

# Проектирование и внедрение управляемого ЭМГ Протез руки, напечатанный на 3D-принтере

Назмус Сакиб

Кафедра электротехники и электроники  
Независимый университет, Бангладеш  
Дакка, Бангладеш  
[nazmussakibmustak@yahoo.com](mailto:nazmussakibmustak@yahoo.com)

Доктор Кафиул

Ислам, кафедра электротехники и электроники,  
Независимый университет, Бангладеш  
Дакка, Бангладеш  
[kafiul\\_islam@iub.edu.bd](mailto:kafiul_islam@iub.edu.bd)

Аннотация. Электромиография (ЭМГ) — биомедицинский сигнал, регистрируемый с мышц. Он может обнаруживать движения мышц. Используя НМИ (человеко-машинный интерфейс), ЭМГ можно использовать для управления протезами рук человека с ампутированной конечностью. Доступные протезы рук и регистраторы сигналов ЭМГ очень дороги. Цена коммерческого протеза руки начинается с 100 000 BDT. Таким образом, жители Бангладеш не имеют доступный протез руки. В этом проекте была разработана схема регистратора ЭМГ вместе с протезом руки. Рука была напечатана на 3D-принтере, а схема записывающего устройства также была напечатана на печатной плате и собрана из доступных компонентов. Протез руки, напечатанный на 3D-принтере, был соединен с регистратором ЭМГ с помощью микроконтроллера Arduino. Записанный сигнал обрабатывался как в аналоговом, так и в цифровом виде. Рука была протестирована человеком с ампутированной конечностью, который мог управлять протезной рукой посредством сокращения мышц, которое регистрировалось регистратором ЭМГ. Чтобы минимизировать затраты, этот проект был реализован с использованием местных ресурсов. Общая стоимость данного проекта составила 4000 BDT. Люди с ампутированными конечностями могут использовать этот напечатанный на 3D-принтере протез руки, чтобы улучшить качество своей жизни.

Ключевые слова: ЭМГ, протез руки, НМИ, 3D-печать, человек с ампутированной конечностью, печатная плата

## I. ВВЕДЕНИЕ

В Бангладеш с каждым годом количество аварий постепенно увеличивается. В результате этих несчастных случаев люди теряют свою жизнь или важные части тела, такие как руки и конечности. Люди ампутируют конечности после травм. Существуют также инфекции и заболевания, которые вызывают ампутацию. Рука — очень важная часть человеческого тела из-за ее полезности. Рука позволяет человеку прикасаться, чувствовать, хватать вещи, а также генерировать различные жесты для целей общения. Без руки люди прихотятся обращаться за помощью к другим или им прихотятся вести свою повседневную жизнь с большими трудностями. С 2009 по 2016 год в Бангладеш произошло почти 20 000 несчастных случаев. В 2017 году почти 7 397 человек погибли и 16 193 человека получили ранения. В 2018 году количество смертей увеличилось на 7% по сравнению с предыдущим годом и 10 828 человек получили ранения [1]-[3]. Ежегодно тысячи людей получают ампутированные конечности из-за травм в результате несчастных случаев, инфекций или заболеваний, таких как заболевания периферических сосудов, тромбы и диабет. В современную эпоху благодаря человеко-машинному интерфейсу (НМИ) открылось множество возможностей. НМИ — это технология, позволяющая установить связь между человеком и машиной. Электромиография (ЭМГ) — это биомедицинский сигнал, который генерируется движением мышц тела. Это новое название на эксперименте метод оценки и записи серии.

электрических сигналов, исходящих от мышц тела. Этот сигнал способен обнаружить намеренное сокращение мышц. Обнаружив намеренное сокращение мышц, можно использовать сигнал ЭМГ для управления электронным протезом [4]. А 3D-печать открыла возможности проектировать и изготовить 3D-модель протеза руки в соответствии с требованиями пациента.

В продаже имеются некоторые существующие технологии протезов рук. Эти протезы рук включают Touch Bioinics, Open Hand Project, Bebionics и Open bionics [5]. [8]. Цена существующих технологий начинается с 1000 до 120 000 долларов, что очень дорого для большинства жителей Бангладеш.

Есть и исследовательские проекты. Эти исследования относятся к разным категориям. Существует одна категория, в которой регистратор ЭМГ был изготовлен с собственными силами и использовался коммерческий или изготовленный на месте протез/роботизированная рука [9], [10]. Есть еще одна категория, в которой использовался коммерческий регистратор ЭМГ [11]-[18].

В этой статье мы разработали и внедрили как аналоговый интерфейс ЭМГ, так и протез руки, используя местные ресурсы, чтобы минимизировать затраты, а также успешно протестировали его на человеке с ампутированной конечностью. Оценка эффективности показывает многообещающие результаты, которые будут использоваться в развивающихся странах, таких как Бангладеш, в ближайшем будущем.

## II. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

### A. Аналоговый интерфейс

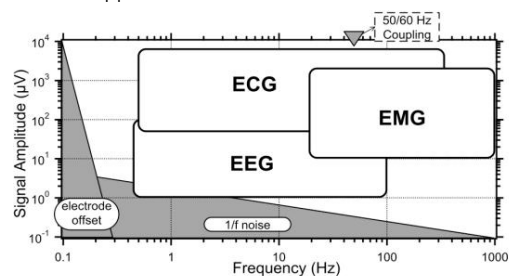


Рис. 1. Распределение частоты и амплитуды различных биомедицинских сигналов

Электромиограмма — это совокупный потенциал действия мышечных клеток мышечной ткани. Сигнал ЭМГ имеет амплитуду от 0,01 мВ до 1 мВ, а диапазон частот составляет от 20 Гц до

1000 Гц показано на рисунке 1. Также присутствуют некоторые нежелательные шумы, такие как шум линии электропередачи 50 Гц, сечение постоянного тока и другие гармоники. Итак, сигнал ЭМГ необходимо усилить и отфильтровать. Усиление и фильтрация проводились в аналоговой области. Для усиления использовался инструментальный усилитель AD620 [19] и для фильтрации операционный усилитель LM358. Сигнал от мышцы детектируется электродами, которые подключены к AD620 с соединительными проводами. Это был одноканальный регистратор ЭМГ, поэтому для записи сигнала использовали только 3 поверхностных электрода. Сигнал был усилен примерно в 5000 раз с помощью AD620. Положение электрода, подключения к AD620, показано на рисунке 2. Характеристики активного фильтра, используемого в аналоговом интерфейсе, приведены в Таблице 1.

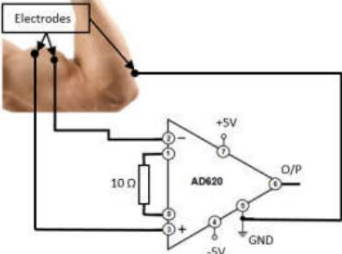


Рис. 2: Положение электрода и подключение к AD620.

ТАБЛИЦА I: ХАРАКТЕРИСТИКИ ФИЛЬТРОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ В АНАЛОГОВОМ ИФЕ

Тип фильтра	Порядок фильтра	Частота среза
Фильтр верхних частот	2-й	4 Гц
Фильтр нижних частот	2-й	1000 Гц

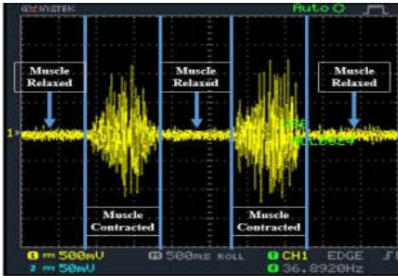


Рис. 3. Сокращение мышц, обнаруженное в необработанных записанных сигналах, наблюдаемых на осциллографе.

На рисунке 3 показан записываемый сигнал при сокращении мышц и при ее расслаблении. Сигнал все еще содержит некоторый шум.

Б. Цифровая обработка сигнала.

После записи сигнала его анализировали в MATLAB. Сигнал с мышечным сокращением и другой сигнал без мышечного сокращения были нанесены на график в частотной области. Оба сигнала содержат естественный шум частотой 50 Гц, а сигнал с мышечным сокращением имеет максимальную мощность в пределах 100 Гц. Таким образом, сигнал необходимо дополнительно фильтровать для улучшения качества сигнала. Для этого сигнал обрабатывался в цифровом виде. Сначала сигнал обрабатывался в автономном режиме в MATLAB. После фильтрации сигнала качество сигнала улучшилось, что показано на рис. 4 и рис. 5 после применения цифрового режекторного фильтра (50 Гц) и фильтра нижних частот на 100 Гц соответственно.

Улучшение определялось путем расчета SNR с сигнала. Было проведено 5 различных испытаний, и для каждого из испытаний рассчитывалось ОС ШД и после фильтрации сигнала. Результаты показаны в Таблице II.

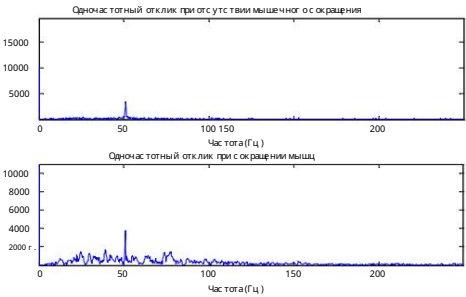


Рис. 4: Представление в частотной области записанных сигналов ЭМГ во время сокращения и расслабления мышц.

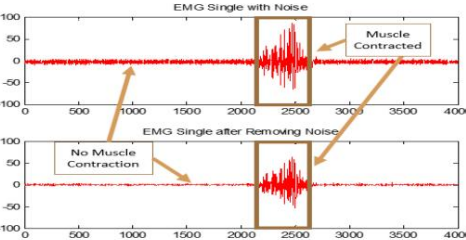


Рис. 5. Улучшение качества сигнала после удаления фонового шума, наблюдаемого во временном сигнале ЭМГ.

ТАБЛИЦА II: ОС ШД И ПОСЛЕ ФИЛЬТРАЦИИ ОС ШД ФОНОВЫМ ШУМОМ

Пробный номер	(дБ) 38,0815 36,5238 39,1289 38,2893	SNR после фильтрации (дБ)	Улучшение отношения сигнал/шум после фильтрации (дБ) 27,8159
1	42,0543	65,8975	28,5872
2	38,8156	65,1109	28,6184
3		67,7473	28,3569
4 5		66,6462	28,6868
Средний		70,7411	28,4130
		67,2286	

III. АППАРАТНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ

Система состоит из двух частей: регистратора ЭМГ и протеза руки. Часть записывающего устройства отвечает за обнаружение мышечного сигнала, его обработку и выполнение команды в соответствии с сигналом. А часть протезной руки состоит из механической конструкции, приводов. Общая структурная схема системы представлена на рис. 6.

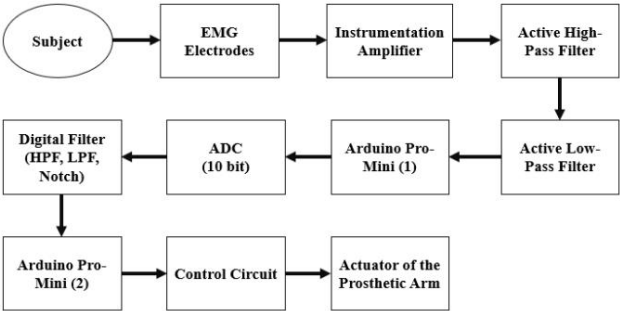


Рис. 6: Блок-схема всей системы, использованной в данной исследовательской работе.

А. Регистратор ЭМГ

Схема регистратора ЭМГ была спроектирована и смоделирована с использованием программного обеспечения Proteus. Затем в этом программном обеспечении также была спроектирована печатная плата, как показано на рис. 7.

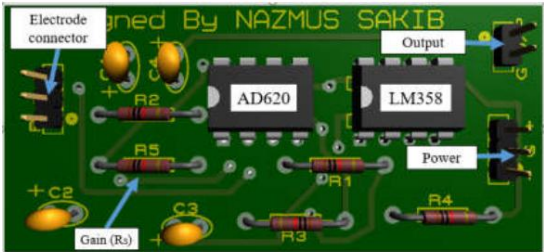


Рис. 7: 3D-вид печатной платы с компонентами

Для питания схемы самодельная использовалась двойной источник питания, содержащий положительное напряжение, отрицательное напряжение и землю. Соединители электродов были изготовлены с использованием гибких медных проводов и зажимов типа «крокодиль». Электроды представляли собой поверхностные электроды гелевого типа. Для обработки сигналов использовался микроконтроллер Arduino pro-mini. Используя коэффициенты фильтра из Matlab, в микроконтроллере были разработаны цифровые фильтры для обработки сигнала в реальном времени. Этот микроконтроллер также обнаруживает мышечное сокращение и подает сигнал всякий раз, когда оно происходит.

Б. Протез руки

В Интернете доступно множество проектов протезов рук с открытым исходным кодом [20]. Эти проекты могут быть изменены/отредактированы в соответствии с вашими требованиями. Для этого проекта был принят дизайн с открытым исходным кодом, который был изменен в соответствии с требованиями, и в будущем он также может быть изменен для улучшения. Дизайн был изменен в программном обеспечении САПР для 3D-проектирования, а затем распечатан на 3D-принтере. В качестве привода использовались серводвигатели, отдельные пальцы соединялись отдельными серводвигателями. Серводвигатели управлялись микроконтроллером Arduino pro-mini. Всякий раз, когда первый микроконтроллер обнаруживает сокращение мышц, он передает сигнал второму микроконтроллеру, который управляет пальцами. 3D-дизайн и напечатанная рука показаны на рис. 8, а в Таблице III представлены технические характеристики напечатанного протеза руки. Полная настройка системы показана на рис. 9.

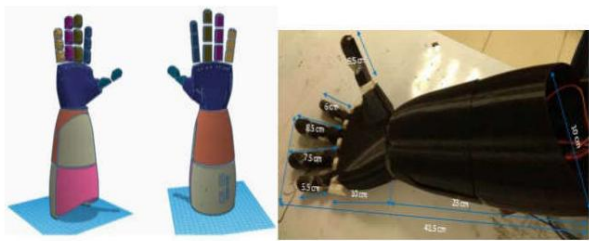


Рис. 8: 3D-проектирование протеза руки в программе TinkerCAD (вверху) и протез руки после печати (внизу).

ТАБЛИЦА III: ТЕХНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПРОТЕЗА РУКИ

№	Название детали	Кол-во соединений/деталей	Длина
1	Большой палец	2	5,5 см
2	Указательный палец	3	6 см
3	Средний палец	3	8,5 см
4	Безымянный палец	3	7,5 см
5	Мизинец	3	5,5 см
6	Ладонь		10 см
7	Запястье	14	23 см
8	Диаметр конца запястья		10 см
9	Общая длина Рука		41,5 см

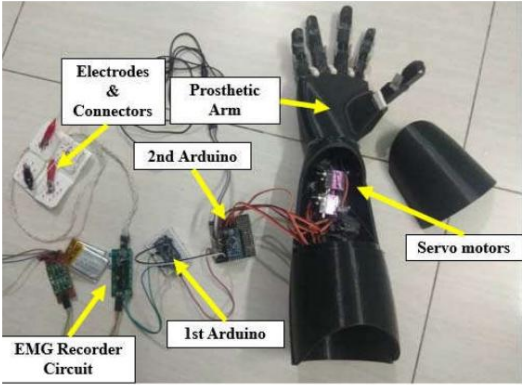


Рис. 9: Общий обзор системы, от аналогового FE до протеза руки

IV. АНАЛИЗ ЭФФЕКТИВНОСТИ

Характеристики протезов рук приведены в табл. В таблице указаны глубина резкости, напряжение питания, ток и потребляемая мощность.

ТАБЛИЦА I: СПЕЦИФИКАЦИЯ ВСЕЙ СИСТЕМЫ

Параметр	
ГРИП (степень свободы)	
Напряжение питания	
Потребление тока без нагрузки	
Потребление тока при полной нагрузке	
Энергопотребление при полной нагрузке	
Время отклика	Значение 5 ГРИП5 В 0,5 А 2,4 А 13 Вт 1 с (приблизительно)

Протез руки успешно контролировался человеком с ампутированной конечностью, как показано на рис. 10. После этого рука была протестирована на различных здоровых субъектах для расчета точности.



Рис. 10: Эксперимент с человеком с ампутированной конечностью, управляющим протезной рукой и пытающимся схватить небольшой предмет.

Для проверки точности системы было проведено по 30 испытаний для каждого испытуемого. При всех испытаниях общая точность системы составила примерно 87%. Каждого испытуемого просили окрасить мышцы, чтобы контролировать руку. Для первой мышцы

При окраске пальцы захватывают и при втором окраске мышцы пальцы переходят в состояние расслабления. Всякий раз, когда испытуемые могли контролировать руку, этот след считался истинным, а если возникала какая-либо ошибка, то испытание считалось ложным. Ложные следы — это когда окраска мышц произошла, но никаких действий не было выполнено, и когда окраска мышц не было, но некоторые действия были выполнены. Результат эксперимента представлен на рис. 11.

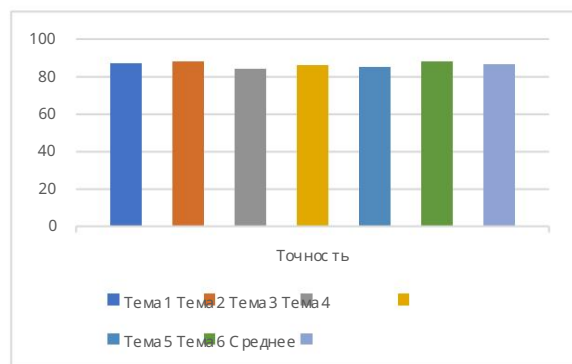


Рис. 11: Оценка производительности внедренной системы

Точность системы можно повысить, если больше тренировать испытуемых и усовершенствовать схему.

В целом проект оказался успешным, поскольку он был протестирован на человеке с ампутированной конечностью, и он смог легко управлять рукой. Но для того, чтобы сделать этот продукт коммерческим, необходимы дальнейшие улучшения.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Протез — это способ улучшить жизнь людей, попавших в несчастные случаи. Для такой развивающейся страны, как Бангладеш, протезирование — очень дорогое решение. Большинство людей в этой стране живут за чертой бедности. Людям с ампутированными конечностями приходится жить с большими трудностями, поскольку они не могут позволить себе протезирование, доступное в зарубежных странах. Иностранный протез очень дорогой. В этой работе представлен протез руки местного производства. Рука уже успешно прошла испытания на человеке с ампутированной конечностью. Эта рука недорогая и изготовлена с использованием местных ресурсов. Регистратор ЭМГ, используемый в этой работе, также встроен в дом. Причем регистратор можно использовать не только при протезировании, но и при диагностике. Данные с сигнала от амплитуды доступны для оценки, а конструкцию регистратора можно модифицировать и разрабатывать на месте. Имея местную технологию, Бангладеш не придется полагаться на иностранные технологии. Поскольку вся система спроектирована и разработана здесь, возможны любые модификации, если они потребуются. Более того, получение государственной субсидии или фонда для НПО делает исследовательский проект более экономически жизнеспособным.

## ИСПОЛЬЗОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА

- [1]. <http://data.gov.bd/road-accident-and-casualties-statistics-2009-2016>. (Проверено 09.02.2019)
- [2]. <https://www.dhakatribune.com/bangladesh/nation/2019/01/16/2018-гилас-песк-дорожно-транспортных-происшествий>. (Проверено 09.02.2019)
- [3]. <https://www.thedailystar.net/world/south-asia/bangladesh/road-accident-in-bangladesh-2017-statistical-data-essay-at-a-glance-1427245>. (Проверено 09.02.2019)
- [4]. Навми, Нурхазима, Мохд Азизи Абдул Ракман, Сайфул Амри Мазлан, Хайри Замбури и Макото Мизукава. «Анализ сигналов на основе электромиографии (ЭМГ) для применения физиологических устройств при реабилитации нижних конечностей». В 2015 г. 2-я Международная конференция по биомедицинской инженерии (ICoBE), с. 1-6. IEEE, 2015.
- [5]. <https://www.ottobockus.com/prosthetics/supper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>. (Глобально)
- [6]. <https://www.touchbionics.com/>. (Проверено 09.02.2019)
- [7]. <http://www.openhandproject.org/>. (Проверено 09.02.2019)
- [8]. <https://openbionics.com/>. (Проверено 09.02.2019)
- [9]. Тшмэль, Гжегож, Дариуш Курц и Виктор Смоциски. «Использование сигнала ЭМГ для управления моделью руки». В сессии конференций ITM, вып. 28, с. 01024. ЭДП наука, 2019.
- [10]. Битцер, Себастьян и Патрик ВандерСмагт. «Изучение ЭМГ-управления роботизированной рукой: на пути к активным протезам». В материалах Международной конференции IEEE по робототехнике и автоматизации 2006 г., 2006 г. ИКРА 2006., с. 2819-2823. ИИЭР, 2006.
- [11]. Муника, член парламента BSS Фанис Анкар и М. Мандж. «Проектирование и анализ протеза руки с использованием технологий ЭМГ на 3D-печатной машине». Межд. Дж. Карр. англ. л. Тех. 7, вып. 1 (2017): 115-119.
- [12]. Ганиев, Асильбек, Хо-Сун Шин и Кан-Хи Ли. «Исследование виртуального управления роботизированной рукой с помощью микровыжидателя с амплитудой манипуляции человека с ампутированной рукой». Межд. Дж. Прил. англ. л. Рез. 11, нет. 2 (2016): 775-782.
- [13]. Минати, Людовико, Нацу Ёсимура и Ясухиро Койке. «Гибридное управление роботизированной рукой с визуальным контролем с помощью ЭОГ, ЭМГ, биосигналов ЭЭГ и движений головы, полученных с помощью носимого устройства потребителя». Ieee Access 4 (2016): 9528-9541.
- [14]. Санд С., М. Шейх, Ф. Ар-Рашиди, Й. Лакис, Т. Бейрути и А. Нап-али. «Настраиваемая носимая прочная бионическая рука, напечатанная на 3D-принтере: управляемая мышцами». В 2019 г. 3-я Международная конференция по бионической инженерии для умных технологий (BioSMART), с. 1-6. ИИЭР, 2019.
- [15]. Вонг, Тат Хонг, Давид Аснаги и Сук Вай Винни Люн. «Комплект мехатроники для 3D-печатного протеза руки». В трудах Общества дизайнеров: Международная конференция по инженерному проектированию, том 1, нет. 1, с. 769-778. Издательство Кембриджского университета, 2019.
- [16]. Висконти П., Ф. Гаттани, Г. А. Заплаторе и П. Примичери. «Технические характеристики и функциональные возможности пояски Myo: обзор соответствующей литературы и передовых применений миелектрических поясков, в основном ориентированных на протезы рук». Межд. Дж. Смарт Сенс. Интелл. Сист. 11, нет. 1 (2018): 1-25.
- [17]. Абдалла, Исмаил Бен, Ясин Бутераи и Чокри Рекик. «Проектирование и разработка 3D-печатного миелектрического роботизированного экзоскелета для реабилитации рук». Международный журнал интеллектуального зондирования и интеллектуальными системами 10, вып. 2 (2017).
- [18]. Хетерингтон, Остин Т. «Интеграция сенсорно-ориентированной модели для функции захвата рук в 3D-печатных протезах» (2018).
- [19]. Устройства Аналог. «Техническое описание AD620». Низкая стоимость, низкая мощность. Инструментальный усилитель (1999).
- [20]. <https://www.thingiverse.com/thing:1691704>. 09.02.2019 (Доступно)