МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Некоммерческое акционерное общество
АЛМАТИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ЭНЕРГЕТИКИ И СВЯЗИ

кафедра Космическая техника и технологии

«Допущен к защите»
Заведующий кафедрой Алибаев
Куаныш Аринжанович, PhD
(Ф.И.О., ученая степень, звание)
_____ «____» _____ 2018 г.
(подпись)

ДИПЛОМНАЯ РАБОТА

На тему: Разработка экоскелета с использованием элементов космической технологии

Выполнил (а) Молдабаева Н.Б. КТП-14-1
(Фамилия и инициалы студента) группа

специальность 5В074600 - Космическая техника и технологии

Научный руководитель Балбаев Т.К., PhD, доцент, дир. ИКТТК
(Фамилия и инициалы, ученая степень, звание)
_____ «5» 06 2018 г.
(подпись)

Рецензент: Камиева Н.Б., PhD, доц. зав. каф. „Механика" КАЗНУ
(Фамилия и инициалы, ученая степень, звание)
_____ «31» 05 2018 г.
(подпись)

Консультанты:
по экономической части:
Арепбаева Ж.Г., к.э.н., профессор
(Фамилия и инициалы, ученая степень, звание)
_____ «5» июня 2018 г.
(подпись)

по безопасности жизнедеятельности:
Рекбасаров Ш.Ш. д.т.н., старший преподаватель
(Фамилия и инициалы, ученая степень, звание)
_____ «05» июня 2018 г.
(подпись)

нормоконтролер:
Алибаев К.А., PhD, зав. кафедрой КТП
(Фамилия и инициалы, ученая степень, звание)
_____ «03» июня 2018 г.
(подпись)

Алматы 2018 г.

Scanned with CamScanner

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Некоммерческое акционерное общество

АЛМАТИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ЭНЕРГЕТИКИ И СВЯЗИ

Институт Космической инженерии и телекоммуникаций
Специальность Космическая техника и технологии
Кафедра 6В044600 Космическая техника и технологии

ЗАДАНИЕ

на выполнение дипломного проекта

Студент Молдабаева Назым Бахытжан
(фамилия, имя, отчество)

Тема проекта Разработка экзоскелета с использованием элементов космической технологии

утверждена приказом ректора № 199 от «27» 12 20 17 г.
Срок сдачи законченной работы «06» июня 20 18 г.
Исходные данные к проекту требуемые параметры результатов проектирования (исследования) и исходные данные объекта

1. Разработать систему управления локтевым модулем экзоскелета
2. Arduino - аппаратно-программное средство

Перечень подлежащих разработке дипломного проекта вопросов или краткое содержание дипломного проекта:

1. Модульный тактильный экзоскелет
2. Механическая конструкция тактильного модульного скелета
3. Экспериментальная конструкция локтевого модуля экзоскелета
4. Пневматическая искусственная мышца
5. Смоделированная пневматическая искусственная мышца
6. Математическая модель
7. Создание модели
8. Испытание

Scanned with CamScanner

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей)

Рис 1 - Соответствие точек тактильной схемы экзоскелета руки с роботом

Рис 2 - Схема управления тактильными экзоскелетами

Рис 3 - Схема модуляции экзоскелета с тактильным локтевым экзоскелетом (локтевой сустав с сервомотором)

Рис 4 Модуль локтя с двумя тормозами и угловым датчиком

Рис 5 - Схема последовательности операций управления

Рис 6 - Принцип работы пневматической искусственной мышцы

Рис 7 - Концепция мышцы Мак-Киббена,

Рис 8 - Измерение силы давления в зависимости от сжатия по сравнению с оценкой, полученной с помощью полинома

Рекомендуемая основная литература

1. Энджелс Д., Основы роботизированных механических систем. Теория методы и алгоритмы.

2. Писла Д, Герман Б, Вайда С, активный гибридный параллельный робот для минимально инвазивованной хирургии

3. Ф. Доерден, Концепция и реализация плетеных пневматических искусственных мышц и их использование в качестве соответствующих элементов активации

4. Г. Б Иммига „Приводы ROMAC для микро роботов", в материалах IEEE Micro Robotics and Teleoperators

Консультанты по проекту с указанием относящихся к ним разделов

Раздел	Консультант	Сроки	Подпись
Основы безопасн. жизн	Бекбусаров Ш. Ш.	01.03.18 - 01.03.18	[illegible]
Экономическ. часть	Аренбаева Ж. Г.	01.03.18 - 01.03.18	ЖАрен
Основная часть	Балбаев Г. К.	28.05.2016	[illegible]
Нормоконтроль	Аменбаев К. А.	03.06.2018	[illegible]
Рецензент	Калиева Н. Б.	04.06.2018	

Scanned with CamScanner

ГРАФИК
подготовки дипломной работы

№ п/п	Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления руководителю	Примечание
1	Введение	28.01.2018	
2.	Эскиз. Модульный		
	тактильный эскиз	28.01.2018	
3.	Механическая конструкция.		
	Разработка модели.		
	Технологическая искусст-		
	венная модель	27.03.2018	
4.	Экономическая часть	19.05.2018	
5.	Основы безопасности жизнед.	22.05.2018	
6.	Заключение	29.05.2018	

Дата выдачи задания «28» января 20 18 г.

Заведующий кафедрой _____ Аминбаев К.А
(подпись) (Фамилия и инициалы)

Руководитель _____ Балбаев Т.К.
(подпись) (Фамилия и инициалы)

Задание принял к исполнению
_____ Молдабаева Н.Б.
(подпись студента) (Фамилия и инициалы)

Scanned with CamScanner

Аннотация

В данной дипломной работе предложена разработка прототипа экзоскелета для поддержания астронавтов в хорошей физической форме в отсутствии земного притяжения, обеспечивая нагрузку мышцам и связкам. Данный экзоскелет работает на двух разных принципах: искусственные мышцы и электропривод. Также представлена модель локтевого сустава, которая запрограммирована на платформе Arduino.

Annotation

In this graduation project the development of a prototype of an exoskeleton is proposed to maintain astronauts in good physical form in the absence of terrestrial attraction, providing a load to the muscles and ligaments. This exoskeleton works on two different principles: artificial muscles and electric drive. The elbow joint model, which is programmed on the Arduino platform, is also presented.

Аңдатпа

Осы дипломдық жобада экзоскелеттің прототипін жасау жер бетіндегі тартымдылық болмаған кезде, бұлшық еттерге және лактарға жүктемені қамтамасыз ететін ғарышкерлерді жақсы физикалық түрде сақтауға ұсынылған. Бұл экзоскелет екі түрлі қағидатта жұмыс істейді: жасанды бұлшық және электр жетегі. Сондай-ақ, Arduino платформасында бағдарламаланған локтің бірлескен моделі ұсынылған.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение 3
1 Экзоскелеты 6
1.1 Модульный тактильный экзоскелет 6
1.2 Угловые датчики, используемые для локтевого модуля 8
1.3 Приводы / устройства, используемые для обратной связи по тактильному усилию на локтевом модуле 10
1.4 Механические конструктивные решения для тактильного локтевого модуля экзоскелета 11
1.6 Механическая конструкция тактильного модуля локтевого экзоскелета с линейным приводом 12
1.6.1 Гидравлическое соединение с пневматическим цилиндром 15
1.6.2 Редуктор с линейным шаговым двигателем 16
1.7 Механическая конструкция тактильного модуля локтя 17
1.8 Механическая конструкция модуля тактильного локтевого с электромагнитным тормозом 18
1.9 Механическая конструкция тактильного локтевого модуля с вибрационными двигателями 19
1.10 Механическая конструкция тактильного локтевого модуля с использованием миостимуляторов 19
1.11 Экспериментальная конструкция локтевого модуля экзоскелета 19
1.12 Стратегия управления локтевым модулем экзоскелета 22
2 Пневматическая искусственная мышца 25
2.1 ППИМ: адаптированный дизайн 27
2.2 Второе поколение ПИИМ 27
2.2. Математическая модель 30
2.3. Характеристика ПИИМ 34
3 Испытания статической нагрузки 38
4 Технико-экономическое обоснование проекта 42
4.1 Цель и задачи 42
4.2 Определение объема и трудоемкости разработки программного обеспечения 42
4.3.1 Определение срока разработки ПО. 44
4.3 Расчет затрат на разработку ПО 45
5.4 Расчет цены программного продукта 48
Безопасность жизнедеятельности 49
5.1 Теоретическая часть 49
5.1.1 Привод манипулятора. 51
5.1.2 Защита от статического электричества. 52
5.2 Расчет искусственного освещения в помещении 55
Заключение 60
Список литературы 62
Приложение А ..... **Ошибка! Закладка не определена.**

Введение

История робототехники началась с разработки промышленных роботов [1] и продолжила развиваться в таких специализированных структурах, как медицинские роботы [2-3], мобильные роботы [4], сервисные роботы [5-7] и несколько специальных структур в качестве параллельных роботов [8], реконфигурируемые роботы [9], ортезы [10], экзоскелеты [11-26] и т. д. Развитие экзоскелета началось в 1960-х годах. Само понятие определяется как антропоморфно-активное механическое устройство, которое носит оператор, что соответственно увеличивает его механические характеристики [10]. Несколько экзоскелетов были разработаны и применены в области медицины и развлекательных телероботов, а также в космических исследованиях.

Тактичная обратная связь позволяет продолжить развитие нескольких тактильных устройств для виртуальной реальности в форме взаимодействия человека с компьютером [11]. Это взаимодействие допускает как осязательную, так и силовую обратную связь. Эта функция открывает новую область приложений, подразумевающую использование экзоскелетов для телеоперации с тактильной обратной связью, неявно в телероботах.

Экзоскелеты были разработаны в первую очередь для реабилитации лиц с травмами конечностей. Большое количество патентов предлагает кинематику, проектирование и контроль таких экзоскелетов. Например, Joutras et al. [12] запатентовал комплексное оборудование, включающее экзоскелет, состоящий почти из всех суставов человеческого тела (плеча, локтя, запястья, колена, сустава стопы и шеи). Оборудование предназначено для реабилитации движением сегментов тела, которые контролируются по амплитуде и устойчивой нагрузке. Вся система предназначена для статического функционирования, так как пациент сидит в специальном кресло-коляске.

Дариуш [13] фокусируется на получении метода управления экзоскелетным приводом. Он разработал теоретический подход для вычисления эквивалентного совместного крутящего момента для компенсации силы тяжести и внешних сил с использованием антропометрических и экзоскелетных параметров и внешних сил. Предложил способы управления экзоскелетным приводом в стыке системы человека-экзоскелета путем приема параметров системы. Методы, представленные здесь преимущественно обеспечивают эффективный контроль экзоскелета в реальном времени без ошибки, вызванные вычислением производных высших порядков шумные кинематические данные. Перри и Розен [14] предлагают 7-DOF (степень свободы) экзоскелетную руку с нейронным контролем sEMG (поверхностная электромиография). Решение утверждает лучший человеко-машинный интерфейс, который работает на нейромышечном уровне, что уменьшает эффект электромеханической задержки. В прямой кинематике роботизированного манипулятора с такой же степенью свободы, как EXO-UL7, угол поворота математически представлен как функция плечевых суставов, который соединен с более тяжелыми звеньями и структурой, чем у других суставов. В общем, владелец преодолевает относительно высокую динамику трения и инерции без какого-либо компенсационного механизма. Патоглу [15] разработал весь экзоскелет, сосредоточив внимание на самовыравнивающихся элементах 3-

DOF. Schena [16] предлагает электроактивные полимерные приводы в качестве устройств для обеспечения тактильных ощущений, подчеркивая лучшую эффективность и меньшие затраты на эту технологию. Этот предмет стал рассматриваться ранее Бар-Коэном [17].

Новый подход рендеринга силы с переменным усилением обратной связи предложен Фархатдиновым и др. в [18], где тактильная обратная связь улучшает качество телеоперации мобильных роботов, сглаживая траектории. Caldwelland Tsagarakis [19] построил и опробовал опытный образец прототипа 7-DOF для тренировки и реабилитации exoskeleton весом менее 2 кг из-за использования пневматических мышечных приводов в качестве источника питания.

Принципиальные соображения и дискуссии о потенциальных задачах и ограничениях тактильных устройств делают предметом различных работ в течение последних двух десятилетий [20-23]. В последнее время большинство европейских исследований разрабатываются в рамках проектов ЕКА (Европейского космического агентства). Результаты этих проектов сообщаются в таких документах, как [24-26], авторы которых объединяют опыт большинства европейских стран.

Letier et al. [24-25] основное внимание уделяется возможности развития экзоскелета верхней конечности. Это целая цепочка управления 7-DOF для тактической телеоперации подчиненных роботов. Заключение исследовательской работы заключается в том, что тактические экзоскелеты для космической телеоперации по-прежнему находятся на уровне исследований, из-за проблем глобальной эргономики (веса, фиксации) и надежности (аппаратного и программного обеспечения).

Gancet et al. [26] представляет проект MINDWALKER, где кинематический контроль на основе ЭЭГ (электроэнцефалография) является центральной концепцией. В проекте предлагаются новые технологии, такие как сухая крышка EEG, новые инструменты VR (Virtual Reality) с визуальной обратной связью, контроль EEG-BNCI (мозговые нейронные компьютерные интерфейсы). Структура экзоскелета нижних конечностей была разработана в медицинских целях, но есть перспективы для применения в космических применениях.

Вывод, который получается путем поиска технической литературы, заключается в том, что структура, кинематика и контроль экзоскелетов существуют в разных вариантах. Однако космические применения требуют определенной разработки или даже новых технологий. В настоящей работе основное внимание уделяется разработке нескольких дизайнерских решений для локтевого модуля экзоскелета тактического рычага, предназначенного для обеспечения телеоперации с принудительной обратной связью с избыточным роботизированным рычагом (ведомым роботом). В конструкторских решениях используются разные угловые датчики / преобразователи для получения движения человеческого плеча и для передачи преобразованных сигналов для дистанционного управления движением робота и различными исполнительными механизмами или устройствами для применения обратной связи тазобедренного сустава на суставах экзоскелета. Решения сравниваются с учетом нескольких критериев, требуемых космическими

условиями, и определяется оптимальное решение. Для оптимального решения разработана стратегия управления.

Цель моей дипломной работы - разработка прототипа экзоскелета в двух вариантах - искусственные мышцы и электрический привод(?) для поддержания астронавтов в хорошей физической форме в отсутствии земного притяжения, обеспечивая нагрузку мышцам и связкам. Кроме того, экзоскелет может использоваться и для реабилитации людей с нарушением опорно-двигательного аппарата.

Задача - создание экспериментальной модели экзоскелета, получение опытного образца.

1 Экзоскелеты

Некоторые определяют экзоскелеты как пригодный для носки робот, а другие определяют их как просто ортопедию, которая активно укрепляет тело. Термин экзоскелет заимствован из биологии и используется для описания оболочки или панциря животного, который обеспечивает защиту или поддержку, характерную черту беспозвоночных членистоногих. Возможно, одним из ранних изображений экзоскелетного устройства для увеличения человека была картина Роберта Сеймура в начале 1-го века, которая пародировала идею о том, что паровые двигатели открывают потенциал для питания всех видов новых приспособлений.

Экзоскелеты в этой группе питаются от источника энергии, в основном электричеством или сжатым воздухом. Они помогают владельцу достичь желаемых движений более эффективно, быстрее или в течение более длительного времени или исключительно для перемещения тела, если это невозможно из-за физического состояния в то время. Они используют датчики и приводы для работы.

Будущие космические миссии будут использовать передовые гуманоидные роботы.

Экзоскелеты варьируются по назначению, но обычно они используются для улучшения функции человека, делая человеческие конечности сильнее, быстрее или точнее. Иногда это улучшение относится к реабилитационным целям и другим временам для чистого повышения производительности человека. Pratt, Krupp et al. (2004) различают экзоскелет из других расширений человеческого тела, таких как автомобиль, разъясняя, что экзоскелет имеет механизмы, которые соответствуют естественной локомоции. Идеальный экзоскелет полностью прозрачен для пользователя. Экзоскелет легко интегрируется с пользователем и относительно незаметен. Пратт далее уточняет, что делает идеальный экзоскелет прозрачным. Он должен успешно

- Определите намерение пользователя
- Примените силы там, где это необходимо
- Нынешний низкий импеданс, т. Е. «Убирайся с дороги» (Pratt, Krupp et al., 2004)

Эти три принципа руководствовались дизайном EVA S3. Датчики положения и сигнальные фильтры определяли намерение пользователя, исполнительные механизмы и методы передачи крутящего момента были выбраны для применения соответствующих сил, а суставы были сконструированы таким образом, чтобы минимизировать импеданс, в то время как соединения были отключены.

1.1 Модульный тактильный экзоскелет

В космосе необходимо выполнять сложные действия для настройки, сборки а также поддержание работоспособности некоторых устройств. Чтобы обеспечить безопасность человека-оператора на космических аппаратах, появилась необходимость использования роботизированной установки, связанной с тактильным рычагом экзоскелета. Обратная тактильная связь на

рычаге экзоскелета позволяет избежать повреждений от приложенной большой силы, создаваемой сверхчеловеческим роботом [22].

Задачей проекта EXORAS является разработка нового легкого, легко переносимого и удобного экзосклета с тактильным рычагом для операций с роботом, имеющим эквивалентную кинематическую цепь с обратной связью по силе. Экзоскелет тазобедренного сустава должен иметь 2-DOF на плече, 1-DOF на локте и 2-DOF на запястье, которые управляют соответствующими соединениями роботов, как показано на рисунке 1.

Стратегией развития тактильного устройства была модульная концепция, которая могла упростить процедуры тестирования и контроля, а также позволить различным конфигурациям, адаптированным к выполняемым задачам, а также структуре управляемой роботизированной цепи.

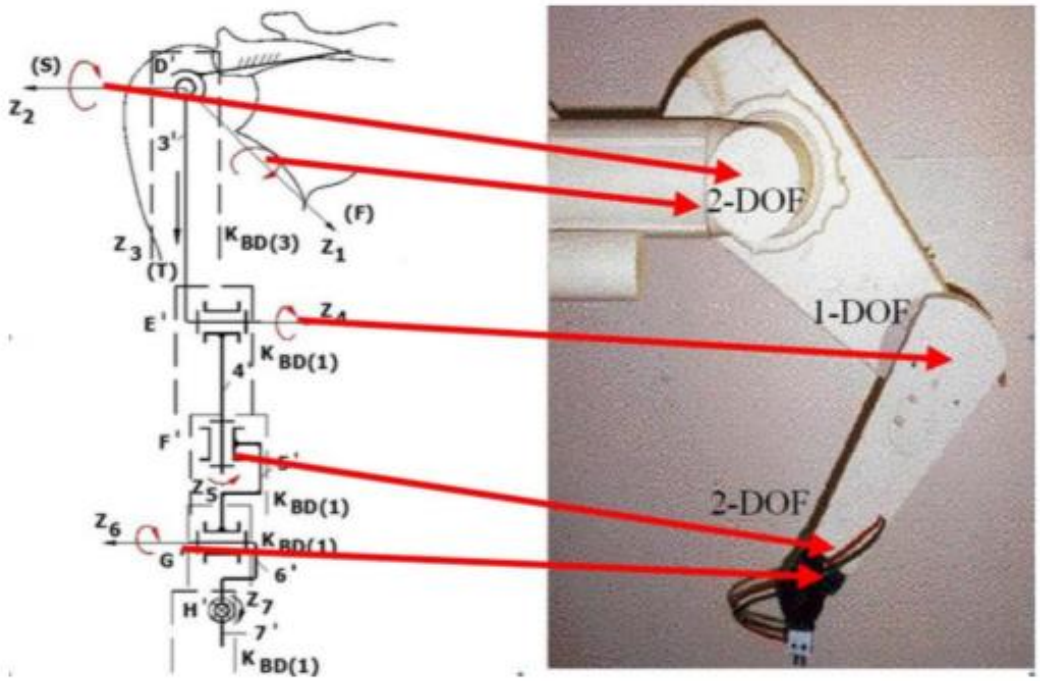


Рисунок 1 – Соответствие точек тактильной схемы экзоскелета руки с суставом робота

На рисунке 2 подробно описывается тактильная схема управления модулями экзоскелета руки. Чтобы передать изгиб человеческой руки, экзоскелет должен иметь угловой датчик-преобразователь, который будет преобразовывать движение в сигнал и дистанционно управлять роботом. Для обратной связи по силе используется датчик силы, который передает сигнал назад в экзоскелет и неявно к человеческой руке, создавая силу реакции. Хотя в некоторых устройствах управление движением роботизированной руки и обратная связь силы с рукой человека должны быть обратимыми (чтобы обеспечить прямой и задний привод), в космических условиях это не является обязательным, из-за отсутствия силы тяжести.

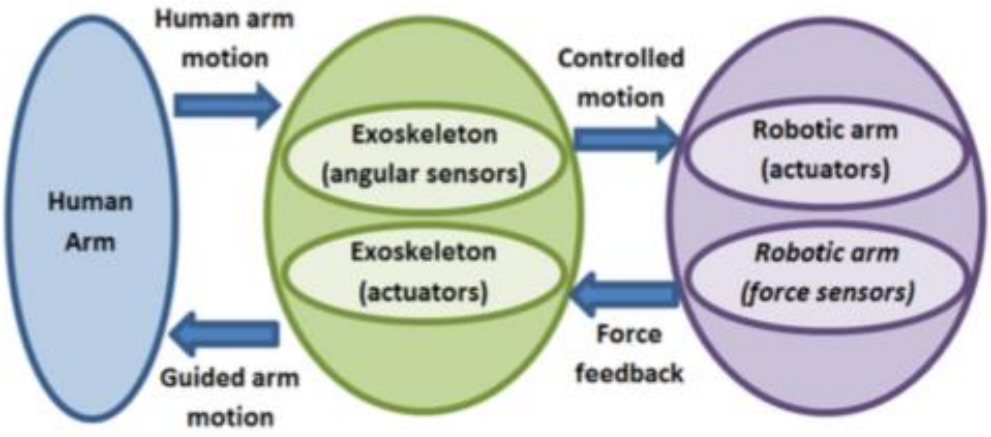


Рисунок 2 - Схема управления тактическими экзоскелетами

В работе рассматривается только тактильный модуль локтевого экзоскелета. Предлагаемые проектные решения для достижения механической обратной связи, используют контролируемые структуры механизмов или прямые приводы.

Наложенный максимальный угол поворота локтя должен быть 110 °, и учитывается максимальная реакционная нагрузка на руку оператора F = 25 Н. Следовательно, для длины предплечья $l_п$ = 400 мм эквивалент тактовый момент реакции $M_р$ = 10 Нм.

Некоторые предлагаемые механические решения разработаны для описания стратегии управления.

1.2 Угловые датчики, используемые для локтевого модуля

На первом этапе разработки управлени тактильным движением требуется получить угловой параметр локтевого сустава экзоскелета. Методы получения углового параметра и даннные с соответствующих датчиков / преобразователей и устройств собраны в таблице 1.

При электромагнитном методе используется потенциометр или кодер в локтевом суставе модуля экзоскелета. Точность такого метода высокая, но аппаратуру необходимо подключать непосредственно к локтевому суставу.

Оптический метод - это бесконтактный метод, в котором используются ПЗС-камеры для захвата маркеров, наклеенных на локтевых кронштейнах экзоскелета. Анализируются захваченные кадры с последующими позициями маркеров, и с помощью алгоритма вычисляются угловые параметры.

No	Method	Transducer	Image
1	Electro-magnetic	Potentiometer, Encoder	
2	Optic	CCD camera	
3	Magnetic	Digital magnetic compass	
4	Inertial-magnetic	3-axes angular rate gyroscopes	

Рисунок 3 - Угловые методы и устройства сбора данных

Система на основе магнитных датчиков с тремя осями использует магнитный метод для получения значения угла, который вычисляет трехмерную ориентацию скобок локтевого модуля, относящуюся к магнитным осям земли. Эта система не имеет высокой точности, но информацию от магнитных датчиков легко получить и вычислить.

Инерционно-магнитный метод преобразует движение экзоскелета с использованием инерциальных датчиков (акселерометров или гироскопов), недавно объединенных с магнитными датчиками на основе технологии MEMS (Micro Electro-Mechanical Sensors). Использование в космических условиях не рекомендуется.

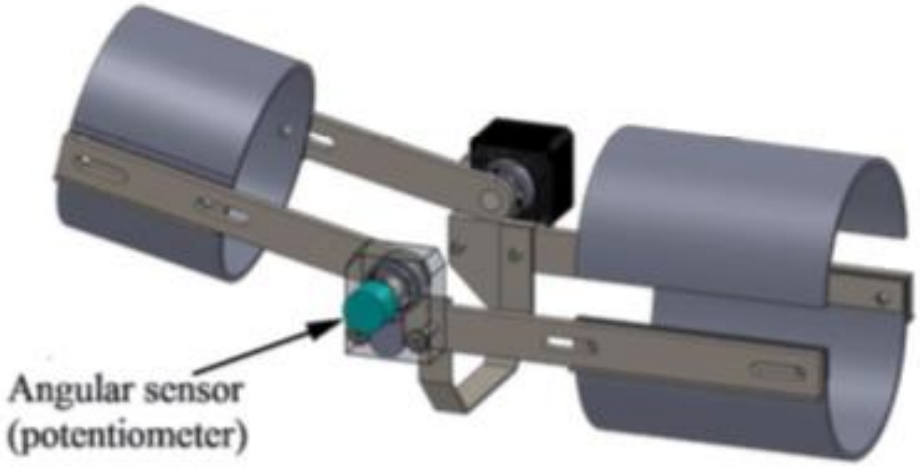


Рисунок 4 - Конструктивное решение для углового датчика

Для разработанного локтевого модуля экзоскелета был выбран вращательный потенциометр для получения угла в качестве углового датчика/преобразователя, соединенного с двумя скобами модуля, как показано на рисунке 3.

Вращательный потенциометр имеет линейную зависимость от электрического сопротивления, обеспечивает абсолютное угловое положение для инициализации и калибровки без влияния внешних факторов и определяет направление вращения. Несмотря на то, что он допускает широкое изменение

напряжения питания, он использует малое количество проводов питания, уменьшает массу, размер и легко обслуживается.

1.3 Приводы / устройства, используемые для обратной связи по тактильному усилию на локтевом модуле

Второй этап разработки управления тактильным движением - выбор исполнительных механизмов, способных генерировать силовую обратную связь в соответствии с приобретенным моментом на роботизированных суставах рук. Момент в роботизированных суставах может быть получен путем калибровки тока в соответствующих приводах робота или с помощью датчиков крутящего момента.

Потенциальные приводы для генерирования обратной связи по силе показаны в таблице 2.

Рисунок 5 - Приводы / устройства, используемые для обратной связи по силе

No	Тип привода	Рисунок
1	Сервопривод ПТ	
2	Пневматический цилиндр двойного действия	
3	Линейный шаговый мотор ПТ	
4	Электромагнитный тормоз ПТ	
5	Электродвигатель ПТ	
6	Мио-стимулятор ПТ	

Сервопривод легко запускается, но он обеспечивает ограниченный крутящий момент при малом размере и создает трудности для заднего хода без дополнительного контроля. Напряжение питания находится в диапазоне 8-14 В, в зависимости от максимального крутящего момента и скорости вращения. Сигнал углового действия является ступенчатым сигналом с переменным диапазоном (500. 1500 мс), который непосредственно предоставляется микроконтроллером платы управления.

Пневматический цилиндр двойного действия использует переменное давление, пропорциональное сигналу силы, полученной от роботизированного сустава. Контроль давления осуществляется с помощью двух пропорциональных регуляторов давления. Они преобразуют аналоговое напряжение в диапазоне 0-10 В в пропорциональное значение давления от 0 до 10 бар. Система пневматического действия содержит источник давления (компрессор и резервуар), блок подготовки сжатого воздуха (фильтрация и регулирование давления), два пропорциональных регулятора давления, которые обеспечивают контроль давления воздуха для цилиндра двойного действия, так что он может генерировать требуемую силу при прямом или обратном ходе.

В линейном шаговом приводе используется двухполюсный шаговый двигатель, вращающий гайку для приведения в действие свинцового винта. Управление двигателем осуществляется с помощью платы Ардумото и сигнала номера шагов от главного контроллера.

Подходящее решение для создания обратной связи по силе, пропорциональное крутящему моменту на роботизированном суставе, определяется использованием электромагнитных тормозов.

Вибрационный мотор имеет пропорциональную зависимость между имитируемым усилием и переменной частотой импульсов, подаваемых на двигатель. Напряжение питания вибромотора ограничено 5 В с регулятором напряжения, а сигнал подается с платы микроконтроллера Arduino.

Очень простое механическое решение предполагает использование парных наборов миостимуляционных электродов. Миостимуляторы размещаются на антагонистических мышцах верхней конечности.

Выбор типа привода зависит от конструкции модуля экзоскелета локтевого рычага.

1.4 Механические конструктивные решения для тактильного локтевого модуля экзоскелета

Вышеприведенное исследование углового датчика/преобразователя и исполнительных механизмов, используемых для локтевого модуля экзоскелета, позволяет разрабатывать некоторые механические проектные решения.

1.5 Механическая конструкция тактильного модуля с прямым приводом

Эта механическая конструкция использует сервомотор, установленный непосредственно на локтевом суставе экзоскелета. На противоположной стороне соединительных пластин установлен потенциометр.

На рисунках 4 и 5 показана схема и дизайн модуля экзоскелета. Модуль содержит две регулируемые фигурные скобки (1) и (5), установленные на локтевых пластинах экзоскелета. Скобки закреплены на руке и предплечье. Угловое перемещение модуля экзоскелета считывается потенциометром (4), а обратная связь по силе обеспечивается сервоприводом постоянного тока (3), закрепленным соединительной деталью (2) на кронштейне (1). Конец вала сервомотора соединен с кронштейном предплечья (5).

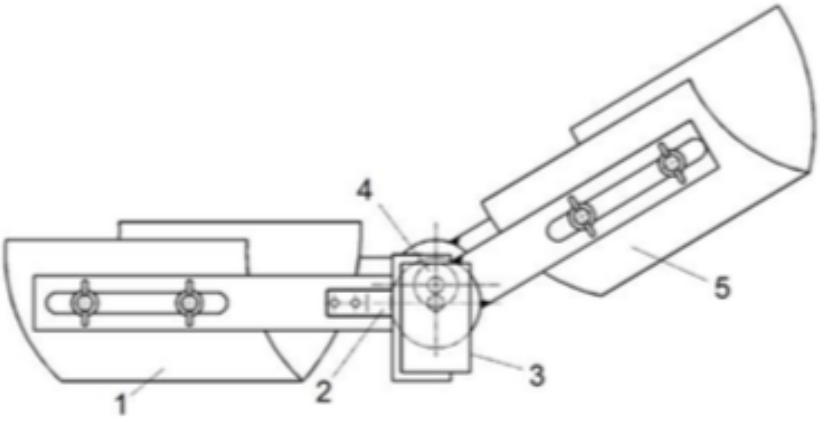


Рисунок 6 - Схема модуляции экзоскелета с тактоподобным локтевым суставом с сервомотором

Чтобы получить эквивалентный тактильный момент реакции 10 Нм, необходимо выбрать подходящий сервопривод. Из-за малой мощности, обеспечиваемой данными электродвигателями, требуется привод большой массы и большего размера, как показано на рисунке 5.

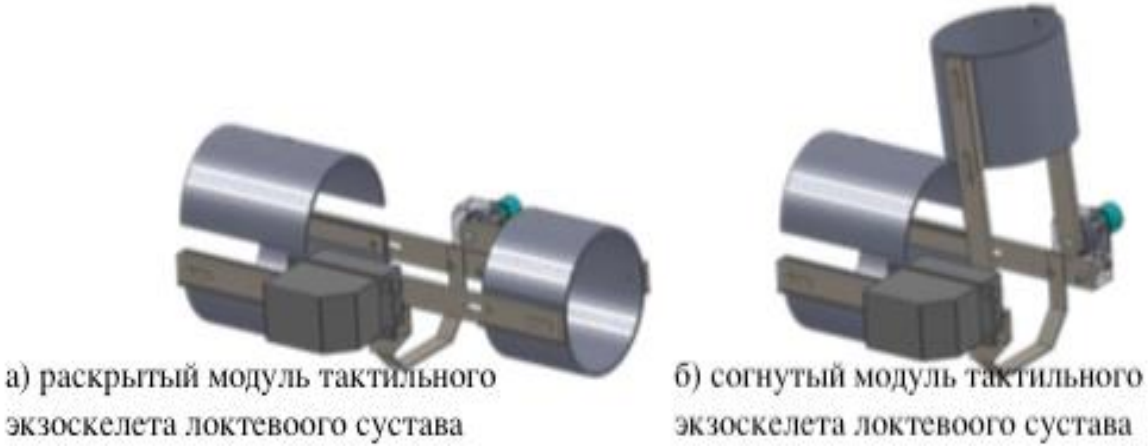


Рисунок 7 - Конструкция тактильного модуля экзоскелета с сервоприводом

1.6 Механическая конструкция тактильного модуля локтевого экзоскелета с линейным приводом

Модуль локтевого экзоскелета, который использует линейный привод, должен преобразовывать линейное движение поршня в вращательное движение модульного соединения с углом 110 °. Усиленная связь с линейным приводом способна воспроизводить приблизительную линейную функцию передачи для очень большого угла поворота. Это свойство редукторной связи позволяет упростить управление.

Рекомендуемая конструкция редуктора должна иметь в качестве базовой детали - перевернутый слайдер-кривошип, соединенный параллельно с зубчатой

передачей. Одна шестерня соединена с ползуном базовой конструкции, а вторая коаксиально соединена с кривошипным соединением.

Зубчатая передача выполняет планетарное движение, как показано на рисунке 6. Входным параметром является ход s ползунка (линейный привод), а выходным параметром является угол поворота выходной шестерни χ. Для получения приблизительно постоянного коэффициента передачи для большого угла поворота χ с оптимальным углом передачи μ рекомендуется оптимизационный синтез.

Целевая функция определяется как разность между мгновенным передаточным отношением и желаемым постоянным передаточным отношением. Согласно [23] целевая функция:

$$F(x) = \int_0^{s_H/l_1} \left|\chi'(s,\lambda_2,\lambda_4) - \chi'_{desired}\right| ds := Min! \quad (1.1)$$

где: s_H – приложеный ход,

$\chi'(s,\lambda_2,\lambda_4)$ - мгновенное передаточное число хода(функция первого порядка) и $\chi'_{desired}$ – коэффициент передачи, определяющийся как:

$$\chi'_{desired}(s) = \frac{\chi_{max}}{s_{max}} = ct., \quad (1.2)$$

где: χ_{max} – максимальный угол вращения шестерни,

s_{max} – максимальный исполнительный механизм.

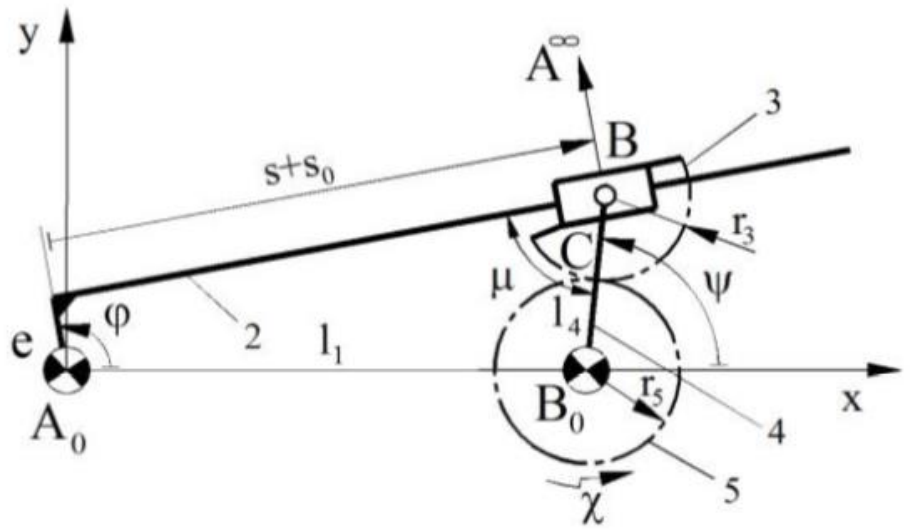


Рисунок 8 - Гидравлическая связь с инвертированным рычагом

Передаточная функция χ(s) редукторной связи имеет вид:

$$\chi(s) = (1-p)*\psi(s) + p*\varphi(s), \quad (1.3)$$

где:

$$p = \pm {r_3}/{r_5}, \quad (1.4)$$

$$\varphi(s) = 2arctg\frac{B(s) \pm \sqrt{A(s)^2 + B(s)^2 - C(s)^2}}{A(s) - C(s)}, \quad (1.5)$$

$$\begin{aligned} A(s) &= 2 * l_1 * e, \\ B(s) &= 2 * l_1 * (s_0 + s), \\ C(s) &= -l_1^2 - e^2 - (s_0 + s)^2 + l_4^2 \end{aligned}, \quad (1.6)$$

и

$$\psi(s) = \arccos\frac{e^2 + (s_0 + s)^2 - l_1^2 - l_4^2}{2 l_1 l_4}, \quad (1.7)$$

Коэффициент мгновенной передачи, коррелированный с (4) до (7):

$$\chi'(s) = (-(s_0 + s) + p * l_1 * \sin\varphi(s))(l_1 l_4 \sin\psi(s)), \quad (1.8)$$

Переменный вектор x = $(\lambda_2, \lambda_4)^T$ используется для задачи оптимизации, где безразмерные переменные:

$$\lambda_2 = {e}/{l_1}, \lambda_4 = {l_4}/{l_1} \quad (1.9)$$

Ограничения даются как неравенства, описывающие начальные и конечные геометрические условия:

$$(\lambda_4 + 1)^2 - \lambda_2^2 - \left({s_0}/{l_1}\right)^2 < 0, \quad (1.10)$$

$$-(\lambda_4 + 1)^2 + \lambda_2^2 + \left({(s_0 + s_H)}/{l_1}\right)^2 < 0, \quad (1.11)$$

Для удобного угла передачи $\mu > \mu_{min}$ используется унитарное смещение s_0/l_1:

$$\frac{s_0}{l_1} = -\lambda_4 * \cos\mu_{\min} + \sqrt{1 - \left[(\lambda_2 - \lambda_4) * \sin\mu_{\min}\right]^2}. \quad (1.12)$$

1.6.1 Гидравлическое соединение с пневматическим цилиндром

В качестве линейного привода зубчатой передачи можно использовать пневматический цилиндр двойного действия (см. Таблицу 2). Эта конструкция экзоскелета позволяет легко управлять обратной связью по осям через действующее давление в цилиндре. Схема и конструкция модуля локтевого экзоскелета, приводимого в действие с помощью зубчатой передачи и пневматического цилиндра, показаны на рисунках 7 и 8.

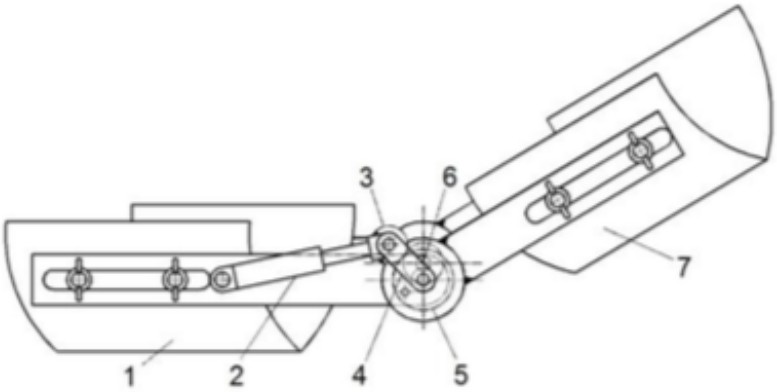


Рисунок 9 - Схема модуля тактильного экзоскелета локтевого сустава, использующий зубчатую передачу с пневматическим цилиндром

Задняя часть цилиндра соединена с пластиной фиксатора (1) с помощью вращательного соединения и приводится в действие в качестве активного ползунка. Выходная шестерня (5) зафиксирована на пластине фиксации предплечья. Данное конструктивное решение аналогичным образом использует потенциометр в качестве углового датчика (4).

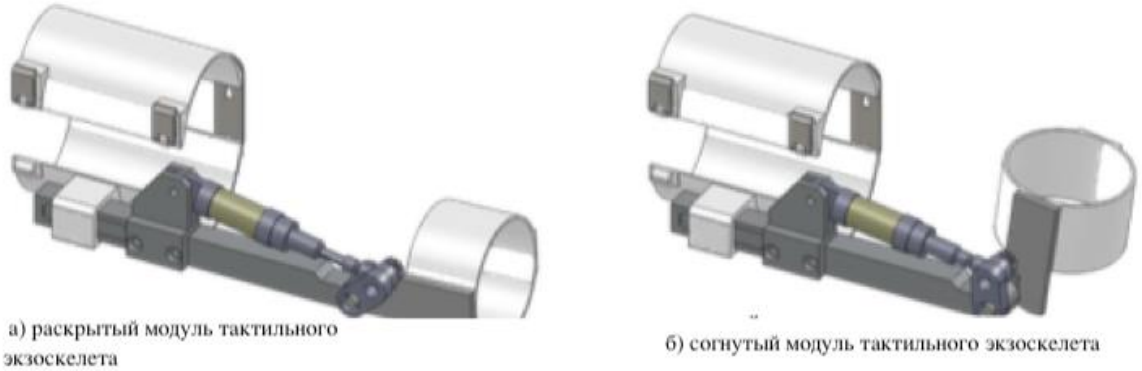


Рисунок 10 - Конструкция модулятора экзоскелета локтевого сустава с использованием зубчатой передачи с пневматическим цилиндром

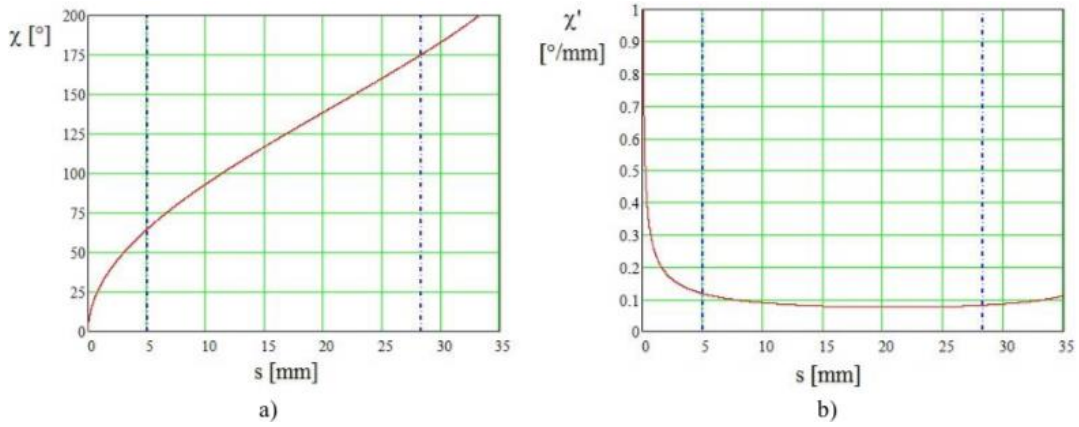


Рисунок 11 - Функция передачи (a) и мгновенное передаточное отношение (b) редукторной связи с пневматическим цилиндром

Благодаря оптимизационному синтезу для выбранного пневматического цилиндра с шагом sH = 23,3 мм коэффициент передачи ρ = 0,5 и расстояние до кадра A_0B_0 = 120 мм приводит к длине качалки B_0B = 20 мм и начальной длине цилиндра A_0B = 111,2 мм. Функция передачи и мгновенное передаточное отношение редукторной связи с перевернутым слайдер-кривошипом, используемым для локтевого модуля, показаны на рисунках 9 а) и б).

Данная конструкция имеет малый диаметр, необходимый для получения тактильной реакции силы в локтевом суставе и обеспечивает прямой и задний привод соответственно. Но для использования в космосе это недопустимо, потому что в сжатый воздух добавляют масло, что негативно влияет на окружающую среду космического корабля.

1.6.2 Редуктор с линейным шаговым двигателем

Если шаговый двигатель с винтовой гайкой используется в качестве линейного привода редукторных соединений (см. Таблицу 2), конструкция становится громоздкой из-за большого размера двигателя. Обратная связь по силе контролируется электрическими сигналами, а на прямой привод влияет трение в свинцовой нити. Конструктивное решение аналогично предыдущему. Шаговый двигатель фиксируется передней пластиной на хомуте, показанном на рисунках 10 и 11. Поэтому расстояние между рамами зубчатой передачи значительно меньше.

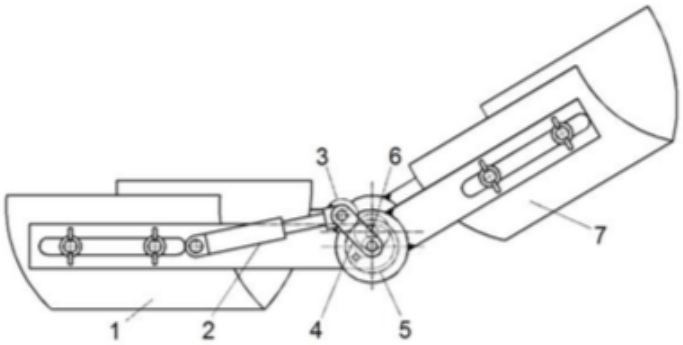


Рисунок 12 - Схема модуля экзоскелета в тактильном локтевом суставе с использованием редукторного рычага с линейным шаговым двигателем

Аналогично, путем оптимизации синтеза для выбранного шагового линейного привода с шагом sH = 25,3 мм, передаточное отношение ρ = 0,5 и расстояние до кадра A_0B_0 = 80 мм, длина рокера B_0B = 20 мм и начальная длина цилиндра A_0B = 70,7 мм. Соответствующая функция передачи и мгновенное передаточное отношение зубчатой передачи с перевернутым слайдер-кривошипом показаны на рисунках 12 а) и б), которые очень похожи на предыдущие (рис.9). Значительная разница между двумя решениями - начальная длина цилиндра.

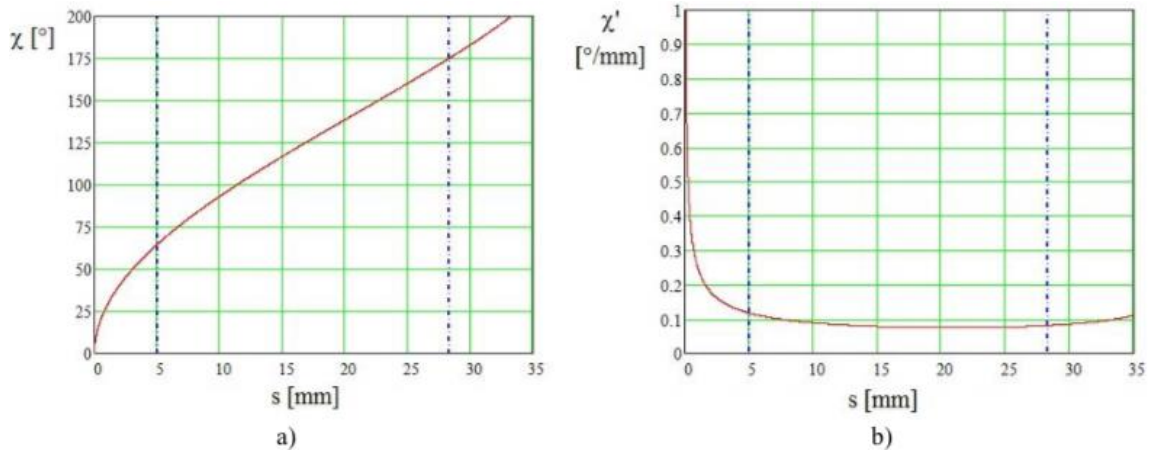


Рисунок 13 - Функция передачи (a) и мгновенное передаточное отношение (b) редукторной связи с линейным шаговым двигателем

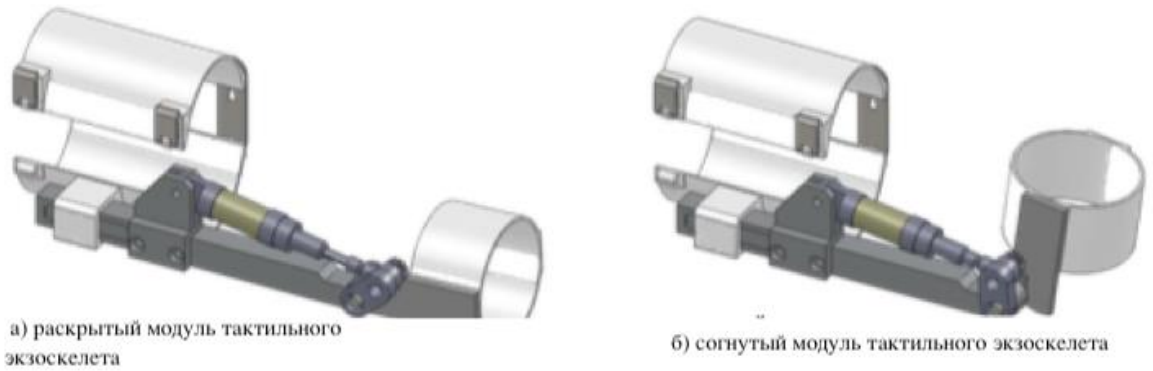


Рисунок 14 – Конструкция тактильного локтевого модуля экзоскелета с использованием редуктора с линейным шаговым двигателем

1.7 Механическая конструкция тактильного модуля локтя

Конструктивное решение с использованием проводов или ремней позволяет установить удаленный сервопривод за плечевым суставом на раме всего экзоскелета.

Провод или лента (5) обертываются вокруг ведомого шкива (6), установленного на оси локтевого сустава и вокруг ведущего шкива (4) на концевом валу серводвигателя. Направляющие ролики могут использоваться (см. Рис. 13),

для того, чтобы привести провод в удаленный привод. В этом случае напряжение в проводе должно контролироваться вращающим моментом.

Если используются ременные приводы, то для каждого сегмента должна быть собственная ленточная трансмиссия (см. Рис. 14).

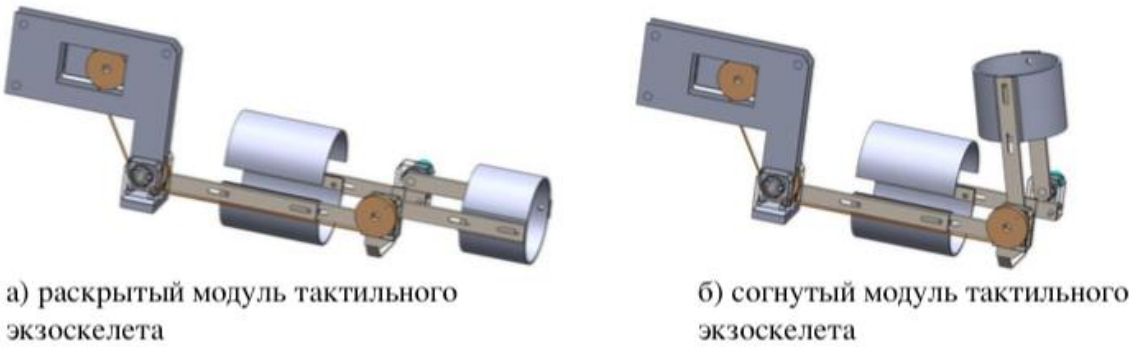


Рисунок 15 - Конструкция мостовидного экзоскелетного модуля с проволочным приводом

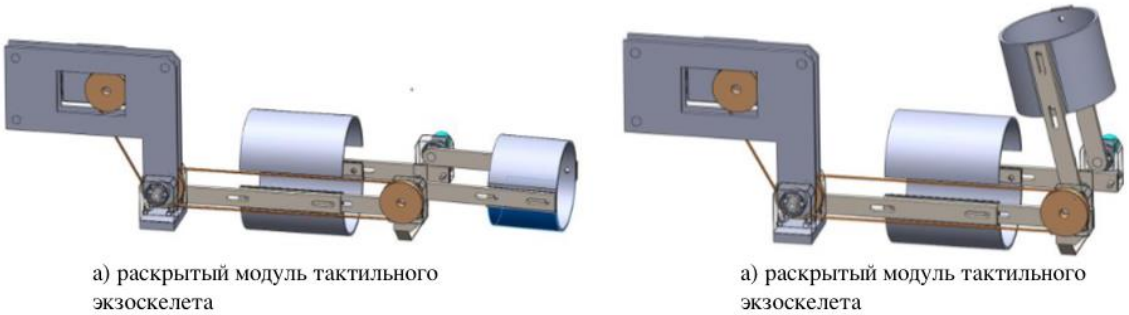


Рисунок 16 - Конструкция модуля экзоскелета локтевого локтя с ременным приводом

Конструктивное решение может использовать в качестве углового датчика потенциометр (7), установленный либо на локтевом суставе (см. Рис. 13), либо на ведущем шкиве (4).

1.8 Механическая конструкция модуля тактильного локтевого с электромагнитным тормозом

Для обеспечения более легкого прямого хода рекомендуется использовать тормоза, установленные непосредственно в локтевом суставе (см. Рис. 15 и 16)

Конструктивное решение компактно и, с использованием двух тормозов на противоположных сторонах локтевого сустава, сила реакции может быть удвоена. Угловой датчик как потенциометр (4) также должен быть установлен на локтевом суставе. Это решение не выполняет задний ход, то есть если роботизированная рука с нагрузкой. Такая ситуация обычно не возникает в космических условиях из-за низкой гравитации.

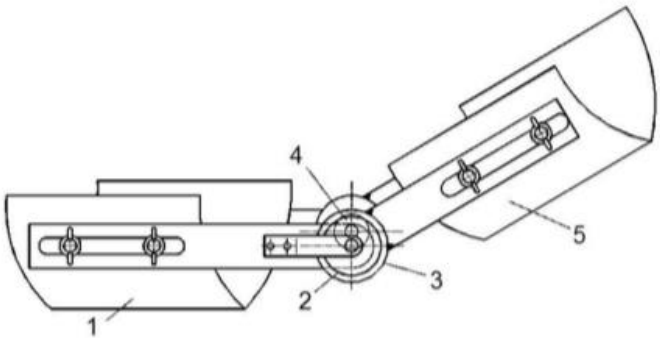
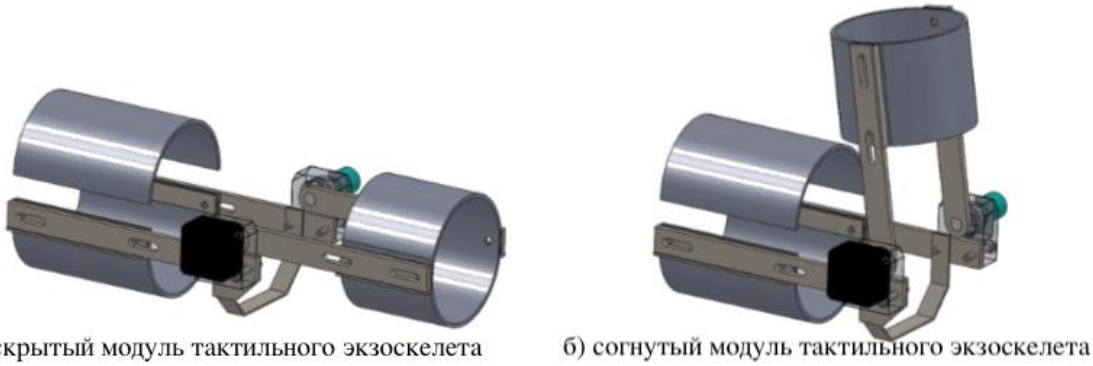


Рисунок 17 - Схема модуля экзоскелета тактильного локтевого сустава с электромагнитным тормозом



а) раскрытый модуль тактильного экзоскелета локтевого сустава

б) согнутый модуль тактильного экзоскелета локтевого сустава

Рисунок 18 - Конструкция тактильного локтевого модуля экзоскелета с электромагнитным тормозом

1.9 Механическая конструкция тактильного локтевого модуля с вибрационными двигателями

Конструкция локтевого модуля аналогична конструкции, которая использует только угловой датчик в локтевом суставе, а также имеет вибромотор, установленный на локтевом модуле. Это решение позволяет самим выбрать расположение вибрационных двигателей на локтевом модуле, но нужно подчеркнуть необходимость калибровки, а также необходимость обучения пользователя и дискомфорт.

1.10 Механическая конструкция тактильного локтевого модуля с использованием миостимуляторов

Данный локтевой модуль использует только угловой датчик в локтевом суставе и имеет несколько пар миостимуляторов, установленных на руке человека. Решение очень простое, но имеет те же недостатки, что и предыдущий.

1.11 Экспериментальная конструкция локтевого модуля экзоскелета

Описанные выше решения локтевого модуля сравнивались с помощью многокритериального анализа с учетом особых условий, их размера и массы, максимальной тактильной реакции, порога чувствительности , возможности заднего хода, энергетической эффективности, соответствия, эргономики, обучения продолжительность для операторов, сложность и затраты.

Решения, обозначенные S1 ... S6, сравнивались по критериям, указанным в таблице 3, и для каждого критерия были назначены оценки в пределах [1 ... 6].

Программное обеспечение ELECTRE было запущено для ранжирования решений, представленных также в таблице 3.

На рисунке 18 показано изображение процесса выбора, в котором показаны основные решения для сбора данных из экзоскелета, кинематики, приведения в действие и тактильной обратной связи.

Таблица 3 - Оценки, присвоенные решениям модуля экзоскелета по различным критериям

	Альтернативные решения					
Критерии	S1	S2	S3	S4	S5	S6
Особые условия	4	5	2	6	1	3
Размер(масса)	1	2	4	3	6	5
Максимальная тактильная реакция	3	6	4	2	5	1
Тип энергии, используемой для создания тактической обратной связи	6	3	3	6	6	6
возможность заднего хода	1	2	3	5	6	6
энергетическая эффективность	3	1	2	4	6	5
общая сметная стоимость	5	3	1	4	2	6
эргономика	5	6	3	4	1	2
механический комплекс	3	2	1	4	6	5
Порог тактильной чувствительности	6	5	2	4	3	1
уступчивость	3	6	4	5	1	2
сложность и продолжительность обучения операторов	5	6	4	3	1	2

окончательный рейтинг альтернатив	1	1	-3	2	-1	0
S1 - прямое включение с серводвигателем S2 - линейный привод S3 - проводной / ременный привод				S4 – электромагнитный тормоз S5 – мио-стимуляторы S6 – вибрационные двигатели		

Наиболее удобным является решение с электромагнитным тормозом. Это решение будет использоваться также для остальных модулей, входящих в экзоскелет, чтобы обеспечить единую систему управления и управления.

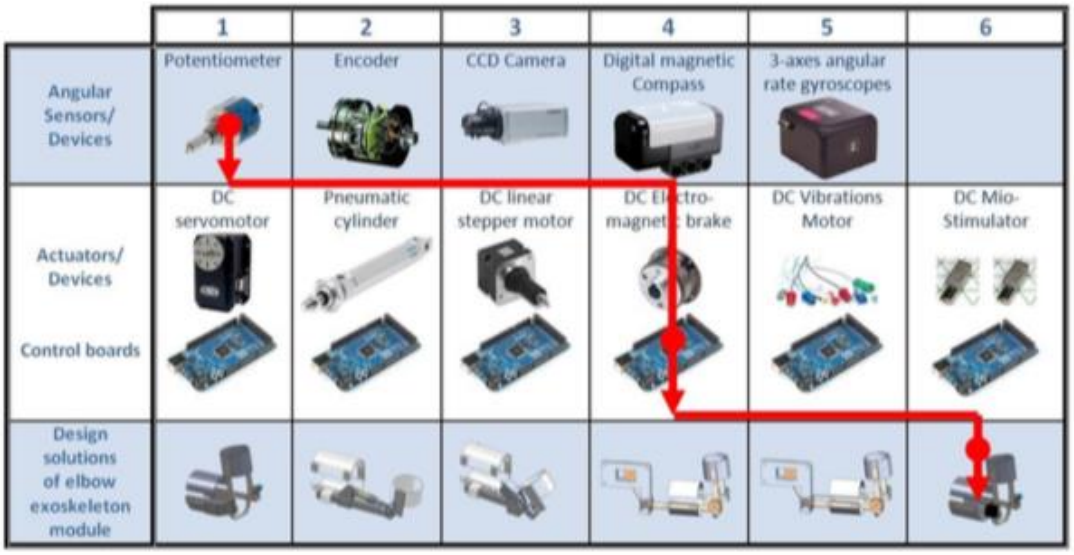


Рисунок 19 - Сравнительные исследования предлагаемых решений

Прототип этого решения был разработан и изготовлен (см. Рисунки 18 и 19) с учетом соединений с другими модулями: предплечевая скобка будет содержать коаксиальный модуль пронации-супинации, а кронштейн для плеча будет установлен снаружи на стержне.

Рисунок 20 - Модуль локтя без углового датчика и тормозов

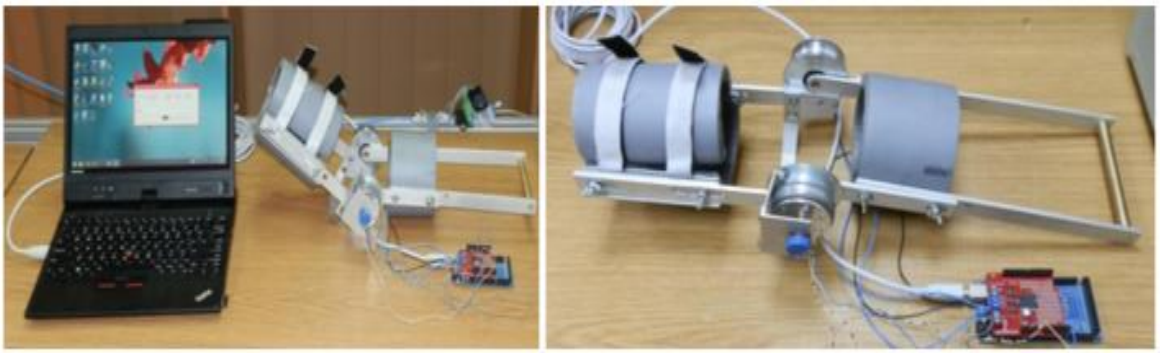


Рисунок 21 - Модуль локтя с двумя тормозами и угловым датчиком

Прототип локтевого модуля состоит из двух частей: основная часть, привязанная к руке оператора, а также часть предплечья. Данная конструкция позволяет совершать такие движения руки, как сгибание-разгибание и пронация-супинация. Направляющие и стержни установлены с обеих сторон, что позволяет регулировать длину. Локтевой сустав состоит из подшипников PMMA (Polymethylmethacrylate), закрепленных на кронштейнах, шариковых подшипниках с глубокими рощами и осях, закрепленных на стержнях предплечья. Структурная жесткость улучшается с помощью ребра жесткости под локтем между рычагами.

Конструкция с двумя тормозами на каждой стороне локтевого сустава (см. Рис. 20) удваивает тактическую обратную связь с отсутствием необходимости в синхронизации (как если бы использовались два серводвигателя). Сам корпус тормоза, установленный на кронштейне, поддерживаеют шариковые подшипники, делая конструкцию более компактной. Угловой датчик установлен на внешней стороне скобы, а конец его вала соединен с осью.

Предплечье оснащено ручкой, позволяющей свободно управлять рукой. Тормоз питается от источника 24 В. Тормозной момент пропорционален напряжению, подаваемому через мост H (Ardumoto).

1.12 Стратегия управления локтевым модулем экзоскелета

Модуль управления программой работает параллельно с двумя независимыми ветвями кода, так что прием и передача информации о совместной позиции разделяются (как по структуре, так и по времени).

Структура программы схожа для всех предлагаемых технических решений и представлена в блок-схеме на рисунке 21. Блоки управления, генерирующие силу выделены. Программа запускается обычной процедурой инициализации и калибровкой, которая проверяет, что связь работает, также проверяет предельные положения потенциометра (оператор будет выполнять несколько полных движений сгибания), а также проверяет работу генератора тактильной силы сравнивая его со средним значением силы.

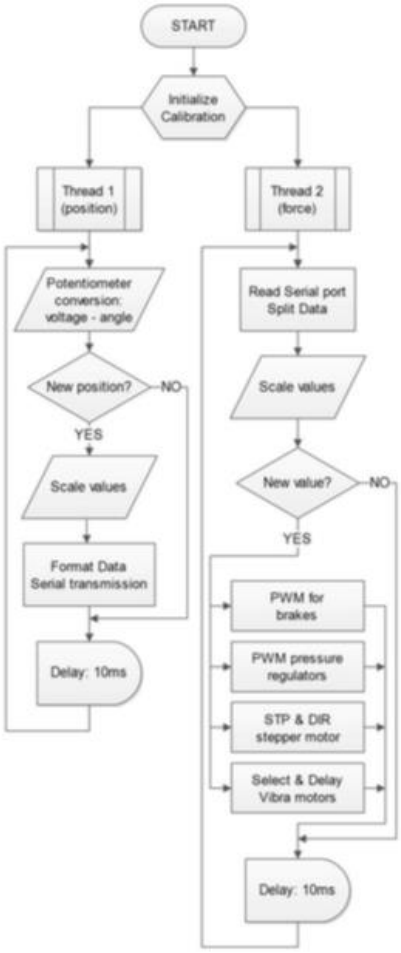


Рисунок 22 - Схема последовательности операций управления

Первая ветвь (нить 1) считывает значение положения потенциометра и преобразует это аналоговое входное напряжение в дискретное числовое значение (в среднем 3 показания каждые 2 мс). Если это значение отличается более чем на 10 единиц (эквивалентно 3 градусам), ранее прочитанное значение масштабируется в диапазоне (0-120) градусов, редактируется в строке буквенно-цифровых символов и передается по последовательному порту. После этого ветвь становится бездействующей 10 мс - постоянной базы времени, которая измеряется с начала процедуры ветвления. После этого периода процесс повторяется.

Вторая ветвь (поток 2) по-прежнему работает с временной базой 10 мс и служит для получения электрического сигнала, необходимого для генерации реакционной тактильной силы.

Процедура начинается с чтения последовательного порта, и когда информация становится доступна (отправляется подчиненным контроллером робота), она отделяется от суффикса / префикса, чтобы извлечь значение момента / силы, которая должна быть сгенерирована. Затем это значение масштабируется в пределах применимого диапазона для выбранного технического решения, после сравнивается с предыдущим крутящим моментом / силой. Если они отличаются более чем на 0,3 Нм / 3 Н, значение преобразуется, если это необходимо, в рабочий цикл для сигналов ШИМ (два решения), (количество шагов и направления для шагового двигателя), или идентификатор двигателя и интервал времени для

вибрационных двигателей. Затем сигнал, который подается на выходные выводы платы управления. Как и в первой ветви, она также скрыта до прохождения 10 мс, и по истечении этого времени процедура повторяется.

Чтобы точно управлять роботизированной рукой в соответствии с командным движением, угловые датчики должны быть откалиброваны. Для выбранного потенциометра калибровочная диаграмма показана на рисунке 22 [28].

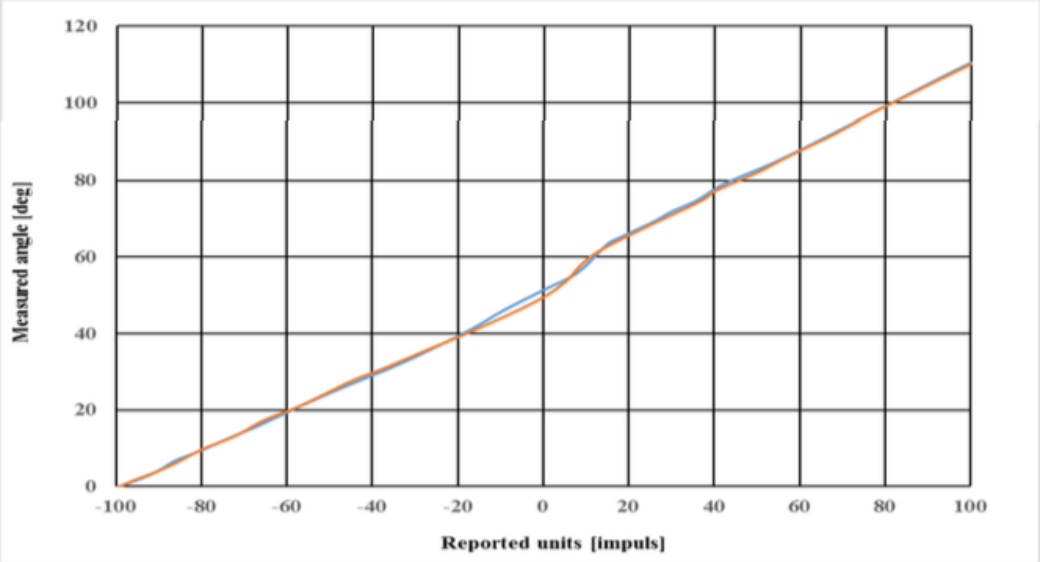


Рисунок 23 - Функция углового положения

Кроме того, для торсионного тормоза также требуется калибровка, чтобы быть уверенным, что он надлежащим образом применяет тактическую обратную реакцию к руке человека. На рисунке 23 показана зависимость обратной силы от командного напряжения [28].

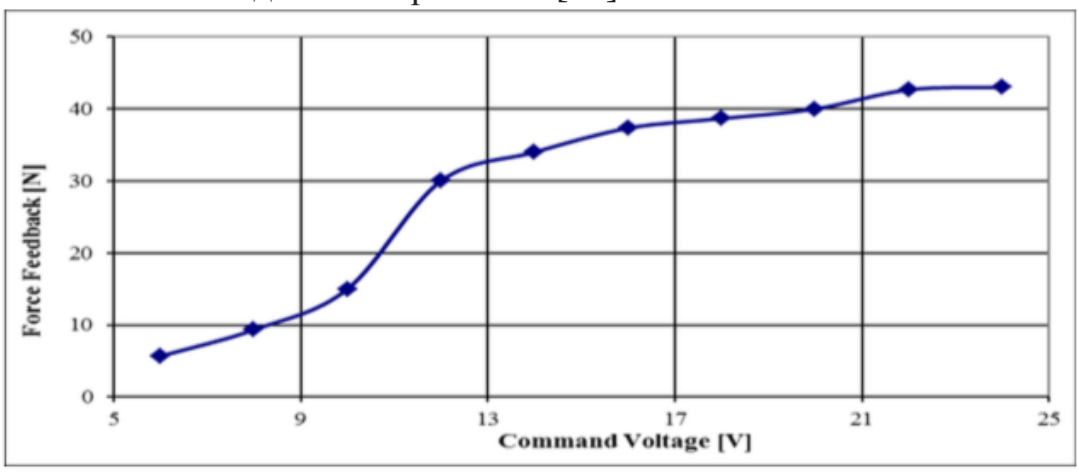


Рисунок 24 - Принудительная обратная связь в зависимости от приложенного

2 Пневматическая искусственная мышца

Пневматическая искусственная мышца (ПИМ) представляет собой эластичный материал с усиленной мембраной, который расширяется радиально и сжимается в осевом направлении при накачивании сжатым воздухом. Таким образом, мышца создает однонаправленную силу тягу вдоль продольной оси.

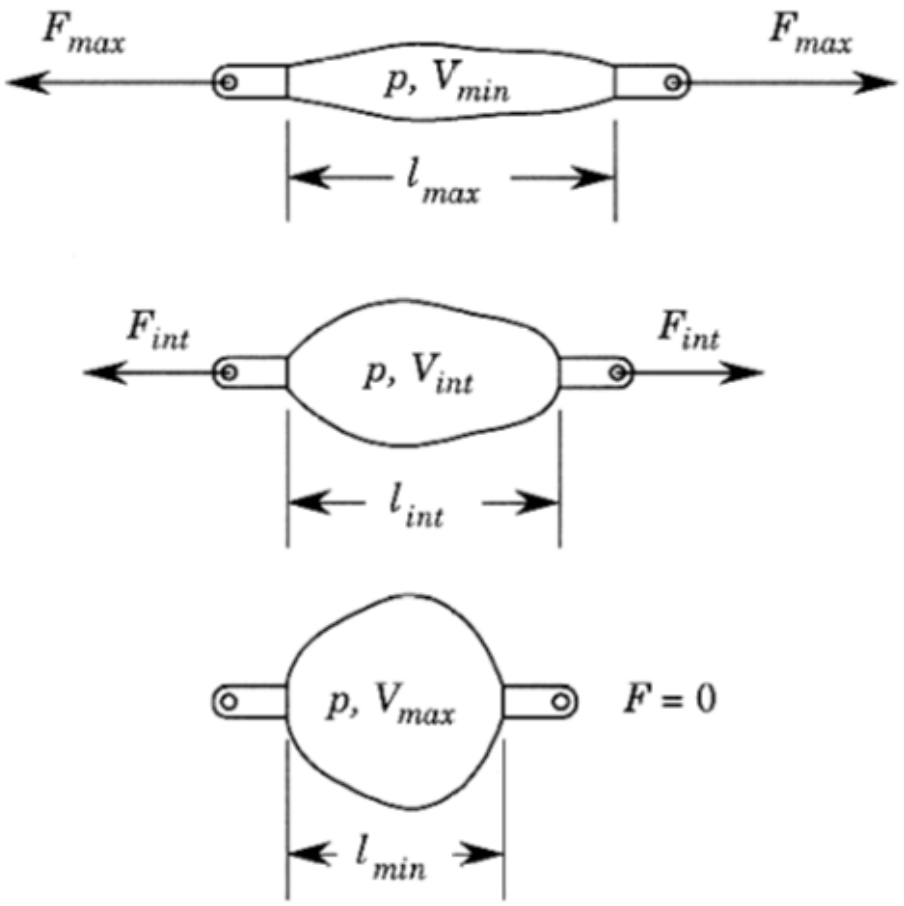


Рисунок 25 - Принцип работы пневматической искусственной мышцы [37]

Пренебрегая деформацию материала мембраны и низкие инерционные свойства мышц, генерируемая сила выражается как :

$$F = -p\frac{dV}{dl}, \quad (13)$$

где p - манометрическое давление внутри мышцы, dV изменяет объем мышц и длину исполнительного механизма dl. Объем привода возрастает с уменьшением длины пока не достигнет максимального размера. При максимальном сжатии силы становятся равными нулю, а при минимальном сжатии эти силы возрастают. На рисунке 26 приведен принцип работы ПИМ при постоянном давлении. При постоянном давлении меняющаяся сила как функция сжатия существенно отличается от стандартных пневматических цилиндров, для которых генерируемая сила не изменяется при постоянном давлении. Для этих устройств генерируемая

сила пропорциональна площади поршня, на которой работает внутреннее давление, следовательно, сила не изменяется с положением поршня при постоянном давлении.

В зависимости от геометрии и типа мембраны изменяется специфическая силовая характеристика. С течением времени было разработано несколько концепций ПАМ, вот некоторые примеры - мышца Ромака, тип мышц Болдуина, а в последнее время мышца с усиленными волокнами кевлара, разработанная в Японии. Лучший тип искусственных мышц является так называемая мышца Маккиббена. Эта мышца была введена Маккиббеном для ортопедических применений в пятидесятые годы. Несколько форм этого типа мышц фактически были коммерциализированы различными компаниями. Эти приводы пользуются большим спросом, и их применяют в различных роботизированных и медицинских целях.

На рисунке 27 дается концепция мышцы Мак-Киббена. Она содержит резиновую внутреннюю трубку, которая будет расширяться при накачивании воздуха, в то время как плетеный рукав передает напряжение. В основе этой конструкции лежат сухое трение между сеткой и внутренней трубкой и деформация резиновой трубки. Типичные значения рабочего давления варьируются от 1 до 5 бар и более. Из-за порога давления, который зависит от характеристик резины, эти мышцы не функционируют должным образом при низких давлениях.

Чтобы избежать трения и деформации резинового материала, Плиссированная пневматическая искусственная мышца (ППИМ) была разработана Дэердом на факультете машиностроения в Vrije Universiteit Brussel. Мембрана этой мышцы расположена в радиально выложенных складках, которые при надувании могут разгибаться без радиального напряжения. На рисунке показан принцип работы ППИМ. Мембрана представляет собой ткань из ароматического полиамида, такого как кевлар, к которому прикреплен тонкий вкладыш, который делает мембрану воздухонепроницаемой.

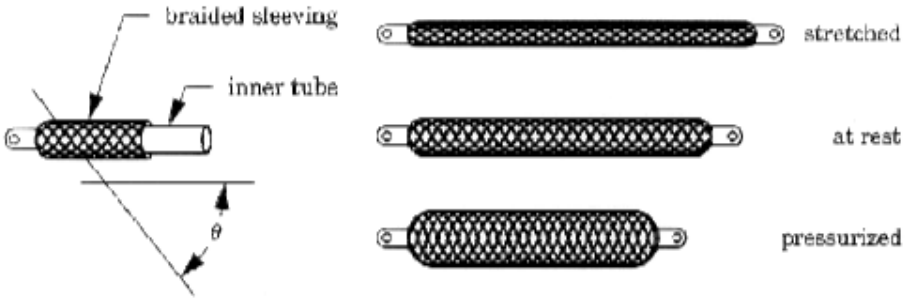


Рисунок 26 – Концепция мышцы Мак-Киббена

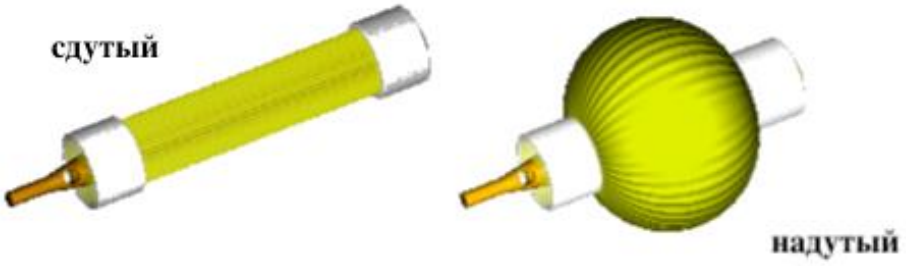


Рисунок 27 - CAD-чертеж сдутого и надутого состояния ПИИМ

Пока сложенная структура позволяет мышце расширяться радиально, высокие растягивающие продольные волокна мембраны передают напряжение. Сложенная мембрана помещается в двух конечных соединительных элементах - фитингах, которые закрывают мышцу и обеспечивают трубку для заполнения и опустошения замкнутого объема. Концевые фитинги сконструированы с круглой внутренней структурой зубьев, чтобы расположить и выровнять каждую складку мембраны, а наружное алюминиевое кольцо предотвращает расширение мембраны на концевых фитингах. Эпоксидная смола фиксирует мембрану на концевых фитингах.

Благодаря своей специфической конструкции, ППИМ может легко работать при давлении до 20 мбар. Для определения срока службы мембраны верхний предел рабочего давления установлен на максимальное давление в 4 бар. Сокращение мышц может составлять более 40%, в зависимости от его первоначальных размеров (теоретически 54% для бесконечно тонкой мышцы). Прообраз прототипа, созданный Даерденом [37], имеет вес около 100 г, но он может генерировать силу до 5 кН.

2.1 ППИМ: адаптированный дизайн

Одним из недостатков первого прототипа ПИИМ является его ограниченный срок службы. В работе Даердена разработка ППИМ сфокусирована на улучшении мышечной производительности, изучая основные методы управления разгруженного ротационного сустава. Обширное использование мышц, например, в качестве исполнительного механизма для двуногого ходового робота, не было рассмотрено. Для любой экспериментальной платформы продолжительность жизни мышцы имеет огромное значение. Помимо интересных научных аспектов, связанных с изучением ППИМ, такая мышца будет экономически выгодной, если ее можно получить по разумной цене и на достаточный срок службы.

2.2 Второе поколение ПИИМ

Одной из причин ограниченной продолжительности жизни мышц является покрытие, используемое для изготовления цилиндрической плиссированной мембраны. Мембрана предыдущего прототипа складывается, начиная с плоского тканого материала. Результатом данного процесса является плоская плиссированная мембрана, для создании круговой формы, одна или две складки склеиваются вместе с перекрытием. Во время процесса напряжение на интерфейсе между двумя перекрывающимися фрагментами мембраны создается слабое соединение. Воздух под давлением проходит через эти ослабленные пятна, что и приводит к утечке. Чтобы этого избежать, процесс сгибания был изменен. Вместо сложенного перекрытия складывание теперь изготавливается из герметичной цилиндрической ткани, в которой впоследствии складываются складки.

Зубчатая внутренняя металлическая труба концевых фитингов оригинального прототипа требует большой обработки. Кроме того, требуется большое количество операций, чтобы расположить плиссированную мембрану, свернутую складками, в отверстия для зубов. Идея состоит в том, чтобы заменить этот комплексный концевой фитинг простой алюминиевой котловиной, в которой мембрана закреплена той же эпоксидной смолой. Складки не преднамеренно выровнены, но предполагается, что они уже параллельны после улучшенного процесса сгибания. Эпоксидная смола удерживает плиссированную мембрану на месте.

Одно из основных изменений сделано в самой структуре мембраны. Важнейшей причиной более короткого срока службы была неправильная выпуклость плиссированной мембраны. На рисунке 27 предполагается, что складки разворачиваются равномерно, но для реальной мышцы это вряд ли подходит. Было отмечено, что мембрана не разворачивается равномерно, это вызывает дополнительные параллельные напряжения на ткани Кевлара и на ее воздухонепроницаемом покрытии, особенно в верхней части каждой складки. Было отмечено, что осевые волокна Кевлара на каждом верхнем направлении имеют тенденцию двигаться к нижней части его соответствующей складки, оставляя зазор сверху. Это, конечно, ослабляет эти пятна, которые становятся разгерметизированными, и это вызывает утечку. В качестве решения проблемы с мембранной структурой используют волокна с высокой прочностью, расположенных на дне каждой складки, а другая более гибкая ткань используется для создания сложенной мембранной структуры и поддержания сжатого воздуха внутри мышцы. Гибкая ткань представляет собой простую полиэфирную ткань, которая герметизируется полимерным вкладышем. Эта структура складывается, и в каждой складке пряжа из высокопрочных волокон кевлара ответственна за перенос большого осевого натяжения. На рисунке 28 показана полная прямая конструкция новой мышцы.

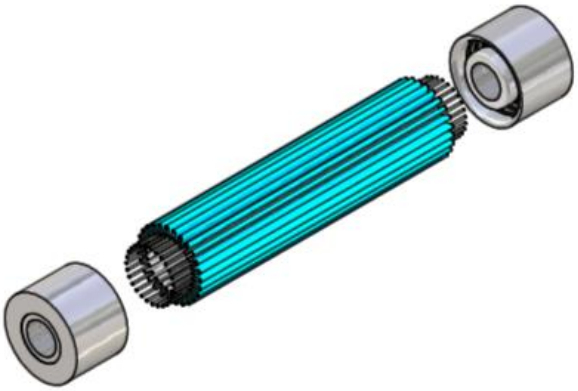


Рисунок 28 - Состав нового прототипа мышц

В отличие от прежнего дизайна, этот прототип мышц не включает воздушные соединители. Концевые фитинги имеют обработанное отверстие, в которое могут быть привинчены дополнительные соединительные муфты. Преимущество этой установки заключается в том, что сломанная мышца может быть легко заменена без изменения более сложных мышечных соединителей. Эти разъемы включают в себя три функции: направление сжатого воздуха внутрь и наружу прилагаемого объема, создание интерфейса для подключения к конкретной раме приложения и

обеспечение крепления датчика давления, расположенного внутри мышцы. На рисунке 28 показаны два разных разъема для фиксации на каждой стороне мышцы.

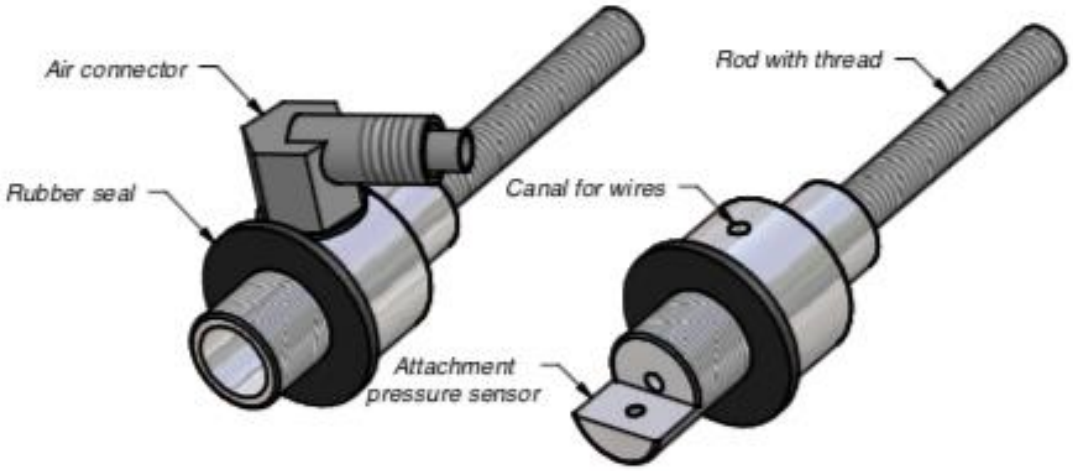


Рисунок 29 - Рисование двух соединительных концов

На левой стороне, показанной на рисунке 29, показан соединитель, который позволяет воздуху проходить в и из мышцы, а на правой стороне изображен разъем с крепежом для датчика давления. Оба разъема выполнены из алюминия и имеют резиновое уплотнение. На задней стороне каждого разъема резьбовой стержень формипует интерфейс к раме приложения. В мышечном разъеме слева от рисунка 29 можно установить стандартный соединитель воздушной трубки. В мышечном разъеме датчика давления была просверлена небольшая скважина для проложения проводов электроники, необходимой для датчика давления, который расположен внутри мышцы. Как только этот датчик и его проводка готовы, скважина заполняется эпоксидной смолой, чтобы предотвратить выброс воздуха из замкнутого объема.

Рисунок 30 - Фотография завышенного состояния ППИМ второго поколения

Наконец, на рисунке 30 показана фотография нового прототипа мышц. Мышца показана в ее завышенном состоянии. Обратите внимание на регулярное разворачивание гибкой мембраны, в то время как волокна кевлара остаются на равных расстояниях. Был проведен тест на продолжительность работы, при котором мышца перемещается вверх и вниз на нагрузке 130 кг при медленном изменяющемся манометрическом давлении между 1 и 3 бар. До окончания теста было достигнуто около 400 000 циклов. При этом большом количестве циклов несколько волокон кевлара были сломаны где-то в конце фитингов. В этих местах эпоксидная смола делает волокна хрупкими. Хотя движения волокон в концевых фитингах малы, из-за большого количества циклов волокна в конечном итоге разорвутся. Хотя достигнутое количество циклов уже значительно улучшилось, и в настоящее время изучается третья генерация мышц.

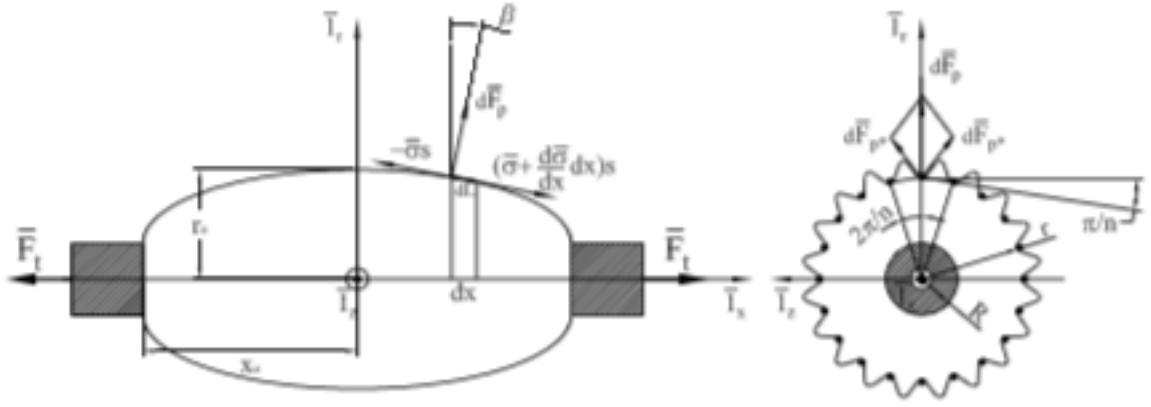


Рисунок 31 - Меридиональный и параллельный просмотр PPAM

2.2. Математическая модель

В этом разделе математическая модель, описывающая характеристики мышц, адаптирована в соответствии с новой конструкцией мембраны. Первоначальная модель предполагала непрерывную осесимметричную круговую мембрану, а для этой модели основное внимание уделялось дискретному числу высокопрочных продольных волокон. Исходные предположения модели различны, но результирующее аналитическое решение почти идентично. Поэтому здесь устанавливается только начальная точка для модели.

На рисунке 31 показан меридиональный и параллельный сегмент новой мышцы. Мышца находится под давлением и подвергается продольной тяговой нагрузке $F\overline{t}$ Для математической формулировки предполагается, что продольное натяжение переносится только высокопрочными волокнами, которые расположены в каждой складке. Тем самым пренебрегают любым воздействием более гибких продольных волокон герметичной полиэфирной мембраны. Мембрана передает силы $F\overline{p}$, которые генерируются на нем сжатым воздухом, до высокопрочных продольных волокон. На рисунке 31 показан трехмерный вид бесконечно малого сечения мембраны с силами, действующими на продольное волокно.

На левой и правой стороне волокна часть мембраны передает силу $d\vec{F}_\rho$*. Из-за осесимметричной ситуации закрывающейся мембраны параллельные компоненты этих сил, которые касаются перпендикулярного круга, проходящего через продольные волокна, компенсируют друг друга. Следовательно, учитывается только результирующая сила $d\vec{F}_\rho$. Величина этого рассчитывается как:

$$\left|d\bar{F}_p\right| = 2p\cos\frac{\pi}{p}dA = 2p\omega\cos\frac{\pi}{n}dL, \quad (2.1)$$

с p - избыточное давление внутри замкнутого объема, n - количество продольных волокон, равномерно распределенных по мембране, ω - половина расстояния между двумя соседними продольными волокнами, dA - элементарная поверхность, связанная с ω, и длина бесконечно малого сечения dL. Если β определяет ориентированный угол (против часовой стрелки положительный) между радиальным направлением $\vec{1}_r$ и вектором силы $d\vec{F}_\rho$, компоненты этого вектора представлены:

$$d\bar{F}_p = (-2p\omega\cos\frac{\pi}{n}dL\sin\beta)\bar{1}_x + (2p\omega\cos\frac{\pi}{n}dL\cos\beta)\bar{1}_r, \quad (2.2)$$

$$= (-2pr\sin\frac{\pi}{n}\cos\frac{\pi}{n}\tan\beta dx)\bar{1}_x + (2pr\sin\frac{\pi}{n}\cos\frac{\pi}{n}dx)\bar{1}_r, \quad (2.3)$$

$$= (-pr\sin\frac{2\pi}{n}\tan\beta dx)\bar{1}_x + (pr\sin\frac{2\pi}{n}dx)\bar{1}_r, \quad (2.4)$$

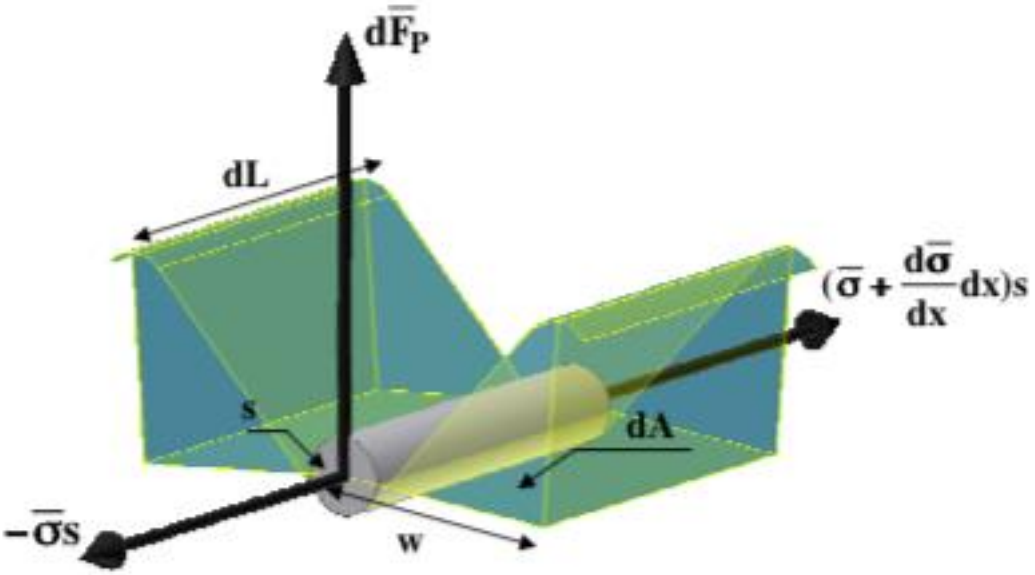


Рисунок 32 3D-вид бесконечно малого сечения мембраны

Таким образом, используя следующие преобразования:

$$\cos\beta = \frac{dx}{dL}, \quad (2.5)$$

$$\omega = r * \sin\frac{\pi}{n}, \ (2.6)$$

где r - радиальное расстояние от волокна до центральной оси мышц $\vec{1}_x$ проекция бесконечно малой длины волокна dL на ту же ось.

Предполагая, что растягивающее напряжение σ, генерируемое в продольном волокне с высоким растяжением, постоянная по участку волокна s - сила, связанная с этим напряжением, определяется следующим образом:

$$\bar{\sigma}s = (\sigma - s\cos\beta)\bar{1}_x + (\sigma s\sin\beta)\bar{1}_r, \ (2.7)$$

Напряжения сдвига игнорируются, поскольку продольное волокно чрезвычайно гибко в перпендикулярном направлении. Если дополнительная гравитационная сила, связанная с весом мембраны и высокопрочными волокнами, пренебрегается относительно гораздо более высоких сил растяжения, равновесие сил, действующих на бесконечно малую часть волокна dL, можно выразить вдоль направлений $\vec{1}_x$ и $\vec{1}_r$:

$$\bar{1}_x = -pr\sin\frac{2\pi}{n}\tan\beta dx + \frac{d(\sigma s\cos\beta)}{dx} = 0, \ (2.8)$$

$$\bar{1}_r = pr\sin\frac{2\pi}{n}dx + \frac{d(\sigma s\sin\beta)}{dx}dx = 0, \ (2.9)$$

Устраняем $pr\sin\frac{2\pi}{n}$ из уравнений (2.8) и (2.9), что приводит к:

$$\frac{d(\sigma s\sin\beta)}{dx}\tan\beta + \frac{d(\sigma\cos\beta)}{dx} = 0, \ (2.10)$$

Перестановка дифференциалов и умножение 11 на cos β приводит к:

$$\frac{d(\sigma s)}{dx} = 0, \ (2.11)$$

что приводит к:

$$\sigma s = c, \ (2.12)$$

где c константой интегрирования.

И подставляя $\tan\beta = \frac{dr}{dx}$ в (2.12), а интегрирование дает:

$$\frac{r^2}{2}p\sin\frac{2\pi}{n} + c' = \sigma\cos\beta, \ (2.13)$$

где c' - константа интегрирования. Предполагая, что тяговая сила F_t равномерно распределена по n различным продольным волокнам, эту константу интегрирования можно интерпретировать как $c' = \frac{F_t}{n}$ [37].

Если считать, что продольные высокопрочные волокна являются неупругими (частный случай обсуждения в [37]), необходимо учитывать следующее геометрическое ограничение длины волокна l_0:

$$\int_{x=0}^{x=x_0} dL = \int_{x=0}^{x=x_0}\sqrt{1+\left(\frac{dr}{dx}\right)^2}dx = \frac{l_0}{2}, \ (2.14)$$

где x_0 - крайние концы замкнутого объема мышцы.

Используя соотношение $\sqrt{1+\left(\frac{dr}{dx}\right)}=\frac{1}{\cos\beta}$ и $c'=\frac{F_t}{n}$, уравнение (2.14) можно преобразовать в следующее дифференциальное уравнение:

$$dx=-\frac{c_2r^2+c_3}{\sqrt{1-(c_2r^2+c_3)^2}}dr, \quad (2.15)$$

где:

$$c_2=\frac{p\sin\frac{2\pi}{n}}{2\sigma s}, \quad (2.16)$$

$$c_3=\frac{F_t}{n\sigma s}, \quad (2.17)$$

Учитывая давление p и тягу F_t, как следствие уравнения (2.12), c_2 и c_3 - постоянны. Наконец, дифференциальное уравнение (2.15) можно интегрировать из x=0 в x(r), чтобы определить форму изогнутых волокон с каждым уровнем давления p и тягой F_t. Эта интеграция не является простой, но аналитически описана Даерденом. Здесь повторяется только решение, подробное обсуждение которого можно найти в [37].

Для аналитического решения были введены две новые константы: m и φ_R. Они относятся к c_2 и c_3 следующим образом:

$$c_2=2m\frac{\cos^2\varphi R}{R^2}, \quad (2.18)$$

$$c_3=1-2m, \quad (2.19)$$

и их значения ограничены при ($0 \le m \le 1/2$) и ($0 \le \varphi R \le \pi/2$). Символ R представляет собой негерметичный радиус мышцы.

Определение сокращения мышц ε как:

$$\varepsilon=1-\frac{2x_0}{l_0}, \quad (2.20)$$

и после введения текущей координаты φ форма продольных волокон при сжатии ε может быть найдена из следующей системы уравнений:

$$x=\frac{R}{\sqrt{m}\cos\varphi R}\left(E\left(\varphi/m\right)-\frac{1}{2}F\left(\varphi/m\right)\right), \quad (2.21)$$

где: $0 \le \varphi \le \varphi_R$

$$x = \frac{R}{\cos\varphi R}\cos\varphi, \quad (2.22)$$

где: $0 \le \varphi \le \varphi_R$

$$\frac{E(\varphi_R/m) - \frac{1}{2}F(\varphi_R/m)}{\sqrt{m}\cos\varphi R} = \frac{l_0}{2R}(1-\varepsilon), \quad (2.23)$$

$$\frac{F(\varphi_R/m)}{\sqrt{m}\cos\varphi R} = \frac{l_0}{R}, \quad (2.24)$$

где: $E(\varphi/m)$ и $F(\varphi/m)$ эллиптическими интегралами первого и второго рода.

Для каждого сокращения ε комбинация констант m и φ_R должна быть вычислена из уравнений (2.23) и (2.24). При этих значениях уравнения (2.21) и (2.22) полностью характеризуют форму x (φ) - r (φ) волокон при каждом сжатии. Из этого набора уравнений, справедливо только с предположением о неупругих волокнах, так как видно, что решение характеризуется гибкостью мышц l_0/R. В этот момент нет никакой разницы решения Даердена, форма, при которой положение продольных волокон при каждом сокращении ε одинаково. Разница возникает при выражении силы, генерируемой при каждом сокращении. Эта сила зависит от количества волокон, как показано в следующем разделе.

2.3. Характеристика ПИИМ

Даерден широко обсуждает несколько характеристик, касающихся ППИМ, как для неупругих, так и для эластичных мембран. Таким образом, давая для каждого сокращения характеристики формы мембраны, мышечной тяги, объем, максимальный диаметр мышц и значения напряжения и напряжения волокна. Здесь обсуждаются две важные характеристики: генерируемая тяга и замкнутый объем для каждого сокращения. Первый используется для совместного измерения крутящего момента и контроля, в то время как последнее может быть важным для целей симуляции и расчета совместного соответствия закрытым мускулам.

Для определения характеристик тяги уравнения (2.16) и (2.17) объединяются с преобразованиями параметров (2.18) и (2.19):

$$F_t = n\sigma s c_3 = pn\sin(\frac{2\pi}{n})\frac{c_3}{2c_2} = n\sin(\frac{2\pi}{n})\frac{(1-2m)R^2}{4m\cos^2\varphi R}, \quad (2.25)$$

И используя уравнение (2.25):

$$F_t = n\sin(\frac{2\pi}{n})l_0^2 \frac{(1-2m)(1-\varepsilon)^2}{16\left[E(\varphi_R/m) - \frac{1}{2}F(\varphi_R/m)\right]^2}, \quad (2.26)$$

$$= p\frac{2\pi}{n}\sin(\frac{2\pi}{n})l_0^2 f(\varepsilon, \frac{l_0}{R}). \quad (2.27)$$

где $f\left(\epsilon, \frac{l_0}{R}\right)$ является функцией безразмерной силы, как это определено в [37]. Выражение (28) показывает разницу между текущей моделью и моделью Даердена, а именно, появляется выражение $\frac{n}{2\pi}\sin\frac{2\pi}{n}$. Этот термин снижает генерируемую тягу по сравнению с моделью Даердена, когда количество волокон уменьшается.

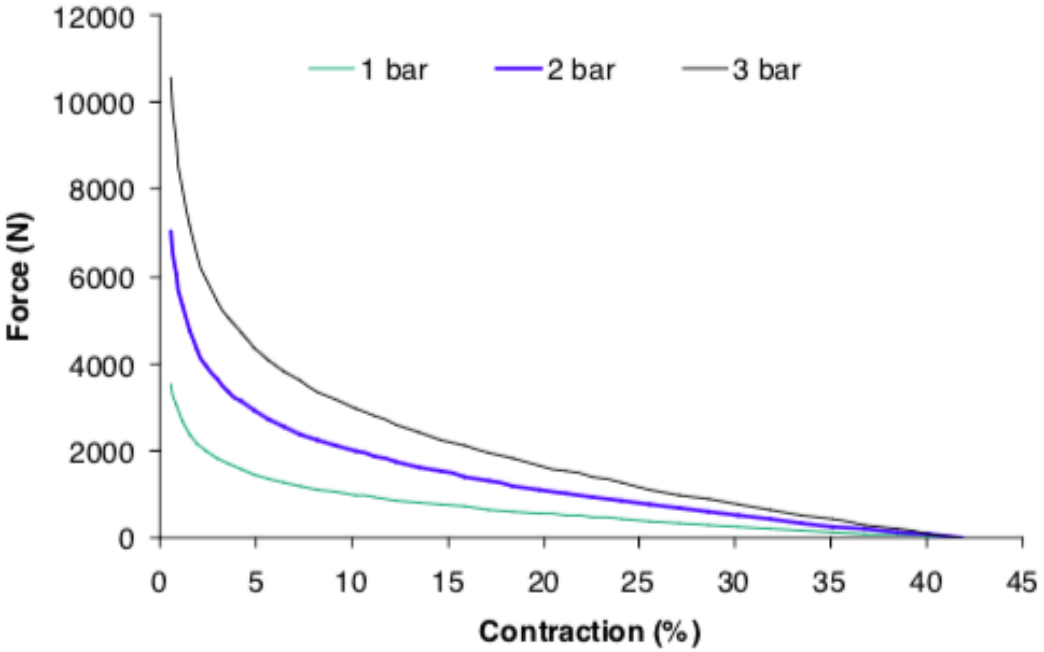


Рисунок 33 - Теоретические силы при уровнях давления 1, 2 и 3 бар в зависимости от сокращения

При увеличении количества волокон разница между тяговыми моделями становится меньше. Поскольку число используемых волокон (n) возрастает до бесконечности, модель должна соответствовать случаю замкнутой круговой мембраны, как предполагал Даерден:

$$\lim_{n\to\infty}\frac{n}{2\pi}\sin\frac{2\pi}{n} = 1, \quad (2.28)$$

Таким образом, две модели одинаковы для большого числа дискретных волокон. Предел в уравнении 2.28 быстро сходится к 1, если число используемых волокон больше 15, разница между двумя моделями составляет менее 3%. Как правило, если количество волокон достаточно велико, генерируемая мышца силы зависит от приложенного избыточного давления (p), сжатия (ε) и двух параметров,

начальная длина мышцы (l_0) и гибкость (l_0/R). Последние два важны в процессе совместного проектирования, где эти параметры выбраны в зависимости от требуемых характеристик крутящего момента. Для математического описания прилагаемого объема плиссированная полиэфирная мембрана аппроксимируется рассмотрением на каждом параллельном участке круговой мембранной структуры вместо плиссированной структуры. Эти расчеты идентичны, как в работе [37], и привели к следующему выражению:

$$V = l_0^3 v(\varepsilon, \frac{l_0}{R}), \quad (2.29)$$

где v – безразмерная функция только сжатия и гибкости.

Протестированные мышцы, которые в настоящее время используются для нескольких установок, имеют физическую длину мембраны l_0 = 110 мм, радиус без давления R = 11,5 мм для положения волокон кевлара и радиус 16 мм в верхней части складки из полиэфирной ткани. Эти конкретные размеры являются результатом стандартных инструментов, используемых для изготовления мышц, а разгруженный радиус учитывает размеры датчика давления, который расположен внутри мышцы. Мышца, используемая для двуногих, построена из 40 выровненных волоконных нитей. Дополнительный термин (2.28), отличающий эту конкретную модель силы, составляет 0,996 для этого количества волокон. Таким образом, предсказанные силы, создаваемые этой мышцей, почти одинаковы для обеих моделей. Используя l_0 = 110 мм, R = 11,5 мм и n = 40 в уравнении (2.29), приводят к силовым характеристикам, изображенным на рисунке 33. Тяговое усилие в зависимости от сжатия рисуется для различных примененных манометрических давлений: 1, 2 и 3 бар. На графике показан нелинейный характер генерируемой мышечной силы. Для малых сокращений силы чрезвычайно велики, а для больших сокращений силы падают до нуля. Для практического применения роботов сокращения будут ограничены где-то между 5 и 35%. Первый предел устанавливается на ограничение напряжений на волокнах и, следовательно, продление времени жизни мышцы. И после сокращения на 35%, силы низко понижаются, чтобы практично использовать..

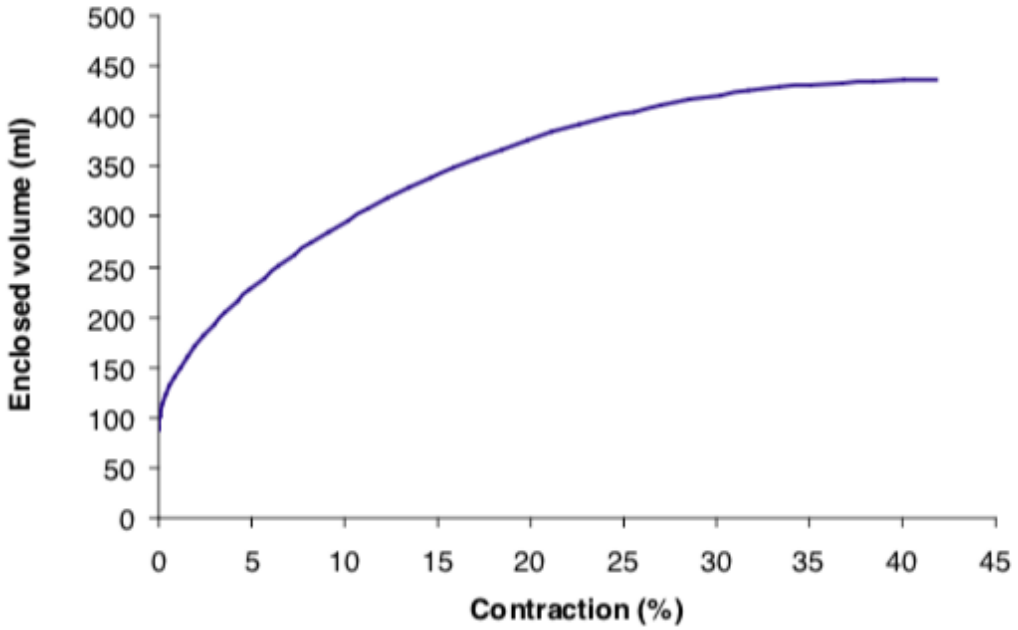


Рисунок 34 - Теоретический объем объединенных мышц как функция сокращения

На рисунке 34 приведена объемная характеристика для рассматриваемых размеров мышц. Объем колеблется от мертвого объема приблизительно 100 мл при нулевом сжатии до объема около 400 мл при максимальном сжатии. К мертвому объему следует добавить объемы концевых фитингов и труб.

3 Испытания статической нагрузки

Проводятся тесты статической нагрузки на реальные мышцы для проверки предложенной математической модели уравнения (2.27). Три различных мускула тестируют с помощью испытательного стенда Intron (модель 4505) в изобарических условиях, применяя три разных давления: 1, 2 и 3 бар. Силы регистрируются весоизмерительной ячейкой 10 кН (точность ± 0,05%), а давление внутри мышцы регулируется сервоклапаном давления Кольвенбаха, KPS3 / 4. Чтобы повысить точность, давление внутри мышцы отдельно измеряется датчиком давления кремния, XCA5-60GN, из Data Instruments (точность ± 0,5% от диапазона 60 фунтов на квадратный дюйм). Этот датчик помещается как можно ближе к входу мышцы. Одна сторона мышцы прикреплена к весоизмерительной ячейке, а другая сторона прикреплена к подвижной раме. Тесты выполняются путем изменения смещения этого кадра. Во время каждого теста регистрируются положение рамы, мышечная сила и приложенное манометрическое давление.

Для каждого теста напряжение, управляющее сервоклапаном, устанавливается в начале каждого прогона, чтобы регулировать давление в мышцах на постоянном уровне. Впоследствии движущаяся часть испытательного стенда смещается таким образом, что генерируемая сила мышцы находится в диапазоне от 100 до 3000 Н, тем самым следуя медленному пути синусоидальной волны 0,005 Гц, так что давление стабилизируется при каждом измерении. На рисунке 11 приведены результаты этих испытаний, изображая силу как функцию сокращения для каждой из трех мышц при трех различных давлениях калибровки. Хоть мышцы ручной работы, повторяемость очень удовлетворительна. На графике замечен немодулированный эффект гистерезиса на фактическую силу как функцию кривой сжатия. Видно, что разные кривые показывают более или менее сопоставимую ширину гистерезиса. Из-за клапана регулирования давления фактическое давление во время каждого пробного прогона не то же самое. Чтобы преодолеть это, нужно сравнить результаты испытаний, разделив измеренные силы на измеренные давления. На рис. 35 показаны все измеренные по давлению данные вместе с оцененными теоретическими силовыми функциями уравнения (2.27). Эти два теоретических графика рассчитываются с R = 11,5 мм и R = 16 мм соответственно. Первый сравнивается с фактическим радиусом, при котором волокна кевлара расположены во время построения мышц. Радиус, равный 16 мм, соответствует радиусу верхней части складок, что совпадает с внешним радиусом закрытого объема на алюминиевых концевых фитингах.

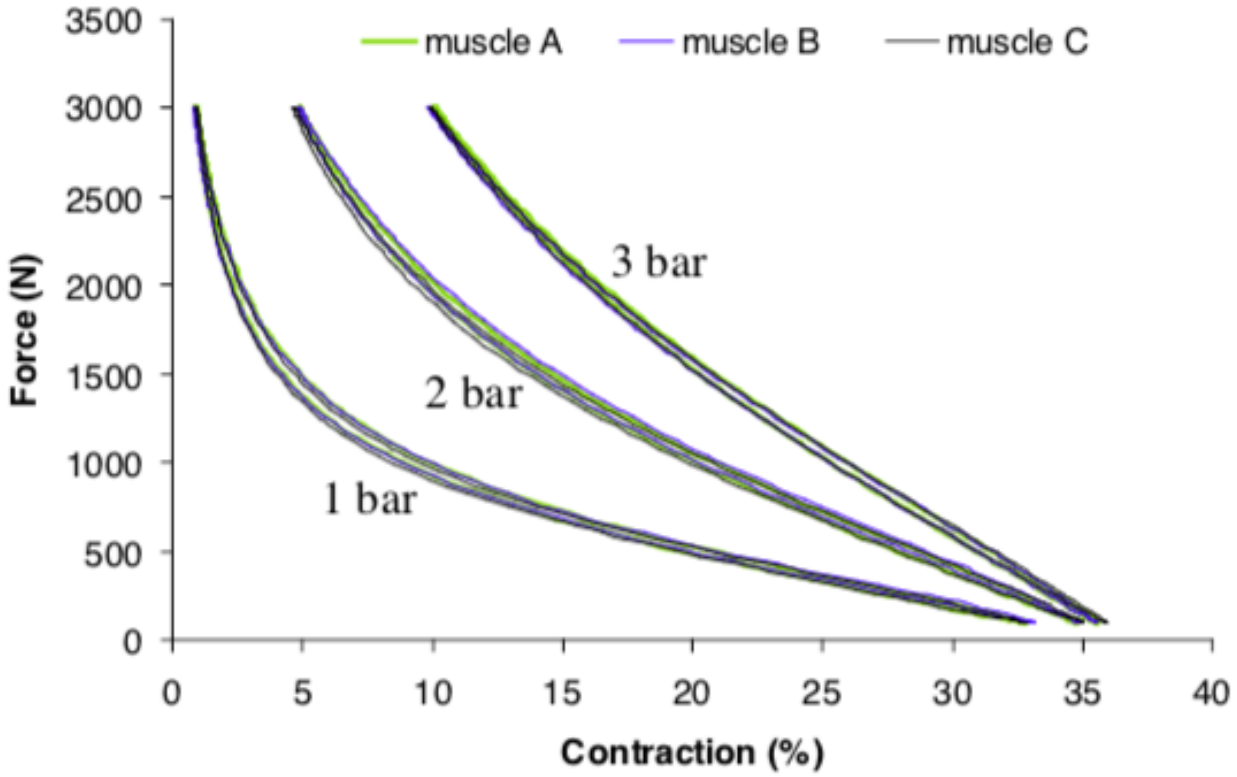


Рисунок 35 - Измеренные силы как функция сокращения для трех мышц при уровнях давления 1, 2 и 3 бар

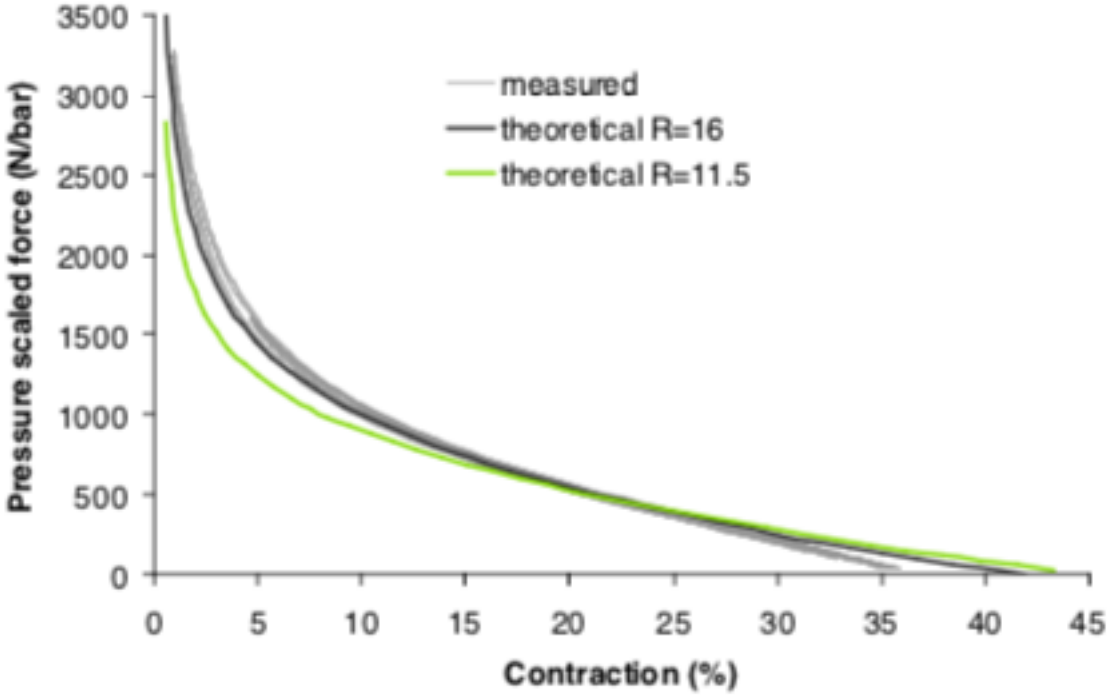


Рисунок 36 - Измерение силы давления в зависимости от сокращения по сравнению с теоретической моделью

Видно, что теоретическая модель с R = 11,5 мм не соответствует измеренным данным, а другой график с R = 16 мм более подходит для представления фактической генерируемой силы. Так как эпоксидная смола достигает лишь около

сантиметра от края концевого фитинга, волокна кевлара, как правило, располагаются на внешнем радиусе алюминиевого бассейна сразу же после того, как мышца будет находится под давлением. При всех сокращениях волокна на концевых фитингах остаются на этом радиусе, так как начальный радиус равен R = 16 мм. Это объясняет, почему теоретическая функция с большим радиусом намного лучше измеряет данные. Для полного набухания мышцы начальный диаметр цилиндрической полиэфирной мембраны должен быть взят выше начальной длины мышцы. Но наблюдалось, что для мышцы с не полностью развернутыми складками при максимальном сокращении процесс разворачивания менее закономерен, чем в предыдущем дизайне мышц. Таким образом, начальный диаметр цилиндрической полиэфирной трубки уменьшается. Следовательно, мышца не может полностью выпучиваться и на определенном уровне сокращения, радиальные напряжения в полиэфирной мембране начинают влиять на характеристику тяги. Это объясняет, почему теоретическая модель отклоняется от измеренных данных (см. Рисунок 35) при больших сокращениях.

Так как силовые функции различных мышц очень схожи, выполняется полиномиальная функция, соответствующая измеренным данным, измеренным по давлению, для достижения лучшей оценки силы. Нелинейный характер силовой функции достигает очень больших значений при малых сокращениях, поэтому более целесообразно выполнять полиномиальное соответствие масштабированной силовой функции, умноженной на сжатие. Это уменьшает после всех экстремальных значений при малых сокращениях. Выполняются полиномы 4-го порядка, соответствующие этим данным. С введением давления p и квадрата начальной длины мышц l_0^2, как было описано теоретической моделью, полиномиальное соответствие силовой функции может быть выражено как:

$$F_t = pl_0^2 f(\varepsilon) = (f_4\varepsilon^3 + f_3\varepsilon^2 + f_1 + f_0\varepsilon^{-1}), \quad (2.30)$$

где f_0 до f_4 - 5 коэффициентов, возникающих в результате приближения полинома 4-го порядка.

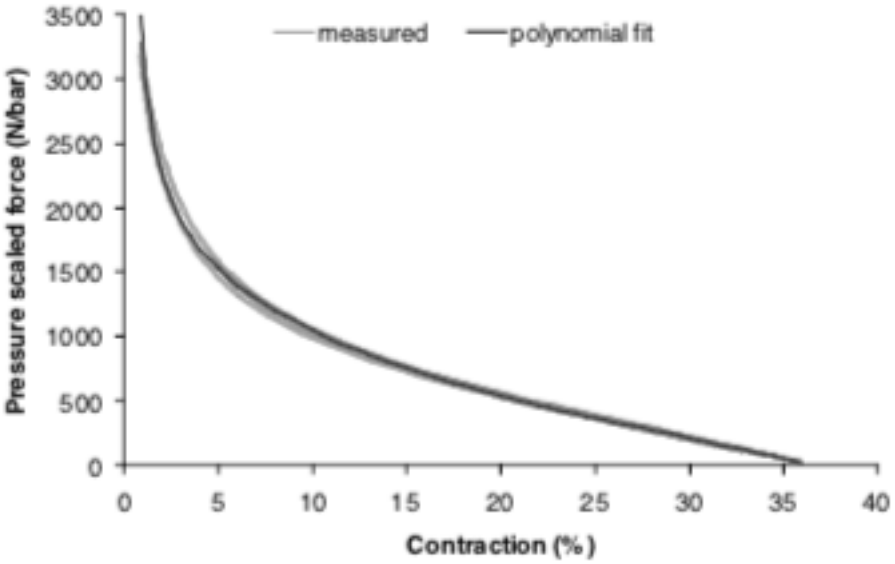


Рисунок 37 - Измерение силы давления в зависимости от сжатия по сравнению с оценкой, полученной с помощью полинома

На рис. 37 показаны все измерения силы сжатого давления по сравнению с оцененной функцией силы. Коэффициенты процесса подгонки для силовой функции, следуя структуре уравнения (2.30), приведены в таблице (4). Значения действительны, когда генерируемая сила Ft выражается в N, начальная длина мышц l_0 в м, давление, выраженное в стержне, и сжатие ε, выраженное в%.

Таблица 4 Коэффициенты приближения функции полиномиальной силы

f_4	f_3	f_2	f_1	f_0
-2.0413	171.623	7178.93	128611.6	146099

Наконец, полиномиальная подгонка выполняется по теоретическим данным для объема вложенных мышц, изображенного на рисунке 10:

$$V(\varepsilon) = l_0^3(v_5\varepsilon^5 + v_4\varepsilon^4 + v_3\varepsilon^3 + v_2\varepsilon^2 + v_1\varepsilon + v_0), \quad (2.31)$$

где: v_0 до v_5 - 6 коэффициентов, возникающих в результате приближения полинома 5-го порядка.

Уравнение (2.31) проще обрабатывать, чем численное решение, полученное из математической модели (2.31). В таблице 5 приведены коэффициенты объемной подгонки (32). Значения действительны для объема, заданного в мл, начальная длина, выраженная в м, и сжатие ε, выраженное в%. Данные в таблице 1 и 2 вместе с уравнениями (2.30) и (2.31) также могут быть использованы для создания приближения силовых и объемных характеристик для мышц с длиной, отличной от 1_0 = 110 мм. Но значения в этих таблицах применимы только для мышц с определенной гибкостью (l_0/R = 110/16 = 6.9), что объясняется теоретической моделью с уравнениями (2.29) и (2.27). Таким образом, всякий раз, когда полиномиальная подгонка используется для мышцы с различной начальной длиной, необходимо выгрузить разгруженный радиус этой мышцы, в противном случае приближения силы и объема недействительны.

Таблица 5 - Коэффициенты подбора функции многочлена

V5	V4	V3	V2	V1	V0
0.02254	-2.6296	113.82	-2386.3	30080	71728

4 Технико-экономическое обоснование проекта

4.1 Цель и задачи

Дипломный проект «Разработка экзоскелета с использованием элементов космической технологии» разрабатывается в программной среде, соответственно для его функционирования необходимо программное обеспечение (ПО). Следовательно, основными целями данного раздела будут определение объема трудоемкости разработки ПО и расчет всех затрат необходимых на реализацию проекта.

4.2 Определение объема и трудоемкости разработки программного обеспечения

Единицей измерения оценивания объема программного обеспечения является количество строк, а точнее операторов исходного кода. Уточненный объем ПО рассчитывается по следующей формуле:

$$V_y = \sum_{i=1}^{n} V_{y_i}, \quad (4.1)$$

где V_y – уточненный объем ПО;

V_{y_i} – уточненный объем отдельной функции ПО;

n – количество функций ПО, 211. Подставляем известные значения в формулу (4.1):

$$V_y = \sum_{i=1}^{211} 1 = 211,$$

Зная нормативы затрат труда и уточненный объем, вычисляем трудоемкость (То) разработки ПО по формуле:

$$T_o = T_H * K_C * K_T * K_H \quad (4.2)$$

где $T_н$ - нормативная трудоемкость разработки ПО;

K_c - коэффициент сложности необходим для расчета дополнительных затрат труда, связанные со сложностью разрабатываемого программного продукта (таблица 4.1);

$K_т$ - поправочный коэффициент, учитывающий степень использования при разработке ПО стандартных модулей, определяется удельным весом этих модулей в общем объеме проектируемого продукта (см.таблицу 4.2);

$K_н$ - поправочный коэффициент, учитывающий новизну разрабатываемого ПО определяется на основе данных таблицы 4.3.

Таблица 4.1 – Дополнительные коэффициенты сложности ПО

Характеристика ПО	Значение $К_с$
1. Функционирование ПО в расширенной операционной среде (связь с другими ПО)	0,08
2. Интерактивный доступ	0,06
3. Обеспечение хранения, ведения и поиска данных в сложных структурах	0,07
4. Наличие у ПО одновременно нескольких характеристик 4.1 Две характеристики 4.2 Три характеристики 4.3 Свыше 3-х характеристик	0,12 0,18 0,26

Кс = 0,26; т.к. разработанное ПО обладает несколькими характеристиками, такими как: регулировка крутящего момента, движущегося механизма, распределение и калибровка сенсорных датчиков, а также энергосбережение и автономность.

Таблица 4.2 – Значения поправочного коэффициента, учитывающего использование стандартных модулей типовых программ и ПО

Степень охвата реализуемых функций разрабатываемого ПО стандартными модулями, типовыми программами и ПО	Значения Кт
1. От 60 % и выше	0,6
2. От 40 % до 60	0,7
3. От 20 % до 40 %	0,8
4. До 20%	0,9

Кт = 0,7; т.к. степень охвата реализуемых функций разрабатываемого ПО стандартными модулями, типовыми программами и ПО от 40% до 60%.

Таблица 4.3– Поправочные коэффициенты, учитывающие новизну ПО

Категория новизны	Степень новизны	Значение $К_н$
А	Принципиально новые ПО, не имеющие доступных аналогов	1,75
Б	ПО, являющиеся развитием определенного параметрического ряда ПО	0,8
В	ПО, являющиеся развитием определенного параметрического ряда ПО	0,7

Кн = 0,8; т.к. разработанное ПО является развитием определенного параметрического ряда ПО и разработано на основе нового типа персонального компьютера.

Мы знаем объем ПО и коэффициенты, используем справочные материалы, нормативная трудоемкость (Тн) равна 21 чел./дн.

Подставив значения в формулу 4.2, получаем:

$$T_o = 21*0,26*0,7*0,8 = 3 \, {}^{чел}\!/_{дн}$$

4.3.1 Определение срока разработки ПО.

Определяем плановое число разработчиков ($Ч_р$) и плановые сроки, необходимые для реализации проекта в целом ($Т_р$).

Затем определяем срок разработки проекта, т.к. численность исполнителей равна ($Ч_р$=1).

Срок разработки проекта ($Т_р$) определяется по формуле:

$$T_p = \frac{T_o}{(Ч_p * Ч_{эф})}, \quad (4.3)$$

где $Ф_{эф}$ - эффективный фонд времени работы одного работника в течение года (дн.).

$$Ф_{эф} = Д_Г - Д_П - Д_В - Д_o, \quad (4.4)$$

где $Д_г$ − количество дней в году, 365;

$Д_п$ − количество праздничных дней в году;

$Д_в$ − количество выходных дней в году;

$Д_о$ − количество дней отпуска.

$$Ф_{эф} = 365 - 14 - 107 - 0 = 244(день),$$

$$T_p = \frac{3}{(1*244)} = 0,012 \approx 3(дня)$$

4.3 Расчет затрат на разработку ПО

Расчет полных затрат на разработку системы эффективной роботизированной линии решения в виде программного обеспечения (Сп) осуществляется по формуле:

$$C_П = З_{фот} + З_С + М + Р_С + Р_М + Н_К + П_З + Р_Н + А, \quad (4.5)$$

где $З_{фот}$ – общий фонд оплаты труда разработчиков, тенге;

$З_с$ – отчисления по социальному налогу, тенге;

М – затраты на материалы, тенге.

$Р_с$ – затраты на специальные программные средства, необходимые для разработки проектного решения, тенге;

$Р_м$ – затраты, связанные с эксплуатацией техники, тенге;

$Н_к$ – затраты на научные командировки, тенге;

$П_з$ – прочие затраты, тенге;

$Р_н$ – накладные расходы, тенге [19].

Размер фонда оплаты труда разработчиков ($З_{ФОТ}$) рассчитывается по формуле:

$$З_{фот} = З_О + З_Д, \quad (4.6)$$

где $З_о$ – основная заработная плата, тенге;

$З_д$ – дополнительная заработная плата, тенге.

Основная заработная плата для всех исполнителей на конкретно заданное программное обеспечение рассчитывается по формуле:

$$З_О = \sum_{i=1}^{n} = Т_{Чi} * Т_Ч * Ф_П, \quad (4.7)$$

где n − количество исполнителей, занятых разработкой конкретного ПО;

$Тч_i$ − часовая тарифная ставка i-го исполнителя (тыс.тенге);

$Ф_п$ − плановый фонд рабочего времени i-го исполнителя (дней), 24 дня;

$Т_ч$ − количество часов работы в день (3 часа).

В качестве исполнителей проекта достаточно одного инженера - программиста, месячная ставка которого определяется произведением действующей месячной тарифной ставки 13-го разряда (Тм1 = 76440 тенге) (данные взяты с сайта http://www.zakonprost.kz/content/base/part/307549) на тарифный коэффициент, соответствующий установленному тарифному разряду:

$$Т_М = Т_{М_1} * Т_К \quad (4.8)$$

где Тм - месячная ставка;

$Тм_1$ - действующая месячная ставка;

Тк - тарифный коэффициент (3,04) .

$$T_M = 76440 * 3,04 = 232377(тг)$$

Часовая тарифная ставка рассчитывается путем деления месячной тарифной ставки на установленную при 40-часовой недельной норме рабочего времени расчетную среднемесячную норму рабочего времени в часах (Фр=72 часа):

$$T_{Ч_i} = \frac{T_M}{Ф_P}, \ (4.9)$$

$$T_{Ч_i} = \frac{232377}{72} = 3227(тг)$$

Таким образом, основная заработная плата ($З_о$) исполнителя:

$$З_O = 3227 * 3 * 24 = 232344$$

Дополнительная заработная плата (Зд) составляет 10% от основной заработной платы (Зо) и рассчитывается по формуле:

$$З_Д = З_O * \frac{Н_Д}{100}\%, \ (4.10)$$

где Нд – коэффициент дополнительной заработной платы разработчиков (10%).

$$З_Д = 232344 * \frac{10}{100}\% = 23234(тг)$$

Таким образом, затраты фонда оплаты труда составят:

$$З_{ФОТ} = 232344 + 23234 = 255578(тг)$$

Социальный налог составляет 11% (ст. 358 п. 1 НК РК) от дохода работника, и рассчитывается по формуле:

$$З_C = (З_{ФОТ} - ПО) * 11\%, \ (4.11)$$

где ПО - пенсионные отчисления, которые составляют 10% от Зфот и социальным налогом не облагаются:

$$ПО = З_{ФОТ} * 10\%, \ (4.12)$$

$$ПО = 255578 * 10\% = 25557(тг)$$

Тем самым, социальный налог равен:

$$З_C = (255578 - 25557) * 11\% = 25302(тг)$$

Величина затрат на материалы на основании исходных данных определяется по формуле:

$$M = \frac{(З_O * Н_{МЗ})}{100\%}, \ (4.13)$$

где Нмз − норма расхода материалов от основной заработной платы (З- 5%).

$$M = \frac{(232344*5\%)}{100\%} = 11617(тг),$$

Расходы по статье «Спецоборудование» (Рс) включают затраты средств на приобретение вспомогательных специального назначения технических и программных средств, необходимых для разработки конкретного ПО, включая расходы на их проектирование, изготовление, отладку, установку и эксплуатацию:

$$P_C = \sum_{i=1}^{n} Ц_C \quad (4.14)$$

где Цс − стоимость конкретного специального оборудования (тыс. тенге), в роли которого используется мультиметр (2700 тенге) и паяльная станция (6000 тенге);

n − количество применяемого специального оборудования.

Расходы на спецоборудование составят:

$$P_C = 2700 + 6000 = 8700(тг).$$

Дальше вычисляем «Прочие затраты» (Пз) на конкретное ПО, которые включают затраты на приобретение и подготовку специальной научно-технической информации и специальной литературы. Определяются по нормативу, разрабатываемому в целом по организации, в процентах к основной заработной плате:

$$П_З = З_O * \frac{H_{МЗ}}{100\%}, \quad (4.15)$$

где Нпз − норматив прочих затрат в целом по организации (20%).

$$П_З = 232344 * \frac{20\%}{100\%} = 46468(тг)$$

Затраты по статье «Накладные расходы» (Рн), связанные с необходимостью содержания аппарата управления, вспомогательных хозяйств и опытных (экспериментальных) производств, а также с расходами на общехозяйственные нужды, относятся на конкретное ПО по нормативу (Нрн) в процентном отношении к основной заработной плате исполнителей. Норматив устанавливается в целом по организации [20]:

$$P_H = З_O * \frac{H_{PH}}{100\%}, \quad (4.16)$$

где Рн – накладные расходы на конкретную ПО (тыс.тенге);

Нрн – норматив накладных расходов в целом по организации (30%).

Так как все необходимые значения были ранее рассчитаны, они подставляются в формулу (5.18) для вычисления накладных расходов на конкретное ПО:

$$P_H = 232344 * \frac{30\%}{100\%} = 69703(тг)$$

Амортизационные отчисления производятся по установленным нормам амортизации и выражаются в процентах к балансовой стоимости оборудования и рассчитываются по формуле:

$$A = C_{ОБОР} * H_A, \quad (4.17)$$

где $C_{обор}$ – первоначальная стоимость оборудования;

$H_а$ – норма амортизации (20%).

Первоначальная стоимость оборудования ПК – 350000 тг

$$A = 350000 * 20\% = 70000(тг)$$

Таким образом, стоимость программного продукта составляет:

$$C_П = 255578 + 25302 + 11617 + 8700 + 46468 + 69703 + 70000 = 487368(тг)$$

Результаты всех выполненных расчетов представлены в таблице 4.4.

Таблица 5.3 – Затраты на разработку

Затраты на разработку	Условное обозначение	Значение, тенге	В процентах от общей суммы
Фонд оплаты труда	Зфот	255578	52,44
Социальный налог	Зс	25302	5,19
Материалы	М	11617	2,38
Спецоборудование	Рс	8700	1,78
Прочие затраты	Пз	46468	9,53
Накладные расходы	Рн	69703	14,3
Амортизационные отчисления	А	70000	14,36
Итого:		487368	100

5.4 Расчет цены программного продукта

Расчет цены $П_П$, который разработан одной организаций по заказу другой и не предназначен для тиражирования, осуществляется по формуле:

$$Ц_{ПП} = C_П + П_П + НДС \quad (4.18)$$

где $Ц_{пп}$ – цена программного продукта, тенге;

$C_п$ – затраты на разработку проектного решения, в данном случае программного продукта, тенге;

$П_п$ – планируемая прибыль, тенге;

НДС – налог на добавленную стоимость, тенге.

Планируемая прибыль рассчитывается по формуле:

$$П_П = C_П * P_{НПП}, \quad (4.19)$$

где $Р_{нпп}$ – нормативная рентабельность $П_П$, определяемая организацией (20%)

Подставляются требуемые значения в формулу (4.20), для вычисления планируемой прибыли:

$$П_П = 487368 * 0,2 = 97473(тг)$$

НДС, начисленный на $П_П$, определяется следующим образом:

$$НДС = (С_П + П_П) * К_{НДС}, \quad (4.20)$$

где $К_{ндс}$ – ставка налога на добавленную стоимость (12%).

$$НДС = (487368 + 83473) * 12\% = 70180(тг)$$

Следовательно, цена $П_П$ составит:

$$Ц_{ПП} = 487368 + 83473 + 60100 = 655021(тг).$$

5. Безопасность жизнедеятельности

5.1 Теоретическая часть

На любом предприятии на администрацию возлагается ответственность за соблюдением и обеспечением здоровья и безопасных условий труда трудящихся. Каждая обязанность работодателя, связанная со здоровьем и безопасностью рабочих закреплена в уставах о предприятиях, также в коллективных договорах. Охрана труда регулируется такими правами как:

1) разработка общих норм охраны труда, правила по технике безопасности и производственной санитарии;
2) обязательное проведение оздоровительных мероприятий и, следовательно, профилактики по предупреждению получения каких-либо травм или профессиональных заболеваний;
3) организация благоприятных условий труда;
4) закрепление в законодательстве дополнительных гарантий по охране труда отдельных категорий работников - женщин, несовершеннолетних и лиц с пониженной трудоспособностью;
5) регулярное проведение государственного контроля над охраной труда работников.

Каждый работник обязан иметь права на защиту труда, а именно: на рабочее место, защищенное от воздействия получения вредных или опасных производственных факторов, способных вызвать производственную травму или профессиональное заболевание, и т.д. Вместе с тем у работника есть и обязанности по обеспечению охраны труда на предприятии. Так, он обязан:

1) обязан блюсти правила, нормы и инструкции по охране труда;
2) умело применять коллективные и индивидуальные средства защиты;

немедленно сообщать своему непосредственному руководителю о любом несчастном случае, происшедшем на производстве, о признаках профессионального заболевания у себя, а также о ситуации, которая создает угрозу жизни и здоровью других людей.

Безопасность — это отсутствие недопустимого риска, связанного с возможностью нанесения ущерба.

Безопасные условия труда — это такие условия труда, при которых исключаются воздействие вредных или опасных производственных факторов на работающего, засчет того, что установленные нормативы не превышены.

Охрана труда (ОТ) — это такая система, которая обеспечивает безопасность жизни и здоровья работников в процессе рабочей деятельности. Она включает в себя правовые, социально-экономические, организационно- технические, санитарно-гигиенические, лечебно-профилактические, реабилитационные и иные мероприятия.

Негативные факторы трудового процесса приводят к снижению трудоспособности и ухудшению качества выпускаемой продукции. Воздействие неблагоприятных условий труда в течение долгого времени, может привести к нарушению здоровья работающего, что следом приведет к развитию профессионального заболевания или инвалидности.

По настоящее время, ПР уже долгое время используются на производстве. Учитывается особая важность обеспечить рабочий персонал безопасностью.

Экзоскелет – это автоматическое устройство, которое предназначено для выполнения двигательных, вращательных движений, а также выполняет управляемые функции, заданные оператором. Данное устройство зачастую применяется для перемещения предметов предприятий и выполнения различных технологических операций. В первую очередь следует обезопасить человека от получения травмы, то есть предусмотреть и задействовать все средства и меры для того, чтобы работник не попал в зону действии ПР, который мог выйти из-под контроля. Это может быть обусловлено ошибками в программировании.

Повышенная опасность от экзоскелета также может исходить от того, что он работает на автомате. Вследствие чего развивается высокая скорость линейных перемещений исполнительных устройств. Поэтому операторы, дабы обезопасить себя, должны полностью пройти инструктаж по безопасности труда.

Основными причинами возникновения опасных ситуаций и возможных несчастных случаев при эксплуатации экзоскелета являются:

a) непредусмотренные действия экзоскелета во время обучения,

b) Поломка движущихся и несущих частей экзоскелета;

c) существенные ошибки оператора во время наладки, регулирования и ремонта;

d) превышение стандартной грузоподъемности экзоскелета;

e) неисправность компрессора и электрических частей экзоскелета

Безопасность при обслуживании манипулятора может быть достигнута только тогда, когда обслуживающий персонал хорошо обучен.

Программа обслуживания является одним из решающих факторов, определяющих работоспособность экзоскелета. Персонал, обслуживающий экзоскелет, должен быть знаком с такими стандартными устройствами, как компрессор, системная плата, гидравлическое оборудование и др. Для экзоскелета такими стандартными являются микропроцессоры и

программируемые устройства и нельзя допускать, чтобы заводские рабочие, связанные с эксплуатацией и обслуживанием, оказались недостаточно подготовленными для этой работы. Повышение квалификации заводского персонала необходимо, кроме того, в связи со все более широким внедрением сложного технологического оборудования.

Для эксплуатации экзоскелета средней сложности, рабочий должен быть как минимум квалифицированным. Его знания должны включать в себя знания по электричеству, электронике, гидравлике и некоторым вопросам механики.

Очень важно правильно выбрать систему обучения персонала. Номенклатура используемых для обслуживания экзоскелета инструментов колеблется весьма широко: от простых гаечных ключей до диагностических шифров, воспроизводимых на панели управления.

При выполнении работ в рабочем пространстве в месте включения питания должен быть вывешен плакат с предупреждающей надписью "Не включать! В рабочем пространстве проводится работа”.

Во время обучения и наладки, требующих нахождения обслуживающего персонала в зоне его исполнительных устройств, скорость перемещения его исполнительных устройств не должна превышать 0,3 м/с.

На каждом предприятии должны быть разработаны и утверждены в установленном порядке инструкции по охране труда для конкретной профессии, обслуживающей роботизированный технологический участок. В инструкциях предусматриваются общие требования безопасности, относящиеся к работающему, требования типовой инструкции и так далее.

Контроль осуществляется на трех уровнях управления производством. На первом уровне мастер, общественный инспектор и технолог ежедневно в начале рабочей смены должны обойти все рабочие места и проверить исправность средств технологического оснащения, наличие и исправность ограждений, оснащенность рабочего места и так далее. Второй уровень контроля за состоянием охраны труда проводится еженедельно начальником участка, ведущим технологом членом комиссии охраны труда профкома цеха. Третий уровень контроля ежедекадно проводится начальником цеха совместно с механиком и энергетиком цеха по безопасности цеха.

5.1.1 Привод манипулятора.

Большинство экзоскелетов с электрическим приводом чаще всего оснащаются двигателями постоянного тока с независимым возбуждением в каждом сочленении. Двигатели постоянного тока сочетают в себе такие качества, как высокая мощность, плавность хода, возможность работы на малых скоростях, линейность нагрузочной характеристики и небольшие постоянные времени.

Использование постоянного магнитного поля и энергии постоянного тока обеспечивает максимальный момент при минимальной энергии, затрачиваемой на питание, и при минимальном весе. Эти параметры также позволяют снизить индуктивность двигателя и, следовательно, величину

электромагнитной постоянной времени двигателя, обусловленную электрическими взаимодействиями. На рисунке 5.1 приведена эквивалентная схема нагруженного двигателя постоянного тока с управлением в цепи якоря, который может быть использован в сочленении манипулятора.

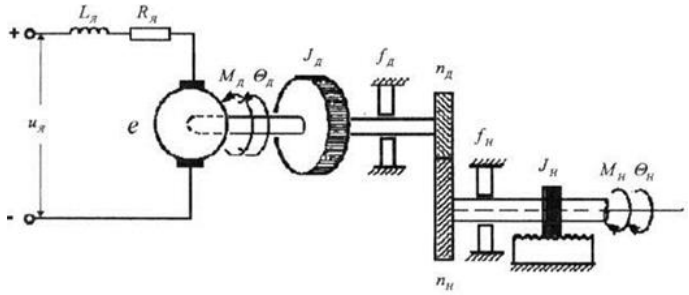


Рисунок 38 - Эквивалентная схема нагруженного двигателя постоянного тока с якорным управлением

Основными переменными в данной схеме являются:

$U_я$ – напряжение, приложенное к якорной обмотке двигателя, В;

$I_я$ – ток в цепи якоря, А;

$L_я$ – индуктивность якорной цепи, Гн;

$R_я$ – сопротивление якорной цепи, Ом;

e – напряжение противо-эдс, В;

$M_д$ – момент двигателя, отнесенный к валу двигателя, Н*м/рад;

$J_д$ – момент инерции двигателя приведенный к валу двигателя, Н*м*с2/рад;

$J_н$– момент инерции нагрузки приведенный к валу нагрузки, Н*м*с2/рад;

$f_д$ – коэффициент вязкого трения в подшипниках двигателя приведенный к валу двигателя, Н*м*с/рад;

$f_н$ – коэффициент вязкого трения в подшипниках нагрузки приведенный к валу нагрузки, Н*м*с/рад;

$n_д$ – число зубьев шестерни редуктора на валу двигателя;

$n_н$ – число зубьев шестерни редуктора на валу нагрузки.

Исходя из рисунка 5.1 и его описания, мы видим, что в данном проекте важна защита от электричества.

5.1.2 Защита от статического электричества.

Статическое электричество - это данный комплекс явлений, связанных с зарождением, сохранением и релаксацией свободного электрического заряда на поверхности диэлектриков или на изолированных проводниках.

Возникновение зарядов постоянного тока. Заряды статического электричества образуются при самых разнообразных производственных условиях, но чаще всего при трении одного диэлектрика о другой или диэлектриков о металлы. На трущихся поверхностях могут накапливаться электрические заряды, легко стекающие в землю, если физическое тело является проводником электричества и заземлено. На диэлектриках электрические заряды удерживаются продолжительное время, вследствие чего

они и получили название статического электричества.

Статическое электроэнергия появляется вследствие сложных действий, сопряженных с перераспределением электронов и ионов при соприкосновении двух поверхностей неоднородных жидких или твердых веществ, имеющих различные атомные и молекулярные силы поверхностного притяжения.

Уровнем электризации представляется заряд, которым обладает данный элемент. Мощность создания зарядов увеличивается с возрастанием скорости перемещения материалов, их удельного сопротивления, площади контакта и усилия взаимодействия. Уровень электризации заряженного тела характеризует его возможности касательно земли.

В производстве часто наблюдается увеличение зарядов со статическим электричеством при:

1) трении приводных ремней о шкивы или транспортерных лент о валы; перекачке огнеопасных жидкостей по трубопроводам и заливки нефтепродуктов в емкости;

2) движении пыли по воздуховодам; дроблении, перемешивании и просеивании сухих материалов и веществ;

3) сжатии двух разнородных материалов, один из которых диэлектрик; механической обработке пластмасс;

4) транспортировании сжатых и сжиженных газов по трубам и истечении их через отверстия, особенно если в газах содержится тонко распыленная жидкость, суспензия или пыль;

5) движении автотранспортера, тележек на резиновых шинах и людей по сухому изолирующему покрытию.

Искровые разряды постоянной электроэнергии представляют собой большую взрывоопасность. Их энергия может достигать 1,5 Дж, что вполне достаточно для воспламенения паро-, пыле- или газовоздушных смесей большинства горючих веществ [18].

К примеру, минимальная энергия воспламенения паров ацетона составляет 0,25 ·10-3 Дж, метана 0,28 ·10-3, оксида углерода 8 ·10-3 и так далее. Следовательно, в соответствии с ГОСТ 12.1.018 электростатическая защищенность объекта считается достигнутой только в том случае, если максимальная энергия разрядов, которые могут возникнуть внутри объекта или с его поверхности, не превышает 40 % минимальной энергии зажигания веществ и материалов.

Электростатический заряд, возникающий при выполнении некоторых производственных процессов, может достигать нескольких тысяч вольт. Например:

при движении автомобиля, трение частиц песка и пыли о днище кузова достигает потенциала равного 2.8 кВ;

при перекачке бензина по трубопроводу - до 3.4кВ;

при наливании электризующихся жидкостей (этилового спирта, бензина, бензола, этилового эфира и др.) в незаземленные резервуары в случае свободного падения струи жидкости в наполняемый сосуд и большой скорости истечения - до 18...20кВ.

На теле человека также может проявлять себя статическое электричество. К примеру, при ношении одежды из шерсти или искусственного волокна, движении по токонепроводящему покрытию пола или в диэлектрической обуви, соприкосновении с диэлектриками, достигая в отдельных случаях потенциала 7 кВ и более. Количество накопившегося на людях электричества может быть вполне достаточным для искрового разряда при контакте с заземленным предметом. Физиологическое действие статического электричества зависит от освободившейся при разряде энергии и может ощущаться в виде слабых, умеренных или сильных уколов, а в некоторых ситуациях - в виде легких, средних и даже острых судорог. Так как сила тока разряда статического электричества ничтожно мала, то в большинстве случаев такое воздействие неопасно. Однако возникающие при этом явлении рефлекторные движения человека могут привести к тяжелым травмам вследствие падения с высоты, захвата спецодежды или отдельных частей тела, подвижными частями машин и механизмов и т. п.

Статическое электричество может также нарушать нормальное течение технологических процессов, создавать помехи в работе электронных приборов автоматики и телемеханики, средств радиосвязи.

Меры защиты от статического электричества направлены на предупреждение возникновения и накопления зарядов статического электричества, создание условий рассеивания зарядов и устранение опасности их вредного воздействия.

Чтобы предотвратить накопление зарядов электричества следует заземлять оборудование, которые могут способствовать поясвлению этой статики. Причем каждое оборудование, выполненное из металла, будь то смесители, газовые компрессоры, закрытые транспортеры и так далее заземляют не менее чем в двух местах. Трубопроводы, расположенные параллельно на расстоянии до 15 см, соединяют между собой металлическими перемычками через каждые 22 м. Временно находящиеся под наливои или сливом горючих газов и пожароопасных жидкостей специально заземляют.

Уменьшение частых возникновений зарядов статического электричества достигается соответствующим подбором скорости движения веществ, исключением разбрызгивания, отводом электростатического заряда, подбором поверхностей трения, очисткой горючих газов и жидкостей от примесей. От удельного объемного электрического сопротивления ρv зависит безопасность скорости транспортировки жидких и пылевидных веществ.

Так например, для жидкостей с $\rho v \leq 100$ Ом·м допустимая скорость должна быть не более 15 м/с, при 110 Ом·м $< \rho v <$ 115 Ом·м — до 7 м/с, а при $\rho v >$ 115 Ом·м скорости устанавливают для каждой жидкости отдельно, но, как правило, не более 1,2 м/с. При подаче жидкостей в резервуары необходимо исключить их разбрызгивание и бурное перемешивание. Наливную трубку необходимо удлинить до дна сосуда с направлением струи вдоль его стенки. При первоначальном заполнении резервуаров жидкость подают со скоростью, не превышающей 0,5...0,7 м/с.

На данный момент лучший способ снизить частое образование

электрических зарядов в ременных передачах – это увеличение электропроводимости ремней. К примеру, с помощью прошивки внутренней поверхности ремня тонкой медной проволокой в продольном направлении. Следует также уделять внимание регулировке натяжения ремней и по возможности снижению скорости их движения до 7 м/с.

Если предотвратить накопление зарядов статического электричества заземлением не удается, то следует принять меры по уменьшению объемных и поверхностных диэлектрических сопротивлений обрабатываемых материалов. Это достигается повышением относительной влажности воздуха до 60...65 %, химической обработкой поверхности, применением антистатических веществ, нанесением электропроводных пленок, уменьшением скорости перемещения заряжающихся материалов, увеличением чистоты обработки трущихся поверхностей и т. д.

5.2 Расчет искусственного освещения в помещении

Так же не стоит забывать, что без света человек не в силах выполнить то, что ему назначили. Ведь большую часть информации, которую получает человек через свои органы чувств, поступает через свет - примерно 75 %. С точки зрения безопасности труда зрительная способность и зрительный комфорт чрезвычайно важны. Это объясняется тем, что очень много несчастных случаев происходит из-за неудовлетворительного освещения или из-за ошибок, сделанных рабочим потому, что ему было трудно распознать тот или иной предмет или осознать степень риска, связанного с обслуживанием станков, транспортных средств и так далее. В нашем случае будет использоваться искуственное освещение.

На рисунке 5.2 представлен план помещения (12x8x4). Именно для него мы будем вычислять нужное количество ламп.

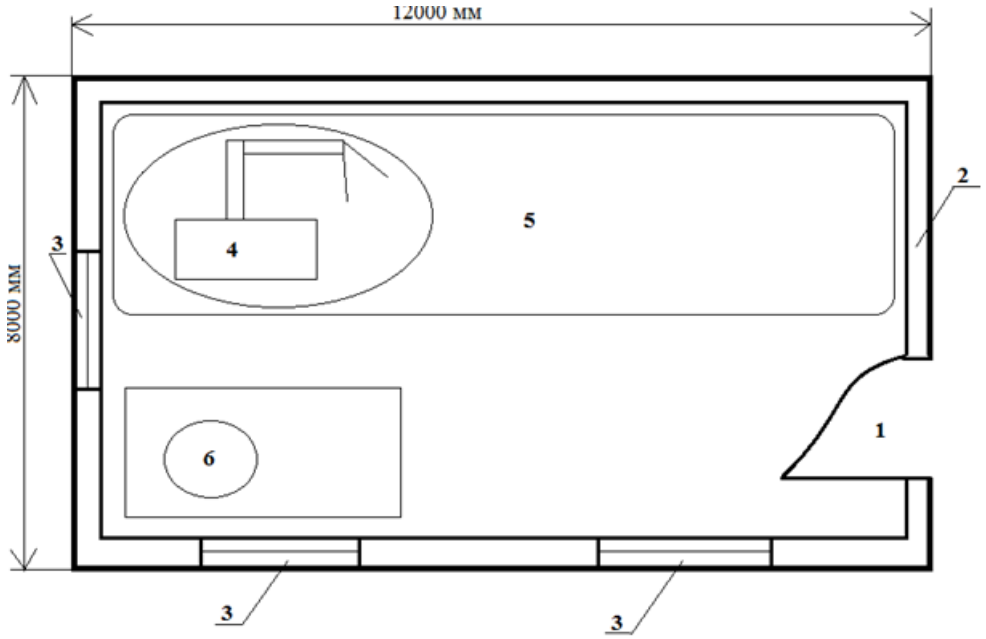


Рисунок 39 – План помещения

Где 1) дверь, 2) стена, 3) окно, 4) манипулятор и огражденная область его эксплуатирования, 5) область для возможной установки роботизированной линии, 6) рабочее место оператора.

Всем известно, что в работе оператора присутствуют две смены. Первая рабочая смена начинается с 9:00 утра и заканчивается в 18:00. Именно в первой смене необязательно использование искусственного освещения (кроме зимнего периода). А вот вторая смена начинается с 20:00 и заканчивается в 5:00 утра. Именно во вторую смену продолжается работа в темное время суток, и в этот период обязательно присутствие искусственного освещения.

Основной задачей данного подраздела является определение числа светильников и их расположение в помещении. Для расчета искусственного освещения был выбран метод коэффициента использования светового потока.

Метод коэффициента использования светового потока применяется, чтобы рассчитать равномерность освещения поверхностей, расположенных в горизонтальных плоскостях, независимо от типа используемых светильников.

При расчете по методу коэффициента использования необходимый световой поток ламп в каждом светильнике Ф определяется по формуле:

$$\Phi = \frac{E_H * S * K_З * Z}{N * \eta}, \quad (5.1)$$

где Ен - минимальная нормируемая освещенность, 200 лк (при разряде зрительной работы Vг);

S - освещаемая площадь, 96м^2 (12х8);

Кз - коэффициент запаса, учитывающий загрязнение Светильников, 1,4 (справочное значение);

Z- коэффициент неравномерности освещения, 1,1 (справочное значение)

N – число ламп;

η – коэффициент использования светового потока ламп от КПД и кривой распределения света светильника, коэффициент от отражения потолка $\rho_{пот}$, пола $\rho_{пол}$ и стен $\rho_с$, высоты подвески светильников показателя помещения i.

Для освещения были выбраны люминесцентные лампы типа ЛБ-65, характеристики которой можно увидеть в таблице 5.1.

Таблица 5.1 – Характеристики люминесцентной лампы ЛБ-65

Тип лампы	Мощность, Вт	Напряжение, В	Ток лампы, А	Световой поток, лм	Длина лампы, мм	Диаметр лампы, мм
ЛБ-65	65	110	0,67	5475	1400	38

В роли светильника был выбран промышленный светильник ЕНИСЕЙ-65Вт IP67, который можно увидеть на рисунке 5.3. Этот светильник отлично подходит для средних по размеру помещений. Он охватывает большую площадь рабочего пространства, а также способствует минимальной нагрузке

на глаза, в отличие от других светильников. Так же потребляемая мощность светильника существенно мала, что сказывается на невысокой наработки электроэнергии, что приведет к меньшей плате за энергию.

Рисунок 40 – промышленный светильник ЕНИСЕЙ-65Вт IP67

Коэффициент использования осветительной установки - это отношение светового потока, падающего на рабочую поверхность, к световому потоку, испускаемому источником.

Коэффициент использования зависит от типа светильника, геометрических размеров помещения и коэффициентов отражения поверхностей.

Для определения коэффициента использования необходимо определить индекс помещения:

$$i = \frac{A+B}{h*(A+B)}, \quad (5.2)$$

где A и B - длина и глубина (ширина) помещения; h - высота подвеса светильников.

$$h = H - h_{рп} - h_{сл}, \quad (5.3)$$

где h – высота подвеса, м;

hрп – высота рабочих поверхностей, м;

hсл – высота свеса ламп, м;

H – высота помещения, м.

Высота рабочей поверхности равна 1,2 м, высота свеса лампы 0,4 м, а высота помещения, как указывалось выше равна 4м.

$$h = 4 - 1,2 - 0,4 = 2,4(м)$$

$$i = \frac{12*8}{2,4*(12+8)} = 2$$

Далее необходимо оценить коэффициенты отражения помещения потолка ρпот, пола ρпол и стен ρс, для того чтобы определить η коэффициент использования светового потока ламп. В данном случае $\rho_{пот}$=70%, $\rho_{пол}$=50%, $\rho_{с}$=10%. Для светильника ЕНИСЕЙ-65Вт IP67, относящийся к 1 группе светильников с индексом помещения i=1.84 коэффициент использования светового потока ламп равен η=0,45. [3]

Теперь можно определить количество ламп и светильников в

помещении, используя формулу (5.1):

$$N_л = \frac{E_Н * S * Z * K_З}{Ф * \eta}, \ (5.4)$$

$$N_л = \frac{200*1,1*1,4*96}{5475*0,45} = 12$$

Количество светильников определяется по формуле:

$$N_c = \frac{N_Л}{n}, \ (5.5)$$

$$N_c = \frac{12}{1} = 12$$

После того, как нашли количество ламп в помещении, можно определить суммарную потребляемую мощность осветительной установки:

$$P = P_Л * N_Л, \ (5.6)$$

где P – суммарная потребляемая мощность, Вт;
Рл – мощность одной лампы, 65 Вт.

$$P = 65*12 = 780 Вт$$

Вычислив количество необходимых светильников, можно определить допустимость наших вычислений, используя формулу (5.1) получим фактическую освещенность:

$$Ф_{расч} = \frac{200*96*1,1*1,4}{12*0,4} = 5475(лм)$$

Отклонение Фл от допустимого значения находим по формуле:

$$D = \frac{Ф_л - Ф_{расч}}{Ф_{расч}} *100\%, (5.7)$$

$$D = \frac{5475-5400}{5400} *100\% = -1,38(\%),$$

Допускается отклонение в пределах от -10 % до +20 %, это означает, что рассчитанный световой поток имеет допустимое значение.

Далее рассмотрим размещение светильников в помещении и определим выгодное расстояние между ними.

$$L = \lambda * h, \ (5.8)$$

где L - расстояние между соседними светильниками или рядами люминесцентных светильников;

h - Высота подвеса светильника над рабочей поверхностью;

λ = 0,5…1,5 (При использовании люминесцентных светильников, данные взяты из справочника).

$$L = 0,5 * 2,6 = 1,25(м).$$

Светильники с люминесцентными лампами рекомендуется устанавливать рядами параллельно длинной стороне помещения или стене с окнами. Между светильниками и их рядами 1,25 м, план помещения с искусственным освещением можно увидеть на рисунке 5.4, где в виде прямоугольников представлены светильники [20].

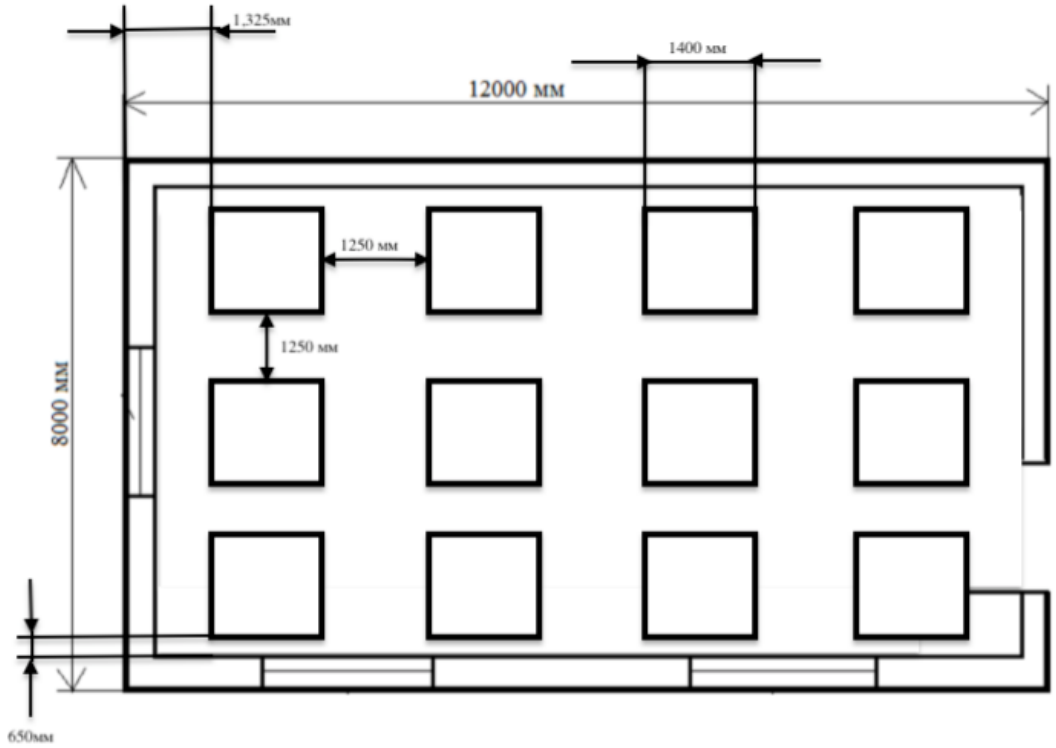


Рисунок 41 – План помещения с искуственным освещением

В данном разделе «Безопасность жизнедеятельности» были рассмотрены важные понятия, таких как безопасность, соблюдение правил, инструкций и так далее. Также был составлен план помещения, по которому было расчитано искуственное освещение и количество ламп, нужное для помещения. На рисунке 41 был представлен электрический привод манипулятора, который представлен в модели экзоскелета.

Заключение

В данной дипломной работе представлена стратегия проектирования и управления локтевым модулем экскокелета руки, предназначенная для работы в космическом пространстве в двух вариантах – искусственные мышцы и электропривод. Исходя из общей схемы управления тактильного экзоскелета, в статье описаны датчики, способные снять показания углового движение локтя человека и исполнительные механизмы для достижения тактической обратной связи. Было разработано несколько решений для механической структуры локтевого модуля. Данный модуль может приводиться в действие линейными приводами в зависимости от механической структуры, к которой они прикреплены.

Предлагаемые механические решения включают в себя использование сервомоторов напрямую, а также с помощью приводов с проволочными или ременными приводами, соединенных на локтевом суставе, пневматическими и шаговыми линейными приводами, использованные в редукторных соединениях и прямых подключенных тормозах на локтевом суставе. Также показаны механические решения, которые используют вибрационный двигатель или миостимулятор. Эти проектные решения сравниваются с использованием алгоритма с несколькими критериями и несколькими условиями: размер и масса, максимальная тактильная реакция, порог чувствительности кэш-памяти, задний ход, энергетическая эффективность, соответствие, эргономика, продолжительность обучения для операторов, сложность и затраты.

В качестве оптимального конструктивного решения для локтевого модуля экзоскелета выбирается модуль с тормозами и угловым потенциометром. Этот образец был изготовлен и испытан для обратной связи по силе, заданной шаговым напряжением, применяемыми на тормозе, сравнимым с тактильной обратной связью от роботизированной руки.

А также была представлена плиссированная пневматическая искусственная мышца, разработанная Даерденом. Этот тип искусственного материала был разработан для преодоления сухого трения и деформации материала, который присутствует в широко используемой искусственной мышце типа Мак-Киббена. Суть ППИМ заключается в ее складчатой структуре мембраны, которая позволяет мышцам работать при низких давлениях и при больших сокращениях. Чтобы иметь дело с некоторыми ограничениями конструкции ППИМ Daerden, было предложено второе поколение ППИМ. Редизайн структуры плиссированной мембраны привел к значительному увеличению продолжительности жизни мышц, что является существенным свойством, если мышца используется для продуманной экспериментальной установки. Кроме того, некоторые изменения, внесенные в конструкцию конца фитинга, упростили механическую обработку мышц и обеспечили возможность повторного использования некоторых частей мышц.

В этой статье новая структура мембраны отличается от предыдущей конструкции главным образом за счет использования дискретного количества высокопрочных волокон вместо полной ткани с высокой прочностью на растяжение. Поэтому была переформулирована математическая модель мышц, введенная Даердом. Эта модель описывает форму выпячивания мышц при каждом

сокращении и дает такие важные характеристики, как мышечная тяга и замкнутый объем. Разница в адаптированной математической модели показана в формулировке для генерируемой мышечной силы, которая становится зависимой от дискретного числа высокопрочных волокон, используемых для сокращения мышц.

В последнее время растет интерес к использованию пневматических искусственных мышц для роботизированного применения благодаря высокому отношению к весовому коэффициенту и адаптируемому соответствию. Были даны два приложения, которые включают ППИМ. Одним из них является двуногая Люси, в которой адаптируемое совместное соответствие используется для использования естественной динамики системы. Другим применением является манипулятор, в котором соблюдение очень важно, так как этот манипулятор работает в прямом контакте с оператором. Еще одно интересное приложение для пневматических искусственных мышц - в области протезов и ортезов.

Список литературы

1. Angeles, J., Fundamentals of Robotic Mechanical Systems. Theory, Methods, and Algorithms, Springer International Publishing, Series Vol. 124, 2014.
2. Pisla, D., Gherman, B., Vaida, C., Suciu, M., Plitea, N., An active hybrid parallel robot for minimally invasive surgery, J. of Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, 29 (4), 203-221, 2013.
3. Pisla, D., Szilaghyi, A., Vaida, C., (c.a.), Plitea, N., Kinematics and workspace modeling of a new hybrid robot used in minimally invasive surgery, J. of Robotics and Computer-Integrated Manufacturing 29(2), 463–474, 2013.
4. Doroftei, I., Preumont, A., Development of an autonomous micro walking robot with articulated body, Proc. of the 2nd International Conference on Climbing and Walking Robots, CLAWAR 99, Portsmounth, England, 497-507, 1999.
5. Colon, E., Hong, P., Habumuremyi, J.-C., Doroftei, I., Baudoin, Y., Sahli, H., Milojevic, D., Weemaels, J., An integrated robotic system for antipersonnel mines detection, J. of Control Engineering Practice, 10, 1283-1291, 2002.
6. Habumuremyi, J.-C. and Doroftei, I., “Mechanical design and MANFIS control of a leg for a new deminig robot”, Proceedings of the 4th International Conference on Climbing and Walking Robots, CLAWAR’2001 (Eds.: Berns, K., Dillmann, R.), Karlsruhe, Germany, 457-464. 2001.
7. Ceccarelli, M. (ed.), Service robots and robotics, Design and Application, Engineering Science Reference, Hershey PA, 2012.
8. Merlet, J.-P.: Parallel Robots, Series: Solid Mechanics and Its Applications. Springer, (2006).
9. Dai J.S., Zoppi M., Kong, X., Advances in Reconfigurable Mechanisms and Robots I, Springer Publisher, 2012.
10. Dollar, A.M., Herr, H., Lower Extremity Exoskeletons and Active Ortheses: Challenges and State-of-the-Art, IEEE
11. Transactions on Robotics, 24(1), 144-158, 2008.
12. Bar-Cohen,Y.,Breazeal,C.,Biologicallyinspiredintelligentrobots,SPIEPressMonograph,PM122,2003.
13. Joutras,F.E.,HruskaJr.,R.J.,ExerciseApparatusandTechnique.US005954621A.5,954,621.A63B21/021.1999.
14. Dariush, B., Exoskeleton Controller for a Human-Exoskeleton System. US 7,774,177 B2. G06F 17/10. 2010.
15. Perry, J., Rosen, J., Exoskeleton. US 2008/0009771 A1. A61B 5/103. 2008.
16. Patoglu, V., Exoskeleton. US 20120330198A1. A61H 1/02. 2012.
17. Schena, B., Haptic Device Utilizing an Electroactive Polymer. US00RE44277E. G09G 5/00. 2013.

18. Bar-Cohen, Y. (Ed), Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles: Reality, Potential, and Challenges.
19. SPIE PRESS. Bellingham, Washington USA, 765, 2004.
20. Van der Linde, R.Q., Lammertse, P., Frederiksen, E., Ruiter, B., The HapticMaster, a new high-performance haptic interface. Nederlanden. 2012.
21. Hayward, V., Astley, O.R., Cruz-Hernandez, M., Grant, D., Robles-De-La-Torre, G., Haptic interfaces and devices.
22. Sensor Review. 24(1): 16 – 29, 2004.
23. Farkhatdinov, I., Ryu, J.-H., A Preliminary Experimental Study on Haptic Teleoperation of Mobile Robot with
24. Variable Force Feedback Gain. Proc. of IEEE Haptics Symposium 2010, Waltham, Boston, USA, 2010.
25. Caldwell, G.D., Tsagarakis, G.N., Development and Control of a 'Soft-Actuated' Exoskeleton for Use in Physiotherapy
26. and Training, Autonomous Robots, 15(1), 21-33, 2003.
27. Massie, T.H., Salisbury, J.K., The PHANTOM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects. Proc. of ASME
28. Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Chicago
29. IL, 1–6, 1994.
30. Rama Krishna, A. et al., Design and Implementation of a Robotic Arm Based on Haptic Technology. J. of Engineering
31. Research and Applications (IJERA), 2(3): 3098-3103, 2012.
32. Letier, P., Bras Exosquelette Haptique. Conception et Contrôle. PhD Thesis, 2010.
33. Letier, P., Motard, E., Ilzkovitz, M., Preumont, A., Verschueren, J.P., SAM: Portable Haptic Arm Exoskeleton Upgrade.
34. Technologies and New Application Fields. Proc. of ASTRA 2011, Noordwijk, Netherlands. 2011.
35. Gancet, J., Ilzkovitz, M., Cheron, G., Ivanenko, Y., van der Kooij, H., van der Helm, F., Zanow, F., Thorsteinsson, F., MINDWALKER: A Brain Controlled Lower Limbs Exoskeleton for Rehabilitation. Potential Applications to Space.
36. C.-P. Chou and B. Hannaford, “Measurement and modeling of McKibben pneumatic arti- ficial muscles,” IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 12, no. 1, pp. 90–102, 1996.
37. F. Daerden, Conception and Realization of Pleated Pneumatic Artificial Muscles and their Use as Compliant Actuation Elements. PhD thesis, Vrije Universiteit Brussel, 1999.
38. G. B. Immega, “ROMAC actuators for micro robots,” in Proceedings of the IEEE Micro Robotics and Teleoperators Workshop, (Hyannis, Massachusetts), 1987.

39. H. A. Baldwin, “Realizable models of muscle function,” in Proceedings of the First Rock Biomechanics Symposium, (New York, USA), pp. 139–148, 1969.

40. N. Saga, T. Nakamura, J. Uehara, and T. Iwada, “Development of artificial muscle actuator reinforced by kevlar fiber,” in Proceedings of IEEE International Conference on Industrial Technology, (Bangkok, Thailand), pp. 950–954, 2002.

Приложение А

Код для приложения Arduino

knopka_s

Файл Правка Скетч Инструменты Помощь

knopka_servo

```
#include <Servo.h>
int button = 5; //button pin, connect to ground to move servo
int press = 0;
Servo servo;
boolean toggle = true;
void setup()
{
  pinMode(button, OUTPUT); //arduino monitor pin state
  servo.attach(7); //pin for servo control signal
  digitalWrite(5, LOW); //enable pullups to make pin high
}
void loop()
{
  press = digitalRead(button);
  if (press == HIGH)
  {
    if(toggle)
    {
      servo.write(110);
      toggle = !toggle;
    }
    else
    {
      servo.write(15);
      toggle = !toggle;
    }
  }
  delay(1000);  //delay for debounce
}
```