

ТЕОРИЯ И КОНСТРУИРОВАНИЕ

Н.Н. Унанян, А.А. Белов

Прототип миоэлектрического протеза кисти руки, изготовленный с использованием аддитивных технологий

Аннотация

Представлена разработка бюджетного бионического протеза руки с миоэлектрическим управлением. Протез изготовлен из пластика с использованием 3D-печати. Для реализации закона управления был разработан алгоритм идентификации мышечной активности и распознавания жестов. Обработка электромиографического сигнала и управление протезом осуществляются на базе микроконтроллера «Arduino nano» в реальном времени.

Введение

Потеря верхних конечностей в результате несчастных случаев может существенно осложнить жизнь пациента. Целью создания протезов верхних конечностей является частичное или полное восстановление утраченных функций конечности. Протез верхней конечности должен идеально компенсировать потерю тонких, скоординированных движений руки, обеспечивать тактильные ощущения, проприоцептивную обратную связь и иметь эстетичный вид. Существующие протезы можно разделить на 4 класса: косметические, механические, миоэлектрические и гибридные. Наиболее предпочтительными и популярными типами протезов в настоящее время являются миоэлектрические протезы [1]. Принцип управления в таких устройствах основан на получении сигналов мышечной активности при помощи поверхностных электромиографических датчиков. Электрическая активность, связанная с мышцами руки пациента, позволяет интерпретировать намерение субъекта, которое воздействует на механическую руку с соответствующим сокращением мышц [2]. Среди наиболее важных требований, предъявляемых к протезам кисти руки, являются их стоимость, функциональность, простота в использовании и обслуживании, удобство, а также быстрое действие.

Современные коммерческие многофункциональные образцы зачастую имеют довольно высокую стоимость, что во многих случаях является критически важным, особенно в странах третьего мира. Например, протез «BeBionic v2» («RSL Steeper», Великобритания, 2011 г.) стоит на российском рынке около 2,2 млн. руб., а «i-Limb Pulse» («Touch Bionics», Шотландия, 2010 г.) – 1,7 млн. руб. Таким образом, разработка аналогов существующих коммерческих образцов с применением новых, удешевляющих стоимость, инженерных решений является мотивацией и задачей настоящего исследования [3].

Существенно сократить расходы, связанные с проектированием, позволяет использованием систем автоматизирован-

ного проектирования (САПР) [4]. Предлагаемый в работе подход основан на применении 3D-печати и обработке электромиографических (ЭМГ) сигналов для формирования управляющего сигнала в режиме реального времени с использованием микроконтроллера «Aduino nano» («Arduino Software», Италия). Использование пластиковых механических частей и менее быстродействующих микроконтроллеров позволяет снизить стоимость производства, а также упростить сборку изделия.

Электромеханическая часть протеза

Прототип протеза кисти руки состоит из трех основных узлов:

- 1) механическая кисть;
- 2) блок управления;
- 3) система датчиков, позволяющих распознать ЭМГ-активность.

Механическая кисть представляет собой захватный манипулятор, состоящий из последовательных манипуляторов – пальцев. Каждый палец представляет собой двухзвенный манипулятор, один конец цепи которого закреплен внутри базовой рамы, а другой – свободен. В прототипе используется шарнирное соединение между средней и проксимальной фалангами пальца. Дистальная и средняя фаланги исполнены как одна деталь, угол между ними составляет 20°. Это значительно упрощает конструкцию. Электродвигатель приводит в движение рычажный механизм, который, в свою очередь, приводит в движение фаланги пальцев, сжимая и разжимая их (см. рис. 1).

При вращении сервопривода рычаг, который прикреплен к выходному валу привода, приходит в движение (см. рис. 1). Это впоследствии приводит в движение весь остальной механизм. Следует отметить также, что в качестве приводящего механизма для пальца был выбран многорычажный механизм. Такой механизм удобнее и практичнее в использовании, чем механизм с сухожильными приводными системами. Большой палец, в отличие от остальных, имеет два сервопривода: один

нужен для вращения пальца относительно плоскости ладони, а другой – для сгибания фаланги. Пальцы масштабируются под необходимый размер и крепятся на корпусе кисти, как показано на *рис. 2*. Также стоит заметить, что по строению большой палец отличается от остальных четырех пальцев. Это выражается отсутствием средней фаланги, однако, как это видно на *рис. 2*, дистальная фаланга большого пальца исполнена как сочетание двух фаланг на остальных пальцах. Основная цель такого исполнения – улучшение захватывающих способностей протеза.

Для проектирования конструкции и моделирования движения кисти руки была использована САПР «SolidWorks» («Dassault Systemes», Франция). Данное программное обеспечение позволяет провести ряд исследований до изготовления первого макетного образца. В частности, с использованием внутренних библиотек и расширенных возможностей «SolidWorks» были проанализированы все движущие механизмы, проведены имитационное моделирование с приложениями нагрузок и проверка взаимопересечений тел. После успешного моделирования печать образца осуществлялась посредством 3D-печати. Когда речь идет о 3D-печати, основными параметрами являются тип используемого материала и степень заполнения модели. После проведения испытаний на разрыв было принято решение печатать модель при помощи ABS-пластика («FlashForge», Китай), который позволяет получить:

- прочность при растяжении, МПа: 35...50;
- прочность при изгибе, МПа: 50...87;
- прочность при сжатии, МПа: 46...80;
- температуру самовоспламенения, °С: 395.

Такие прочностные характеристики позволяют провести отладку и необходимые тесты для опытного образца. Стоит заметить, что данный материал является токсичным и воспламеняемым, из-за чего не может быть использован в конечном продукте. В дальнейшем будет подобран материал, который можно использовать для взаимодействия с человеком без причинения вреда его здоровью и удовлетворяющий всем требованиям безопасности. В 95 % современных протезов обратное движение обеспечивает эластичный материал. В данной работе обратное движение реализовано за счет того же привода, который сгибает пальцы, что является одним из главных преимуществ по сравнению с эластичным материалом и позволяет получить усилие не только при сгибе пальца, но и при его

разгибе, а также позволяет увеличить скорость движения пальца в обратном направлении. Для количественной оценки увеличения скорости разгибания пальца был проведен сравнительный эксперимент. Было собрано 2 пальца, один из которых приводился в движение сервоприводом, а второй содержал в своей конструкции эластичный материал, который возвращал палец в исходное положение после отключения сервопривода. Материал, используемый для анализа, – термопластичный полиуретан. Для подтверждения факта разгибания пальца был установлен датчик, выполняющий роль концевого выключателя. Затем производились тесты на сгибание и разгибание пальца в течение фиксированного временного интервала. Данные испытания показали, что использование сервопривода позволяет увеличить скорость разгибания пальца до 23 % по отношению к термопластичному полиуретану. В качестве сервопривода был выбран двигатель постоянного тока DHV56MG («Jx Servo», Китай) с размерами 19,8 x 8,2 x 21,5 мм и рабочим диапазоном напряжения от 4,8 до 7,4 В. Двигатель способен поддерживать крутящий момент до 1,2 кг/см и поворачиваться на угол 60° за 100 мс.

Для считывания сигналов были использованы ЭМГ-датчики «DFRobot» («Zhiwei Robotics Corp.», Китай). Эти датчики объединяют схему фильтра и усилителя цепи. Они усиливают минимальный сигнал дифракции электронов в пределах 1,5 мВ в 1 000 раз и подавляют шум (особенно частотные помехи) при помощи дифференциального входа и аналогового фильтра. Выходной сигнал – аналоговый, который принимает 1,5 В как опорное напряжение. Диапазон выходного напряжения 0...3 В. Уровень сигнала зависит от интенсивности мышечной деятельности. Выходной сигнал указывает на мышечную активность и способствует анализу и исследованию ЭМГ-сигнала. Датчики обеспечивают высокое качество сбора сигнала и просты в использовании. Стоит отметить, что эти датчики подразумевают сухой электрод, т. е. при их использовании нет необходимости применять проводящий гель. Перед установкой датчиков рекомендуется очистить поверхность, на которой будет выполняться установка. Предлагаемый протез будет направлен на протезирование людей с кистевой экзартикуляцией и трансрадиальной ампутацией с сохранением не менее 1/3 предплечья.

Затем датчики последовательно размещаются на поверхности предплечья по схеме, показанной на *рис. 3*. При такой схеме установки датчиков считывается информация о мышеч-

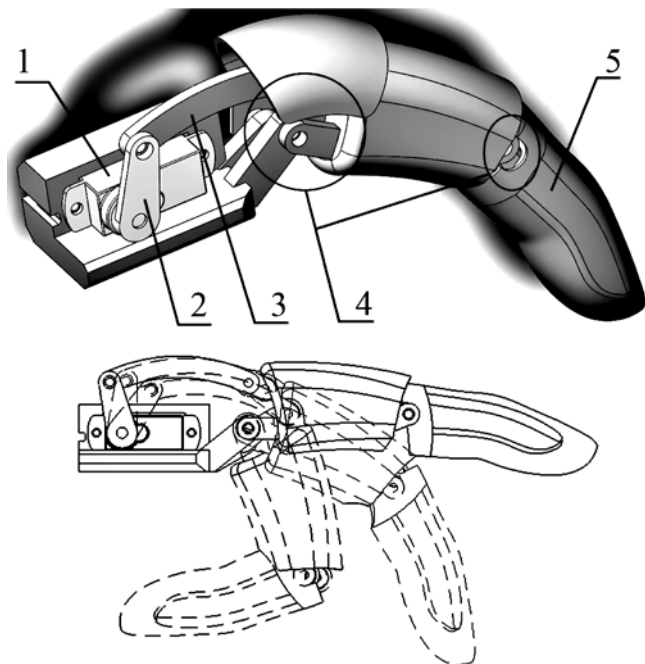


Рис. 1. Механический палец и принцип работы: 1 – сервопривод; 2 – рычаг; 3 – тяга; 4 – шарниры; 5 – дистальная и средняя фаланги

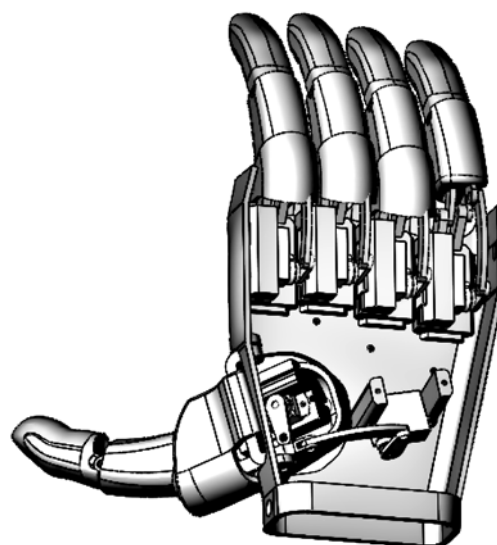


Рис. 2. Кисть механической руки в сборе

ной активности глубокого сгибателя пальцев, супинатора, длинного сгибателя большого пальца, лучевого сгибателя запястья и поверхностного сгибателя пальцев.

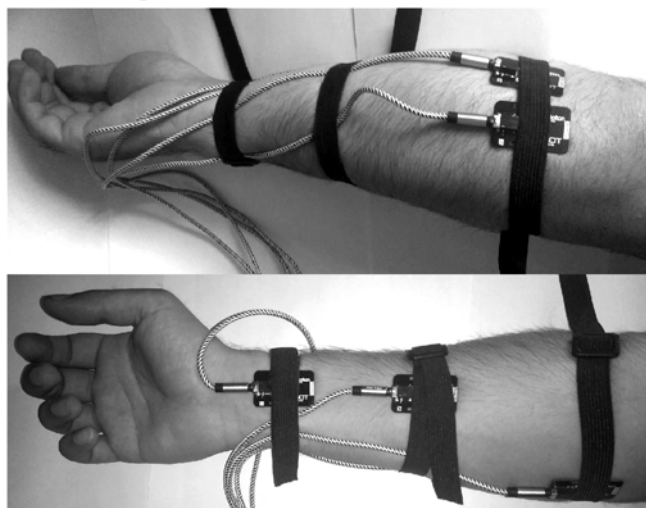


Рис. 3. Схема установки ЭМГ-датчиков

В качестве управляющего блока, который будет преобразовывать значения с ЭМГ-датчика в управляющее напряжение для сервоприводов, был выбран «Arduino nano». В плате используется чип «FTDI FT232RL» для USB-Serial-преобразования и применяется mini-USB-кабель для связи с «Arduino» вместо стандартного. Связь с различными устройствами обеспечивают UART-, I2C- и SPI-интерфейсы. «Arduino nano» имеет 8 аналоговых входов, которые могут использоваться и как цифровые выходы; 14 цифровых выходов, из которых 6 могут работать как широтно-импульсный модулятор (ШИМ), еще 2 задействованы под I2C- и 3 – под SPI-интерфейсы.

Дополнительные характеристики электромеханической части разработанного прототипа протеза кисти руки в сравнении с некоторыми коммерческими образцами приведены в табл. 1 [5].

Программное обеспечение

В качестве программного обеспечения для прототипа разработаны три основных модуля:

- 1) модуль самодиагностики;
- 2) модуль распознавания мышечной активности;
- 3) модуль управления.

Модуль самодиагностики необходим для своевременного обнаружения неисправностей или потери связи между датчиками и исполнительными элементами системы. Методика самодиагностики основана на исследовании сигналов в режиме реального времени. Более подробно диагностический алгоритм рассмотрен в работе [6].

Для идентификации мышечной активности при сгибании пальцев был разработан метод скользящего окна. Для идентификации были выбраны три положения для каждого пальца на руке: полностью разжатый, сжатый наполовину и сжатый полностью. Такой выбор обусловлен базовыми потребностями и возможностью производить захватные манипуляции в широком диапазоне движений. Кроме того, индивидуальный привод каждого пальца позволяет управлять кистью и захватывать предметы координированно и максимально натурально. Структурная схема системы управления представлена на рис. 4, где M – сигнал мышечной активности, мВ; X – сигнал после преобразования датчиком ЭМГ, измеряемый в диапазоне 1,5...3 В; U – управляющий сигнал, поступающий на сервоприводы; Y – угол поворота сервоприводов; OC – обратная связь от датчиков угла и тока сервоприводов. Устройство управления обрабатывает поступающие сигналы от датчиков ЭМГ и сервопривода для формирования управляющего воздействия и контроля совершения операции соответственно.

Таблица 1

Технические характеристики бионических протезов

Производитель	Прототип	«BeBionic v2» («RSL Steeper», Великобритания, 2011 г.)	«i-Limb Pulse» («Touch Bionics», Шотландия, 2010 г.)
Масса, г	~ 500	495...539	460...465
Размер, мм	длина	190...200	180...182
	ширина	85...90	75...80
	высота	30	35...45
Число соединений	10	11	11
Число степеней свободы	6	6	6
Число приводов	6	5	5
Метод приведения	Двигатель постоянного тока (ДПТ) – мотор-редуктор	ДПТ – направляющий винт	ДПТ – червячная передача
Время захвата, с	0,7 (силовой захват)	0,9 (силовой захват)	1,2 (силовой захват)
Средняя скорость, °/с	115	60,5...110,6	96,4
Максимальная сила захвата, Н	120	140	Нет данных

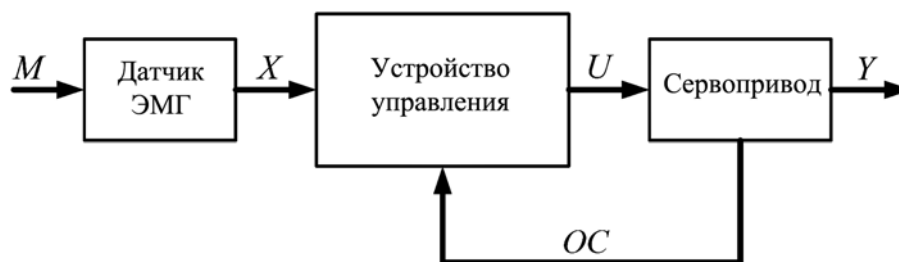


Рис. 4. Структурная схема системы управления

Алгоритм преобразования электромиографического сигнала основан на использовании скользящего среднего (mean average value, MAV) и сравнении амплитуды нормализованного сигнала, поступающего на блок обработки данных, для окна с фиксированным числом измерений. Более подробное описание алгоритма распознавания и демонстрация его работы представлены в работе [7]. В результате вычислительных экспериментов было установлено, что запаздывание алгоритма не превышает 200 мс, что является хорошим показателем при выполнении операций.

В модуле управления реализованы команды, задающие уставку сервоприводу в зависимости от типа движения. Микропроцессор способен одновременно обрабатывать данные со всех используемых датчиков. Программа выставляет требуемый угол поворота для реализации движения каждого пальца в режиме реального времени. Контроль успешного выполнения операции реализуется с использованием датчиков угла и тока сервопривода. Для опытного прототипа, рассматриваемого в работе, данные об углах поворота для каждого пальца сведены в табл. 2.

Таблица 2

Зависимость угла поворота сервоприводов от типа движения

Палец		Положение, град		
		Расслаблен	Частично сжат	Полностью сжат
Большой	Дистальная фаланга	0	30	60
	Запястно-пястный сустав	0	20	50
Указательный		0	45	110
Средний		0	45	110
Безымянный		0	35	90
Мизинец		0	35	85

На рис. 5 представлен прототип протеза кисти руки в собранном виде.

На рис. 6 представлены экспериментальные данные, полученные при считывании сигналов ЭМГ и задающих сигналов сервоприводов в реальном времени на примере точного захвата.

Заключение

В статье представлен опытный прототип протеза кисти руки, собранный при помощи 3D-печати. Протез управляется микроконтроллером «Arduino nano» и позволяет в режиме ре-

ального времени отслеживать положение сервоприводов и анализировать ЭМГ-сигнал. Также механическая конструкция протеза может быть легко масштабируема под индивидуального пациента, легко разбирается и собирается и проста в обслуживании. В дальнейших исследованиях предполагаются оснащение образца автономным источником питания и проверка разработанного алгоритма на пациентах с ампутациями конечностей.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-38-90293.

Список литературы:

1. Scott R.N., Parker P.A. Myoelectric prostheses: State of the art // J. Med. Eng. Technol. 1988. Vol. 12. PP. 143-151.
2. Simão M., Mendes N., Gibaru O., Neto P. A Review on Electromyography Decoding and Pattern Recognition for Human-Machine Interaction // IEEE Access. 2019. Vol. 7. PP. 39564-39582.
3. Geethanjali P., Ray K.K. A Low-Cost Real-Time Research Platform for EMG Pattern Recognition-Based Prosthetic Hand // IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 2015. Vol. 20. № 4. PP. 1948-1955.
4. Golovin M.A., Marusin N.V., Golubeva Y.B. Use of 3D Printing in the Orthopedic Prosthetics Industry // Biomed. Eng. 2018. Vol. 52. PP. 100-105.
5. Belter J.T., Segil J.L., Dollar A.M., Weir R.F. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review // J. Rehabil. Res. Dev. 2013. Vol. 50. № 5. PP. 599-618.
6. Unanyan N.N., Belov A.A. Signal-Based Approach to EMG Sensor Fault Detection in Upper Limb Prosthetics / Proc. 20th International Carpathian Control Conference (ICCC). Krakow-Wieliczka, Poland. 26-29 May 2019. PP. 1-6.
7. Unanyan N.N., Belov A.A. A Real-Time Fail-Safe Algorithm for Decoding of Myoelectric Signals to Control a Prosthetic Arm / Proc. 21th International Carpathian Control Conference ICC. High Tatras, Slovakia. 27-29 October, 2020. PP. 1-6.

Нарек Новлетович Унанян,
математик, аспирант,

Алексей Анатольевич Белов,

канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,

ФГБУН «Институт проблем управления

им. В.А. Трапезникова» РАН,

г. Москва,

e-mail: a.a.belov@inbox.ru

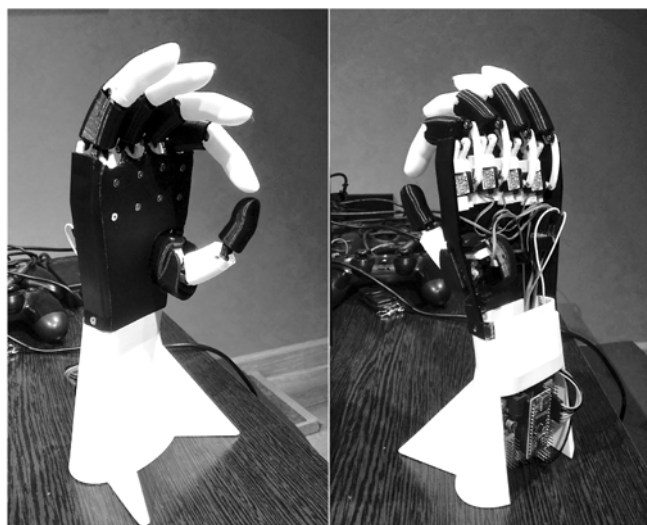


Рис. 5. Прототип протеза кисти руки в сборе

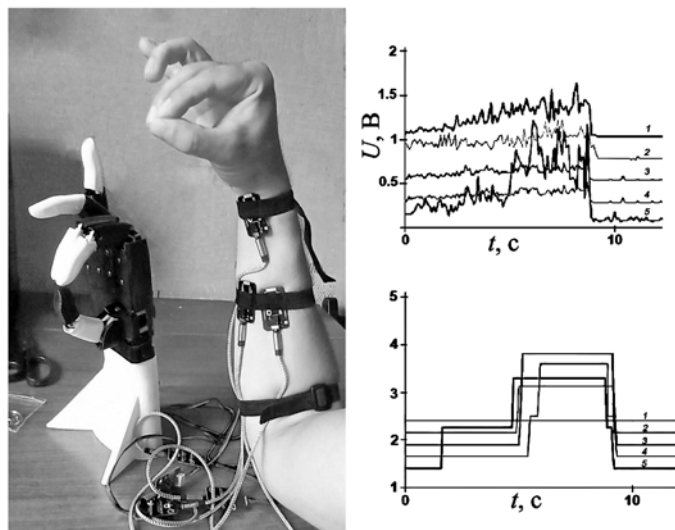


Рис. 6. Экспериментальные результаты считывания и расшифровки мышечной активности пальцев: 1 – мизинец; 2 – безымянный; 3 – средний; 4 – указательный; 5 – большой