

Муниципальное бюджетное общеобразовательное учреждение средняя общеобразовательная школа «Школа будущего»

Тема: Сенсорная обратная связь для пользователей бионического протеза руки

Автор работы:

Хоукс Шервуд,

учащийся 11 Е класса,

МБОУ СОШ «Школа будущего»,

Калининградская обл., п. Большое

Исаково

Руководители:

Орлов Сергей Викторович, учитель
технологии и информатики, систем-
ный администратор.

Клюева Елена Витальевна, замести-
тель директора по инновациям, учи-
тель информатики высшей категории.

п. Большое Исаково,

2022-2023 г.

Аннотация

Управление большинством протезов из среднего ценового сегмента зависит от ориентирования пользователями на слуховое и зрительное восприятие окружающей информации, а также концентрации на контроле устройства, что значительно усложняет эксплуатацию и снижает производительность действий. Эти неудобства обусловлены отсутствием системы сенсорной обратной связи – пользователь не ощущает объекты, с которыми взаимодействует.

В данном проекте разработана система сенсорной обратной связи на основе конструктора BitronicsLAB. Были улучшены его изначальные функциональные возможности. Данную модификацию можно использовать для пользователей бионического протеза руки. Были получены следующие результаты: создан технический рисунок, схема сборки системы обратной связи, схема сборки и подключения установки, реализована система обратной связи, позволяющая ощущать давление и температуру объекта при его сжатии протезом руки.

Наша разработка, собравшая в себя несколько направлений сенсорного восприятия (давление, температура, нагрев ладони протеза), расширяет возможности человека по контролю и управлению бионическим протезом руки и приближает его к своему биологическому аналогу, позволяя ощущать давление, оказываемое протезом на объекты, их температуру и, в перспективе, подогревать протез до температуры тела человека. В отличие от аналогов данной системы, она способна передавать сигналы не только тепла объектов, но и холода. Кроме того, у аналогов отсутствует имитация тепла человеческой руки.

Оглавление

Обоснование актуальности	4
Анализ существующих решений	5
Описание разработанного решения.....	9
Экономические расчеты	23
Заключение	24
Список источников	26
Приложение	28

Обоснование актуальности

По мере активного внедрения технологий в нашу жизнь, грань между медициной и инженерией всё сильнее размывается: увеличивается количество смежных наук, нацеленных на решение проблем здоровья человека, врачам приходится больше углубляться в ознакомление с работой новых устройств, которые позволяют повысить эффективность лечения, снизить риски при проведении операций или улучшить уровень жизни людей с ограниченными возможностями. Бионические протезы входят в последнее из вышеназванных направлений и позволяют человеку, утратившему конечность, жить более полноценно.

На данный момент сфера киберпротезирования в России находится на стадии развития, поэтому тема, рассматриваемая в моём проекте весьма актуальна и важна. Никто из нас не застрахован от внезапных трагических случаев. Протезы, выставленные на рынок, пусть и приблизились со временем к виду и функционалу человеческой руки, по-прежнему уступают ей по функционалу и имеют свои недостатки. Более того, изделия отечественных разработчиков значительно уступают зарубежным аналогам. Несомненно, это является проблемой, так как люди покупают протезы в надежде вернуть утраченную руку, но не получают от неё всех возможностей, которые хотелось бы вернуть, в результате чего некоторые могут глубоко разочаровываться.

Данный проект нацелен на приближение протеза руки к свойствам и функциям, характерным человеческой руке, таким как: температура тела, способность ощущать температуру холодных и горячих объектов, а также ощущать силу давления, оказываемого протезом на объект. На конструкторе протеза BitronicsLAB производится сборка независимой системы сенсорной обратной связи, которую можно перенести на любой другой более технологичный протез, поскольку даже выставленные на рынок приборы не обладают описанными выше возможностями.

Цель: Разработать и создать систему сенсорной обратной связи бионического протеза руки.

Задачи:

1. Изучить имеющиеся идеи систем сенсорной обратной связи. (Хоукс)
2. Собрать модель протеза руки и запрограммировать её. (Хоукс, Орлов, Астанин)
3. Создать технический рисунок продукта, схемы сборки системы. (Хоукс, Ключева)
4. Закупить детали для сборки системы сенсорной обратной связи. (Хоукс, Ключева)
5. Собрать систему сенсорной обратной связи на основе модели протеза руки, запрограммировать её и протестировать. (Хоукс, Орлов, Ключева)

Анализ существующих решений

Как в России, так и за рубежом учёные занимаются созданием полноценной системы сенсорной обратной связи, которая могла бы передавать ощущение текстур, консистенций, температуры объектов и т.п. Последние статьи [4; 7] показывают, что данная система находится на стадии разработок. Из-за её отсутствия возникает серьёзная зависимость от зрительных и слуховых сигналов, что не способствует переходу на интуитивное управление протезом, а также далеко не всегда удобно. Следует отметить, что в некоторых работах упоминается метод инвазивного прямого подсоединения электродов к нервной системе человека. Такой способ точнее передаёт ощущения, однако не все готовы на операции. Кроме того, внедрение электродов в организм человека способно провоцировать возникновение рубцов, которые со временем окажут влияние на ухудшение передачи сигнала. Более доступный и надёжный на данный момент – неинвазивный метод, разработкой которого мы занимаемся в этом проекте. Под термином «неинвазивный метод» будем понимать метод лечения, при котором на кожу не оказывается воздействие с помощью хирургических инструментов, согласно медицинскому словарю [1].

ООО «Моторика» [2] является резидентом центра «Сколково» [3]. Представители данной компании разрабатывают и производят тяговые, а также бионические протезы рук для детей и взрослых. Компания производит протезы с 2016 года, и за это время на её счету накопилось свыше 3000 созданных протезов. «Моторика» является основной отечественной компанией, которая активно продвигает развитие бионических протезов на территории России и вносит большой вклад в исследования. Её дочерняя компания «Моторика Сенс» [4] занимается разработкой системы сенсорной обратной связи для бионических протезов. В арсенал технологий, задействованных в её проекте, входят: механизмы для стимуляции кожи с помощью фантомной карты рук, система сенсорной обратной связи для передачи чувствительности к пальцам протеза, методология для реабилитации и использования протезов с сенсорной обратной связью.

Важную роль в чувствительности протеза играет фантомная карта руки. Более кратко и детально причины необходимости её использования отражены в статье Елизаветы Ивтушок «Бионические руки не помогли перепрошить осязание» [5]. Компания «Моторика» придерживается направления электростимуляции периферических нервов, поскольку современные исследования [6] выявили, что именно так можно добиться повышения уровня натурализации протеза. Согласно статье на сайте «Хабр» [7], ранее предпринимались попытки воспроизвести ощущения с помощью экстраневральной манжеты или интраневральных тонкопроволочных электродов, однако данные методы провоцировали у пациентов парестезию – жжение, вибрации или пульсации, распространяющиеся по фантомной руке. Фантомная карта руки позволяет расширить диапазон

возможностей для жестикуляции протеза, поскольку представляет собой определённую структуру, которая отвечала за движения руки до её ампутации и впоследствии сохранилась. Более наглядно и ёмко явление фантомной конечности описывается в статье Ильи Хеля [8]. Согласно ей, модели активности фантомной руки формируют представление положения пальцев в пространстве относительно друг друга. Сканируя мозг людей, пока те двигали своими фантомными руками, учёные составили подробную карту представления мозгом фантомной руки. Причиной данного исследования послужили данные, показывающие, что перемещение фантомной руки создаёт активность в мозге ампутанта. Однако трудно доказать, что из активности мозга следует подтверждение существования карты отсутствующей руки. Кроме того, в работе, опубликованной в журнале «eLife», были опровергнуты некоторые версии причин возникновения фантомной активности. Она не является результатом простой активности оставшихся нервов или мышц в культе, так как у ампутантов, утративших мышцы, результаты оказались аналогичными тем, что были получены у людей, которые не могли посылать или принимать сигналы от конечности вообще. Согласно данным Медицинского центра ДВФУ [9], в России уже было проведено две операции для лечения фантомной боли, что положило начало развитию инвазивных технологий в области киберпротезирования.

Рассмотрим озвученные разработчиками концепции систем воссоздания давления, боли и температуры. В статье на данном сайте [10] описывается следующий способ передавать боль и давление: к коже человека с помощью электродов от нижнего слоя прикрепляются механорецепторы, передающие тактильные ощущения от предметов, и ноцицепторы, расположенные на верхнем слое, транслирующие болевые ощущения. На кончиках пальцев находится специальное покрытие e-dermis [11], сделанное из нескольких слоёв датчиков давления, благодаря которым создаёт ощущение осязания и боли, путём распознавания раздражителей и передачи сигналов на периферические нервы (Рис. 1, 2). Недостаток e-dermis заключается в неспособности ощущать температуру объектов и отсутствию имитации естественной температуры руки.

Есть и другая идея, подробнее описанная в данной работе [12], согласно которой существует замкнутая система, соединяющая силиконовые подушечки на протезе с подушечками на культе и опосредованная воздухом. Силиконовые подушечки в зоне ампутационной культи расширяются при прикосновении протезом к объекту, тем самым вызывая у человека ощущение прикосновения. Эта технология имеет те же ключевые недостатки по отсутствию систем ощущения температуры и подогрева, что и e-dermis. Кроме того, уступает e-dermis по диапазону возможностей.

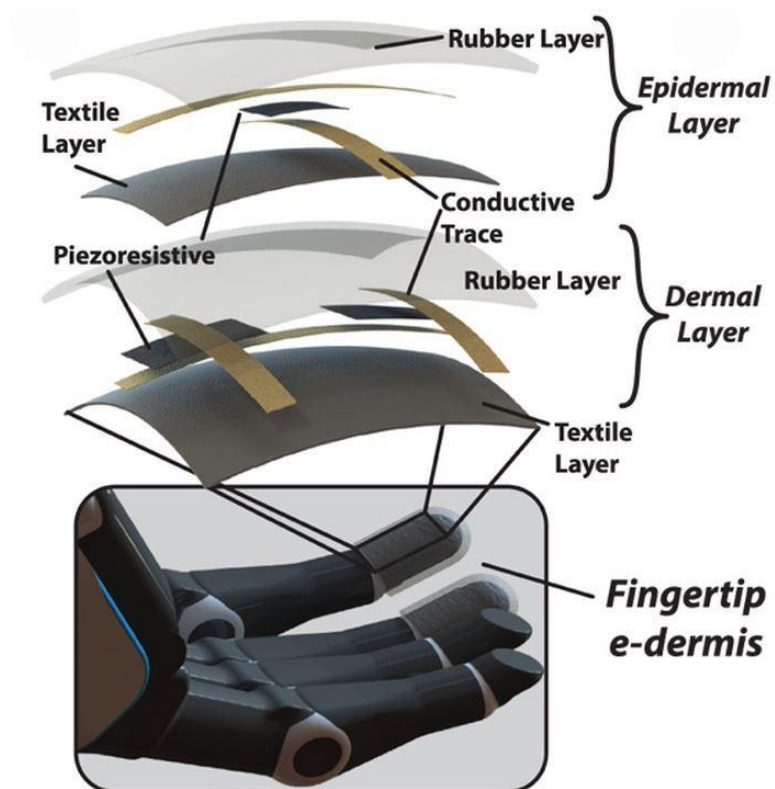


Рисунок 1. Устройство системы e-dermis.

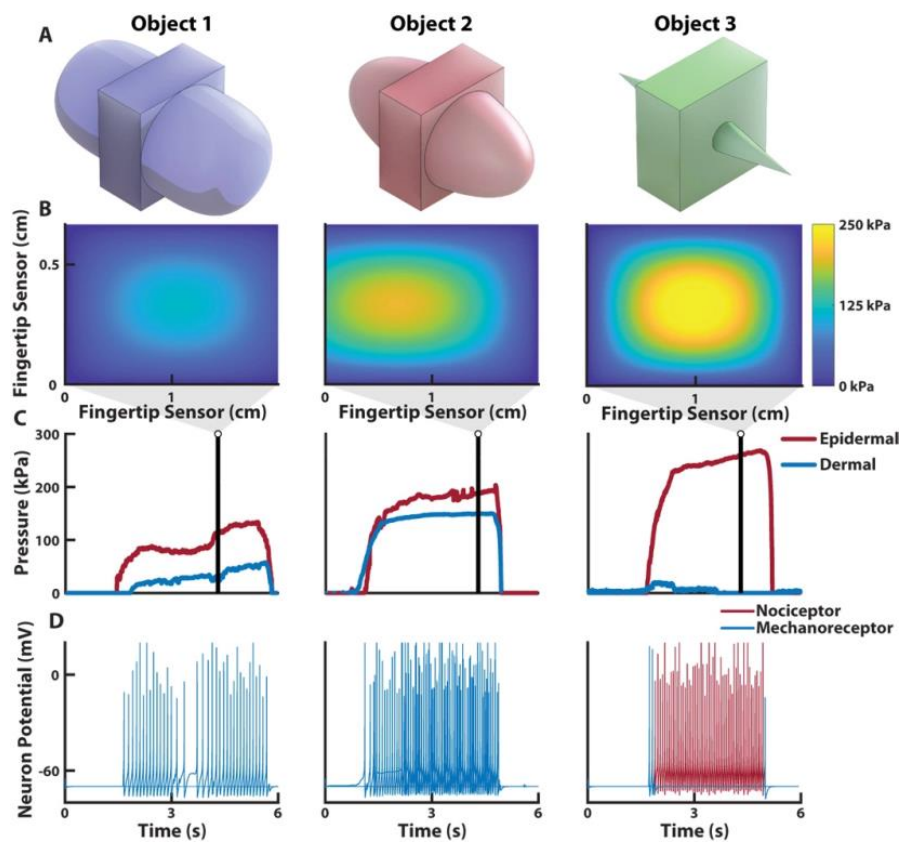


Рисунок 2. Принцип работы e-dermis.

В отличие от систем ощущения давления и боли, информации по передаче температуры значительно меньше. Более подробное описание самой системы встречается только в статье на сайте «TechInsider» [13], в которой говорится только об ощущении тепла через разряды тока, сила которых зависит от того, насколько объект горячий, однако данная система не учитывает способность ощущать холод объекта.

Как можем увидеть, на данный момент ещё нет системы, объединяющей в себе способность к передаче как давления, так и температуры. Более того, в случае с температурой разработчики могут передать только положительную температуру и исключают отрицательный диапазон. Помимо данных проблем, протезы по-прежнему остаются холодными устройствами в отличие от биологической руки человека, которая испускает некоторое тепло.

Описание разработанного решения

К реализации данного проекта можно было подойти двумя способами:

- С нуля распечатать, собрать и запрограммировать протез, рассчитанный на внедрение в него системы сенсорной обратной связи;
- Взять за основу готовый конструктор протеза BitronicsLAB, работающий на Arduino собрать и запрограммировать его, после чего на его основе реализовать систему сенсорной обратной связи.

Оценив первый вариант, мы пришли к выводу, что его реализация будет ещё более затратной, чем второй и, поскольку школой был предоставлен подходящий конструктор – приняли решение работать с ним, тем самым уменьшив финансовые и временные затраты. Это позволило больше сконцентрироваться на основной цели проекта – системе сенсорной обратной связи.

В качестве языка программирования был выбран C++, так как на нём программируется микроконтроллер Arduino.

Программирование конструктора Bitronics на базе Arduino

Для управления протезом по Bluetooth с помощью модуля HUB и подключённых к нему модулей EMG (Рис. 3), к плате Arduino UNO, отвечающей за вычислительную часть, подключили плату расширения HMI.



Рисунок 3. Модуль HUB и подключённые к нему модули EMG.

При подключении плата расширения HMI была расположена на плате Arduino UNO следующим образом (Рис. 4).

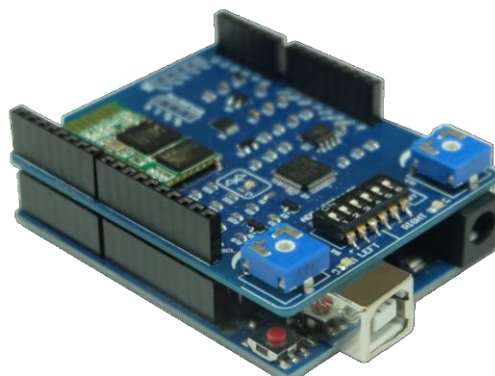


Рисунок 4. Плата расширения HMI, подключённая к плате Arduino UNO.

Затем расположили плату расширения для сервоприводов (Рис. 5) на плате расширения HMI по тому же принципу. После этого подключили сервоприводы к плате расширения для сервоприводов.

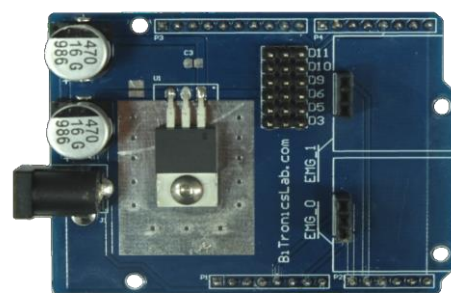


Рисунок 5. Плата расширения для сервоприводов.

В результате сборки была получена конструкция, описанная в данной схеме (Рис. 6).

Далее, подключив плату Arduino UNO к компьютеру, приступили к настройке программы, отвечающей за углы поворота сервоприводов и обеспечивающей передачу сигнала по Bluetooth от модулей HUB к плате Arduino UNO с платой расширения HMI.

В самом скетче с помощью макроопределений `#define` установили постоянные значения для удобства дальнейшей работы. В частности, для каждого сервопривода установили по два значения

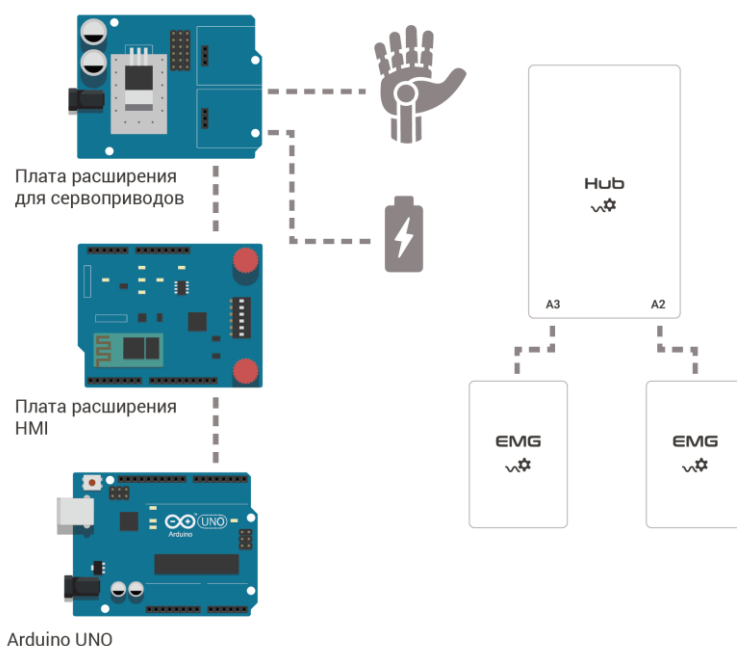


Рисунок 6. Общая схема сборки и подключения установки

угла поворота: позиции открытого и сжатого состояний пальцев. Ниже ввели целочисленные переменные `a2` и `a3` для записи данных с датчиков ЭМГ, указали начальную позицию и экспериментально подобрали значение порога, исходя из амплитуды показателей ЭМГ, который отвечает за показатель, при достижении которого активируются сервоприводы. После этого, пользуясь постоянными значениями, установленными в начале программы, прописали функции для вращения сервоприводов под два жеста, необходимых для демонстрации работы системы (Рис. 7).

```

// Жест кулак
void ServoClosed() {
    servo_thumb1.write(MIN_THUMB1);
    servo_thumb2.write(MIN_THUMB2);
    servo_index_finger.write(MAX_INDEX_FINGER);
    servo_middle_finger.write(MAX_MIDDLE_FINGER);
    servo_little_ring_fingers.write(MIN_LITTLE_RING_FINGER);
}

// Жест ладонь
void ServoOpen() {
    servo_thumb1.write(MAX_THUMB1);
    servo_thumb2.write(MAX_THUMB2);
    servo_index_finger.write(MIN_INDEX_FINGER);
    servo_middle_finger.write(MIN_MIDDLE_FINGER);
    servo_little_ring_fingers.write(MAX_LITTLE_RING_FINGER);
}

```

Рисунок 7. Фрагмент программы, отвечающий за жесты кулак и ладонь.

Следующим шагом описываем функцию calc, определяющую параметры датчиков и генерирующую выходное значение pos, которое определяет жест (Рис. 8).

```

if (a >= treshhold) { // Сравниваем a с порогом,
    A = true; // если порог пройден то переменной A присваивается значение true
}
else if (a < treshhold) { // Иначе false
    A = false;
}
if (b >= treshhold) { // Сравниваем b с порогом,
    B = true; // если порог пройден то переменной B присваивается значение true
}
else if (b < treshhold) { // Иначе false
    B = false;
}
if (A == false and B == false) pos = 0; // В зависимости от переменных A и B
else if (A == true and B == false) pos = 1; // присваиваем переменной pos значение,
else if (A == false and B == true) pos = 1; // которое характеризует позицию
return pos; // функция возвращает значение позиции

```

Рисунок 8. Фрагмент программы, отвечающий за параметры датчиков.

После инициализации сервоприводов, считываем значения с пинов A2 и A3 и вызываем функцию для определения позиции каждого сервопривода. Используем оператор switch. Если значение позиции 0, то жест ладонь и т.д.

Создание технического рисунка

При создании технического рисунка использовался шаблон протеза, собранного из конструктора. Чтобы наиболее достоверно изобразить то, как будет выглядеть система, потребовалось провести объёмный анализ деталей, использование которых было бы оптимальным. Для реализации идеи по созданию комплексной системы, которая бы позволяла пользователю ощущать не только давление, но и температуру, вместе с тем включая в себя подогрев ладони протеза до температуры тела, было необходимо составить представление о взаимном расположении всех деталей и объединить их таким образом, чтобы в работе не возникало конфликтов между отдельными составляющими системы.

Первая попытка создать технический рисунок (Рис. 9) была черновой и показала, что требуется тщательный поиск подходящих деталей и материалов, чтобы теория приблизилась к действительности. На данном этапе рисунок не давал представление о том, как будет выглядеть готовый продукт. Он лишь схематично изображал расположение элементов относительно друг друга.

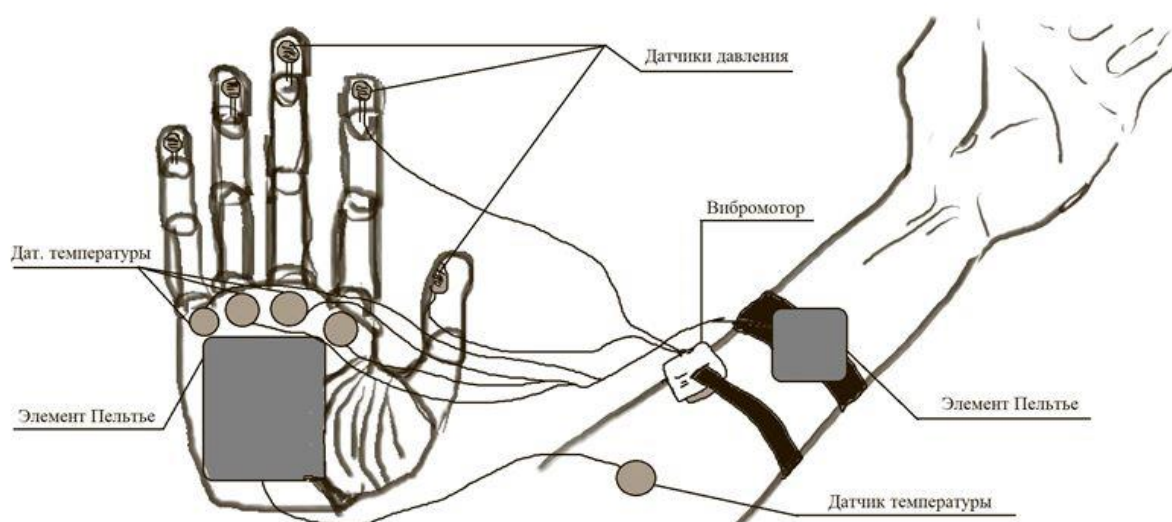


Рисунок 9. Набросок технического рисунка системы сенсорной обратной связи.

После принятия решения о реализации системы сенсорной обратной связи на базе Arduino, основная часть деталей была определена для дальнейшего более детального изучения. В результате были утверждены: резисторы давления, вибромодули, аналоговый термодатчик, модули Пельтье, шилд и плата Arduino Uno. Оставался вопрос, как обеспечить стабильный подогрев ладони протеза до температуры тела. После длительного поиска, анализа и сравнения различных материалов, выбор пал на углеродную нагревательную ленту и компактный аккумулятор. Дан-

ный вариант соответствовал всем необходимым характеристикам и был достаточно прост в реализации. Таким образом, был создан финальный вариант технического рисунка, корректно и наиболее полно отражающий концепцию комплексной системы обратной связи (Рис. 10).

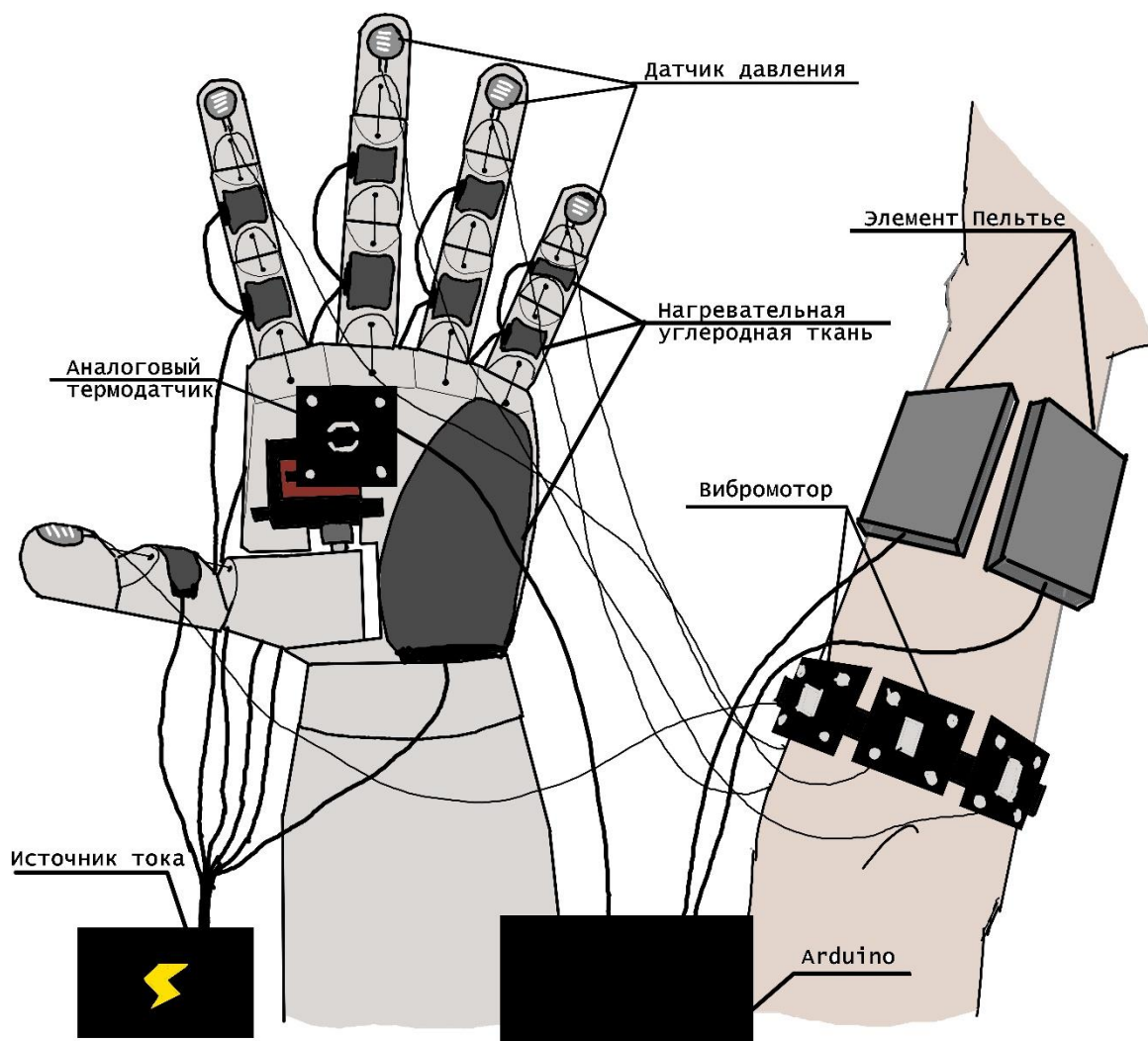


Рисунок 10. Технический рисунок системы сенсорной обратной связи.

Блоки, составляющие систему сенсорной обратной связи.

1. Давление

Датчики давления необходимо расположить на кончиках пальцев протеза и через Arduino подключить к вибромодулям. С помощью эластичной широкой резинки необходимо соединить вибромодули в браслет (Рис. 10). Каждый из вибромодулей отвечает за конкретный палец и располагается в зоне соответствующей мышцы предплечья, также отвечающих за конкретный палец: длинный сгибатель большого пальца кисти – большой палец; Лучевой сгибатель запястья –

указательный палец; Длинная ладонная мышца – средний и указательный пальцы; Локтевой сгибатель запястья – мизинец (Рис. 11). Таким образом, получится достигнуть наиболее реалистичных ощущений от прикосновения протеза к объектам.



Рисунок 11. Анатомическое расположение мышц предплечья.

2. Температура

Аналоговый термодатчик необходимо расположить на ладони протеза (Рис. 10). Такое положение обусловлено тем, что позволяет более наглядно продемонстрировать работу сенсора. Можно доработать e-dermis добавлением слоёв, имитирующих тепловые и холодовые рецепторы. В рамках этого проекта подобная доработка не представляется возможной, поэтому опираться будем на один аналоговый термодатчик, через Arduino подключённый к двум платам Пельтье, одна из которых расположена на коже нагревающейся стороной (П1), а другая – охлаждающей (П2). Далее с помощью Arduino программируем комплексное условие: если $t > n$, то вкл. П1 и выкл. П2; если $t < n$, то выкл. П1 и вкл. П2. Необходимо также установить критичные пороги высоких и низких температур, достижение которых будет отображаться в виде мигания красной (в случае перехода через порог высоких температур), либо синей (в случае перехода через порог низких температур) лампочки, при этом больше не повышая температуру, передающуюся пользователю, для защиты от повреждений.

3. Подогрев протеза

Нагревательную углеродную ленту необходимо приклеить к статичным участкам протеза и последовательно соединить с аккумулятором с помощью проводов, закреплённых на лоскутах с помощью медной фольги (Рис. 10). Для того, чтобы избежать необходимости регулярно заря-

жать его, в дальнейшем можно доработать аккумулятор таким образом, чтобы механическая работа, совершаемая протезом, переходила в энергию для подогрева ладони. Сам аккумулятор должен быть расположен на статичном участке предплечья протеза.

Разработка системы сенсорной обратной связи

1) Давление

Датчик давления подключили по схеме делителя напряжения (Рис. 12). Микроконтроллер на основе полученного сигнала включает или выключает вибромоторы. Схема отображает подключение одного датчика и одного вибромотора. В самой системе используется 5 датчиков и 4 вибромотора, работающих совместно по определённом алгоритму, описанному на 3 этапе. Данная часть системы позволит пользователю ощутить соприкосновение пальцев протеза с какими-либо предметами.

1 этап.

Собрали систему передачи ощущения давления от каждого пальца к вибромоторам. Чтобы получить изолированные проводники, с витой пары сняли пластиковую оболочку. Далее с помощью паяльника и изолированных проводников соединили резистор давления с резистором на 10КОм для подключения к питанию на 5V и с проводом для получения сигнала. Все спаянные соединения закрыли изолентой. Конструкцию, а также вибромодуль, подключили к микроконтроллеру: питание, заземление, сигнал. Резисторы давления закрепили на каждом пальце протеза руки с помощью изоленты и суперклея.

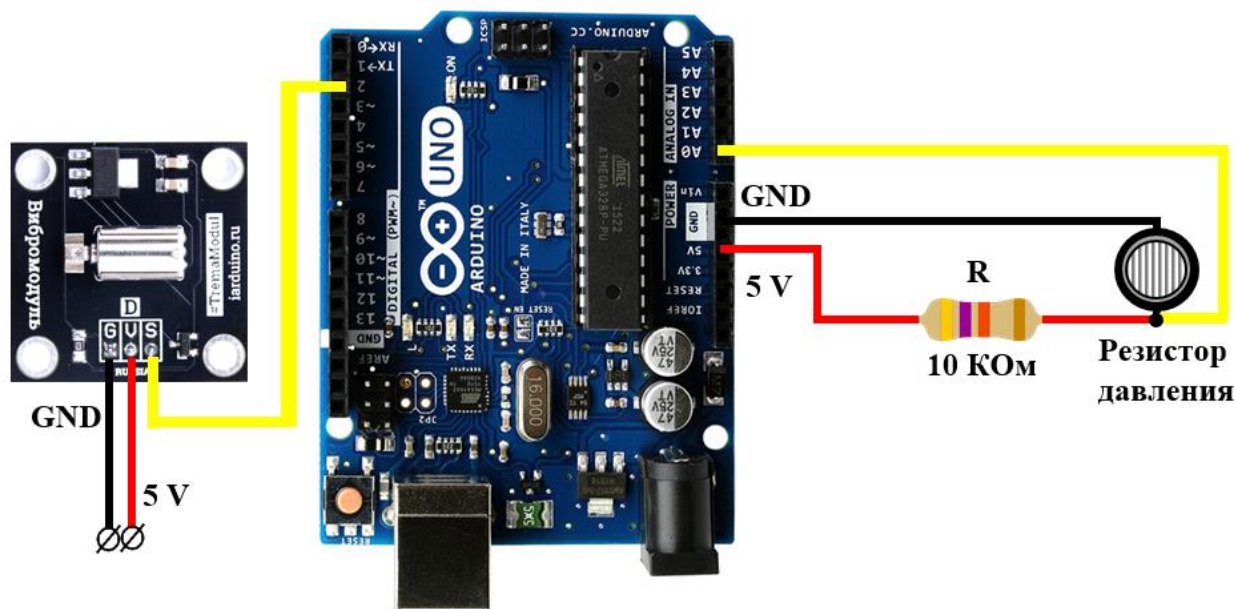


Рисунок 12. Схема сборки системы передачи ощущения давления.

Затем вибромодули поместили в блоки из пенопласта, чтобы цилиндр мог вращаться, не касаясь руки человека, после чего собрали в два браслета для их закрепления на руке человека с

размещением на мышцах в соответствии с каждым пальцем. Это необходимо для того, чтобы человек мог почувствовать, каким пальцем оказывается давление на объект.

2 этап.

После сборки системы давления приступили к написанию программы. В алгоритме через `define` установили постоянные значения для 4 вибромоторов и 5 резисторов давления. Ниже ввели целочисленные переменные для записи данных резисторов давления и экспериментальным путём установили значение порога, при достижении и пересечении в меньшую сторону которого активируются вибромоторы, расположенные на предплечье пользователя. Инициализировали вибромодули на пинах, после чего запустили считывание значений с пинов 1-5. На основе введённых переменных составили условия активации каждого вибромотора в следующем соответствии: Sensor1-Vibro1 (большой палец), Sensor2-Vibro2 (указательный палец), Sensor3-Vibro3 (средний палец), Sensor4|5-Vibro4 (Рис. 13) и ожидаем секунду.

```
if (valueSensor1 < treshValue) { digitalWrite(VIBRO1_PIN, HIGH); }  
else { digitalWrite(VIBRO1_PIN, LOW); }  
if (valueSensor2 < treshValue) { digitalWrite(VIBRO2_PIN, HIGH); }  
else { digitalWrite(VIBRO2_PIN, LOW); }  
if (valueSensor3 < treshValue) { digitalWrite(VIBRO3_PIN, HIGH); }  
else { digitalWrite(VIBRO3_PIN, LOW); }  
if ((valueSensor4 < treshValue) or (valueSensor5 < treshValue)) {  
    digitalWrite(VIBRO4_PIN, HIGH); }  
else { digitalWrite(VIBRO4_PIN, LOW); }  
  
delay(100);
```

Рисунок 13. Фрагмент программы, отвечающий за активацию вибромоторов.

3 этап.

После сборки было проведено тестирование системы сенсорной обратной связи (Рис. 14, 15). Сначала проверили работоспособность каждого элемента системы по-отдельности путём последовательного нажатия на соответствующие резисторы давления каждого пальца. В это время человек чувствовал вибрацию на своей руке от соответствующего тому или иному пальцу вибромотора. После сжатия протезом крупного объекта все вибромоторы, соприкоснувшиеся с поверхностью объекта начали вращаться, и человек почувствовал мощную вибрацию на своей руке. Таким образом, данная система позволяет пилоту интуитивно понимать, что объект надёжно удерживается протезом.

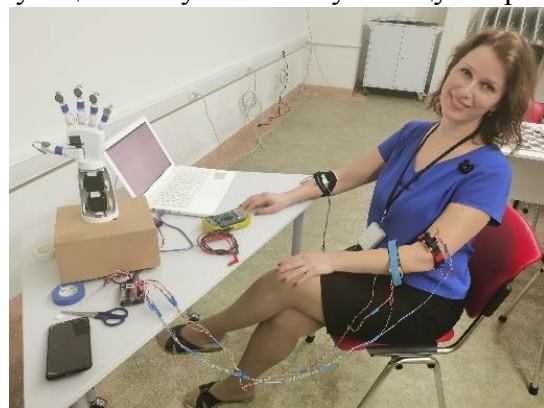


Рисунок 14. Тестирование системы ощущения давления.



Рисунок 15. Система давления на протезе руки.

2) Температура

Датчик температуры подключили по схеме делителя напряжения (Рис. 16). На основе полученного сигнала микроконтроллер включает один из элементов Пельтье в зависимости от того, является ли объект холодным или горячим. Для усиления подачи тока на Пельтье подключили два полевых транзистора, по одному на каждый элемент.

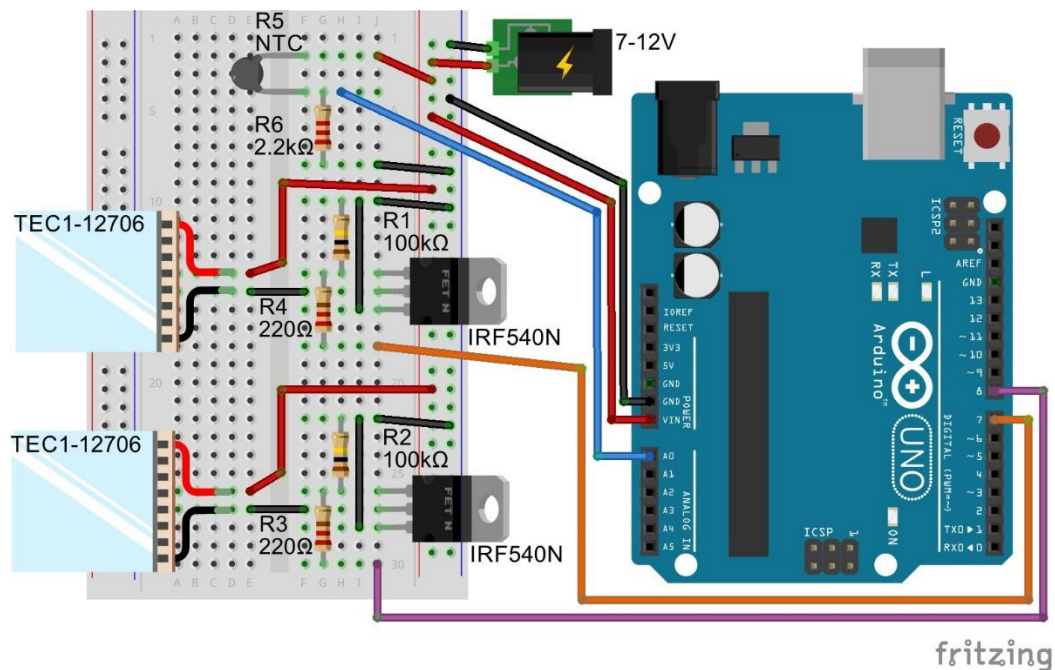


Рисунок 16. Схема сборки системы передачи температуры.

1 этап.

Собрали систему передачи температуры от датчика к элементам Пельтье. Получили изолированные проводники тем же способом, что и в сборке системы давления, после чего спаяли их

и закрыли спаянные соединения изолентой. Датчик температуры прикрепили на ладонь протеза, подклеив под него силиконовую подкладку, чтобы при механическом воздействии датчик не соприкасался с твёрдой поверхностью пластика. Провода от датчика и элементов Пельтье подключили к микроконтроллеру. Сами элементы закрепили на браслетах между вибромоторами.

2 этап.

После сборки системы температуры приступили к написанию программы. Через `define` установили постоянные значения для транзистора управления элементом Пельтье, расположенном нагревающейся стороной на руке человека, и транзистора управления элементом, расположенном охлаждающей стороной на руке. Также присвоили постоянные значения терморезистору и для оптимальной работы системы ввели постоянные значения разницы температур, при которой срабатывает датчик, значение исходной температуры, вычитаемый и прибавляемый коэффициенты для холодного и тёплого порогов. Установили интервалы измерения температуры и время нагрева/охлаждения элементов Пельтье. Ввели индекс температуры и индекс предыдущей температуры для их сравнения. Задали временные промежутки для измерения температуры и включения элементов Пельтье. Использовали формулу сглаживания сигнала для уменьшения шума и избежания ложного срабатывания элементов Пельтье (Рис. 17).

```
int indexNTC = analogRead(PIN_NTC);  
indexTemper += (indexNTC - indexTemper) * 0.1;
```

Рисунок 17. Фрагмент программы, отвечающий за сглаживание сигнала.

Описали запуск «тёплого» элемента в случае превышения тёплого порога и запуск «холодного» элемента в случае перехода за холодный порог, после чего отключаем их до тех пор, пока датчик снова не зарегистрирует изменения температуры (Рис. 18). Паузы в подаче тока на элемент Пельтье необходимы, так как данный элемент не имеет ограничений по нагреву, в результате чего может нагреваться чересчур сильно и обжечь пользователя, невзирая на то, что температура объекта в действительности не такая высокая.

```

int diff = indexTemper - indexTemperOld;
if (abs(diff) > DIFFER) {          // если температура не стабильна,
    digitalWrite(PIN_LED, HIGH); // зажигаем светодиод
    Serial.println(diff);
    // включаем "теплый"
    if (diff > 0 && indexTemper > WARM_BORDER) {
        digitalWrite(PIN_TEC_WARM, HIGH);
        currentMillis = millis(); // текущее время работы программы
        onPelteWarmMillis = currentMillis; // сбрасываем датчик времени
    }
    // включаем "холодный"
    if (diff < 0 && indexTemper < COLD_BORDER) {
        digitalWrite(PIN_TEC_COLD, HIGH);
        currentMillis = millis(); // текущее время работы программы
        onPelteColdMillis = currentMillis; // сбрасываем датчик времени
    }
}

```

Рисунок 18. Фрагмент программы, отвечающий за активацию нагревательного и охлаждающего элементов Пельтье.

Таким образом, с помощью периодических отключений и ограниченного периода подачи тока на элементы мы добились умеренного нагрева и охлаждения.

3 этап.

При тестировании удалось добиться умеренного нагрева «тёплого» элемента при регистрации датчиком температуры высоких показателей и охлаждения «холодного» элемента при регистрации низких показателей. Когда к датчику подносили горячий объект, человек ощущал тепло, а в случае касания холодного объекта протезом с датчиком – холод (Рис. 19).



Рисунок 19. Тестирование системы ощущения температуры.

4 этап.

Для расширения возможностей системы ощущения температуры были добавлены пределы критических температур и лампочки характерных цветов (красная и синяя соответственно) для оповещения пользователя о прикосновении к слишком горячему, либо слишком холодному объекту. Данная функция позволяет без вреда для пользователя обезопасить протез от термических повреждений. В случае, если температура объекта превышает предельный допустимый показатель – загорается красная лампочка. Если же температура объекта опускается ниже минимального допустимого показателя – загорается синяя лампочка (Рис. 20 и 21).

```
if (indexTemper > MAX_BORDER) { digitalWrite(PIN_LED_WARM, HIGH); }  
| else { digitalWrite(PIN_LED_WARM, LOW); }  
if (indexTemper < MIN_BORDER) { digitalWrite(PIN_LED_COLD, HIGH); }  
| else { digitalWrite(PIN_LED_COLD, LOW); }
```

Рисунок 20. Фрагмент программы, отвечающий за контроль опасных температур.

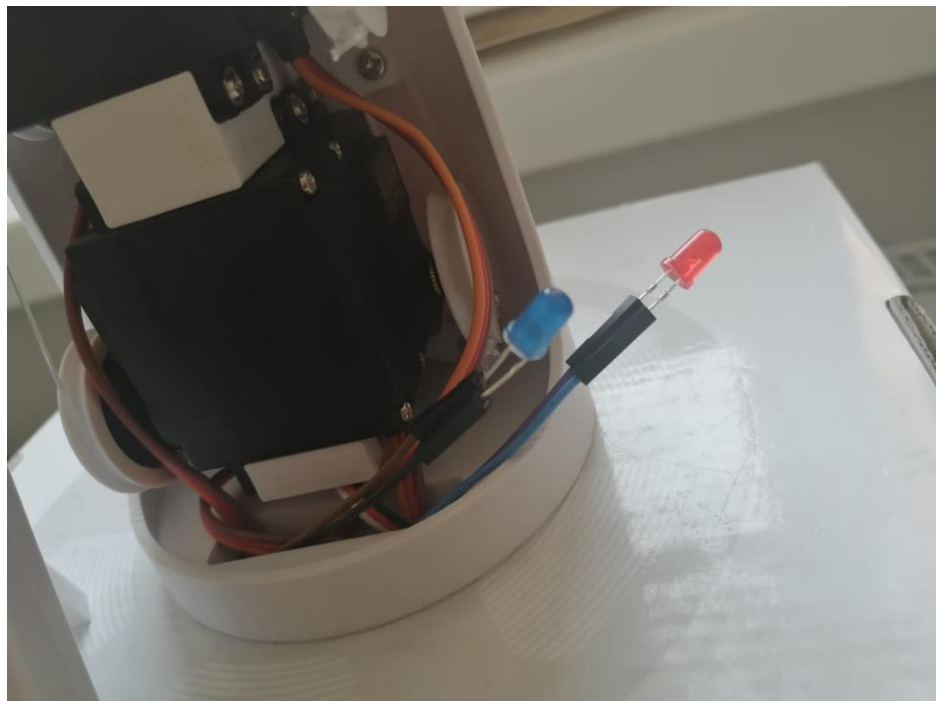


Рисунок 21. Лампочки-индикаторы для контроля опасных температур.

Объединение системы ощущения давления и системы ощущения температуры в единое целое

Протестировав две подсистемы «давление» и «температуру» отдельно, собрали единую систему на одном микроконтроллере, что является более эффективным решением. (Рис. 22)

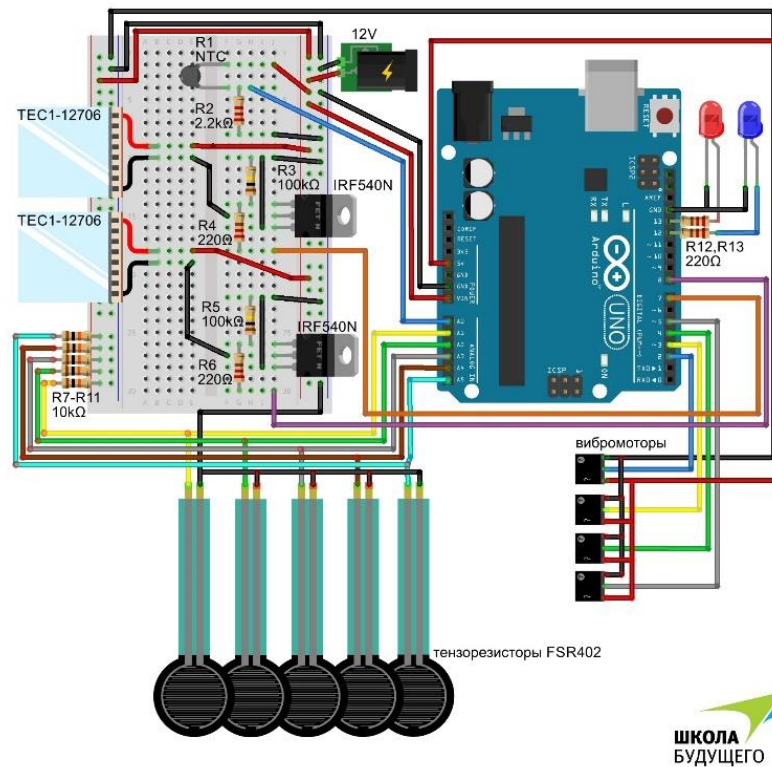


Рисунок 22. Схема сборки системы обратной связи бионического протеза руки.

Программный код был доработан соответствующим образом. Ниже представлены фрагменты программы, отвечающие за постоянные значения для системы температуры и давления (Рис. 23 и 24).

```
#define PIN_NTC A0 // пин терморезистора
#define PIN_TEC_WARM 8 // пин транзистора управления теплым Пельтье
#define PIN_TEC_COLD 7 // пин транзистора управления холодным Пельтье
#define DIFFER 5 // разница температур срабатывания датчика
#define NORMAL_BORDER 610 // нормальная текущая температура

#define COLD_BORDER NORMAL_BORDER - 50 // значение датчика для включения холодного элемента
#define WARM_BORDER NORMAL_BORDER + 50 // значение датчика для включения теплого элемента
#define MAX_BORDER NORMAL_BORDER + 200 // опасная высокая температура
#define MIN_BORDER NORMAL_BORDER - 100 // опасная низкая температура
#define PIN_LED_WARM 13 // контрольный светодиод "предельно высокая температура"
#define PIN_LED_COLD 12 // контрольный светодиод "предельно холодная температура"
```

Рисунок 23. Фрагмент программы, отвечающий за постоянные значения для системы температуры.

```
#define VIBRO1_PIN 2 // 1 - большой
#define VIBRO2_PIN 3 // 2 - указательный
#define VIBRO3_PIN 4 // 3 - средний
#define VIBRO4_PIN 5 // 4 - безым и мизинец

#define PRESS1_PIN A1 // большой
#define PRESS2_PIN A2 // указательный
#define PRESS3_PIN A3 // средний
#define PRESS4_PIN A4 // безым
#define PRESS5_PIN A5 // мизинец
```

Рисунок 24. Фрагмент программы, отвечающий за постоянные значения для системы давления.

Экономические расчеты
(смета и источники финансирования)

Таблица 1. Смета

№	Наименование расходов	Цена за 1 шт.	Кол- во	Общая стои- мость, руб.	Место покупки
1	Резистор давления (12 мм), FSR402	1032	5	5160	ООО «Сохо Партнёр»
2	Вибромодуль (Trema-модуль)	480	5	2400	ООО «Сохо Партнёр»
3	Модуль Пельтье, TEC1-12706 (40x40)	498	2	996	ООО «Сохо Партнёр»
4	Шилд (Trema Shield)	798	1	798	ООО «Сохо Партнёр»
5	Аналоговый термодатчик (термометр) (Trema-модуль)	584	1	584	ООО «Сохо Партнёр»
6	Контроллер Arduino UNO R3	980	1	980	ООО «Сохо Партнёр»
7	Углеродная лента	462	1	Нет в наличии	-
	Итого:			10918	

Источники финансирования: школа.

Цены указаны на новые комплектующие, значения актуальны на декабрь 2023 года.

Сборка устройства разработанной мною конструкции обойдется дешевле заводских аналогов. Кроме того, на момент написания данной работы, на российском рынке отсутствуют аналоги данной системы. В расходы не были включены детали, которые имелись в наличии.

Самостоятельная сборка устройства полностью оправдана экономически и практически.

Заключение

Проведённое изучение имеющихся идей систем сенсорной обратной связи показало, что эта сфера находится на ранних стадиях развития и ещё не может предоставить пользователям полноценные ощущения от взаимодействия с внешними объектами. На российском рынке в данный момент нет доступных протезов, оснащённых какой-либо системой обратной связи, и по отсутствию рабочего полноценного решения проблемы можно предположить, что такие протезы появятся не скоро.

Модель бионического протеза руки была успешно собрана и запрограммирована на базе стандартного микроконтроллера Arduino, благодаря чему является полностью дееспособной и открыта для дальнейших тестирований и улучшений.

На основе анализа деталей и поиска оптимального нагревательного материала был составлен полноценный технический рисунок, пригодный для реализации и учитывающий все базовые требования, необходимые для успешного функционирования системы сенсорной обратной связи.

Опираясь на технический рисунок, была составлена смета для закупки комплектующих. Доставили всё, кроме нагревательной углеродной ленты, в связи с чем не удалось реализовать нагревательную систему ладони протеза. На данный момент полностью готова система передачи ощущения давления, оказываемого бионическим протезом, и система ощущения температуры объектов. Полное воплощение в реальность системы, изображённой на рисунке (Рис. 10) предполагает дальнейшее развитие в сфере киберпротезирования, что позволит облегчить жизнь пользователям бионических протезов и расширить спектр возможностей их устройств.

Как бы то ни было, самые важные, с практической точки зрения, составляющие объединённой системы обратной связи, были собраны и могут быть применены на существующих бионических протезах. Таким образом, созданная система является самостоятельным продуктом, не привязанным к конкретному протезу.

Задачи были выполнены, цель достигнута.

В дальнейшем планируется реализовать систему подогрева ладони протеза с помощью углеродной нагревательной ленты. Рассмотреть вариант размещения элементов Пельте в физраспор для более комфортной для человека передачи температуры, защита человека от случайного воздействия тока через виниловую перчатку, которую можно одеть на протез.

Наша система позволяет людям с ограниченными возможностями вернуться к более полноценной жизни и испытать тот спектр ощущений, которых они были лишены.

Выражаю благодарность моим руководителям Сергею Викторовичу Орлову (учитель информатики и технологии, системный администратор), Елене Витальевне Ключевой (заместитель директора по инновациям, информатизации, учитель информатики высшей категории) за помощь в реализации проекта, а так же Денису Витальевичу Астанину (разработчик-программист BiTronics Lab), предоставившему школе конструктор BiTronics Lab, за помощь в освоении конструктора, Кристине Анатольевне Баршенцевой (руководитель школьного технопарка и методического объединения Научно-технического творчества, учитель технологии и информатики) за создание удобной конструкции для упаковки микроконтроллеров Arduino, проводов, установки протеза для демонстрации.

Выступление:

<https://drive.google.com/file/d/1dqDUb99wCdWKSsSZ6VevvDIfHMGvACdY/view?usp=sharing>

Список источников

1. Словари и энциклопедии на Академике / Медицинские термины / [Электронный ресурс] - URL: <https://dic.academic.ru/dic.nsf/medic/4488> (дата обращения: 10.12.2022)
2. Официальный сайт компании «Моторика» / [Электронный ресурс] - URL: <https://motorica.org/> (дата обращения: 10.12.2022)
3. Официальный сайт инновационного центра «Сколково» / [Электронный ресурс] - URL: <https://sk.ru/> (дата обращения: 10.12.2022)
4. Официальный сайт инновационного центра «Сколково» / Навигатор по участникам проектов / [Электронный ресурс] - URL: <https://navigator.sk.ru/orn/1124242> (дата обращения: 10.12.2022)
5. Статья: «Бионические руки не помогли перепрошить осязание», Е. Ивтушок / [Электронный ресурс] - URL: <https://nplus1.ru/news/2020/12/30/bionic-hand> (дата обращения: 10.12.2022)
6. Hybrid Neuroprosthesis for the Upper Limb: Combining Brain-Controlled Neuromuscular Stimulation with a Multi-Joint Arm Exoskeleton / F. Grimm, A. Walter, M. Spuler, G. Naros, W. Rosenstiel, A. Gharabaghi / [Электронный ресурс] - URL: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnins.2016.00367/full> (дата обращения: 10.12.2022)
7. Дальневосточный Фонд Высоких Технологий / «Моторика» разрабатывает протез с обратной связью на основе данных исследования об осязании / [Электронный ресурс] - URL: <https://www.vostokventures.ru/2022/05/11/%D0%BC%D0%BE%D1%82%D0%BE%D1%80%D0%B8%D0%BA%D0%B0-%D1%80%D0%B0%D0%B7%D1%80%D0%B0%D0%B1%D0%B0%D1%82%D1%8B%D0%B2%D0%B0%D0%B5%D1%82-%D0%BF%D1%80%D0%BE%D1%82%D0%B5%D0%B7-%D1%81-%D0%BE%D0%B1/> (дата обращения: 10.12.2022)
8. Статья Hi-News.ru: «Учёные выяснили, почему мозг не может забыть ампутированную конечность», И. Хель / [Электронный ресурс] - URL: <https://hi-news.ru/science/uchenye-vyyasnili-pochemu-mozg-ne-mozhet-zabyt-amputirovannuyu-konechnost.html> (дата обращения: 10.12.2022)
9. Сайт Медицинского центра ДВФУ / Первые в России операции по осязанию протезов для лечения фантомных болей провели в МЦ ДВФУ / Пресс-служба ДВФУ / [Электронный ресурс] - URL: https://www.dvfu.ru/med/news/pervye_v_rossii_operatsii_po_ochuvstvleniyu_protezo_v_dlya_lecheniya_fantomnykh_boley_proveli_v_dvfu/ (дата обращения: 10.12.2022)

10. RB.RU / Статья: «Учёные хотят заставить протезы передавать болевые ощущения», В. Елкина / [Электронный ресурс] - URL: <https://rb.ru/story/making-bionic-arms-feel-pain/> (дата обращения: 11.12.2022)
11. Лабораторное оснащение / «Электронная кожа научит протезы осязать и болеть» / [Электронный ресурс] - URL: <https://www.moslabo.ru/info/elektronnaya-kozha-nauchit-protezy-osyazat-i-bolet/> (дата обращения: 11.12.2022)
12. Good Clinical Practice Network / ICH GCP / Реестр клинических исследований США / Страница клинических исследований / «Фантомная боль в конечностях: эффективность неинвазивной сенсорной обратной связи через протез», F. Sebelius, G. Lundborg / [Электронный ресурс] - URL: <https://ichgcp.net/ru/clinical-trials-registry/NCT02589080> (дата обращения: 11.12.2022)
13. TechInsider / Статья: «Бионический протез руки научили чувствовать температуру», А. Пономарёв / [Электронный ресурс] - URL: <https://www.techinsider.ru/technologies/170261-bionicheskiy-protez-ruki-nauchili-chuvstvovat-temperaturu/> (дата обращения: 11.12.2022)

Приложение

Программный код

```
unsigned long currentMillis;

// ##### Температура #####
#define PIN_NTC A0 // пин терморезистора
#define PIN_TEC_WARM 8 // пин транзистора управления теплым Пельтье
#define PIN_TEC_COLD 7 // пин транзистора управления холодным Пельтье
#define DIFFER 5 // разница температур срабатывания датчика
#define NORMAL_BORDER 610 // нормальная текущая температура
/*****
Данные опытов:
560 - 23°C
610 - 23.7°C
620 - 23.8°C
625 - 24°C
660 - 24.2°C
- приложенный палец дает + 70 градусов
- нагрета бутылка дает воды + 230 градусов

Зависимость показателей датчика и температуры по опытным данным:
Y = 0.012 * X + 16.28      X - показание датчика, Y - температура
Y = 83.33 * X - 1356.67   X - температура, Y - показание датчика
Расчетные данные:
25°C - 726.57
30°C - 1143.23
35°C - 1559.88
40°C - 1976.53
45°C - 2393.18
50°C - 2809.83
55°C - 3226.48
60°C - 3643.13
65°C - 4059.78
*/
#define COLD_BORDER NORMAL_BORDER - 50 // значение датчика для включения холодного
элемента
#define WARM_BORDER NORMAL_BORDER + 50 // значение датчика для включения теплого
элемента
#define MAX_BORDER NORMAL_BORDER + 200 // опасная высокая температура
#define MIN_BORDER NORMAL_BORDER - 100 // опасная низкая температура
#define PIN_LED_WARM 13 // контрольный светодиод "предельно высокая температура"
#define PIN_LED_COLD 12 // контрольный светодиод "предельно холодная температура"

unsigned long preMillNTC = 0;
const long intervalNTC = 1000; // (мс) интервал реакции Пельте

unsigned long onPelteWarmMillis; // (мс) время включения "теплого" Пельте
const long intervalPelteWarm = 800; // (мс) продолжительность нагрева Пельте
unsigned long onPelteColdMillis; // (мс) время включения "холодного" Пельте
const long intervalPelteCold = 800; // (мс) продолжительность охлаждения Пельте

int indexTemper = 0; // индекс "температуры"
int indexTemperOld = indexTemper; // индекс предыдущей "температуры"

// ##### Давление #####
#####
#define VIBRO1_PIN 2 // 1 - большой
#define VIBRO2_PIN 3 // 2 - указательный
#define VIBRO3_PIN 4 // 3 - средний
```

```

#define VIBRO4_PIN 5 // 4 - безым и мизинец

#define PRESS1_PIN A1 // большой
#define PRESS2_PIN A2 // указательный
#define PRESS3_PIN A3 // средний
#define PRESS4_PIN A4 // безым
#define PRESS5_PIN A5 // мизинец
// #define PIN_NTC A0 // пин терморезистора

unsigned long preMillVibro = 0;
const long intervalVibro = 100; // (мс) интервал реакции вибромоторов

int treshValue = 500;
int valuePress1 = 1024;
int valuePress2 = 1024;
int valuePress3 = 1024;
int valuePress4 = 1024;
int valuePress5 = 1024;

void setup() {
    Serial.begin(9600);

    pinMode(PIN_TEC_WARM, OUTPUT);
    pinMode(PIN_TEC_COLD, OUTPUT);
    pinMode(PIN_LED_WARM, OUTPUT);
    pinMode(PIN_LED_COLD, OUTPUT);

    pinMode(VIBRO1_PIN, OUTPUT);
    pinMode(VIBRO2_PIN, OUTPUT);
    pinMode(VIBRO3_PIN, OUTPUT);
    pinMode(VIBRO4_PIN, OUTPUT);

    // выключение Пельте
    digitalWrite(PIN_TEC_WARM, LOW);
    digitalWrite(PIN_TEC_COLD, LOW);

    // тест контрольных светодиодов
    for (int i = 0; i < 3; i++) {
        digitalWrite(PIN_LED_WARM, HIGH); digitalWrite(PIN_LED_COLD, HIGH);
        delay(1000);
        digitalWrite(PIN_LED_WARM, LOW); digitalWrite(PIN_LED_COLD, LOW);
        delay(500);
    }
}

void loop() {
    currentMillis = millis(); // текущее время работы программы

    // опрс датчиков давления
    valuePress1 = analogRead(PRESS1_PIN);
    valuePress2 = analogRead(PRESS2_PIN);
    valuePress3 = analogRead(PRESS3_PIN);
    valuePress4 = analogRead(PRESS4_PIN);
    valuePress5 = analogRead(PRESS5_PIN);

    // реакция вибромоторов
    if (currentMillis - preMillVibro >= intervalVibro) {
        preMillVibro = currentMillis; // сбрасываем датчик времени
        if (valuePress1 < treshValue) { digitalWrite(VIBRO1_PIN, HIGH); }
        else { digitalWrite(VIBRO1_PIN, LOW); }
        if (valuePress2 < treshValue) { digitalWrite(VIBRO2_PIN, HIGH); }
        else { digitalWrite(VIBRO2_PIN, LOW); }
        if (valuePress3 < treshValue) { digitalWrite(VIBRO3_PIN, HIGH); }
    }
}

```

```

        else { digitalWrite(VIBRO3_PIN, LOW); }
        if ((valuePress4 < treshValue) or (valuePress5 < treshValue)) {
            digitalWrite(VIBRO4_PIN, HIGH); }
        else { digitalWrite(VIBRO4_PIN, LOW); }
    }

// опрос датчика температуры
int indexNTC = analogRead(PIN_NTC);
indexTemper += (indexNTC - indexTemper) * 0.1; // сглаженный сигнал

// контроль опасных температур
if (indexTemper > MAX_BORDER) { digitalWrite(PIN_LED_WARM, HIGH); }
    else { digitalWrite(PIN_LED_WARM, LOW); }
if (indexTemper < MIN_BORDER) { digitalWrite(PIN_LED_COLD, HIGH); }
    else { digitalWrite(PIN_LED_COLD, LOW); }

// реакция Пельте
if (currentMillis - preMillNTC >= intervalNTC) {
    preMillNTC = currentMillis; // сбрасываем датчик времени
    Serial.print("indexTemper: ");
    Serial.println(indexTemper);

    int diff = indexTemper - indexTemperOld;
    if (abs(diff) > DIFFER) { // температура не стабильна
        Serial.print("diff: "); Serial.println(diff);
        // включаем "теплый"
        if (diff > 0 && indexTemper > WARM_BORDER) {
            digitalWrite(PIN_TEC_WARM, HIGH);
            currentMillis = millis(); // текущее время работы программы
            onPelteWarmMillis = currentMillis; // сбрасываем датчик времени
        }
        // включаем "холодный"
        if (diff < 0 && indexTemper < COLD_BORDER) {
            digitalWrite(PIN_TEC_COLD, HIGH);
            currentMillis = millis(); // текущее время работы программы
            onPelteColdMillis = currentMillis; // сбрасываем датчик времени
        }
        indexTemperOld = indexTemper;
    } else { // выключаем всё
        digitalWrite(PIN_TEC_WARM, LOW);
        digitalWrite(PIN_TEC_COLD, LOW);
    }
}

// отключение "теплый" пельте
currentMillis = millis(); // текущее время работы программы
if (currentMillis - onPelteWarmMillis >= intervalPelteWarm) {
    digitalWrite(PIN_TEC_WARM, LOW);
}
// отключение "холодный" пельте
currentMillis = millis(); // текущее время работы программы
if (currentMillis - onPelteColdMillis >= intervalPelteCold) {
    digitalWrite(PIN_TEC_COLD, LOW);
}
}

```