

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ  
КАЗАХСТАН

Казахский национальный исследовательский-технический университет  
имени К.И.Сатпаева

Институт промышленной инженерии имени А.Буркитбаева

Кафедра «Станкостроение, материаловедение и технологии  
машиностроительного производства»

Бекмухамбетов Чингиз Казбаевич

Моделирование и создание конструкции протезов со съемными моделями  
для военной промышленности

**ДИПЛОМНАЯ РАБОТА**

Специальность 5В071200 – Машиностроение

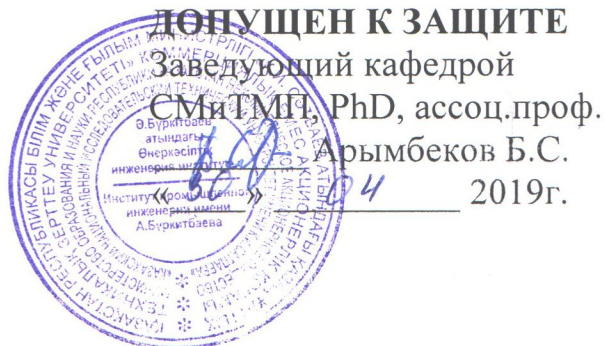
Алматы 2019

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Казахский национальный исследовательский-технический университет  
имени К.И.Сатпаева

Институт промышленной инженерии имени А.Буркитбаева

Кафедра «Станкостроение, материаловедение и технологии  
машиностроительного производства»



**ДИПЛОМНАЯ РАБОТА**

На тему: «Моделирование и создание конструкции протезов со съемными  
модулями»

по специальности: 5В071200 - Машиностроение

Выполнила

Бекмухамбетов Чингиз Казбаевич

Рецензент

Научный руководитель

Доктор PhD

ассоциированный профессор

(должность, уч. степень, звание)

(должность, уч. степень, звание)

Удербаета А.Е.

Исаметова М.Е.

(подпись)

Ф.И.О

(подпись)

Ф.И.О

« 29 » 04 2019г.

« 29 » 04 2019г.

Алматы 2019

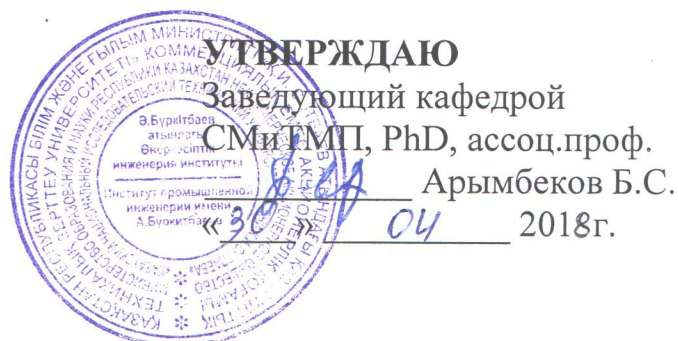
МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Казахский национальный исследовательский-технический университет  
имени К.И. Сатпаева

Институт промышленной инженерии

Кафедра «Станкостроение, материаловедение и технологии  
машиностроительного производства»

5B071200 – Машиностроение



**ЗАДАНИЕ**

на выполнение дипломной работы

Обучающемуся: Бекмухамбетову Чингизу Казбаевичу

Тема: Моделирование и создание конструкции протезов со съемными модулями для военной промышленности.

*приказом Ректора Университета № 1252-п от "06" ноября 2018г.*

Срок сдачи законченной работы "2" мая 2019г.

Исходные данные к дипломной работе: Моделирование протеза руки с подробным описанием механизма действия

Краткое содержание дипломной работы:

- а) Виды протезов и их механизм работы*
- б) Исследование на востребованность темы работы*
- в) Разработка и расчеты элементов протеза*
- г) 3D Моделирование и сборка протеза*

Перечень графического материала: чертеж подвижного элемента колесо – 1 лист формата А4, чертеж подвижного элемента червяк - 1 лист формата А4, *представлены 15 слайдов презентации работы*

Рекомендуемая основная литература: *из 2 наименований*


- а) Баумгартнер Р. Ампутация и протезирование – М.: Медицина, 2002.*
- б) Зенко М.А. Аддитивные технологии в машиностроении, 2015*

**ГРАФИК**  
подготовки дипломной работы

Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления руководителю	Примечание
Поиск информации Список литературы Протезы и их типы	08.02.19 - 10.03.19	Выполнено
Расчетная часть	9.03.19 – 19.04.19	Выполнено
Графическая часть. Моделирование и сборка протеза	22.04.19 – 23.04.19	Выполнено

**Подписи**

консультантов и нормоконтролера на законченную дипломную работу  
с указанием относящихся к ним разделов работы

Наименование разделов	Консультант, Ф.И.О. (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Нормоконтролер	Карпеков Р.К, лектор	30.04.2019	

Научный руководитель  Исаметова М.Е.

Задание принял к исполнению обучающийся  Бекмухамбетов Ч.К.

Дата

"6" ноябрь 2018 г.

## АННОТАЦИЯ

Тема дипломной работы «Моделирование и создание конструкции протезов со съёмными модулями для военной промышленности».

В работе будет рассматриваться протезирование верхних конечностей.

В введении говорится об истории протезирования и её важности для военной сферы.

Работа состоит из основных частей: вступительной, технической и экономической.

В первой части описываются существующие виды протезов и их принцип работы, основные недостатки существующих разработок. Далее рассматриваются конструкция протеза, кинематика подвижных частей, а также процесс моделирования.

3D модель протеза была построена программой SolidWorks, были подробно разработаны составные части протеза, проведён расчет основной подвижной части и составлены 2D чертежи.

Интеллектуальная часть протеза была выполнена в программе Arduino.

В экономической части приведены данные с учетом стоимости отдельных компонентов, материалов для производства.

Во введении обосновывается актуальность выбранной темы, формулируются цель и задачи исследования, указывается объект и предмет исследования. По главам раскрывается тема дипломной работы и её задача.

## ANNOTATION

Theme of the thesis "Modeling and creation of the design of prostheses with removable modules for the military industry." In the work will be considered prosthetic upper limbs.

The introduction tells about the history of prosthetics and its importance for the military sphere.

The work consists of the main parts: introductory, technical and economic. The first part describes the existing types of prostheses and their principle of operation, the main disadvantages of existing developments. Next, we consider the design of the prosthesis, the kinematics of moving parts, as well as the modeling process.

The 3D model of the prosthesis was built using SolidWorks software, the component parts of the prosthesis were developed in detail, the basic moving part was calculated and 2D drawings were made.

The intellectual part of the prosthesis was performed in the program Arduino. In the economic part of the data given the cost of individual components, materials for production.

In the introduction, the relevance of the chosen topic is substantiated, the goal and objectives of the research are formulated, the object and subject of research are indicated. The chapters cover the topic of the thesis and its task.

## АҢДАТПА

Диплом жұмыс тақырыбы: «Әскери өнеркәсіп үшін алынатын модульдермен протездерді жобалау және жасау». Жұмыста протездік жоғарғы қолдар қарастырылады.

Кіріспе протездеудің тарихы мен оның әскери саланың маңыздылығы туралы баяндайды.

Жұмыстар негізгі бөліктерден тұрады: кіріспе, техникалық және экономикалық.

Бірінші бөлім қолданыстағы протездер түрлерін және олардың жұмыс принципін, қолданыстағы әзірлемелердің негізгі кемшіліктерін сипаттайды.

Содан кейін протездеудің конструкциясы, қозғалмалы бөліктердің кинематикасы, сондай-ақ модельдеу үдерісі қарастырылады.

Протездеудің 3D моделі SolidWorks бағдарламалық жасақтамасы арқылы құрастырылған, протездің құрамдас бөліктері егжей-тегжейлі әзірленді, негізгі қозғалмалы бөлік есептелді және 2D сызбалары жасалды.

Протездеудің зияткерлік бөлігі «Ардуино» бағдарламасында орындалды. Мәліметтердің экономикалық бөлігінде жекелеген құрамдас бөліктердің, өндіруге арналған материалдардың құны көрсетілген.

Кіріспеде таңдап алынған тақырыптың өзектілігі негізделген, зерттеудің мақсаты мен міндеттері тұжырымдалған, зерттеу нысандары мен тақырыптары көрсетілген. Бөлімдер диссертация тақырыбын және оның тапсырмасын қамтиды.

## СОДЕРЖАНИЕ

Введение	9
1 Виды протезов верхних конечностей, общие принципы работы протезов	10
1.1 Протезирование в военной промышленности	12
2 Разработка новой модели протеза и принцип его работы	14
2.1 Моделирование составных частей протеза	14
2.2 Сборка и кинематики протеза	20
2.3 Назначение Arduino в протезе и его программная архитектура	24
3 Технология производства протеза	27
3.1 Металлические аддитивные материалы	27
Заключение	29
Список использованной литературы	30
Приложение А	
Приложение Б	



## ВВЕДЕНИЕ

История протезирования берет свое начало со времен Древнего Египта, начиная от примитивных конструкций данная область развивалась и все больше охватывала разнообразные сферы жизни человека. Первые протезы представляли из себя целостные неподвижные конструкции служившие в основном в качестве опоры на месте лешенных конечностей. Затем с развитием инженерии, начиная с 1508-го года стали появляться первые механические конструкции, которые уже включали в себя несколько составных частей соединенных между собой подвижными компонентами. С этого же времени протезы стали приобретать косметический облик заменяемой ими конечности. Технологии развивались и в военной промышленности.

Создавались протезы с возможностью поддержания оружия ближнего боя. Более того, военное дело способствовало быстрому развитию технологий в области протезирования. К примеру, в 1508 году немецкий наемник Гетц фон Берлихинген обладал несколькими парами механических протезов для правой руки, которую он потерял в ходе сражения. Данный протез управлялся с помощью пружин подвешанных на кожаных ремешках. В 1529 году французский армейский цирюльник Амбруаз Паре ввел новые методы ампутации поврежденных конечностей. Он также модифицировал искусственную ногу ниже колена, добавив к ней регулируемые ремни безопасности, управление блокировкой колена и другие технические особенности, которые используются в современных устройствах.

С переходом к современности, по всему миру увеличивалось количество катастрофических по масштабам войн, увеличивающиеся количество ампутаций заставляло многие страны усиленно разивать область протезирования, подобная тенденция сохраняется и по сей день. Однако, если в ранние периоды протезы использовались военными для реабилитации, то в настоящий момент многие военные министерства передовых стран мира увеличивают финансирование технологических разработок в области протезирования с целью восстановить и даже улучшить боеспособность солдат с ампутированными конечностями.

Целью данной работы является разработка принципиально нового протеза для военной промышленности, который был бы экономически выгоден и при этом эффективно выполнял основные функции кисти руки во время ведения боя.

Из ключевых задач следует выделить:

- Исследование существующих разработок в области протезирования верхних конечностей и выявление их недостатков;
- На основе полученных данных разработать новый механизм протеза для военной промышленности;
- Создание 3D модели протеза

## 1 Виды протезов верхних конечностей, общие принципы работы протезов

Протезы делятся по функциональному назначению, по уровню ампутации и по принципу работы.

По функциональному назначению протезы подразделяют:

- На функциональные (активные протезы, которые позволяют выполнять хват. Управляются посредством различных механизмов. Могут быть в косметической оболочке, имитирующей внешний вид руки, либо иметь современный технологический дизайн.);
- Косметические (выполняют только пассивную декоративную функцию.).

По уровню ампутации:

- Протезы пальца;
- Протезы кисти;
- Протезы предплечья;
- Протезы плеча.

По принципу работы:

- Активные;
- Биоэлектрические;
- Рабочие.

Активные протезы управляются с помощью тяг и полностью контролируются усилиями человека без какой-либо электроники (рисунок 1.1). Данный тип протезов применяется при ампутации кисти и предплечья. Основная тяговая сила выполняется за счет натяжения нитей, прикрепленных к пальцам, в момент сгибания рабочей культи [1].



Рисунок 1.1 – Тяговый протез

Недостком данного типа протеза является ограниченность в выполняемых действиях и предназначен исключительно для сгибания пальцев протеза и выполнения хвата объектов. Также является невозможным контролировать каждый палец по отдельности. Преимущество протеза в простоте механики, что позволяет производить основные компоненты на 3D принтере, в результате чего протез обладает низкой стоимостью.

Биоэлектрические протезы, также их называют миоэлектрические или бионические протезы — это одни из самых современных и протезов рук (рисунок 1.2). Управление в миоэлектрических протезах осуществляется за счет сигналов, возникающих при сокращении мышц, которые считывают ЭМГ-датчики. В культеприемную гильзу встроены миодатчики, улавливающие изменение электрического потенциала. Эта информация передается на микропроцессор кисти, и в результате протез выполняет определенный жест или хват [1].



Рисунок 1.2 – Биоэлектрический протез

Преимуществом протеза является точность выполнения команд, возможность контролировать пальцы независимо друг от друга, хват по форме объектов. Однако данный тип протезов сложен по своей механике, содержит электронные элементы, сложен при производстве, основные компоненты выполняются из металлов, что делает его высоким по стоимости.

Рабочий протез предназначен для выполнения специальных действий. Такой протез может быть оснащен приемником для рабочих насадок, например, под молоток, ключ, ножницы, зубило, зажим для отверток и т.п. (рисунок 1.3). Преимуществом протеза является его модульность, что даёт больше свобод для человека с лешенной конечностью [1].



Рисунок 1.3 – Рабочий протез

## 1.1 Протезирование в военной промышленности

С развитием военных технологий и усложнением ведения боя многие государства принимают принцип замены количества военных солдат на их качество. Сложные системы управления военными машинами вынуждают армии стран мира тратить большие финансовые средства на подготовку специалистов, более того на данный процесс также уходит много времени. В результате этого в настоящее время выгоднее восстановить боеспособность уже подготовленного солдата, чем заново обучать нового. В первые протезы для военной промышленности стали изготавливать в США. Центр медицинского применения технологий трехмерной печати при Национальном военном медицинском центре Уолтера Рида начал печатать протезы для военных, лишившихся конечностей.

В состав модуля входят три микропроцессора. Устройство может составлять карту мышечных сигналов, после анализа которой специальный алгоритм может предугадывать движения пользователя. Основу развития протезирования в военной сфере составляют биоэлектрические протезы. Подобные технологии в настоящее время развиваются настолько быстро, что уже вполне могут заменить солдату отсутствующую конечность.

Подобные решения имеются и в странах СНГ. Министерство обороны Российской Федерации также выделяет в данный момент большие средства для развития бионики в военной сфере. Однако, на данном этапе большинство технологий всё ещё используются исключительно для реабилитации солдат после травм на военном поле. Но тенденции наблюдаемые в этой сфере позволяют предположить, что в ближайшем будущем будут востребованы разработки, которые бы смогли восстановить частичную боеспособность солдат с травмированными верхними конечностями. Важность развития протезирования в военной сфере также подтверждается исследованием Цема Е.В., результаты, которого были изложены в научной статье «Изучение поражающих факторов современной войны, приводящих к потере конечностей» (рисунок 1.4).

На основе данной статьи выяснено, что на 191 случай ампутации, 62 случая приходится на ампутации верхних конечностей, из них 25 (40,3%) ампутация предплечья и 19 (30,7%) ампутации кисти. В 140 (73,3%) случаях причиной ампутации конечности было минно-взрывное ранение, которое наиболее часто вызывало травматическое отчленение конечности (93 (66,4%)). В 16 (8,4%) наблюдениях причиной потери конечности были множественные осколочные ранения, в 15 (7,9%) холодовая травма (отморожение), в 11 (5,8%) пулевое огнестрельное ранение, в 4 (2,1%) броневое взрывное поражение, в 3 (1,6%) наезд поезда с травматическим отчленением конечности, в 2 (1,0%) обвал бетонных конструкций [2].



**ИЗУЧЕНИЕ ПОРАЖАЮЩИХ ФАКТОРОВ СОВРЕМЕННОЙ ВОЙНЫ,  
ПРИВОДЯЩИХ К ПОТЕРЕ КОНЕЧНОСТИ**

Национальный медицинский университет им. А.А. Богомольца  
Министерства здравоохранения Украины<sup>1</sup>, г. Киев,  
Национальный военно-медицинский клинический центр Министерства обороны Украины<sup>2</sup>, г. Киев,  
Военно-медицинский клинический центр профессиональной патологии военнослужащих  
Министерства обороны Украины<sup>3</sup>, г. Ирпень,  
Украина

**Цель.** Изучить основные поражающие факторы и причины выполнения ампутаций конечностей в современном боевом конфликте.

**Материал и методы.** Проанализирован 191 случай ампутации конечностей у 159 пострадавших с 01.06.2014 по 30.06.2016 г. Средний возраст пациентов на момент ранения составил  $33 \pm 8,9$  года ( $M \pm \sigma$ ) (от 18 до 60 лет); 158 (99,4%) мужчин и 1 (0,6%) женщина. Средний срок военной службы пострадавшего на момент получения ранения был  $2,0 \pm 3,7$  года ( $M \pm \sigma$ ) (от 11 дней до 25 лет).

**Результаты.** У 130 (81,8%) пострадавших выполнена ампутация одной конечности, у 27 (17,0%) – двух, у 2 (1,3%) – трех/четырех конечностей. На верхней конечности проведено 62 ампутации: 18 (29,0%) – плеча, 25 (40,3%) – предплечья, 19 (30,7%) – кисти. На нижней конечности выполнено 129 ампутаций: 55 (42,6%) – бедра, 53 (41,1%) – голени, 21 (16,3%) – стопы. В 140 (73,3%) случаях причиной ампутации конечности было минно-взрывное ранение, которое наиболее часто вызывало травматическое отчленение конечности (93 (66,4%)). В 16 (8,4%) наблюдениях причиной потери конечности были множественные осколочные ранения, в 15 (7,9%) – холодовая травма (отморожение), в 11 (5,8%) – пулевое огнестрельное ранение, в 4 (2,1%) – заброневое взрывное поражение, в 3 (1,6%) – наезд поезда с травматическим отчленением конечности, в 2 (1,0%) – обвал бетонных конструкций.

**Заключение.** В условиях современного боевого конфликта ампутация конечности обуславливается как боевыми (90,6%), так и небоевыми поражающими факторами (9,4%). Причины ампутации конечности в 69,1% случаев связаны с одномоментным возникновением необратимых изменений, при которых потеря конечности является неотвратимой; в 28,8% случаев была потенциальная возможность предотвратить ампутацию конечности (либо понизить ее уровень).

Рисунок 1.4 – Вырезка с результатами исследования Цема Е.В.

## **2 Разработка новой модели протеза и принцип его работы**

Изучив существующие типы протезов и их принцип работы, основываясь на их недостатках и преимуществах, был разработан принципиально новый тип протеза предназначенный для военной сферы. Актуальность данной темы также была подтверждена. У смоделированного протеза есть также ряд недостатков, как и в случае с уже существующими разработками. Основной является ограниченная функциональность. Протез предназначен исключительно для спуска крючка на огнестрельном оружии. Однако он очень прост в конструкции и его легко и быстро произвести с минимальными затратами финансовых средств, что в условиях военных действий является крайне важным.

В процессе разработки проекта были взяты преимущества тяговых протезов, а именно производство частей на 3D принтере с использованием PC (поликарбонат) и металлопорошков материала, достоинствами которого является умеренная гибкость и повышенная прочность. Проанализировав биоэлектрические протезы, были сделаны выводы об эффективности применения интеллектуальных систем в конструкции протезов. Однако, сложность программирования микросхем и дороговизна датчиков, была заменена более простой и дешевой альтернативой – Arduino. С рабочих протезов был взят принцип модульности, в отличие от биоэлектрических протезов, в которых вся система работы и важные компоненты взаимосвязаны по длине всего протеза, модульность позволяет быстро заменять отдельно поврежденные части. В случаи с биоэлектрическим протезом повреждение в одной части протеза приводит к поломке всех остальных компонентов, что вынуждает практически заново восстанавливать протез.

Создание проекта начиналось с разработки конструкции протеза, с последующим моделированием всех частей на программе SolidWorks, также с помощью данной программы были построены чертежи основных компонентов. В ходе работы также проводились расчеты главной части – червячного редуктора, который является основной тяговой силой пальца протеза. В работе также присутствует и система работы Arduino, который служит «мозгом» протеза и позволяет более точно оператору контролировать управление.

### **1.1 Моделирование составных частей протеза**

Смоделированы были компоненты, которые нельзя приобрести в готовом состоянии. Так, как речь идет о протезе руки, то большинство элементов обладают относительно небольшими размерами. В связи с этим был разработан и спроектирован миниатюрный червячный редуктор.

Перед началом моделирования были произведены расчеты редуктора, основные параметры корпуса были взяты на основе существующих аналогов используемых в робототехнике.

Основной целью расчетов было более точно подобрать размеры червяка и червячного колеса, с целью их лучшего взаимодействия. На основе полученных данных, также был подобран электродвигатель. Большинство расчетов были опущены, так как не имели практического смысла в масштабах редуктора.

Для начала было необходимо определить угол поворота пальца от начальной точки до контакта со спусковым крючком огнестрельного оружия. При этом угол определялся с учетом безопасного нейтрального положения пальца, с целью недопущения случайного нажатия на курок. Был принят угол в 90 градусов.

Строим отношение для определения необходимых оборотов колеса, за которым закреплен палец протеза:

$$\begin{aligned} 1 \text{ оборот колеса} &= 360 \text{ градусов} \\ X \text{ оборотов колеса} &= 90 \text{ градусов} \end{aligned}$$

Следовательно, необходимое количество оборотов для нажатия на курок составляет 0,25 от полного оборота колеса.

Из формулы вычисления оборотов колеса находим необходимое количество оборотов червяка:

Формула придаточного соотношения:

$$i = \frac{K}{z}$$

Где,  $K$  – число заходов червяка  
 $z$  – количество зубьев колеса

Формула оборотов колеса:

$$n_2 = n_1 \cdot i = n_1 \cdot \frac{K}{z}$$

Где,  $n_2$  – число об/мин червяка  
 $n_1$  – число об/мин червячного колеса

Находим количество оборотов червяка для подбора электродвигателя, число заходов устанавливаем 1, количество зубьев берем 12:

$$0,25 = n_1 \cdot \frac{1}{12}$$

$$n_1 = 0,25 \cdot 12 \cdot 60 = 180 \text{ об/мин}$$

Из полученных данных подбираем двигатель модели N20 6V с количеством оборотов 200 об/мин (рисунок 2.1)



Рисунок 2.1 – Электродвигатель N20

Далее рассчитываем геометрические параметры червяка и червячного колеса:

Выбираем по таблице модуль  $m = 1$  и соответствующее ему значение коэффициент диаметра червяка  $q = 10$

Находим делительный диаметр червяка:

$$d_1 = m \cdot q = 1 \cdot 10 = 10 \text{ мм}$$

Находим делительный диаметр колеса:

$$d_2 = m \cdot z_2 = 1 \cdot 12 = 12 \text{ мм}$$

где  $z_2$  – количество зубьев колеса

Рассчитываем начальный диаметр червяка:

$$d_{w1} = d_1 = 10 \text{ мм}$$

Рассчитываем начальный диаметр колеса:

$$d_{w2} = d_2 = 12 \text{ мм}$$

Находим диаметры вершин червяка:

$$d_{a1} = d_1 + 2 \cdot m = 10 + 2 \cdot 1 = 12 \text{ мм}$$

Находим диаметры вершин колеса:

$$d_{a2} = d_2 + 2 \cdot m = 12 + 2 \cdot 1 = 14 \text{ мм}$$

Вычисляем диаметры впадин червяка:



$$d_{f1} = d_1 - 2,4 \cdot m = 10 - 2,4 = 7,6 \text{ мм}$$

Вычисляем диаметры впадин колеса:

$$d_{f2} = d_2 - 2,4 \cdot m = 12 - 2,4 \cdot m = 9,6 \text{ мм}$$

После полученных результатов строим 3D модель червяка и колеса (рисунок 2.2). У колеса удаляем 6 зубьев, этого будет достаточно, чтобы совершать 0,25 оборотов в каждую из сторон, и на месте них выстраиваем палец:

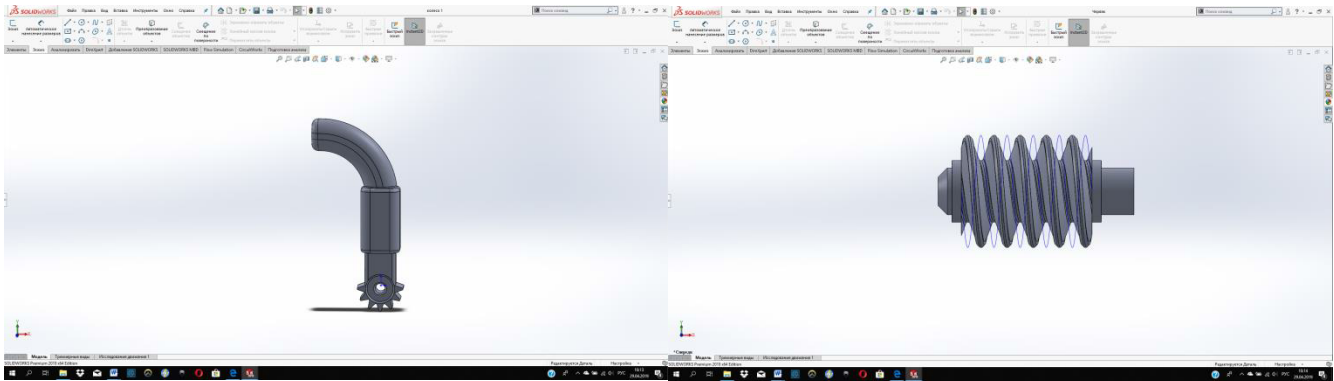


Рисунок 2.2 – 3D модели колеса (слева) и червяка (справа)

Находим осевое расстояние:

$$a = 0,5 \cdot m \cdot (q + 12) = 0,5 \cdot 1 \cdot (10 + 12) = 11 \text{ мм}$$

После полученных результатов строим корпус редуктора (рисунок 2.3):

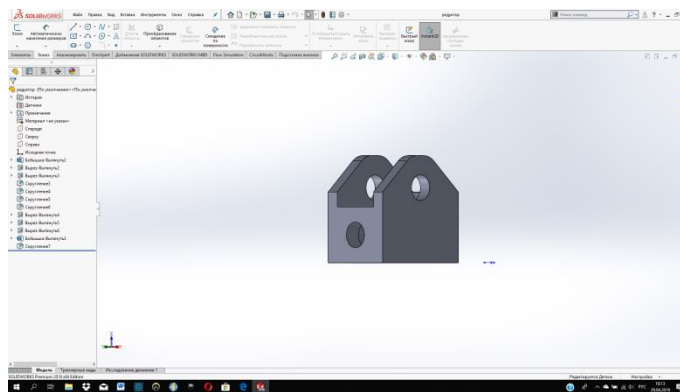


Рисунок 2.3 – 3D модель корпуса редуктора

Для редуктора нам понадобится вал и 4 подшипника с внутренним диаметром 3 мм, так как, у электродвигателя диаметр выходного вала составляет 3 мм. Строим модель вала и модель подшипника, подшипник

построен для визуальной демонстрации, подробные составляющие подшипника не прорабатывались, так как, его можно приобрести уже готовым (рисунок 2.4)

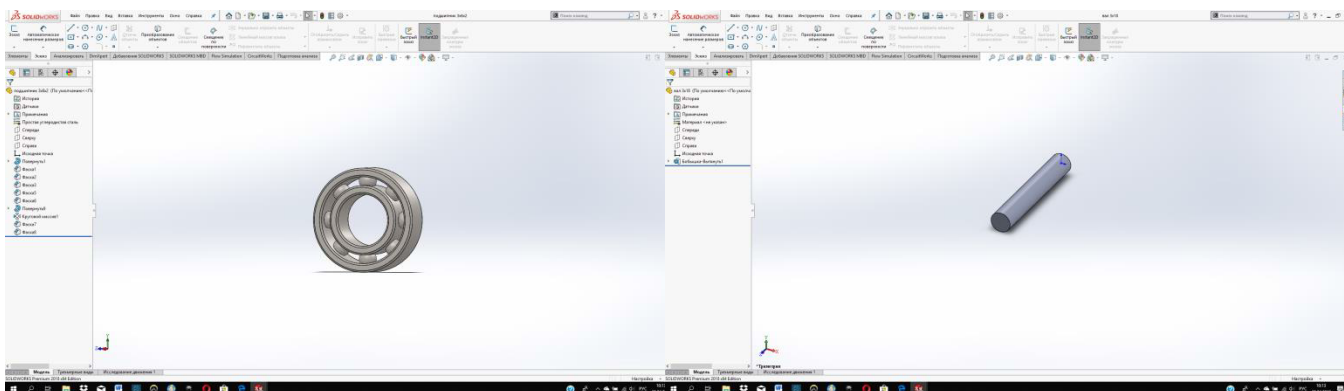


Рисунок 2.4 – подшипник (слева) и вал (справа)

Геометрические параметры пальца и червяка, представлены на чертежах в приложении А и приложении Б соответственно. Подбираем модель подшипника по внутреннему диаметру. По данному параметру выбираем подшипник модели MR63ZZ EZO, с внешним диаметром 6 мм.

Опираясь на среднестатистические параметры кисти руки и на размер редуктора, строим корпус кисти руки, с нижним держателем для рукоятки оружия (рисунок 2.5):

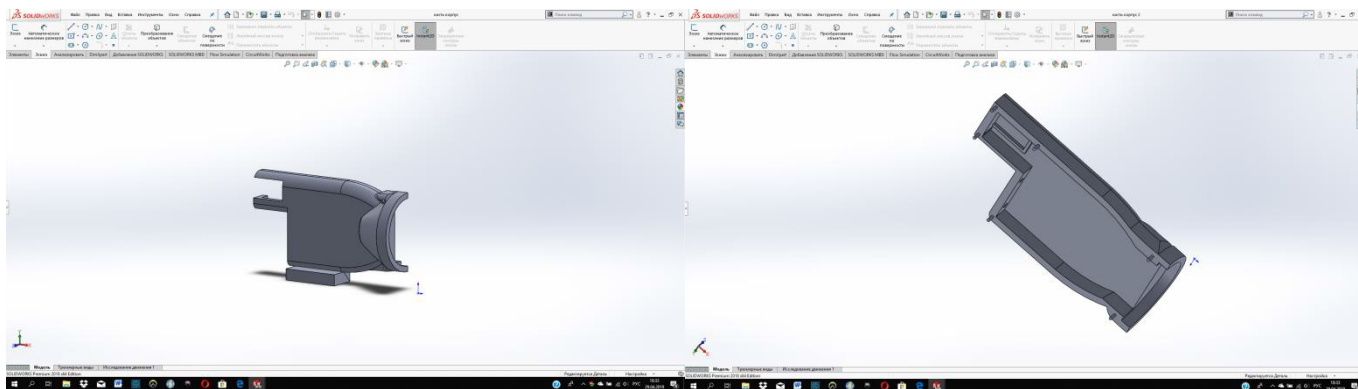


Рисунок 2.5 – внутренняя часть кисти (слева) и внешняя часть кисти (справа)

Отдельно проектируем клешню, которая будет удерживать рукоятку оружия (рисунок 2.6). Клешня проектируется отдельно так, как производится он будет из другого материала. Параметры клешни подобраны под геометрические размеры рукоятки. Клешня должна плотно прилегать к рукоятке, обеспечивая её фиксацию, вместо пальцев.

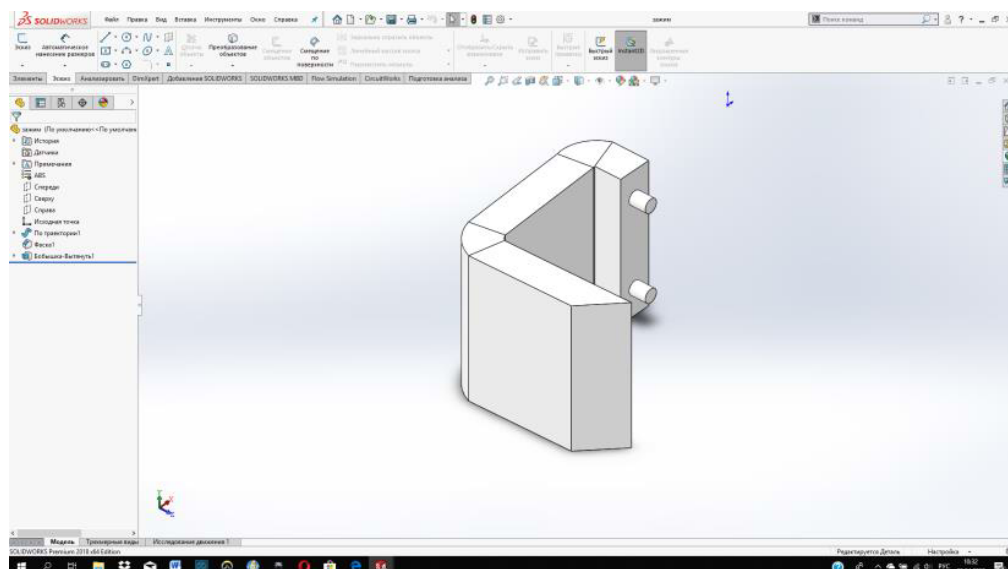


Рисунок 2.6 – модель клешни

Также для визуализации при сборке были смоделированы компоненты такие, как аккумулятор, электродвигатель, плата Arduino Nano, геометрические параметры соответствуют реальным размерам каждому из элементов (рисунок 2.7)

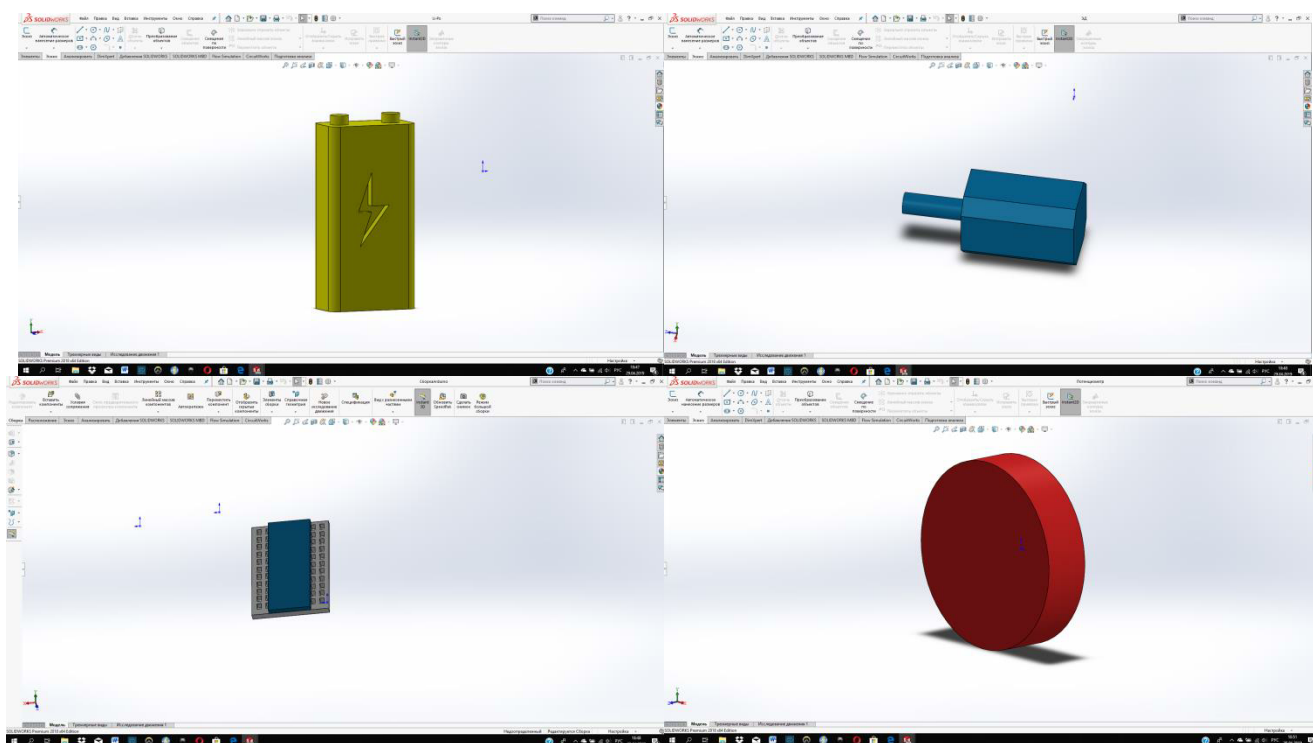


Рисунок 2.7 – аккумулятор (желтый цвет), электродвигатель (синий свет), плата Arduino Nano(серый цвет), потенциометр (красный цвет)

Следующим шагом выполняем моделирование зажима для культи руки (рисунок 2.8). Зажим крепится к культе и передаёт крутящий момент через рычаг на Arduino Nano. Сам зажим помещается в гильзу руки.

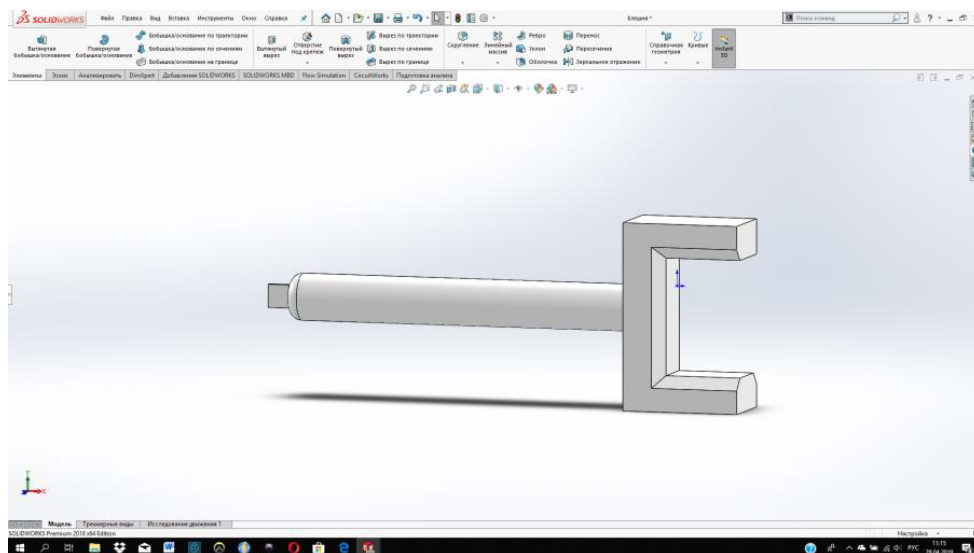


Рисунок 2.8 – зажим для культи руки

## 2.2 Сборка и кинематика протеза

Сборка проекта осуществлялась с помощью программы SolidWorks. После построения 3D моделей пальца руки и червяка, был собран червячный редуктор, который должен служить основной тяговой силой пальца (рисунок 2.2.1). В червячном редукторе использовались такие элементы как:

- подшипник, четыре штуки, с параметрами  $3 \times 6 \times 2,5$ , где 3 мм внутренний диаметр, 6 мм внешний диаметр
- вал червяка, с параметрами  $3 \times 25$ , где 3 мм диаметр вала, 25 мм длина вала
- вал колеса, с параметрами  $3 \times 18$ , где 3 мм диаметр вала, 18 мм длина вала
- корпус редуктора
- один червяк
- один палец с основанием в виде зубчатого колеса

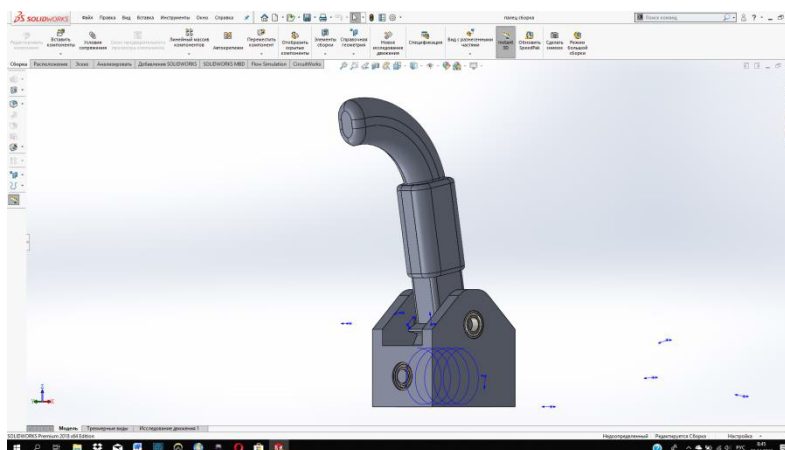


Рисунок 2.2.1 – сборка червячного редуктора

Колесо пальца зацепляется за червяк редуктора (рисунок 2.9.1). В свою очередь червяк приводится в движение за счет электродвигателя соединённого с ним. Таким образом, палец должен двигаться в пределах 90 градусов от своей начальной точки до крайней точки, при котором палец давит на курок оружия.

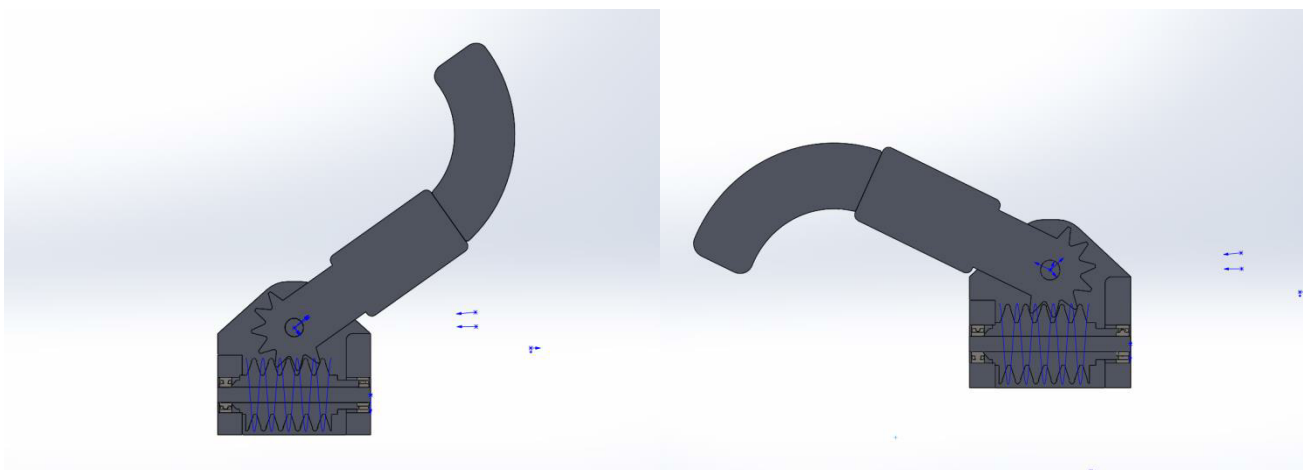


Рисунок 2.2.2 – палец в начальной точке (слева) и палец в крайней позиции (справа)

Движение происходит между вторыми зубьями с каждой из позиций, червяк за движение пальца в одну сторону охватывает пять зубьев колеса. С помощью интеллекта Arduino, двигатель будет отключаться каждый раз, когда палец будет находиться в одной из крайних позиций. И при определенной команде оператора, будет возвращаться обратно в начальную точку.

После моделирования внешней кисти размещаем на ней все ключевые элементы кисти (рисунок 2.2.3).

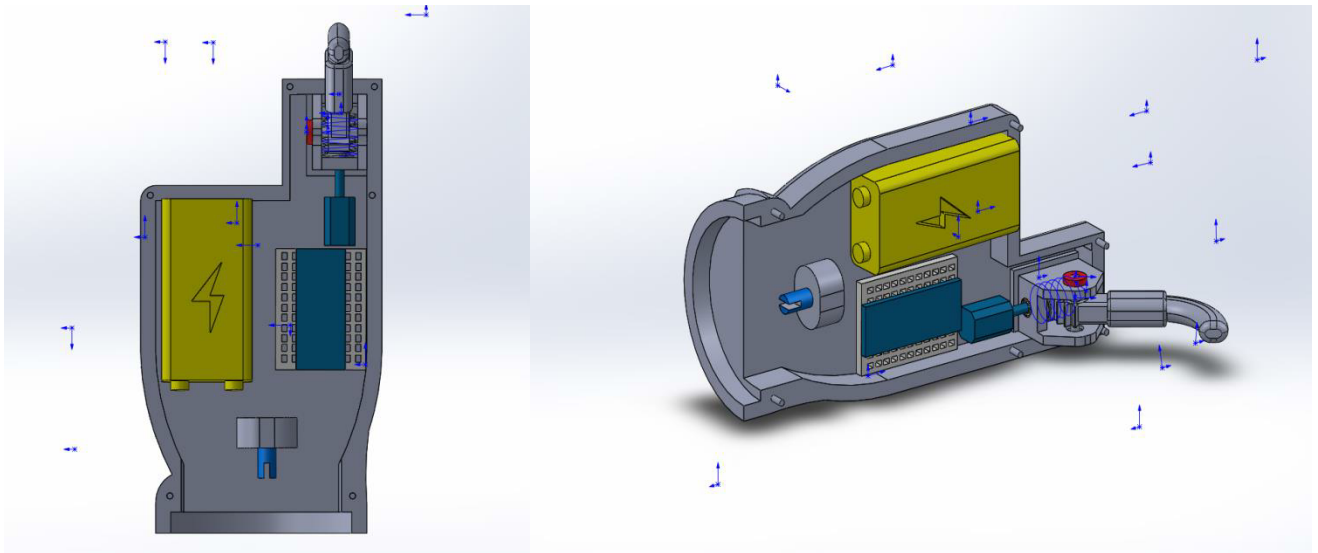


Рисунок 2.2.3 – расположение всех элементов кисти. Желтый цвет – аккумулятор; белый цвет – плата Arduino; синий цвет – электродвигатель; красный цвет - потенциометр; серый цвет – рычаг управления поворотом пальца.

Основной проблемой в ходе разработки протеза была его кинематика. Необходимо было разработать такой механизм, который при минимальных усилиях оператора, автоматически осуществлял бы движение пальца, останавливался в нужном положении и возвращался бы обратно в исходную позицию. Для решения этой задачи, был взят принцип сервопривода. Первоначально был выбран сервопривод MG995 с использованием Arduino Nano. Однако в ходе работы было выяснено, что максимальный поворот вала серводвигателя составляет 60 градусов в каждом из направлений, что было недостаточно для осуществления контакта пальца и курка оружия. Необходимо было создать сервопривод с непрерывным вращением вала. На форуме в сети интернет была обнаружена информация о том, что сервоприводы в большинстве случаев можно разобрать и запрограммировать таким образом, чтобы он поворачивался на 360 градусов. Подобная механика используется в робототехнике и в игрушечных машинах, например в вертолетах, для непрерывного вращения пропеллера. На сайте [habr.com](http://habr.com) была найдена статья о разработке механизма для забивания гвоздя, в котором сервопривод был разобран, а его основная часть потенциометр вместе с микросхемой распределения команд подключались отдельно к движущимся частям. На основе данной информации была создана схема сервопривода для пальца протеза (рисунок 2.2.4). Теоретически серводвигатель разбирается, из него изымается потенциометр вместе с микросхемой распределения команд, контакты разъединяются от двигателя сервопривода и подсоединяются к новому подобранному электродвигателю.

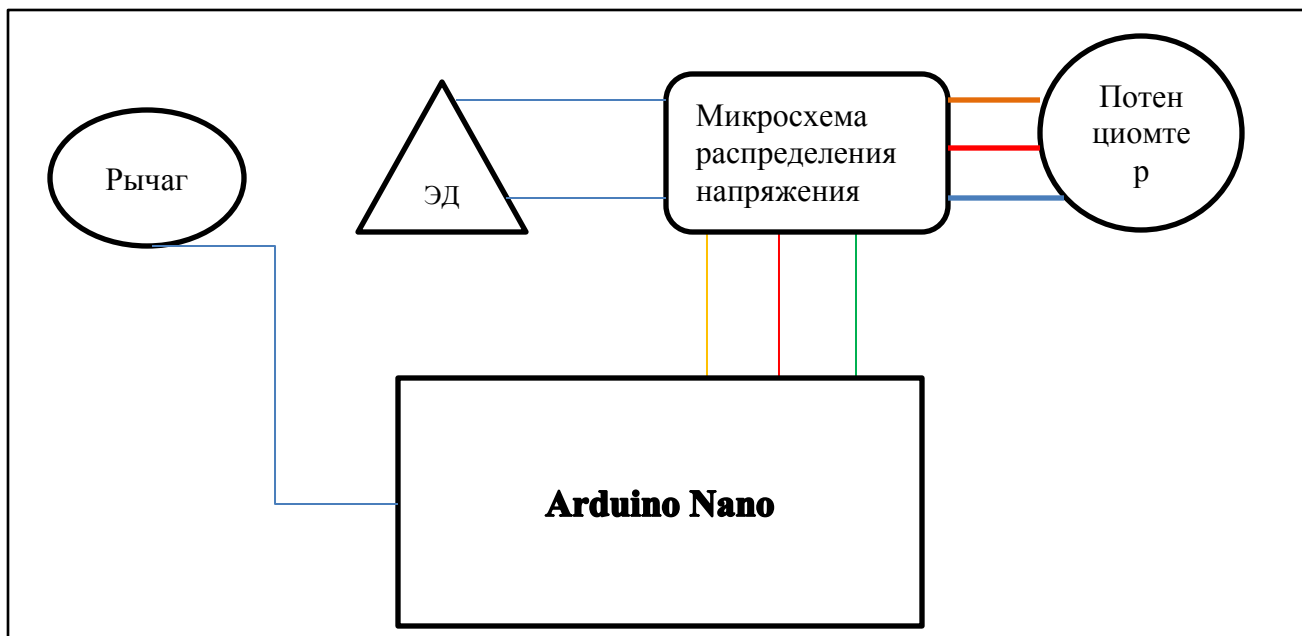


Рисунок 2.2.4 – Схема сервопривода

В качестве рычага управления пальцем для оператора, был смоделирован зажим, который крепится к культе человека, и передаёт вращение на рычаг сервопривода (рисунок 2.2.5).

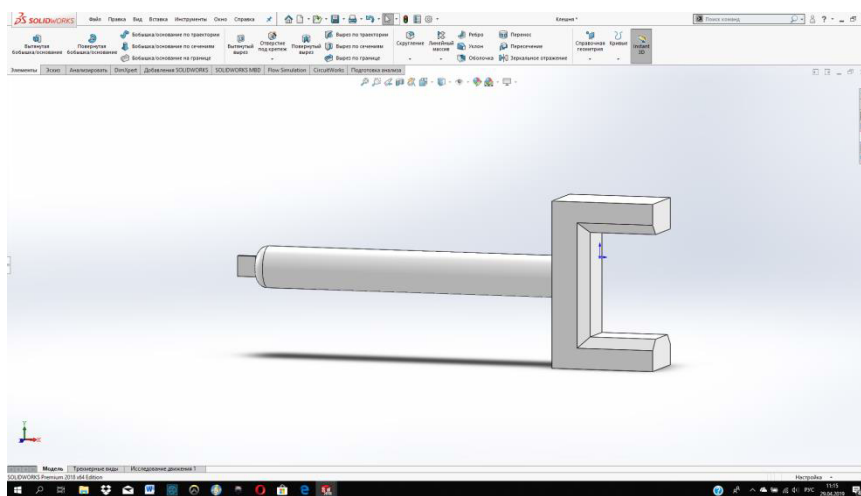


Рисунок 2.2.5 – зажим культи

Оператор смещает культей зажим, градус поворота передаётся на рычаг, тот в свою очередь подаёт информацию на плату Arduino Nano, по заданной программе градус поворота рычага преобразуется в больший градус поворота пальца, который фиксирует потенциометр. Напряжение подается на электродвигатель, который начинает вращать червяк редуктора, в свою очередь осуществляется поворот пальца. Потенциометр крепится к валу колеса и следит за углом поворота пальца. При повороте пальца на 90 градусов, потенциометр

подает команду на микросхему об отключении напряжения, в результате чего электродвигатель останавливается, фиксируя палец в новом положении. При возвращении зажима культи в исходное положение, происходят те же самые процессы, только в этом случае электродвигатель начинает вращение в обратную сторону, возвращая палец в начальное положение. Потенциометр в свою очередь подаёт сигнал на отключение электродвигателя, при достижении пальца своей начальной позиции. Скорость выполнения команд, может занимать до 1 секунды.

В результате со всеми элементами протез руки выглядит следующим образом (рисунок 2.2.6):

Одно из главных преимуществ протеза - его модульность. Все части протеза легко разбираются, каждую из них можно заменить без последствий для других компонентов. Кисть содержит интеллектуальную и тяговую составляющие, зажим культи служит механизмом сообщения оператора и кисти. В случае повреждения зажима, его можно будет легко снять с рычага сервопривода и заменить на новую, при этом кисть руки производить, заново не придется. То же самое, если пострадает кисть руки. Целые компоненты можно будет изъять, а поврежденные заменить.

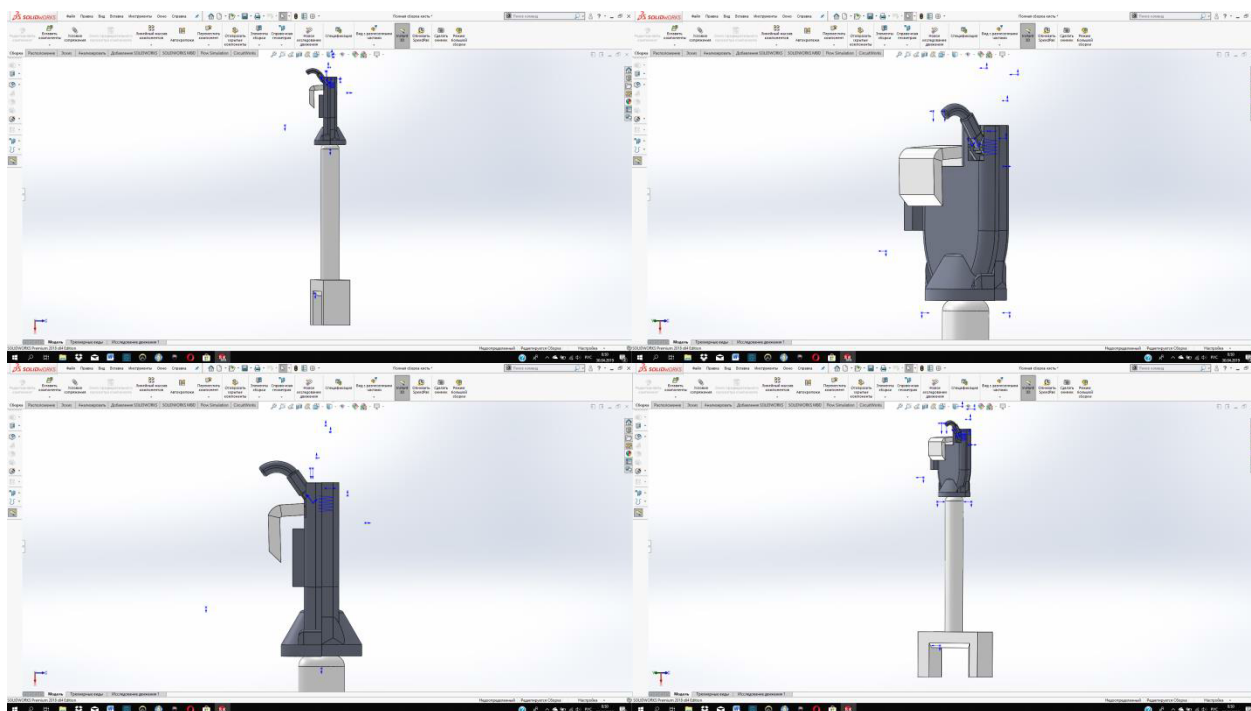


Рисунок 2.2.6 – окончательная сборка протеза

### 2.3 Назначение Arduino в протезе и его программная архитектура

Для данного этапа была установлена и изучена программа Arduino. В этом разделе мы рассмотрим интеллектуальную составляющую протеза. Как



уже было сказано выше Arduino является мозгом протеза, и позволяет упростить его управление, тем самым оператор может прикладывать минимальные усилия для подачи команд на палец.

Извлеченная микросхема сервопривода подключается к новому двигателю, и плате Arduino следующим образом: коричневый провод подключается к ячейки «земля», красный провод подключается к ячейки «плюс питания» в случае с Arduino Nano это ячейка «+5V», желтый провод отвечает за логику и подключается к пину Arduino Nano. К электродвигателю микросхема подключается по тому же принципу, как она была подключена к двигателю сервоприводу.

Также на плату Arduino Nano, устанавливается рычаг (он же очередной потенциометр) и подключается следующим образом: центральный провод подключается на любой аналоговый пин, например A5, два оставшихся в любом порядке подключаются к ячейке «земля» и ячейке «+5V».

В приложении Arduino пишется система кодов, которая в дальнейшем будет управлять механикой протеза. Для подключения Arduino к серводвигателю пишем код (рисунок 2.3.1).



```
sketch_apr30a | Arduino 1.8.9
Файл Правка Скетч Инструменты Помощь
sketch_apr30a $
#include <Servo.h>

Servo servol;

void setup() {
  servol.attach(5);
}

void loop() {
  int potent = analogRead(5);
  potent = map(potent, 0, 1023, 0, 360);
  servol.write(potent);
  delay(2);
}
```

Рисунок 2.3.1 – код для подключения Arduino Nano к серводвигателю

При повороте протеза по часовой стрелке подается сигнал на Arduino Nano, после чего подается напряжение на электродвигатель, который начинает свое вращение, до тех пор, пока палец не достигнет угла 90 градусов относительно своей начальной позиции. За положением пальца следит потенциометр, который отключает подачу напряжения на электродвигатель. При повороте зажима культи против часовой стрелки, электродвигатель начинает своё вращение в обратную сторону, тем самым возвращая палец в

исходное положение, при достижении значения 0 градусов потенциометр сообщает данные на микросхему, которая в свою очередь отключает подачу напряжения на электродвигатель. Питание Arduino получает от Li-Po батареи с напряжением 7.4 V.

### **3 Технология производства протеза**

Самым дешевым и универсальным способом производить детали уникальной формы является 3D печать. Детали сравнительно небольших размеров достаточно сложно воссоздать на стандартных оборудованьях, обработка изделий неправильной формы, также затруднительна. Поэтому 3D печать является наиболее удобным способ создать такую конструкцию типа протеза руки. Для построения протеза лучше выбрать машину, работающую с металлопорошками, так, как они станут основным материалом для создания протеза.

Машины, делятся на две подгруппы – «Direct Deposition» и «Bed Deposition». Bed Deposition, использует SLS-технология, и широко используемым. Большая часть 3D принтеров используют лазер в качестве источника энергии для соединения частиц металлопорошковых изделий. К ним относятся: Concept Laser, SLM Solutions, 3D Systems (США), Phenix Systems (Франция, в настоящее время принадлежит 3D Systems); Renishaw (Великобритания) [3].

Технологии, использующих лучевой источник тепла, применяют специальные поддержки, препятствующих термическим деформациям в строящихся деталях. При создании деталей из полимерных порошков деталь при построении находится в массиве порошка, и функцию поддержек выполняет не спеченный порошок. При сплавлении металлических порошков концентрация тепловой энергии в рабочей камере очень высокая и без удерживающих элементов деталь может разрушиться и повредить элементы дозирующей системы машины. Специальное программное обеспечение АМ позволяет оператору выбирать и настраивать конфигурацию поддержек. При производстве деталей из металлопорошков следует также полагаться и на опыт оператора так, как сам процесс является очень кропотливым [3]. Не правильная расстановка поддержек может привести к браку изделия. Также стоит уделить большое внимание обработке после изготовления на 3D машине. Так как детали обладают маленькими размерами, очень важно не допустить напечатания лишних слоев материала. В случае с данным протезом, наиболее сложным при изготовлении является колесо и червяк редуктора, так как расстояния между зубьями относительно малы, следует уделить большого внимания после производственной обработке. В протезе очень много съемных элементов, отверстия для крепления, что также является достаточно важным моментом при производстве деталей, не допечатанные элементы или наросты излишков материала, могут понизить точность и надёжность скрепления деталей.

#### **3.1 Металлические аддитивные материалы**

Под порошками понимают сыпучие материалы с размером частиц до 1,0 мм. Каждая компания производитель устанавливает различные нормы пропорций. Однако, идентичность образцов, созданных на одном 3D принтере,

из одного и того же материала, но с учетом этих нюансов, также не гарантирована. Единым стандартом к порошкам для АМ-машин является сферическая форма частиц. Это связано, с тем, что такие частицы более компактно и плотно укладываются в установленный объем. Во-вторых, следует обеспечить «текучесть» порошкового композита в системах подачи материала с минимальным сопротивлением, что как раз достигается при сферической форме частиц. Единым требованием к принтерам, функционирующих с пиррофорными материалами, такими как титан и алюминий.

Чем меньше величина, тем меньше шаг построения может быть задан, тем более рельефно могут быть проработаны мелкие элементы детали и тем более гладкую поверхность можно получить у построенной детали, что в свою очередь является главным необходимым условием при построении мелких деталей протеза. Как отмечалось ранее в процессе построения в зону действия лазера моментально вводится большое количество энергии: процесс плавления идет очень интенсивно – металл начинает кипеть, происходит разбрызгивание расплава и часть металла (строительного материала) вылетает из зоны построения. Визуально это заметно по интенсивному искрообразованию [3].

Если порошок имеет очень малый размер частиц, то в процессе построения легкие частицы будут «вылетать» из зоны расплава, что приведет к негативному результату – высокой шероховатости детали, повышенной пористости, что является крайне недопустимым при построении протеза. Еще один факт: для того, чтобы разбрызгивающиеся из места расплава частицы не попадали на соседние, уже готовые участки, на поверхность создающегося слоя, внутри рабочей полости создают направленный «ветер», который сдувает вылетевшие частицы в другую сторону от строящегося участка. Это также может привести к слишком интенсивному выносу строительного материала из зоны построения.

Для производства протеза выбираем принтер фирмы CreatBot модели D600 Pro Large Volume Printer . Он обладает небольшими размерами, а также уже используется для производства протезов в Казахстане компанией 3D PM, следовательно, данная модель 3D принтера подходит для производства сложных форм протезов.

Для работы с 3D принтером рекомендуется использовать программу CATIA. После печати детали обрабатываются с целью удаления излишков материала.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

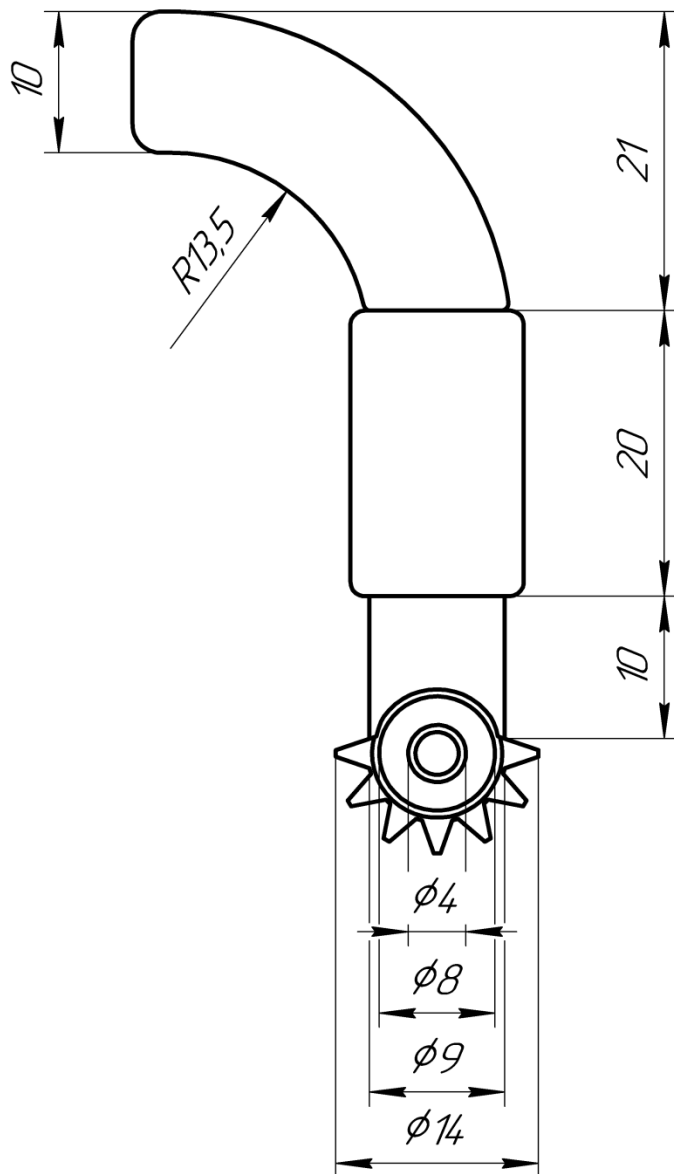
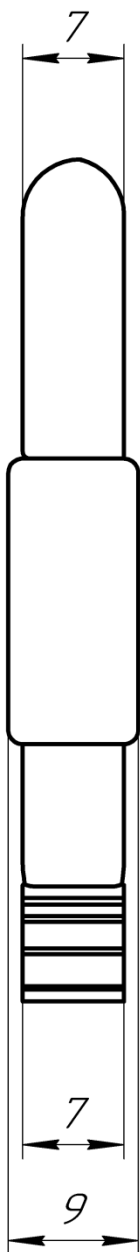
В данной работе были рассмотрены существующие виды протезов и их принцип работы. Была проведена оценка состояния протезирования в военной промышленности. Выявлены недостатки существующих моделей протезов, представлены факты о необходимости развития протезирования в военной промышленности. В работе была представлена принципиально новая разработка протеза, с уникальной конструкцией, объединяющая в себе преимущества уже существующих типов протезов. Были созданы 3D модели всех основных деталей, были произведены расчеты на подвижные части протеза, обеспечивающие тяговую силу. В работе подробно описана кинематика протеза, взаимодействие всех компонентов. Представлены демонстрационные изображения всех частей протеза. Были также созданы 2D чертежи на основные подвижные элементы. В ходе работы использовались навыки, полученные в области 3D моделирования, были использованы расчеты на основе дисциплины «Основы конструирования и детали машин», также были изучены основы программирования на базе Arduino, изучены основы интеллектуально-цифрового и механического взаимодействия и использованы в разработке протеза.

Данная работа ценна своей новизной. Готовые 3D модели и сам принцип работы протеза, могут быть использованы в будущем для более прогрессивных и улучшенных решений в области военного протезирования.

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

- 1 [www.motorica.org/protezirovanie](http://www.motorica.org/protezirovanie)
- 2 Изучение поражающих факторов современной войны, приводящих к потере конечностей. Военно-полевая медицина Цема Е.В.
- 3 Зенко М. А и др. Аддитивные технологии в машиностроении. Пособие для инженеров НАМИ, 2015
- 4 Чернавский С.А. и др. Курсовое проектирование деталей машин. – М.: Машиностроение, 1988. – 416 с.

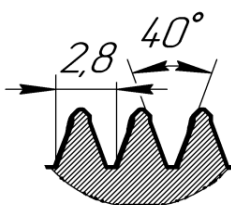
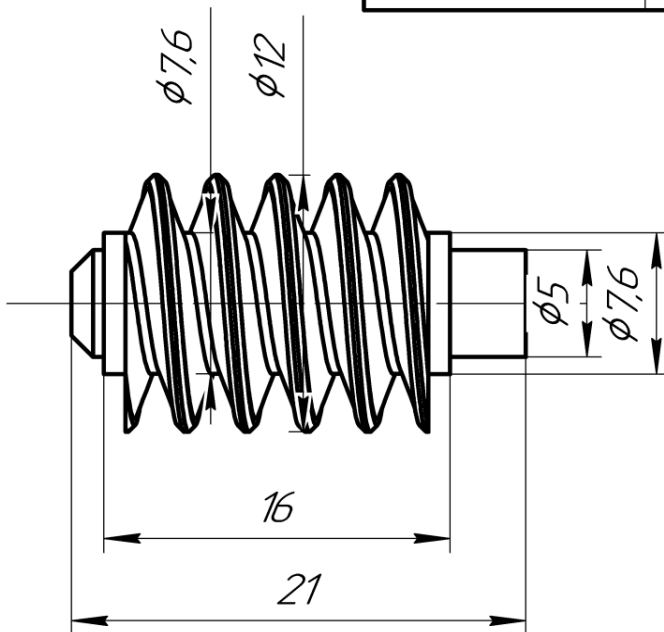
5B071200



Перв. примен.	Справ. №	Подп. и дата	Инв. № дудл.	Взам. инв. №	Подп. и дата	5B071200							
						Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Лит.	Масса	Масштаб
						Разраб.	Бекмухамбетов					0,04	2:1
						Проб.	Исаметова М.Е.				Лист	Листов	1
						Т.контр.							
						Н.контр.							
						Утв.	Арымбеков Б.А.						
						палец-колесо			Сталь 10 ГОСТ 1050-2013				

Червяк

Осевой модуль	<i>m</i>	1
Число заходов	<i>z</i>	1
Тип червяка	-	Архимедовый
Направление витка	-	Правое
Угол профиля	<i>a</i>	20°
Высота витка	<i>h</i>	2,7
Шаг	<i>p</i>	2,8



Перв. примен.					Червяк				
	Справ. №								
Подп. и дата					Червяк				
	Инв. № дробл.								
Взам. инв. №					Лит.				
	Подп. и дата							Масса	Масштаб
Инв. № подл.	Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	0,01		3:1	
	Разраб.	Бекмухамедов							
Инв. № подл.	Пров.	Исаметова М.Е.				Лист		Листов	
	Т.контр.							1	
	Н.контр.					Сталь 10 ГОСТ 1050-2013			
	Утв.	Арымбеков Б.А.							