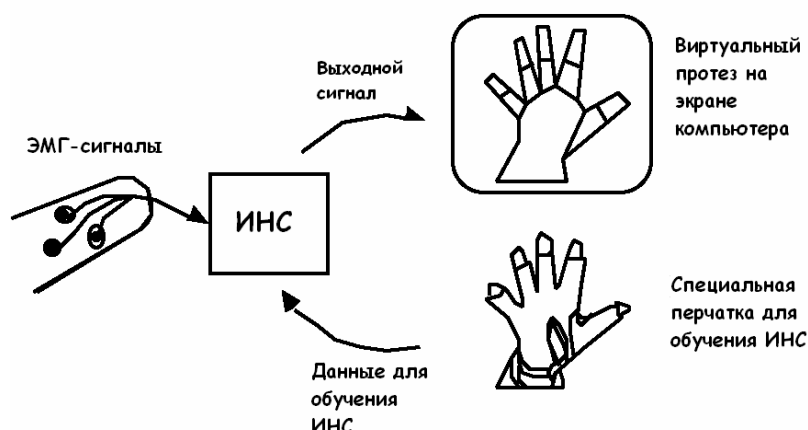


Рис.3. Структура системы управления виртуальным протезом на основе ИНС.

Результаты показали, что ИНС реализует движения, близкие к реальным. Разница между смоделированными ИНС и реальными движениями пальцев незначительна, и допустима для управления протезом. Подобные результаты получены для различных видов движений.

3.2. Нейроуправление протезом.

Другим, более перспективным подходом получения управляющей информации (причем, качественно более высокого уровня) является имплантация микроэлектродов непосредственно в периферический нерв конечности.

Множество исследований, проведенных в этом направлении, показали возможность реализации подобного способа управления протезом. [8,11] Это связано, прежде всего, с появлением различного рода имплантируемых непосредственно в нерв микроэлектродов, причем, способных как считывать нервные импульсы, так и стимулировать афферентные волокна периферического нерва. Таким образом, становится возможным не только управлять протезом с помощью нервных импульсов, но и создать близкую к естественной искусственную чувствительность у протеза.

На рис.4 показаны четыре типа микроэлектродов, разработанных в различных лабораториях, которые можно применять для имплантации в нерв.

Тип микроэлектрода, как на рис.4, а, называют «сетчатым» электродом. Он представляет собой тонкую полиамидную пластину (10 мкм) с матрицей небольших отверстий, каждое из которых является электрическим контактом.

Размеры отверстий таковы, что позволяют отдельным пучкам аксо-

нов прорасти через них. Можно увеличить плотность отверстий на пластине уменьшив размер одного отверстия до такой степени, которая позволила бы прорасти через него отдельному аксону, но это препятствует успешной регенерации нерва. Поэтому «сетчатый» электрод может применяться для нервной стимуляции на уровне небольших пучков аксонов. Другой тип микроэлектрода (рис. 4,б) представляет собой массив из в платино-иридиевых игл (диам. 25 мкм) с зачищенными концами, расположенными коаксиально внутри кварцевой регенерационной трубки. Это простое решение обеспечивает хорошую регенерацию нерва. На рис. 4,с показан микро-электродный массив, изготовленный микро-механическим способом (расстояние между иглами 120 мкм), который вводится в периферический нерв. Эта структура изготавливается с помощью специальной (LIGA) технологии на силиконовой подложке. Соединительные проводники – из меди, толщиной 8 мкм.

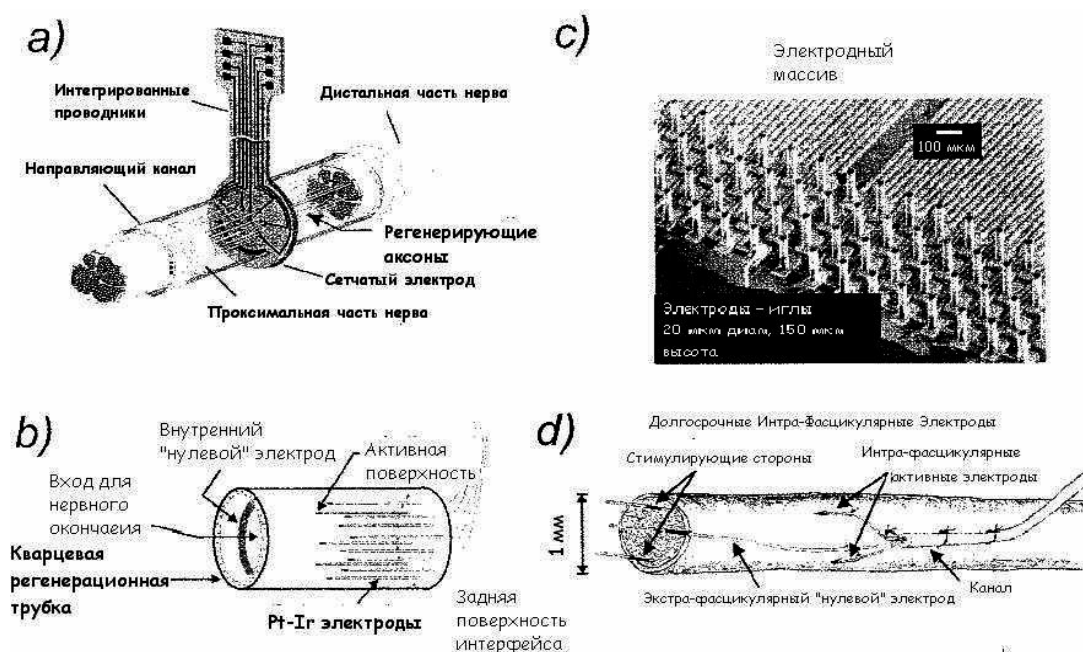


Рис.4. Различные типы микроэлектродов.

Другой тип микроэлектрода, называемый LIFE-электродом (Longitudinal Intro Fascicular Electrodes- Продольные Интра Фасцикулярные Электроды) представляет собой несколько тонких (25 мкм) проводников (рис. 4,d). Каждый проводник изолирован на всей поверхности, кроме небольшого участка («окна») длиной около 1мм, который служит активной стороной электрода. [8]

3.3. Обеспечение искусственной чувствительности протеза.

Исследования с применением подобных микроэлектродов показали, что при изолированной электрической стимуляции отдельных афферентных путей могут возникать довольно естественные ощущения. Например,

раздражение сенсорных волокон срединного нерва, иннервирующих большой палец, вызывает фантомные ощущения в районе большого пальца. Интенсивность ощущения механических воздействий на кожу передается в ЦНС с помощью модуляции частоты разряда стимулируемых афферентных нервных клеток и модуляции амплитуды стимуляции посредством рекрутирования дополнительных однотипных афферентных клеток, которые имеют более высокий механический порог активации. Таким образом, фокусированное электрическое воздействие на афферентные пути, относящиеся к одному из нескольких типов механорецепторов может вызвать строго локализованное ощущение соответствующего типа (прикосновение, давление, боль).

Для обеспечения чувствительности, близкой к естественной, тактильная обратная связь требует стимуляции сотен афферентных путей, чтобы охватить наиболее важные участки кожи (контактирующие с объектом при различных манипуляциях) и различные разновидности (модальности) информационных сигналов. По некоторым оценкам срединный нерв содержит 14000 тактильных афферентных путей относящихся к кисти. Наибольшая плотность рецепторов – на подушечках пальцев. Это означает, что, афферентные пути, которые могут активироваться микроэлектродами, скорее всего будут рецепторами подушечек пальцев (наиболее важная область кожи при манипуляциях).

На основании этого, Riso и соавт. предложил следующую структурную схему системы обратной связи протеза (рис. 5.)

В культю имплантируются приемник и формирователь стимулирующих импульсов, а так же микроэлектродный нервный интерфейс. Ин-



рис.5. Структура протеза с естественной чувствительностью

формация от тактильных и датчиков положения поступает в микропроцессор, который генерирует стимулирующие импульсы, передаваемые через канал передачи в приемник. [8] Понятно, что если заменить приемник на

приемник\передатчик, то можно получить структурную схему нейроуправляемого протеза.[11]

4. Заключение.

Хотя у нас нет сведений об успешном практическом применении нервных импульсов именно при долговременном управлении протезами, мы считаем, что развитие нейронауки, биотехнологий и вычислительной техники в конце концов приведет к созданию качественно нового поколения протезов - нейроуправляемых протезов. [8,11]

Видимо, основной проблемой при этом является прежде всего биологическая совместимость имплантируемых устройств и человеческого организма. Кроме того, определенные трудности вызывает:

- передача полученных с вживленных в нерв микроэлектродов сигналов и последующая сложная математическая обработка;
- выделение из них информации, относящейся к конкретным мышцам;
- определение (теоретическим или экспериментальным путем) взаимосвязей между нейросигналами и механической работой мышц;
- распознавание «нейро-образа» движения.
- создание модели нейроуправляемого протеза с учетом естественных и искусственных обратных связей.

При современных возможностях вычислительной техники решение этой задачи следует ожидать в скором времени, хотя о промышленном производстве говорить еще рано.

На данный момент более близкими к внедрению в широкое производство являются системы управления, основанные на распознавании ЭМГ - паттерна. Они не требуют хирургического вмешательства, относительно просты в производстве, обладают высокой функциональностью и существенно дешевле нейроуправляемых протезов. Остается лишь открытым вопрос об интеграции ИНС непосредственно в систему управления протезом, выбор оптимальной структуры ИНС, количества требуемых ЭМГ- сигналов, количества и виды сигналов обратной связи, унификации мест отведения ЭМГ – сигналов, разработка удобного для инвалида алгоритма обучения. Решение перечисленных вопросов существенно ускорит создание качественно новых и, самое главное, доступных для инвалидов качественно новых протезов

1. Гурфинкель В.С., Малкин В.Б., Цетлин М.Л., Шнейдер А.Е. Биоэлектрическое управление. – М.: Наука, 1972.

2. Жданов А.А., Полян Е.Л., Сеницын С.В. Разработка адаптивной системы биоэлектрического управления протезом руки Труды Института системного программирования: Том 7, Новые подходы в нейроноподобных и основанных на знаниях системах. /Под ред. А.А. Жданова/ - М.: ИСП РАН, 2004.

3. *Славуцкий Я.Л.* Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. М.: Медицина, 1982.

4. *Э. Борисов, В. Зарезанков, Г. Ройфман.* Анализатор биоэлектрических сигналов. – В кн.: Протезирование и протезостроение. М., 1975 вып.34

5. *Якобсон Я.С., Гробман М.З.* Вопросы построения многофункциональных искусственных кистей.- В кн.: Протезирование и протезостроение. М., 1978. Вып.47.

6. *Lars Eriksson, Fredrik Sebelius, Christian Balkenius.* Neural control of virtual prothesis Proceedings of ICANN98, the 8th International Conference on Artificial Neural Networks.

7. *Montelius, L., Sebelius, F., Eriksson, L., Holmberg, H., Schouenbourg, J., Danielsen, N., Wallman, L., Laurell, T., and Balkenius, C.* Pattern recognition of nerve signals using an artificial neural network. In *Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE Press. (1996).

8. *R.R.Riso.* Strategies for providing upper extremity amputees with tactile and hand position feedback – moving closer to the bionic arm. *Technology and Health Care* 7, 1999.

9. *Simon Ferguson, etc.* Grasp reconation from Myoelectric Signals. Australian conf.of Robotics and Automation, 2002.

10. *Stoykov N., etc.* Recoeding intramuscular EMG signals Using Surface Electrodes. IEEE 9 int.conf. on Rehabilitation Robotics, 2005.

11. www.cyberhand.org, <http://www.kevinwarwick.com>,
<http://www.soton.ac.uk>

12. <http://www.shadow.org.uk/>, <http://www.shadowrobot.com/>, <http://www.newscientist.com/article.ns?id=dn8288>.

А.В. Старикова, А.Н. Челомбитко

К ВОПРОСУ О ДЕМОГРАФИЧЕСКОЙ СИТУАЦИИ В КЕМЕРОВСКОЙ ОБЛАСТИ

Кемеровский государственный университет

Кемеровская область является одним из самых промышленно развитых регионов Сибири. Основу экономики области формируют такие отрасли как угольная промышленность, металлургия, энергетика и химия хорошо развитым индустриальным регионом, с высоким уровнем урбанизации. На эти отрасли приходится почти $\frac{3}{4}$ промышленного производства: 80% шахт России сконцентрировано в области (66,4% угольных запасов РФ), в общей сложности они дают 57% российской добычи коксующегося и энергетического угля. В области имеется собственная рудная база, позволившая сформировать крупный металлургический комплекс на юге об-