

Федеральное государственное автономное
образовательное учреждение
высшего образования
«СИБИРСКИЙ ФЕДЕРАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»
Институт фундаментальной биологии и биотехнологии
Кафедра биофизики

УТВЕРЖДАЮ

Заведующий кафедрой

_____ В.А.Кратасюк

« _____ » _____ 2020г.

БАКАЛАВРСКАЯ РАБОТА

Разработка бионических протезов для собак

03.03.02 Физика

Руководитель _____

подпись, дата

канд. физ.-мат. наук М.Ю.Салтыков

Выпускник _____

подпись, дата

А.Д.Шпидонов

Красноярск 2020

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа содержит 28 страниц текстового документа, 27 использованных источников, 12 рисунков, 2 таблицы.

БИОНИЧЕСКИЕ ПРОТЕЗЫ, ЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ МИОГРАФ, ПРОТЕЗИРОВАНИЕ, ПЛАСТИКИ ABS И PLA, МОДЕЛИРОВАНИЕ, НИЖНИЕ КОНЕЧНОСТИ, ARDUINO.

Цель работы проверка возможности создания доступного по цене бионического протеза конечности собаки.

Предмет исследования биопротезирование.

Объект исследования протез собачьей лапы.

Актуальность данной работы заключается в том, что в настоящий момент отсутствуют эффективные бионические протезы для собак, что означает необходимость создание теоретической и опытно-конструкторской базы в данном направлении и делает работу перспективной с точки зрения коммерциализации результатов. Также одной из главных проблем протезирования у животных является необходимость минимизации цены протеза – у собаки нет медицинской страховки.

Произведено моделирование конечности собак и было показано невозможность создания миографа без усилителя даже на программируемой плате Arduino Uno.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
1. Обзор литературы.....	5
1.1. Общие положения.....	5
1.2. Виды протезов нижних конечностей.....	7
1.3. Управление биоэлектрическим протезом.....	8
1.4. Моделирование протезов.....	9
1.5. Протезы для животных.....	11
2. Материалы и методы.....	13
3. Результаты и обсуждения.....	18
ВЫВОДЫ.....	25
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ.....	26

ВВЕДЕНИЕ

Частые ампутации нижних конечностей в настоящее время представляют значительную глобальную проблему, которую пытаются решить с помощью протезов. Правильно сконструированное и приспособленное протезное устройство является ключом к реинтеграции этих пациентов в их социальной и рабочей среде.

В отличие от человеческих разработка внешних протезов для собак претерпевает трудности. Ампутация лап хоть и встречается, но реже, и утраченная конечность заменяется на протез с наименьшей степенью свободы (протез вида «палка») [1]. Саму ампутацию стараются предотвратить хирургическим методом с помощью, заменяя кости с некрозом на эндопротез [2].

Цель нашей работы заключалась в проверке возможности создания доступного по цене бионического протеза конечности собаки.

Для достижения данной цели были поставлены следующие задачи:

- Теоретически проверить возможно ли создание силовой конструкции протеза на массовом 3D-принтере;
- Проверить возможность создания миографа без аналогового усилителя на базе микроконтроллера.

Актуальность данной работы заключается в том, что в настоящий момент отсутствуют эффективные бионические протезы для собак, что означает необходимость создание теоретической и опытно-конструкторской базы в данном направлении и делает работу перспективной с точки зрения коммерциализации результатов. Также одной из главных проблем протезирования у животных является необходимость минимизации цены протеза – у собаки нет медицинской страховки.

1. Обзор литературы

1.1. Общие положения

Ампутации нижней и верхней конечностей являются древнейшими хирургическим вмешательствам, как и желание компенсировать удаленную конечность протезом — искусственным заменителем недостающей части тела. К несчастью, даже самый совершенный протез в плане технической конструкции не сравнится с самими нативными конечностями либо живыми органами. В этом плане самым лучшим способом помочь является предотвращение удаление конечности. Если же избежать процедуру операции нельзя, то встает задача создания биопротеза.

Искусственная конечность в течение всего периода своего использования должна соответствовать нижеперечисленным пунктам [3]:

1. Функция;
2. Форма и внешний вид;
3. Удобство;
4. Быстрое изготовление;
5. Долговечность и хорошее техническое обслуживание;
6. Финансирование.

Функция. Обязанность биопротеза конечности состоит в том, чтобы давать возможность инвалиду, как в случае настоящей конечности, безболезненно, без психических и физических проблем носить протез, выполнять действия с различной скоростью, в темноте и в сложных ситуациях определенные движения. Если говорить о человеке, то в настоящее время существует большой выбор протезов, который бы в некоторой степени соответствовал его физическим потребностям до ампутационных вмешательств или появившимся после. В том случае, если пациент занимался спортом, то необходимо иметь в дополнении биопротез, сделанный для спортивных

упражнений. Однако, чаще всего после ампутации наблюдается тенденция к снижению активности пострадавшей конечности.

Форма и внешний вид. Требования к форме, цвету и свойствам протеза заключается в том, чтобы выглядеть идентично настоящей конечности. Это, в свою очередь, позволяет обладателю данного протезного изделия ощутить психический комфорт. К добавлению вышеупомянутых требований стоит обратить внимание и на важность манеры передвижения. Устойчивый в плане конструкции, но шатающийся в повседневных делах биопротез будет мало востребован, поскольку своим непривычным скрипом будет привлекать у себе нежелательное внимание.

Удобство. Любой, кто перенёс операцию по ампутации конечности, ожидает от протеза удобство и надежность. Под удобством, в главную очередь, понимается быстрота снятия, самостоятельность использования без больших технических сложностей и физических усилий, а надежность объекта протезирования состоит в не разрушаемом материале и в прочном креплении. Если не удобный протез заменяется удобным, то не надежный, являясь предметом значительного риска несчастного случая, отталкивает пациента от дальнейшего использования каких-либо других протезов других производителей.

Отказаться от использования данным биопротезом пациент может и в тех случаях, когда приспособление причиняет невыносимую боль, давит на ткани или деформирует их, вызывает аллергическую реакцию, нарушает чувствительность культи.

Быстрое изготовление. После длительного курса реабилитации необходимо как можно скорей и качественней начать подготовку к использованию протеза, чтобы дальнейшее его использование не было ухудшено мышечным атрофированием из-за неинтенсивной работы конечности или

психическим расстройством ампутации. Всё это подталкивает протезистов изготавливать протезы в районе от 1 до 3 дней.

Срок службы и эксплуатация. Протезы конечности, верхней или нижней, представляют собой подобные технические объекты. Хотя их конструкция и индивидуальна для каждого пользователя, то составные детали промышленно изготовлены, а разница самого протеза от других технических устройств заключается в том, обслуживание и ремонт для пациента — это расходы денег, времени и возможное влияние на психологическое здоровье. Последнее объясняется зависимостью полноценности обладателя биопротезов от самого биопротеза.

Финансирование. Все вышеперечисленные требования не позволяют создать широко используемый протез, если само изделие не доступно финансово для нуждающихся пациентов. Дело состоит в том, что приобретение протеза конечности тесно сопряжено с медицинскими процедурами, процессом обучения пользоваться самим протезом, последующими ремонтными работами. Всё это в совокупности стоит достаточно больших денег, и страховым компаниям может не хватать средств для оплаты реабилитационного процесса. К добавлению, у пациента может возникнуть желание или обстоятельства непреодолимой силы иметь в наличии несколько типов биопротезов для выполнения специфических движений. Это, в свою очередь, многократно увеличивает стоимость использования протезом.

1.2. Виды протезов нижних конечностей

От уровня ампутации и физических потребностей пациента зависит вид будущего протеза. Стоит учитывать индивидуальность ампутации, так и сопряженного вместе с ним процесса протезирования. Это, в свою очередь, приводит к тому, что каждый протез уникален. Однако по типу функционирования протезы нижних конечностей разделяют на функциональные пассивные и функциональные активные.

Функциональный пассивный протез — протез с модулем пассивного движения, состоящем из пружинной тяги для ограниченного разгибания и сгибания конечности.

Функциональный активный протез (другие названия: бионический протез) — это протез с модулем активного движения, в котором находится микропроцессор. Его работа заключается в обработке сигналов от культи через регистрирующих их датчики [4]. Различные модификации данного типа позволяют добавить поддержку управления протезным оборудованием с помощью мозга или дополнительные элементы управления, например, управляемые гидравлические тяги и электрические микродвигатели в модуле немецкой компании Otto Bock. Существуют ответвление данного типа, направленное на косметическое сходство с настоящей конечностью.

1.3. Управление биоэлектрическим протезом

В современной практике существует нейрокомпьютерный, нейроэлектрический, электромиографический методы управления протезом.

Нейрокомпьютерный метод — метод, подразумевающий вживление имплантов в сенсорную и моторную зоны коры головного мозга для принятия сигналов с этих зон как исходной информации. Эта информация собирается, обрабатывается и в готовом виде поступает в исполнительную (механическую) часть протеза. Важным достоинством данного метода — это помощь пациентам, страдающим от паралича конечностей вследствие нарушения нейронных связей между головным мозгом и конечностью. Однако процедура внедрения датчиков может привести к заражению и/или последующему повреждению головного мозга [5].

В нейроэлектрическом методе к нейронам культи имплантируются электроды для снятия сигналов. Достоинство этого метода заключается в способности возвращения утраченной чувствительности, электрически стимулируя сенсорные нервные волокна. Недостатки — инвазивность, низкий по

амплитуде информативный сигнал по сравнению с окружающими его источниками биопотенциалов, крайняя необходимость организации интерфейса через кожу, тотальная невозможность использования при полном параличе конечностей [5].

Электромиографический метод. Исходная информация заключена в миоэлектрическом сигнале, снимаемом с мышечных волокон, которые находятся в возбужденном состоянии или изменяют общий объем мышцы при выполнении действий. Суть такого метода управления заключается в том, что с помощью электродов на культе считывается биоэлектрический сигнал мышц. Далее по умолчанию слабое напряжение маловольтового диапазона усиливается, преобразуется в виде управляющих сигналов и передаётся микроконтроллеру блока управления, анализирующий и трансформирующий в команду для исполнительного механизма движения протеза [6]. Ключевыми плюсами электромиографического способа управления считается отсутствие хирургических вмешательств и его простота организации управления протезом. Итог работы протезов с этим способом управления напрямую находится в зависимости от нескольких моментов: от числа информативных площадей, от месторасположения электродов на информативной плоскости, конфигурации положения электродов в процессе эксплуатации. Главным условием для применения протезов с электромиографическим способом управления считается сохранность энергичности и единства мышечного волокна, отвечающего за управление отсутствующей конечности [7].

1.4. Моделирование протезов

На данный момент для создания протезов используют усовершенствованные способы мониторинга, позволяющие вести наблюдение за различными элементами поведениями функционирующих структур организма или протезных конструкций с учетом изменений их пространственных и временных параметров [8]. В качестве примера можно привести рентгеновское

исследование и компьютерное томографирование. Информация, полученная с этих методов, даёт представление об явлениях патологического генезиса.

В последние десятилетия произошел огромный скачок в развитии науки биомеханика, в том числе благодаря прогрессу в области вычислительной техники [9]. Ведущий метод — интегральный компьютерный, как совокупность биомеханического аппарата компьютерного моделирования и исследования биологических структур диагностики — анализирует в нормальных, патологических и коррекционных состояниях поведение различных структур биологических объектов [10]. Из-за таких трудностей, как геометрическая сложность формы, неоднородность и анизотропность механических свойств конструкции возникла основа, положившая начало к созданию математических моделей в области механики объёмного тела с помощью программных пакетов SolidWorks, NASTRAN, COMSOL, ANSYS. Особое внимание стоит уделить программе Mimics, которая визуализирует изображения томографий, строит по ним биологические объекты и определяет биомеханические свойства.

Необходимость расширить и углубить обеспечения и подходы для получения информации приводит к использованию новых методов процесса протезирования в медицинском использовании. Из этого вытекает важность экспериментов, совершенствующих процесс моделирования и формирующих теорию биомеханики посредством оценки достоверности полученных результатов. Однако созданная теория таким способом предъявляет новые задачи и требования к экспериментальной науке [11]. Дополнительные трудности возникают из-за неполноты информации для конкретных случаев, что не позволяет создать успешные модели, результат которых показал правильный исход технических правильно выполненных действий.

При рассмотрении поведения системы в интересующем случае создаётся модель, которая включает в себя необходимые свойства исследуемого объекта или его структурных единиц в плане ответной реакции на различные действия. Выделение релевантных свойств — важный этап моделирования объектов для

протезирования, так как таким способом отображаются патерны реального объекта в физических или математических моделируемых системах для получения ответа на поставленную задачу. Математическая модель, как система математических соотношений, отражающих важные и основные свойства объекта или протекающего явления, описывает биологические системы с помощью математического аппарата классической (ньютоновской) механики, квантовой механики, релятивистской механики, статистическая механика. Часто рассматриваются биологические системы, в которых присутствует очень большое количество атомов и молекул и которые можно представить как сплошную среду, в некоторых случаях как материальная точка или система материальных, включая случай твердого тела [12]. Идея создания математической модели — это совмещение лаконичности математического описания с достоверной точностью отображения тех сторон исследуемого объекта реальности, которые интересны. Области, недоступные аналитическому анализу, будут исследованы численными методами, включенными в компьютерные программы. Несмотря на доминирование численных методов при наличии мощного компьютерного обеспечения, они вместе с аналитическим взаимодополняемы. При физическом моделировании воспроизводится физическим способом объекты или явления биомеханики. Это моделирование позволяет заменить изучение объекта реальности на изучение характеристик подобно измененного по размерам с последующим переходом от параметрической модели к параметрическому биомеханическому объекту.

1.5. Протезы для животных

В отличие от человеческих разработка протезов для животных не так совершенна. В широком смысле это объясняется отсутствием каких-либо протоколов для оказания протезирования; всё что делается при создании протезов для животных ограничивается воображением и знаниями протезиста, и доступными подходящими материалами для оказания помощи данного характера. В узком — функциональной особенностью строения живого

организма. Например, для собаки, во-первых, это связано с тем, что она не справляется с использованием протеза для передвижения (не может сохранять баланс), если ампутация была сделана выше запястья или скакательного сустава [13]. К дополнению к этому ампутация лап хоть и встречается, но реже, и утраченная конечность заменяется на протез с наименьшей степенью свободы (протез вида «палка») [14]; саму ампутацию в случае некроза кости конечности стараются предотвратить хирургическим подходом, заменяя кости на эндопротезы [15, 16]. Дополнительные трудности вносит то, что животные не могут описать точно и понятно свои ощущения и неудобства использования протеза и указать на зоны дискомфорта, а также редкость проведения ампутаций конечностей у животных. Вопреки этому существуют кинетические костные протезы для кошек и собак соответственно. Например, отдельные конечности для кошек, которые нацелены на ходьбу по ровной и наклоненной поверхности – склон [17,18]. Что касается собак, то важно упомянуть про протезирование их лап. В настоящее время растет понимание функционального значения мениска в нагрузке опоры, амортизации, устойчивости коленного сустава, и, следовательно, совершенствуется модель создания протеза лапы собаки. Этому поспособствовала одна из проблем для собак – разрыва мениска - приводит к аномально высокой концентрации стресса на суставы, что со временем приводит к дегенеративным изменениям [19,20].

2. Материалы и методы

Описание модели. Рассматривается ситуация прыжка с высоты на вытянутую лапу как наихудший сценарий. На данном этапе рассматривались только сжимающие нагрузки поскольку наличие изгибающих означает и наличие сгиба сустава. В случае не сгибающих нагрузок, т.е. не прямой лапы, нагрузки будут меньшими, чем в случае падения на вытянутую лапу, поскольку сустав выполняет роль амортизатора с большой длиной хода.

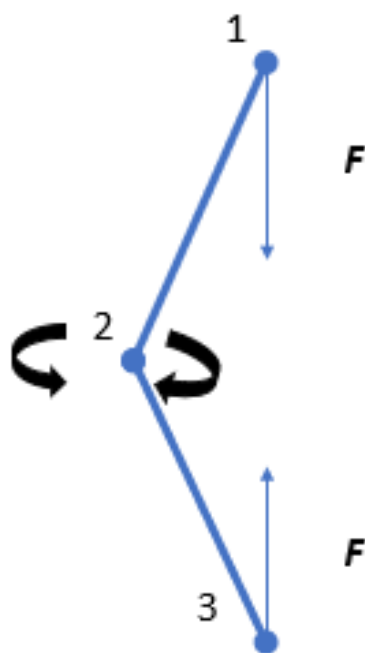


Рисунок 1. Случай не прямой лапы.

Для численного моделирования нагрузок, испытываемых протезом, была сформулирована физическая модель конечности, представленная на Рисунке 2.

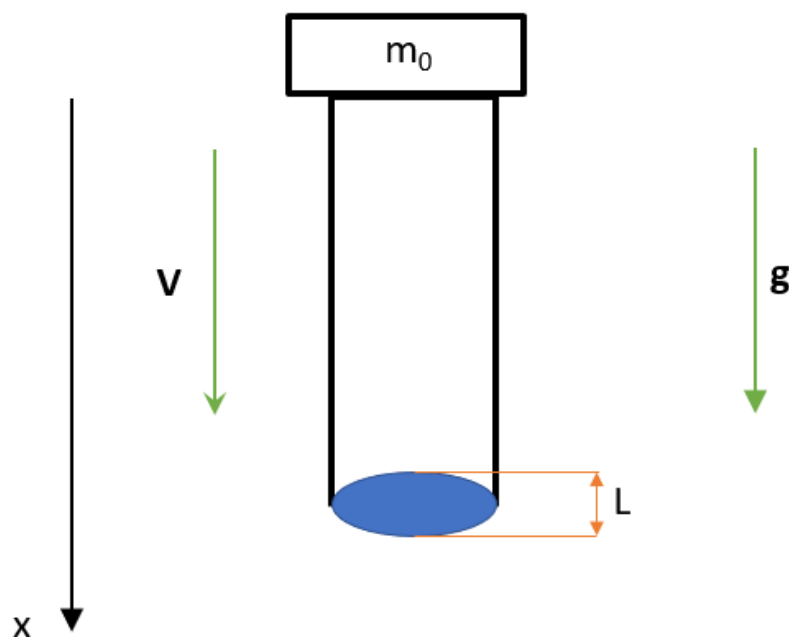


Рисунок 2. Физическая модель конечности

Движение вниз конечности с приложенной сверху массой m_0 на твердую на твердую поверхность со скоростью V и с ускорением свободного падения g . При соприкосновении с поверхностью конечность испытывает напряжение, часть которой поглощается мениском с длиной L , который играет роль амортизатора.

Тем не менее возникает вопрос о предельном численном значении нагрузки, которую должна выдержать протезная конечность при эксплуатации. Настоящая нижняя конечность у собак представляет собой анизотропный объект, воссоздание которого математически для ответа на вопрос представляет собой почти невыполнимую задачу. Данная проблема вынуждает рассматривать другой простой случай. Представим конечность изотропной, площадь сечения которого уширяется вниз по определенному закону, и каждый участок конечности испытывает нагрузку, которая складывается из давящего сверху самого тела собаки и вышестоящих областей конечности. Численное значение площади конца конечности покажет максимальную возможную нагрузку, которую может выдержать протез.

Площадь сечения на высоте x определяется:

$$S(x) = S_0 + \alpha x^n \quad (1)$$

где S_0 – начальное сечение кости, равное $16,62 \text{ см}^2$; x – координата, вдоль которой идет распределение нагрузки; n – степень распределения площади (в случаях квадратного и кубического расширений принимает значения 2 и 3 соответственно), α – коэффициент изменения площади сечения конечности. Из общих соображений следует, что в случае наибольшей нагрузки является соударение конечностей с твердой поверхностью. Дело в том, что амортизация такого соударения происходит за счет мениска, что было сказано выше [20], имеющего относительно конечности малую толщину. В первом приближении продольную нагрузку на кость при падении на твердую поверхность можно рассчитать, предположив, что на кость действует сила тяжести, увеличенная за счет сил инерций. Ускорение свободного падения можно вычислить по формуле:

$$a = g + \frac{v^2}{2L} \quad (2)$$

Стоит обратить внимание, что и находящаяся сверху приложенная масса, и выше находящиеся участки конечности оказывают на конкретный участок конечности силу. Для учета этой особенности следует складывать вышеупомянутые массы. Сила, которая действует на протез на высоте x определяется:

$$F(x) = a(m_0 + \int_0^t \rho S(x) dx) \quad (3)$$

где m_0 – масса давящего сверху тела ($16,85 \text{ кг}$ для средней собаки); ρ – плотность вещества внутри кости, в данном случае воды ($\rho = 1000 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$); t – переменный предел интегрирования вдоль оси x , соответствующий высоте лапы собаки.

Для завершения следует найти давление P , оказываемое на соответствующий ей участок конечности:

$$P(x) = \frac{F(x)}{S(x)} \quad (4)$$

Управление протезом. Одна из основных проблем в бионическом протезировании – управление протезом. На данный момент основным является управление с помощью снятия электрических потенциалов мышц культы – миографии. В случае с протезированием конечности собак требуется добиться как можно более низкой массы и энергопотребления.

Обычный электромиограф, показанный на рисунке 3, состоит из следующих компонентов: цепляемые датчики на пациента (в нашем случае — это электроды на кожу), усиливающий биосигналы блок (часто этот блок интегрирован с блоком стимуляции самих биосигналов пациента), обрабатывающий биосигналы блок. Само устройство может одновременно входить в комплекте с накопителем информации вместе с вычислительным блоком, либо оно является портативным модулем с возможностью присоединения к компьютеру и подсоединения внешней карты памяти.

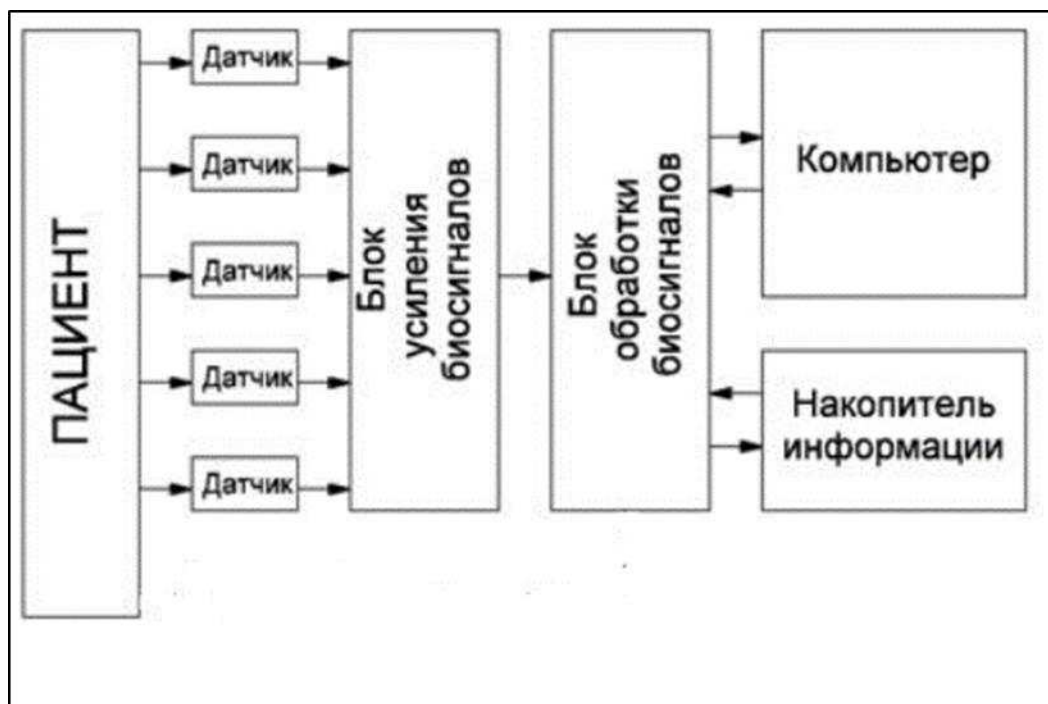


Рисунок 3. Функциональная схема прибора миографа

В нашем случае в миографе, сделанном на плате Arduino со встроенным АЦП микроконтроллером сам блок усилителя отсутствует.

Для проверки достоверности получаемых данных посредством миографа было проведено снятие сигналов с бицепса.

Изъято с 18 по 24 страницы в связи с авторскими правами.

ВЫВОДЫ

1. Была показана возможность использования 3D-печати для производства силовой части бионического протеза конечности для собак мелких и средних пород.
2. Была проверена гипотеза о возможности снятия миограммы без аналогового усилителя – за счет цифровой обработки сигнала полученного со встроенного АЦП микроконтроллера.
3. На данный момент качество «безусилительной» и «безфильтровой» миограммы не достаточно для практического применения, что означает необходимость дальнейшей работы в этом направлении.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Lindberg, Anders, et al. "Mechanical performance of polymer powder bed fused objects—FEM simulation and verification." *Additive Manufacturing* 24 (2018): 577-586.
2. Roh, Yoon-seok, et al. "Micro Total Hip Replacement in Two Dogs with Legg-Calvé-Perthes Disease." *한국임상수의학회지* 34.6 (2017): 454-458.
3. Баумгартнер Р., Ботта П. Ампутация и протезирование нижних конечностей. – Медицина, 2002.
4. Fiorillo L. et al. Endo and Exoskeleton: New Technologies on Composite Materials //Prosthesis. – 2020. – Т. 2. – №. 1. – С. 1-9.
5. Турушев Н. В., Григорьев М. Г., Авдеева Д. К. Применение наносенсоров для посторения нанобиоинтерфейса для миотонических протезов //Современные техника и технологии: сборник трудов XX международной научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых, Томск, 14-18 апреля 2014 г. Т. 1.—Томск, 2014. – Изд-во ТПУ, 2014. – Т. 1. – С. 361-362.
6. Чернышев А. А., Мустецов Н. П. Алгоритм управления многофункциональным протезом руки //Системи обробки інформації. – 2014. – №. 6. – С. 167-172.
7. Воротников С. А., Струнин В. С., Выборнов Н. А. Биометрическая система управления протезом руки //Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2013. – №. 3. – С. 147-162.
8. Ахутин В. М. и др. Биотехнические системы: теория и проектирование. – 2008.
9. Thatte N., Duan H., Geyer H. A method for online optimization of lower limb assistive devices with high dimensional parameter spaces //2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). – IEEE, 2018. – С. 1-6.

10. Бегун П. Биомеханическое моделирование объектов протезирования. – 2017.
11. Бегун П. И., Шукейло Ю. А. Биомеханика. – 2012.
12. Rajtůková V. et al. Biomechanics of lower limb prostheses //Procedia Eng. – 2014. – Т. 96. – С. 382-391.
13. Taghavi N., Luecke G. R., Jeffery N. D. A Neuro-Prosthetic Device for Substituting Sensory Functions during Stance Phase of the Gait //Applied Sciences. – 2019. – Т. 9. – №. 23. – С. 5144.
14. Lindberg, Anders, et al. "Mechanical performance of polymer powder bed fused objects–FEM simulation and verification." Additive Manufacturing 24 (2018): 577-586.
15. Roh, Yoon-seok, et al. "Micro Total Hip Replacement in Two Dogs with Legg-Calvé-Perthes Disease." 한국임상수의학회지 34.6 (2017): 454-458.
16. Jones S. C., Bula E., Dyce J. Total hip arthroplasty to address chronic hip luxation with pseudoacetabulum formation in seven dogs //Veterinary Surgery. – 2019. – Т. 48. – №. 8. – С. 1530-1539.
17. Jarrell J. R. et al. Kinetics of individual limbs during level and slope walking with a unilateral transtibial bone-anchored prosthesis in the cat //Journal of biomechanics. – 2018. – Т. 76. – С. 74-83.
18. Горшков С.С., Уланова Н.В., Мануйлова В.В., Игнатов В.П., Солдатова Е.А., Твердохлебов С.И. Первый в мире опыт чрескожного остеointегрируемого протезирования грудных и тазовых конечностей у кошки после перенесенной частичной ампутации. Клинический случай. – 2019. – №1
19. Klompmaker J. et al. Meniscal replacement using a porous polymer prosthesis: a preliminary study in the dog //Biomaterials. – 1996. – Т. 17. – №. 12. – С. 1169-1175.

20. Klompmaker J. et al. Meniscal repair by fibrocartilage in the dog: characterization of the repair tissue and the role of vascularity // *Biomaterials*. – 1996. – Т. 17. – №. 17. – С. 1685-1691.
21. Tichauer E. R., Schulz G., Davis S. W. Clinical application of the biomechanical profile of pronation and supination // *Bulletin of the New York Academy of Medicine*. – 1974. – Т. 50. – №. 4. – С. 480.
22. Láhoda F., Ross A., Issel W. *EMG primer: a guide to practical electromyography and electroneurography*. – Springer Science & Business Media, 2012.
23. Николаев С. Г. *Практикум по клинической электромиографии*. – 2003.
24. Romero F. et al. Estimation of muscular forces from SSA smoothed sEMG signals calibrated by inverse dynamics-based physiological static optimization // *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*. – 2016. – Т. 38. – №. 8. – С. 2213-2223.
25. Grațîela-Flavia D., Flavia R., Emilia G. SURFACE ELECTROMYOGRAPHY IN BIOMECHANICS: APPLICATIONS AND SIGNAL ANALYSIS ASPECTS // *Journal of Physical Education & Sport/Citius Altius Fortius*. – 2009. – Т. 25. – №. 4.
26. Фремке А. В., Душин Е. М. *Электрические измерения* // Л.: Энергия. – 1980.
27. Гаврилов А.И., Со Со Тав У. Биоинформационная система с классификатором движений лучезапястного сустава на основе нечеткой логики // *Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. Приборостроение*. 2016 № 6 С. 71–84. DOI: 10.18698/0236-3933-2016-6-71-84

Приложение 1

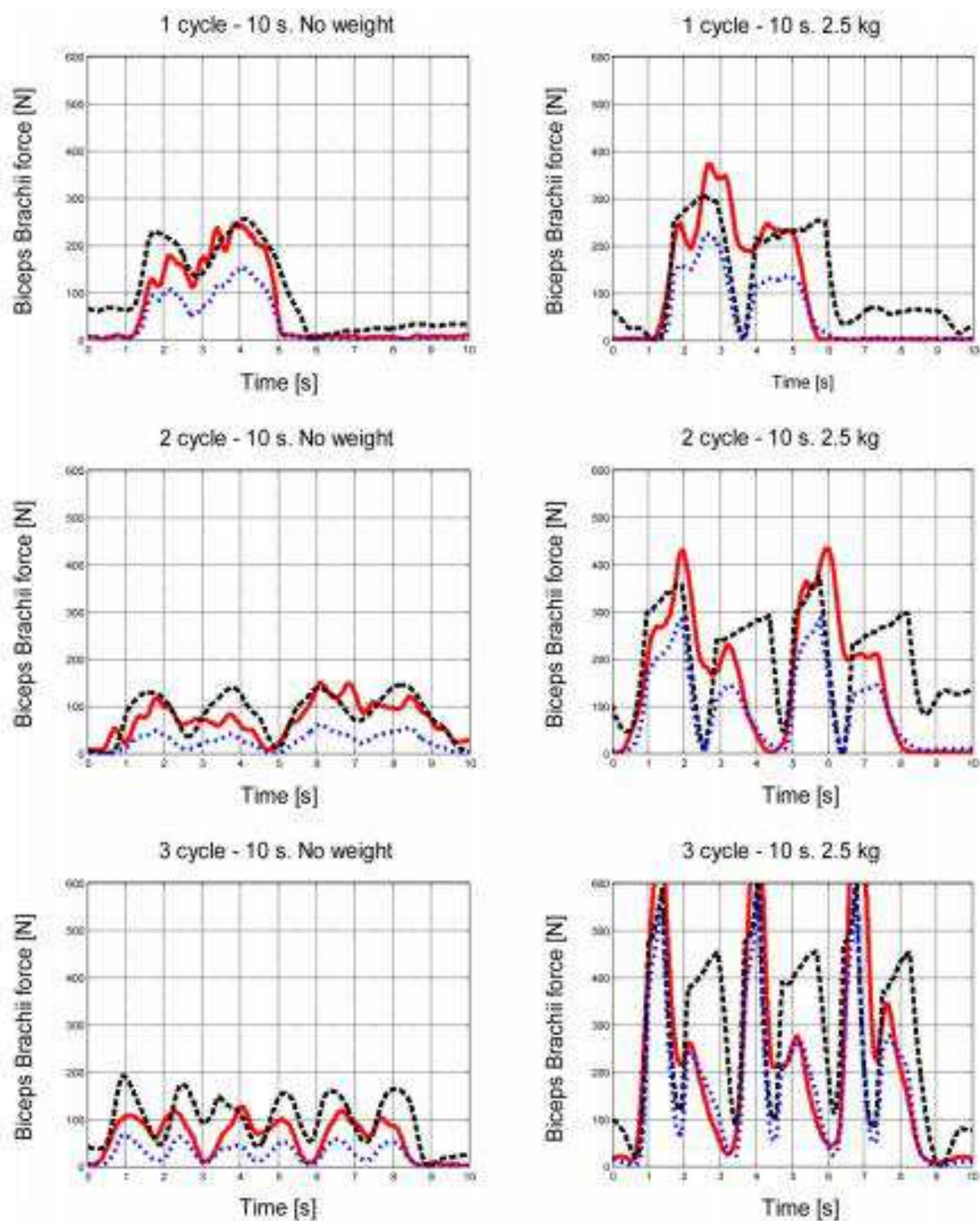


Рисунок 404. Плечевые сгибания и разгибания бицепса 3 человек с использованием гантели на 4 кг [24].

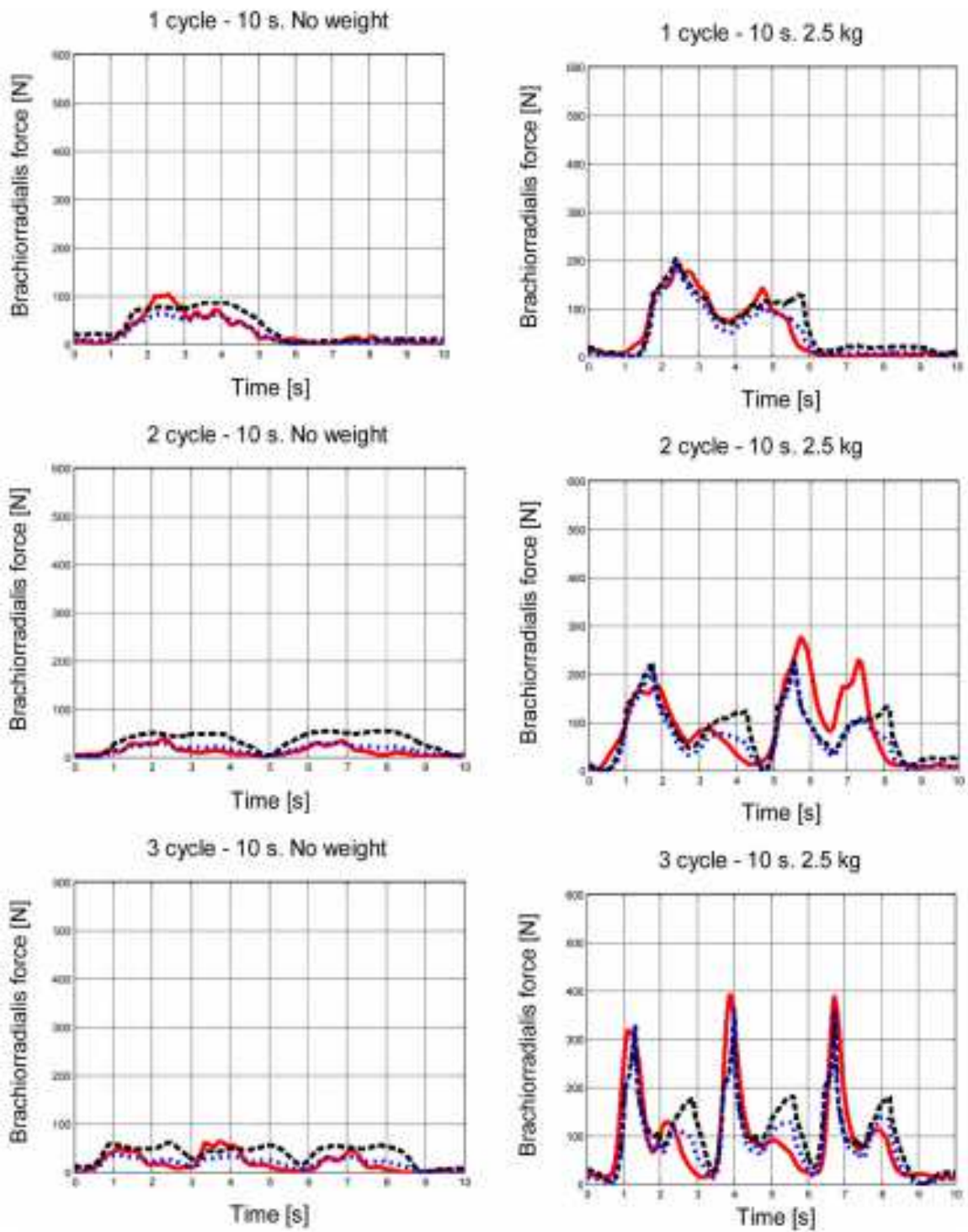


Рисунок 11. Плечевые сгибания и разгибания плечевой мышцы 3 человек с использованием гантели на 3 кг [24].

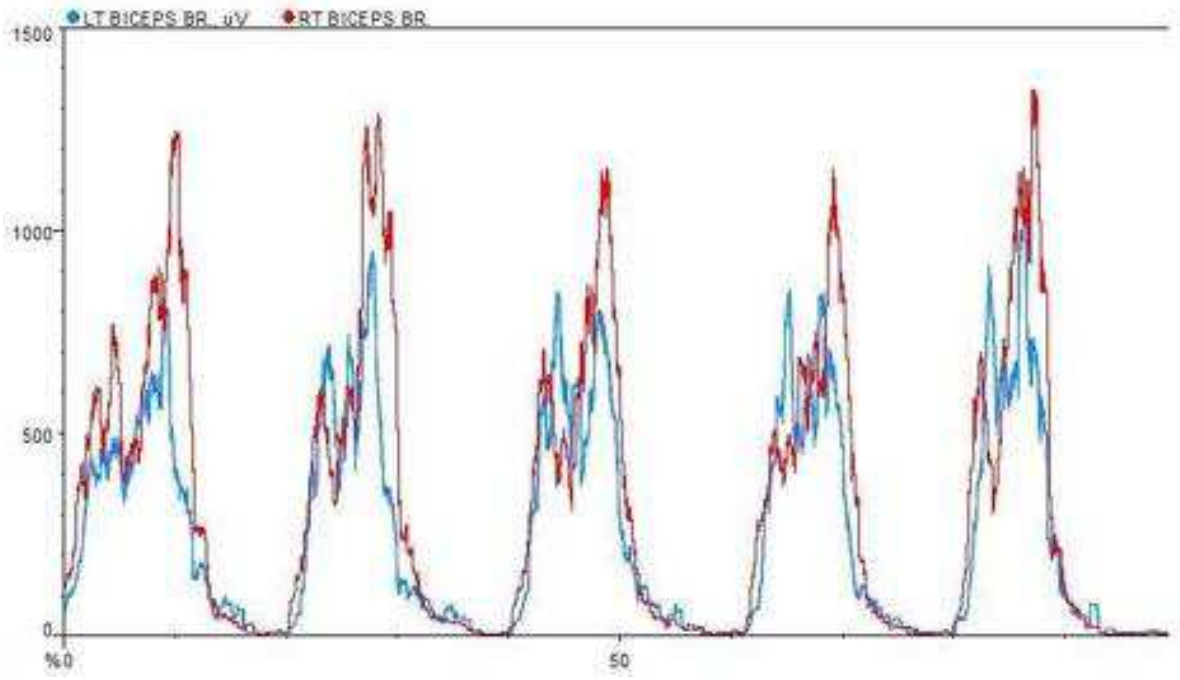



Рисунок 12. Плечевые сгибания и разгибания правого (красная линия) и левого (синяя линия) бицепсов [25].

Федеральное государственное автономное
образовательное учреждение
высшего образования
«СИБИРСКИЙ ФЕДЕРАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»
Институт фундаментальной биологии и биотехнологии
Кафедра биофизики

УТВЕРЖДАЮ

Заведующий кафедрой

 В.А.Кратасюк

« 22 » июня 2020г.

БАКАЛАВРСКАЯ РАБОТА

Разработка бионических протезов для собак

03.03.02 Физика

Руководитель  24.06.2020 канд. физ.-мат. наук М.Ю. Салтыков

подпись, дата

Выпускник  24.06.2020

А.Д. Шпидонов

подпись, дата

Красноярск 2020