

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого
Физико-механический институт
Высшая школа механики и процессов управления

Работа допущена к защите

Директор ВШМиПУ

А.К. Беляев

«___» _____ 2024 г.

**ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА
МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ
«ТОПОЛОГИЧЕСКАЯ ОПТИМИЗАЦИЯ
КАРКАСА ЭКЗОСКЕЛЕТА»**

по направлению подготовки 15.04.03 – *Прикладная механика*

по программе

15.04.03_01 Вычислительная механика и компьютерный инжиниринг

Выполнил

студент гр. 5041503/20101

И.С. Барынкин

Руководитель

доцент ВШМиПУ, к.т.н.

О.В. Антонова

Консультант

по нормоконтролю

Н.А. Смирнова

Санкт-Петербург

2024

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ПЕТРА ВЕЛИКОГО
Физико-механический институт

УТВЕРЖДАЮ

Директор ВШМиПУ

А.К. Беляев

« 11 » октября 2023 г.

ЗАДАНИЕ

по выполнению выпускной квалификационной работы

студенту Барынкину Иван Сергеевичу, гр. 5041503/20101

1. Тема работы:

Топологическая оптимизация каркаса экзоскелета

2. Срок сдачи студентом законченной работы: 11 июня

3. Исходные данные по работе:

3.1. Запись процесса ходьбы человека с камер видеозахвата.

3.2. Набор антропометрических данных оператора экзоскелета.

3.3. 3D модель экзоскелетного каркаса

3.4. Рекомендованные литературные источники

4. Содержание работы (перечень подлежащих разработке вопросов):

4.1. Построение кинематической схемы нижних конечностей человека.

4.2. Определение массовых и инерционных характеристик тела человека.

4.3. Обработка данных видеозахвата с целью получение кинематических характеристик.

4.4. Определение усилий, действующих на сегменты экзоскелетного каркаса.

4.5. Оптимизация формы сегментов.

5. Перечень графического материала (с указанием обязательных чертежей):

5.1. Рисунки и фото прототипа экзоскелетного каркаса.

5.2. Matlab графики.

5.3. 3D модели сегментов до и после оптимизации.

5.4. Графики распределения напряжений в сегментах.

6. Дата выдачи задания: 11 октября 2023 г.

Руководитель ВКР

доцент ВШМиПУ к.т.н. О.В.Антонова

Задание принял к исполнению 11 октября 2023 г.

Студент

И.С. Барынкин

РЕФЕРАТ

На 56с., 49 рисунков, 13 таблиц, 1 приложение

Ключевые слова: экзоскелет, топологическая оптимизация, биомеханика, антропометрические параметры, экзоскелетный каркас, циклические нагрузки, усталость материала.

Предметом настоящего исследования являются электромеханические устройства - экзоскелеты. В частности, проводится оптимизация существующего экзоскелетного каркаса, выполняющего роль несущего основания всего устройства. Экзоскелетный каркас присутствует только в экзоскелетах, относящихся по классификации к классу жестких.

Анализ литературы показал, что экзоскелетные каркасы проектируются и рассчитываются при помощи стандартных пакетов автоматизированного проектирования класса CAD и CAE. Благодаря ним рассчитываются нагрузки, которые берет на себя экзоскелет, проектируется геометрия будущих узлов и далее производится прочностной расчет. Получающиеся экзоскелетные каркасы получаются удобными и надежными, что удовлетворяет требованиям, предъявляемым к такому роду устройств.

Одно из основных требований – максимально возможное снижение веса экзоскелетного каркаса с сохранением прочностных характеристик. Подобные задачи нередко встречаются в инженерной практике и успешно решаются. Но в случае экзоскелетных каркасов определение нагрузок является более трудной задачей. Чаще всего они определяются при помощи перехода от реального объекта, человеческого тела, к механической системе, состоящей из рычагов с сосредоточенной массой, соединенных между собой шарнирами разной степенью подвижности.

Подход данной работы отличается. Проводится анализ динамики движений человеческого тела во время ходьбы путем решения обратной задачи динамики. Для этого был получен набор данных. При помощи записей системы ви-

деозахвата VICON были получены кинематические характеристики, а при помощи формул, полученных на основе широких исследований анатомии, были рассчитаны массовые-инерционные характеристики сегментов человеческого тела. После чего высчитывались нагрузки на шарнирные соединения.

Целью работы является топологическая оптимизация существующего экзоскелетного каркаса с целью снижения массы и при этом минимизацией податливости узлов. Также рассчитать количество рабочих циклов каждого из узлов

В результате была получена оптимизированная геометрия узлов, а также поля напряжений в них. Получены деформации узлов под нагрузкой. Подходы, излагаемые в настоящей работе, могут полезны для будущего проектирования более легких, прочных и совершенных экзоскелетов.

ABSTRACT

56 pages., 49 figures, 13 tables, 1 appendix

Key words: exoskeleton, topological optimization, biomechanics, anthropometric parameters, exoskeleton frame, cyclic loads, material fatigue.

The subject of this research is electromechanical devices - exoskeletons. In particular, the existing exoskeleton frame, which serves as the supporting base of the entire device, is being optimized. The exoskeletal frame is present only in exoskeletons classified as rigid.

An analysis of the literature showed that exoskeletal frames are designed and calculated using standard CAD and CAE computer-aided design packages. Thanks to them, the loads that the exoskeleton takes on are calculated, the geometry of future units is designed, and then a strength calculation is performed. The resulting exoskeleton frames are comfortable and reliable, which satisfies the requirements for such devices.

One of the main requirements is to reduce the weight of the exoskeleton frame as much as possible while maintaining strength characteristics. Similar problems are often encountered in engineering practice and are successfully solved. But in the case

of exoskeletal frames, determining the loads is more difficult. Most often, they are determined by transitioning from a real object, the human body, to a mechanical system consisting of levers with concentrated mass, interconnected by hinges of varying degrees of mobility.

The approach of this work is different. An analysis of the dynamics of the movements of the human body while walking is carried out by solving the inverse problem of dynamics. For this purpose, a data set was obtained. Using recordings from the VICON video capture system, kinematic characteristics were obtained, and using formulas derived from extensive anatomical research, the mass-inertial characteristics of human body segments were calculated. After which the loads on the hinge joints were calculated.

The goal of the work is topological optimization of the existing exoskeleton frame in order to reduce mass and at the same time minimize the compliance of the nodes. Also calculate the number of operating cycles of each node.

As a result, an optimized geometry of the nodes was obtained, as well as the stress fields in them. The deformations of the nodes under load were obtained. The approaches outlined in this work may be useful for the future design of lighter, stronger, and more advanced exoskeletons.

СОДЕРЖАНИЕ

РЕФЕРАТ	3
ABSTRACT	4
Содержание	6
ВВЕДЕНИЕ	7
ГЛАВА 1. История Развития экзоскелетов. Направление развития. Современная классификация	9
1.1. Экзоскелет и его назначения	9
1.2. История и направление развития экзоскелетов	9
1.3. Современная классификация экзоскелетов	12
1.4. Актуальность исследования	15
ГЛАВА 2. СОЗДАНИЕ ОБЪЕКТА ОПТИМИЗАЦИИ	16
2.1. Учет антропометрии при проектировании каркаса экзоскелета	16
2.2. Проектирование экзоскелетного каркаса	20
2.3. Создание экзоскелетного каркаса	26
2.4. Опыт использования	29
ГЛАВА 3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ НАГРУЗОК	30
3.1. Обратная задача динамики	30
3.2. Определение инерционно-массовых характеристик системы тел	32
3.3. Определение кинематических величин системы тел	35
3.4. Алгоритм вычислений для определения нагрузок	38
3.5. Реализация алгоритма в Matlab. Результаты	46
Глава 4. Топологическая оптимизация каркаса	52
4.1 Свойства материала	52
4.2 Конечно-элементные модели элементов каркаса, параметры оптимизации и результаты	53
заклучение	63
Литература	65

ВВЕДЕНИЕ

На сегодняшний день носимые экзоскелетные устройства становятся все более распространенными, об этом можно судить по научным публикациям, количество которых неуклонно растет от года к году. Также на рынке расширяется ассортимент экзоскелетов различного назначения, конструкция которых порой сильно различается. Это связано с конструктивными решениями, направленными на создание вспомогательного усилия при выполнении той или иной задачи с целью разгрузки скелетно-мышечного аппарата человека.

Настоящая работа посвящена оптимизации каркаса экзоскелета, прототип которого был разработан самостоятельно на собственные средства. Задачей оптимизации является снижение веса каркаса при условии минимизации изменения жесткости конструкции.

В первой главе говорится о современной классификации экзоскелетов с целью ознакомить читателя с основными типами экзоскелетов, а также обозначить к какому классу принадлежит оптимизируемый образец. Приводится краткая история развития экзоскелетных устройств с целью определения основных тенденция развития и улучшения систем и конструкций подобного рода устройств. Также подтверждает актуальность настоящего исследования.

Вторая глава работы посвящена особенностям конструирования экзоскелетов. Упор делается на анатомические особенности строения опорно-двигательного аппарата человека. Обозначаются биологические факторы, на которые обращалось внимание при проектировании прототипа устройства. Приводятся фото и изображения оптимизируемого образца, его кинематическая схема, сопряжение с осями вращения человеческого организма. Рассказывается о процессе материалах изготовления конструкции. Указывается изначальная масса устройства для дальнейшего сравнения с массой оптимизированной конструкции.

В третьей главы работы формулируется обратная задача динамики для определения усилий, действующих на узлы экзоскелетного каркаса. Их определение – подготовка к процессу оптимизации. Излагается способ нахождения необходимых величин и данных при помощи формул, составленных на основе статистики и анатомических исследований, а также при помощи систем видеозахвата движений. Проводится поиск неизвестных величин, нужны для разрешения систем уравнения – поиска неизвестных реакции. Поясняется какая наиболее критическая фаза ходьбы с точки зрения возникающих нагрузок. Приводятся графики изменения усилий во всех узлах экзоскелетного каркаса, по которым можно определить циклический характер нагружения с конкретными значениями максимума и минимума.

Четвертая глава посвящена топологической оптимизации экзоскелетного каркаса. Рассказывается об областях, в которых будет производится оптимизация формы. Находятся поля напряжений, действующих в конструкции. Приводится кривая усталости материала с целью дальнейшего определения по полям напряжений количества циклов нагружения до разрушения для определения ресурса работы оптимизированного прототипа. Подсчитывается на сколько процентов оптимизированная конструкция легче изначального образца.

В конце проводится полный анализ проведенной работы, ее значимость для дальнейших исследований и способов конструирования экзоскелетных каркасов.

ГЛАВА 1. ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ ЭКЗОСКЕЛЕТОВ. НАПРАВЛЕНИЕ РАЗВИТИЯ. СОВРЕМЕННАЯ КЛАССИФИКАЦИЯ

1.1. Экзоскелет и его назначения

В настоящее время основным направлением развития науки и техники является робототехника, в частности носимые устройства, помогающие людям справляться с физической работой. К этому классу изделий можно отнести экзоскелеты – электромеханические устройства, закрепляемые на теле человека и помогающие мускулатуре и опорно-двигательному аппарату при совершении различных типов движений.

На сегодняшний день экзоскелеты имеют различное предназначение [1]:

Промышленное – помощь при выполнении тяжелой такелажной работы, связанной с перемещением грузов или удержанием сборочных единиц при сборке агрегатов;

Экспедиционное – помощь при длительных пеших переходах, снятие нагрузки с ног и спины человека при ношении туристических принадлежностей или припасов.

Медицинское – помощь при реабилитации и восстановлении двигательной способности человека или же полная замена биологической системы передвижения на внешнюю в виде носимого экзоскелета.

Следует отметить, что самой трудной и объемной с точки зрения наукоемкости и сложности технической реализации является последняя задача – возврат человеку способности к самостоятельному передвижению на парализованных ногах, которая ранее была утрачена ввиду болезни или несчастного случая.

История и направление развития экзоскелетов

Наблюдения за развитием данного класса изделий позволяют отследить динамику технологической проработки экзоскелетных устройств. Первое упоминание конструкции, схожее с экзоскелетом датируется 1890г. В патенте за авторством Николая Фердинандовича Янга описывалось устройство «Эластипед» (рис.1.1), представляющее собой систему пружин и ремешков, закрепляемую на

теле солдата, тем самым облегчая подъем по наклонным поверхностям и лестницам [2].

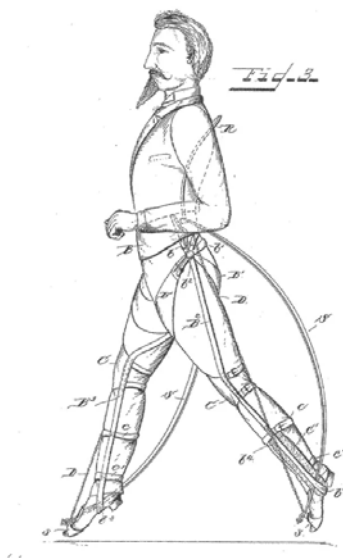


Рис. 1.1. Эластипед Николая Фердинандовича Янга

В современном мире, представителями дельнейшего развития идей Николая Фердинандовича послужило изобретение спортивных снарядов в виде рессорных ходуль, называемые «джамперы» (рис.1.2).



Рис. 1.2. Рессорные ходули-джамперы

Важно отметить, что в 1890 году у Николая Фердинандовича не было рабочего прототипа, что на тот поставило в тупик дальнейшую разработку и применение изобретения.

Заново заговорили об экзоскелетах спустя 70 лет. В стенах компании General Electric в 1960-х годах при поддержке Министерства обороны США родилась идея о создании первого активного экзоскелета – «Hardiman» [6] (рис.1.3), помогающего при работе с тяжелыми грузами.

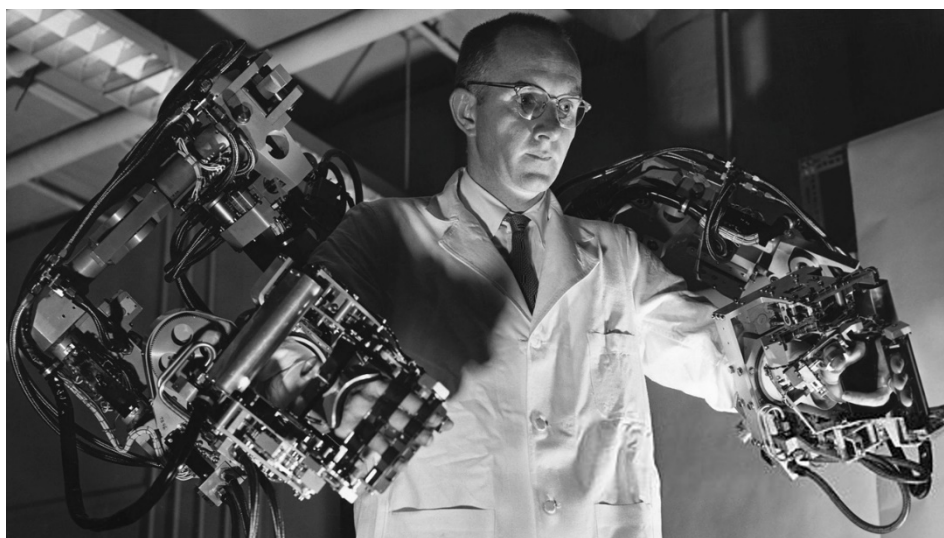


Рис. 1.3. Экзоскелет Hardiman

Предполагаемые сферы применения устройства были самыми разнообразными [2], от применения под водой и в космосе, до переноса урановых стержней на атомной электростанции. К сожалению, вес прототипа составил огромные 680кг, а управление было недостаточно четким, в результате чего выполнение задач с его помощью только усложнялось.

Проект был признан неудачным, но разработки экзоскелетов продолжались. Получающиеся изделия можно было назвать полезными только гипотетически, т.к. интегральная вычислительная техника, подходы к проектированию конструкций, основанных на биомеханике опорно-двигательного аппарата (далее ОДА), а также подходы к управлению подобным классом устройств только зарождались. Размеры, массы, а также характеристики компонентов экзоскелета, такие как приводы, вычислительные модули и аккумуляторы были хуже, чем в

настоящий момент. Первые прототипы устройств были мало пригодны для применения в реальных практических задачах. Их дороговизна, сложность и громоздкость оставляла желать более проработанных и практичных вариантов.

Миниатюризация электроники, развитие композитных материалов, технологий в области сохранения электрической энергии – все это способствовало переходу экзоскелетов из разряда научных единичных прототипов в серийные изделия (рис.1.4-1.5), которые уже сейчас активно применяются [6].



Рис.1.4. Применение пассивных экзоскелетов на сборочной линии завода BMW



Рис.1.5. Применение активного экзоскелета для реабилитации

1.3. Современная классификация экзоскелетов

Количество экзоскелетов, представленных в виде серийных изделий и единичных научных образцов неуклонно растет с каждым годом, как и количество задач, где они применяются. Большое разнообразие конструкций удивляют своей оригинальностью реализации. Для удобного разделения устройств по функционалу и применимости их относят к какому-то классу исходя из конструктивных особенностей и принципов работы. В данной работе буде затронут только основные из них дабы избежать излишнего перечисления.

В зависимости от наличия или отсутствия в составе устройства источника внешней энергии, экзоскелеты делятся на [1]:

Активные – экзоскелеты, в которых используются внешние источники энергии, необязательно электрические. В качестве подобного источника может выступать аккумулятор, промышленная или бытовая электросеть, пневматическая или гидравлическая трасса. В свою очередь, основная часть энергии расходуется на создание необходимого усилия в приводах для выполнения нужно движения.

Полуактивные – экзоскелеты, в котором также используются источники энергии, но основная часть энергии расходуется на выполнение сервисных функций. Сервисными функциями является изменение геометрии элементов каркаса экзоскелета, а также изменение его внутренних силовых параметров, например, предварительное нагружение пружин или эластичных лент.

Пассивные – экзоскелеты, которые не используют дополнительных источников энергии. Конструкция перераспределяет нагрузки, действующие на ОДА, а некоторые модели экзоскелетов запасают энергию в виде упругой деформации в разгружающих элементах (пружинах, рессорах, эластичных лентах). .

Главным компонентом экзоскелета является каркас – базовый элемент, закрепляемый на теле человека и являющейся его основой. Каркас может быть:

Мягкий – представляет собой тканевую основа экзоскелета, выполненную из прочных синтетических материалов. К основе прикрепляются активные электрические приводы, разматывающие или смётывающие тяговые тросики. Также прикрепляются эластичные ленты, выполняющие роль накопителей упругой

энергии. Главным преимуществом является почти полное отсутствие стеснения движений при использовании и легкость. Но подобная реализация обладает существенным минусом – такой «каркас» не способен взять на себя нагрузку с ОДА. Таким образом, такой экзоскелет полезен только при совершении движений, то есть при динамических нагрузках. Подобное изделие не в состоянии помочь оператору при статической нагрузке, к которой можно отнести удержание груза.

Жесткий – представляет из себя сегменты, скреплённые между собой шарнирами разной степени подвижности. Их геометрия регулируема, т.к. в отличие от мягкого «каркаса» жесткий необходимо настраивать под размеры и геометрию тела оператора. Сегменты изготавливаются с применением полимерных, композитных материалов, а также легких сплавов. Жесткий каркас обладает рядом недостатков, которые выражены в наличии большого количества настраиваемых под размеры тела оператора узлов, в сложности точного совмещения осей вращения шарниров и суставов тела, а также в итоговом весе всего каркаса в сборе. Однако способность каркаса снимать и перераспределять нагрузку с ОДА и брать её на себя, избавляя человека от тяжести и болезненных ощущений, а также одинаково эффективно справляться с динамическими и статическими нагрузками, являются главными преимуществами.

Экзоскелеты необходимо проектировать исходя из задачи, а именно с подробного изучения биомеханических процессов во время её выполнения. Во время физической деятельности напрягаются конкретные группы мышц. Исходя из этого факта, экзоскелеты разделяются по анатомической области тела человека [1], то есть предназначенные для разгрузки:

Верхних конечностей;

Нижних конечностей;

Шейного отдела позвоночника;

Грудного отдела позвоночника;

Пояснично-крестцового отдела позвоночника;

Комбинированные или полные.

Определение местоположения самых нагруженных групп, а также характера и направления движений, которые эти группы создают – ключ к созданию полезного устройства. Экзоскелет должен создать полное или часть усилия для совершения нужного движения дабы полностью или частично исключить мускулатуру из этого процесса. Напротив, излишнее использование экзоскелетов на тех группах мышц, где нагрузка мала или незначительна по сравнению с другими группами, нецелесообразна ввиду постоянно наличия некоторого стеснения экзоскелетом движений оператора. Например, человеку, занимающегося туризмом и использующего экзоскелет нижних конечностей, не нужен экзоскелет для разгрузки рук.

1.4. Актуальность исследования

На сегодняшний день, проектирование жестких экзоскелетных каркасов происходит исходя из антропометрических параметров и предполагаемых нагрузок. Чаще всего каркас представляет собой набор сегментов, схожих со стержнями, соединенных между собой шарнирами. Далее проводят прочностной расчет каркаса в конечно-элементных пакетах, таких как Ansys или Solidworks Simulation [5,6,9,11]. Получаемый каркас действительно удовлетворяет прочностным критериям, но обилие лишнего материала, который не вносит вклад в сопротивление внешним нагрузкам, создает излишнюю массу. Развитие аддитивных технологий и алгоритмов топологической оптимизации позволяют убрать этот недостаток и сохранить несущую способность каркаса. Это полезно с точки зрения экономии заряда батарей при управлении сегментами каркаса меньшей массы за счет приводов, а также ручной транспортировки экзоскелета в случае полной разрядки аккумуляторов.

На данный момент работ, посвященных топологической оптимизации экзоскелетных каркасов не много [10], что дает простор для дальнейших исследований.

ГЛАВА 2. СОЗДАНИЕ ОБЪЕКТА ОПТИМИЗАЦИИ

Цель работы – оптимизация экзоскелетного каркаса с целью снижения его массы при сохранении прочностных характеристик. В данной главе рассказывается о процессе создания экзоскелетного каркаса, а также об антропометрических параметрах, которые учитывались при проектировании.

Учет антропометрии при проектировании каркаса экзоскелета

При проектировании универсального каркаса экзоскелета учитывается целый набор факторов, связанных с ОДА человека.

Размер тела, его сегментов и их форма.

Телосложение каждого человека уникально по своим пропорциям, а также по распределению костной, мышечной и жировой прослойки. Величины, которые используются при описании различных видов телосложения называются антропометрическими показателями. Большинство показателей имеют индивидуальные значительные колебания, вызванные различными факторами, которые можно разделить на обратимые и необратимые.

К необратимым можно отнести взросление и старение тела, диморфизм (отличия) из-за половой принадлежности, заболевания, генетическую предрасположенность и изменения, связанные со спортивными увлечениями во время взросления организма, например, широкий плечи у пловцов или длинные ноги у легкоатлетов и игроков в баскетбол. Примером генетических различий может служить различие в геометрии ног, которая подобна «иксообразной» форме сужаясь в районе колен и расширяясь в районе стоп и бедер, или же иметь обратную «бочкообразную» форму (рис.2.1):

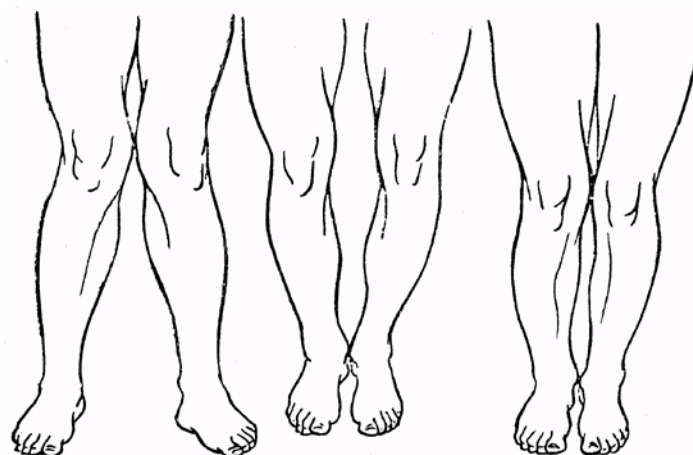


Рис.2.1. Различная форма ног

Обратимыми можно назвать изменения в антропометрических показателях, связанных с образом жизни. Самый очевидный пример – набор веса или похудение.

Однако все виды индивидуальных колебаний геометрии и веса тела происходят относительно какого-то устоявшейся нормы – типа телосложения. Можно выделить основные пропорции тела, или так называемый конституционный тип телосложения, которым чаще всего обладают здоровые и зрелые люди. Определяют три типа (рис.2.2):

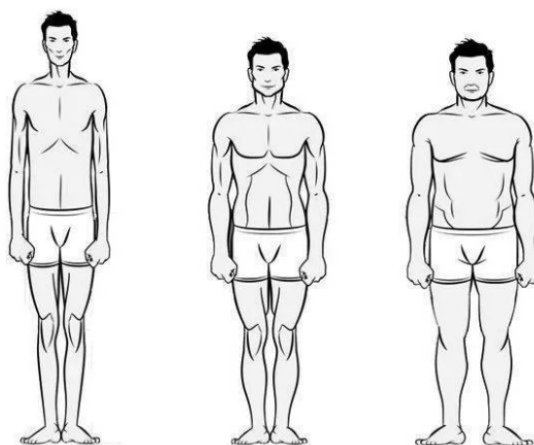


Рис.2.2. Основные конституционные типы телосложений

Эктоморф – телосложение, отличающееся значительным ростом, длинной конечностей, и худобой, узкий таз и плечи. Малая толщина жировой прослойки и объем мышечной ткани. Преобладают продольные размеры тела.

Мезоморф – телосложение, которое обладает равномерными пропорциями, средней шириной плеч и таза. Рост среднестатистический. Усредненные параметры нормы.

Эндоморф – телосложение, отличающееся преобладанием поперечных размеров тела, объем мышечной ткани заметно больше, рост невысок. Широкий плечи и таз.

Все вышеперечисленное не оставляет сомнений в целесообразности учета типов телосложений. Результатом исследования антропометрических данных является размерная сетка, в пределах которой геометрия сегментов экзоскелетного каркаса должна регулироваться, чтобы удовлетворять комфорту и эргономике большинства человеческих фигур.

Подвижность человеческого ОДА

При проектировании экзоскелетов проводят серию натурных экспериментов или наблюдений для выявления характера и комбинации движений, выполняемых при совершении какой-либо задачи. Исследуется работа конечностей во время выполнения движений, а конкретно их маховый диапазон с целью выявления максимумов и каких-либо нюансов или особенностей.

Согласно устоявшейся анатомической классификации, человеческий скелет состоит из 148 сегментов – костей, соединенных между собой суставами с разной степенью подвижности. Можно составить кинематическую схему, отражающую степени свободы человеческого тела. Наиболее подробная схема деления тела человека на фрагменты привязана к особенностям строения его скелета и связочного аппарата. В работе [4] приводится структурная кинематическая схема ОДА человека (рис.2.3):

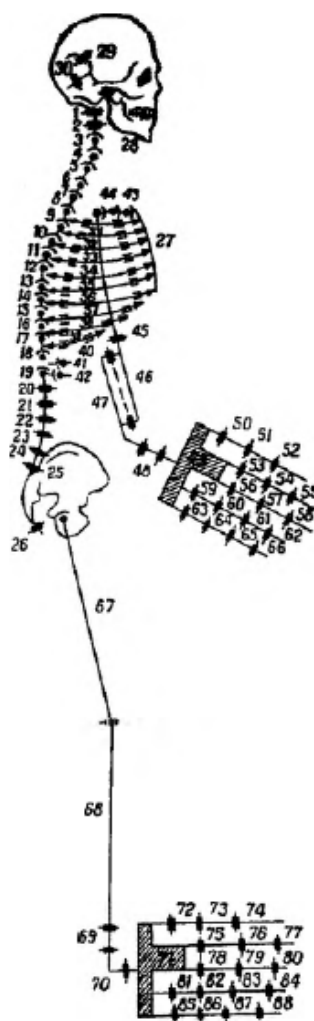


Рис.2.3. Кинематическая схема скелета человека

В соответствии с принятой в теории машин и механизмов классификацией число ограничений, накладываемое шарниром на относительное перемещение соединяемых тел, называется классом кинематической пары. Для описания макромодели опорно-двигательного аппарата достаточно корректным является допущение, что суставы образуют кинематические пары третьего, четвертого и пятого класса. Всего в структуре скелета 29 суставов третьего класса, 33 четвертого класса и 85 пятого класса. Благодаря подсчету костей и количества кинематических пар можно определить количество степеней свободы антропоморфного механизма:

$$N = 6 \times 148 - 3 \times 29 - 4 \times 33 - 5 \times 85 = 244 \quad (2.1)$$

Такая подробная кинематическая схема является слишком избыточной для описания макродвижений человека. При описании ходьбы и бега число степеней свободы кистей руки может быть положено равным нулю. Также для большинства движений можно пренебречь подвижностью позвонков шейного, грудного и поясничного отделов. Пренебрежение теми или иными степенями свободы определяется назначением проектируемого экзоскелета.

Помимо определения степеней подвижности человеческого ОДА необходимо произвести измерение диапазонов угловых движений, под которые проектируется экзоскелет.

2.2. Проектирование экзоскелетного каркаса

Будущим объектом топологической оптимизации стал экзоскелетный каркас нижних конечностей, спроектированный и собранный своими силами. Предполагаемое назначение устройства – разгрузка ОДА ног оператора, что полезно как для экспедиционного, так и для медицинского назначения. Проектирование происходило в CAD Solidworks, 3D модель устройства представлена на рисунке 2.4:



Рис.2.4. 3D модель экзоскелетного каркаса

Первым этапом стал выбор кинематической схемы экзоскелетного каркаса, удовлетворяющего комфорту во время ходьбы. Для этого было необходимо изучить анатомию суставов нижних конечностей, а именно их степени подвижность для создания механических узлов, способных работать с суставами параллельно и не мешать им. Бедренный и голеностопный сустав по своей работе очень близки к сферическому шарниру, а коленный к плоскому шарниру. Поэтому кинематическую схему (рис.2.5), состоящую из 4-х трехстепенных шарниров и из 2-х плоских шарниров можно считать достаточной для описания кинематики ног человека.

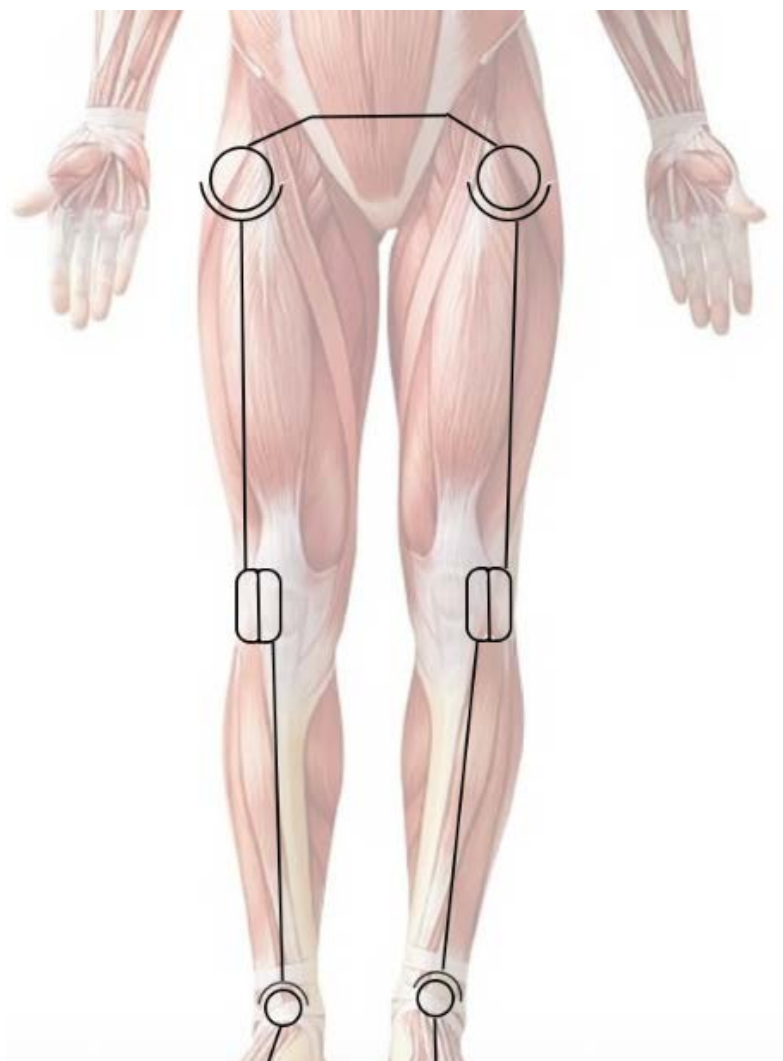


Рис.2.5. Кинематическая схема ОДА нижних конечностей

Касательно бедренного сустава, удачным решением стало проектирование шарнирного узла, который как бы огибает бедро (рис.2.6). Ось вращения, отвечающая за вынос ноги в сагиттальной плоскости, совпадает с осью вращения бедренного сустава, что способствует комфорту использования в конкретном направлении вращения. Остальные же оси, которые отвечают за отведение-приведение ноги во фронтальной плоскости, а также за собственное вращение вокруг вертикальной оси, несколько отнесены по отношению к осям бедренного сустава. Это несколько сковывает движение ноги в крайних точках диапазонов движений, но позволяет существенно упростить конструкцию экзоскелетного каркаса. Помимо этого, по результатам наблюдений эти крайние положения редко достигаются при ходьбе, поэтому их отсутствие не столь критично.

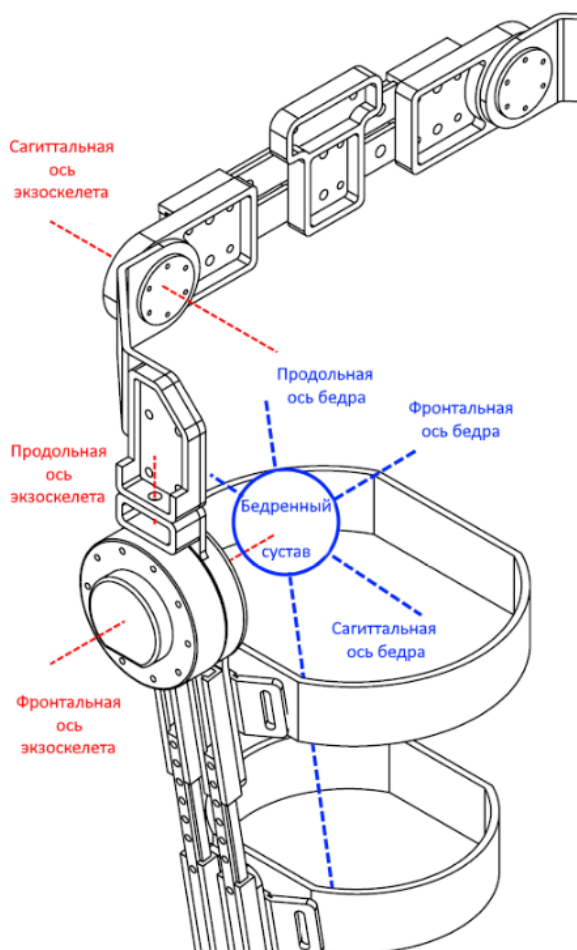


Рис. 2.6. Кинематика бедренного узла

В случае голеностопного сустава было принято решение о создании узла (рис.2.7), схожим по конструкции с кардановым подвесом, обладающего двумя степенями свободы. Оси вращения карданового подвеса проходят через центр голеностопного сустава, что хорошо сказывается на совместной подвижности человека и каркаса. Единственным недостатком узла стало отсутствие оси, которая позволяет совершать вращение стопой вокруг продольной оси, но этот недостаток частично компенсируется за счет продольной оси вращения бедренного узла.

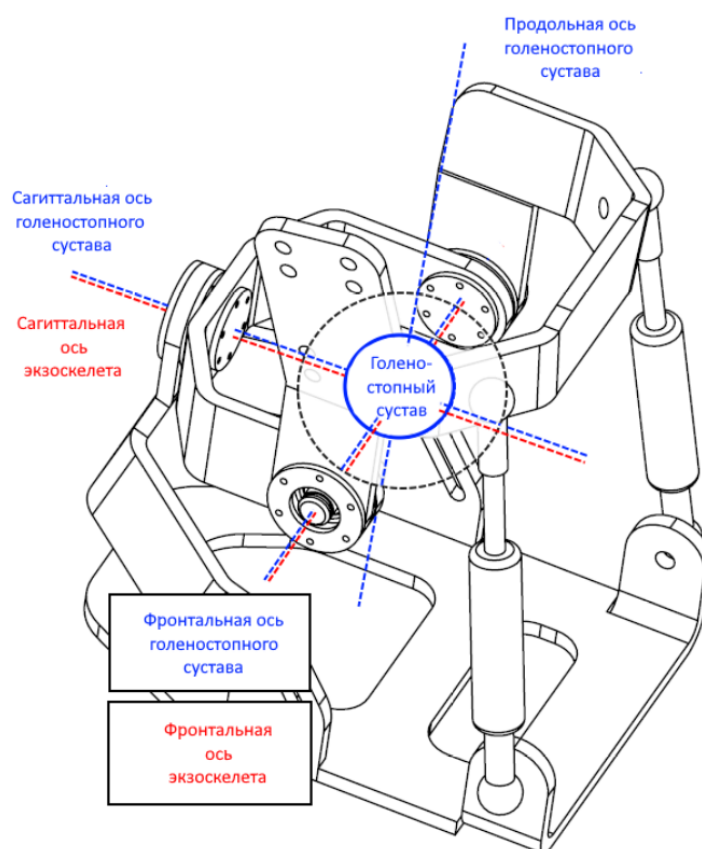


Рис. 2.7. Кинематика голеностопного узла

Коленный узел (рис.2.8) был реализован проще всего, как плоский вращающийся шарнир:

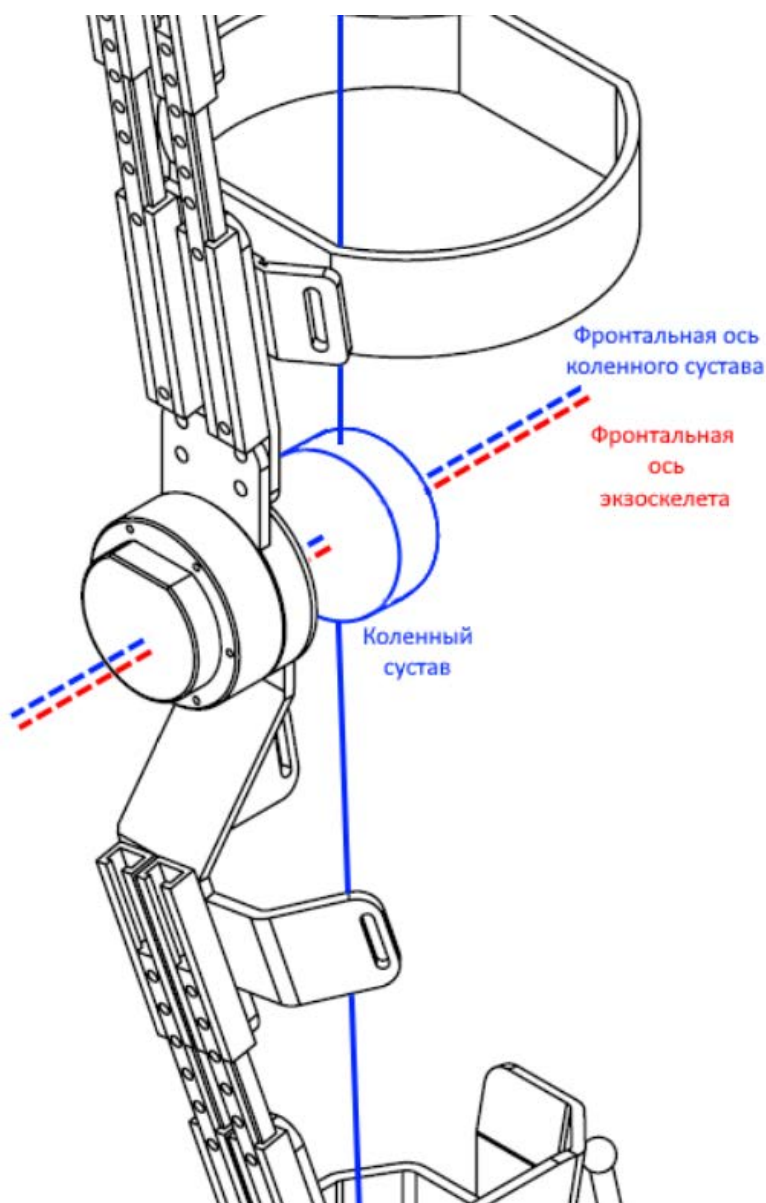


Рис. 2.8. Кинематика коленного узла

Следующим этапом стало определение антропометрических параметров, таких как размеры сегментов тела. Была измерена ширина и длина конечностей при помощи портновского метра – измерительной ленты. Важным этапом стало определение диапазонов регулировки длин сегментов будущего экзоскелетного каркаса. Так как тело оператора, с которого снимались мерки, обладает средними ростом и габаритами, что характерно для мезоморфного телосложения, то размеры сочленений экзоскелетов, обладающих возможностью настройки длины, должны быть соответствовать меркам при среднем положении регулировки.

Диапазоны регулировки экзоскелетного каркаса схематично изображены на рисунке 2.9 и представлены в таблице 2.1:

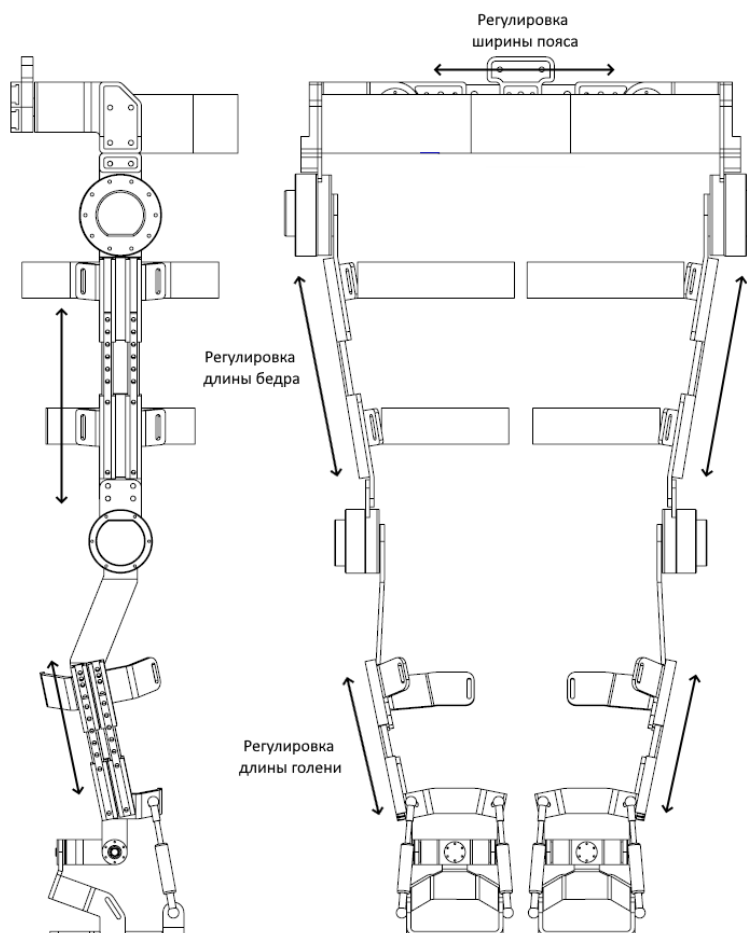


Рис.2.9. Местонахождение регулировок

Таблица 2.1

Диапазоны регулировки

Место регулировки	Диапазон, мм
Ширина пояса	395-475
Длина бедра	335-380
Длина голени	327-387

Это позволяет использовать экзоскелет людьми, тело которых меньше или больше по габаритам относительно тела модели-оператора. Эти размеры использовались для первоначального проектирования каркаса экзоскелета.

Также измерялась ширина сочленений, которая зависит от роста человека и объема его мышечной массы. Делалось это с целью создания огибающей формы сегментов экзоскелетного каркаса, что способствует более комфортному ношению. Данный подход хорошо заметен на сегменте (рис.2.10), крепящемся к голени оператора, угловатая форма хорошо прилегает к поверхности и не сдавливает мышцы при ходьбе и приседаниях.

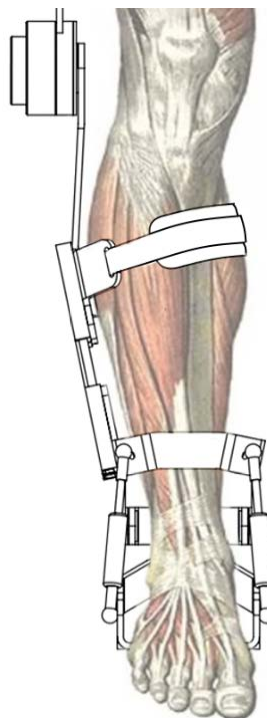


Рис.2.10. Угловатая форма сегментов для комфортного прилегания к телу

2.3. Создание экзоскелетного каркаса

Для изготовления элементов экзоскелетного каркаса использовалось два материала: алюминиевый сплав Д16Т и сталь марки 40Х. Листовые детали (рис. 2.11) из мягкого, по отношению к стали, Д16Т изготавливались на фрезерном станке с числовым программным управлением. Далее заготовкам придавалась угловатая геометрия за счет сгибания с предварительным нагреванием места сгиба газовой горелкой с температурой пламени около 850 – 900°C. Валы (рис. 2.12) изготавливались из прута стали 40Х методом токарной обработки.



Рис.2.11. Листовые детали из Д16Т



Рис.2.12. Валы из стали 40Х

После слесарной доработки компонентов, в которую входило формирование фасок и нарезание резьбы, а также финальной сборки, устройство выглядело следующим образом (рис. 2.13-2.16):



Рис.2.13. Экзоскелет в сборе



Рис. 2.14. Бедренный узел экзоскелета с регулировкой на теле оператора экзоскелета



Рис. 2.15. Голеностопный и коленный узел с регулировками на теле оператора экзоскелета



Рис. 2.16. Подвижность экзоскелетного каркаса

Опыт использования

Экзоскелетный каркас, собранный собственными силами, получился довольно удобным. Устройство не мешает при положении стоя и сидя, а также не вызывает дискомфорт при ходьбе, что говорит о правильности подбора кинематики и размеров сочленений. В процессе настройки регулировались длины сегментов для достижения удобства ношения.

Итоговый вес устройства составил 11,5 килограммов, , что по меркам пассивных экзоскелетов довольно много. В следующих главах работы будет проведена подготовка к оптимизации и непосредственная топологическая оптимизации для облегчения конструкции без существенных потерь прочностных характеристик.

ГЛАВА 3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ НАГРУЗОК

Целью данной главы является определение силовых и моментных нагрузок, действующих в сегментах каркаса экзоскелета нижних конечностей во время ходьбы человека, для дальнейшего использования полученных данных при оптимизации формы элементов каркаса и подбора более подходящего материала.

3.1. Обратная задача динамики

Для получения реакций была сформулирована и решена обратная задача динамики для системы тел, соединенных между собой посредством шарниров различной степени подвижности, чем и является каркас.

Сформулируем обратную задачу динамики. Как известно из теоретической механики, движение i -го твердого тела (далее его будем называть i -м сегментом) системы в инерциальной системе отсчета можно описать при помощи системы из двух дифференциальных уравнений (1), которые отвечают за трансляционное (прямолинейной) и ротационное (вращательное) перемещение [3-4]:

$$\begin{cases} \dot{\underline{Q}}_{ci} = \sum \underline{F}_i \\ \dot{\underline{K}}_{ci} = \sum \underline{M}_i \end{cases} \quad (3.1)$$

Где \underline{Q}_{ci} — количество движения (импульс) центра масс i -го сегмента относительно центра масс, \underline{K}_{ci} — кинетический момент i -го сегмента, взятые относительно центра масс твердого тела, $\sum \underline{F}_i$ — сумма сил, действующих на i -ый сегмент, $\sum \underline{M}_i$ — сумма моментов, действующих на i -ый сегмент. Раскроем систему уравнений:

$$\begin{cases} m_i \dot{\underline{v}}_{ci} = \underline{F}_{Ti} + \underline{Q}_i \\ \underline{J}_{ci} \cdot \dot{\underline{\omega}}_i + \underline{\omega}_i \times \underline{J}_{ci} \cdot \underline{\omega}_i = \underline{M}_a + \underline{M}_{HR} + \underline{M}_{Qi} \end{cases} \quad (3.2)$$

Где m_i – масса сегмента, \dot{v}_{ci} – ускорение центра масс сегмента, \underline{F}_{Ti} – сила тяжести, действующая на сегмент, \underline{Q}_i – главный вектор внутренних сил реакций шарниров, соединяющих текущий сегмент с соседними, \underline{J}_{ci} – центральный тензор инерции сегмента, $\underline{\omega}_i, \dot{\underline{\omega}}_i = d\underline{\omega}/dt$ – вектор угловой скорости и ускорения сегмента, \underline{M}_a – главный момент задаваемых крутящих моментов и пар сил, \underline{M}_{HR} – главный момент моментных реакций в соединениях с соседними сегментами, \underline{M}_{Qi} – главный момент силовых реакций в соединениях с соседями.

Важно отметить, что ходьба человека бывает разной. Чаще всего ходьбой называют периодическое движение, которое можно разделить на переменные сменяющиеся фазы: двухопорную, когда две ступни находятся на поверхности земли, и одноопорную, когда ступня опорной ноги находится на поверхности земли пока другая нога выносится вперед (рис. 3.1).

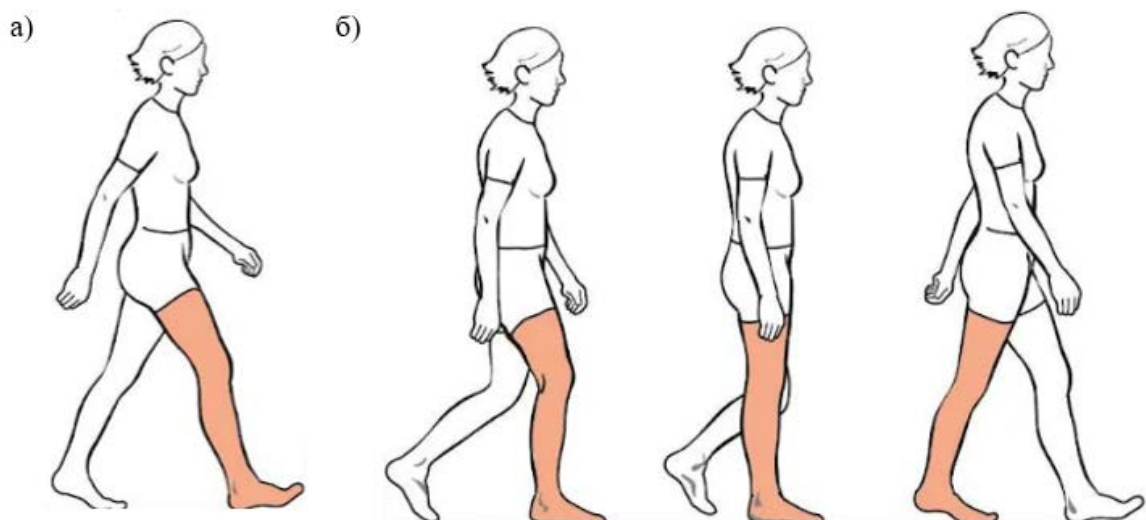


Рис.3.1. а) Двухопорная фаза ходьбы; б) Одноопорная фаза ходьбы

Для сегментов, являющихся опорными (ступней), уравнения запишутся следующим образом:

$$\begin{cases} 0 = \underline{F}_{Ti} + \underline{Q}_i + \underline{N} \\ 0 = \underline{M}_a + \underline{M}_{HR} + \underline{M}_{Qi} + \underline{M}_N \end{cases} \quad (3.3)$$

Где \underline{N} — сила реакции, действующая на опорную поверхность, \underline{M}_N — момент реакции. Величиной, требующей определения, является сила реакции \underline{N} . Из-за неопределенности трудно сказать, как распределяются силы реакции между левой и правой ногой вовремя двухопорной фазы. Для ее разрешения прибегают к экспериментальным методам определения путем применения динамометрической платформы или тензометрических стелек.

Наиболее критической фазой для каркаса, когда некоторые его сегменты наиболее подвержены воздействию нагрузок, является именно одноопорная фаза, так как весь вес тела, экзоскелета и носимого груза приходится на одну опорную ногу. Исходя из этого определение реакции опоры становится посильной задачей, т.к. неопределенность в виде распределения двух реакции пропадает сама собой.

Определение инерционно-массовых характеристик системы тел

Для решения обратной задачи динамики необходимо определить массово-инерционные и кинематические характеристики. Для определения первого набора величин обратимся к работе [4], в которой приводится способ сегментирования тела (рис.3.2), а также формула линейной регрессии для нахождения массовых и инерционных характеристик сегментов тела, которая была получена в работе В.М.Зациорского (1981) [4] при помощи радиоизотопного метода:

$$B_0 + B_1X_1 + B_2X_2 \quad (3.4)$$

Где B_0, B_1, B_2 — набор коэффициентов линейной регрессии для каждого сегмента (приведены в работе [3]), X_1 — вес человека, X_2 — рост. Путем подстановки двух параметров тела человека становится возможным определить массы, центральные тензоры инерции и положения центров масс сегментов.

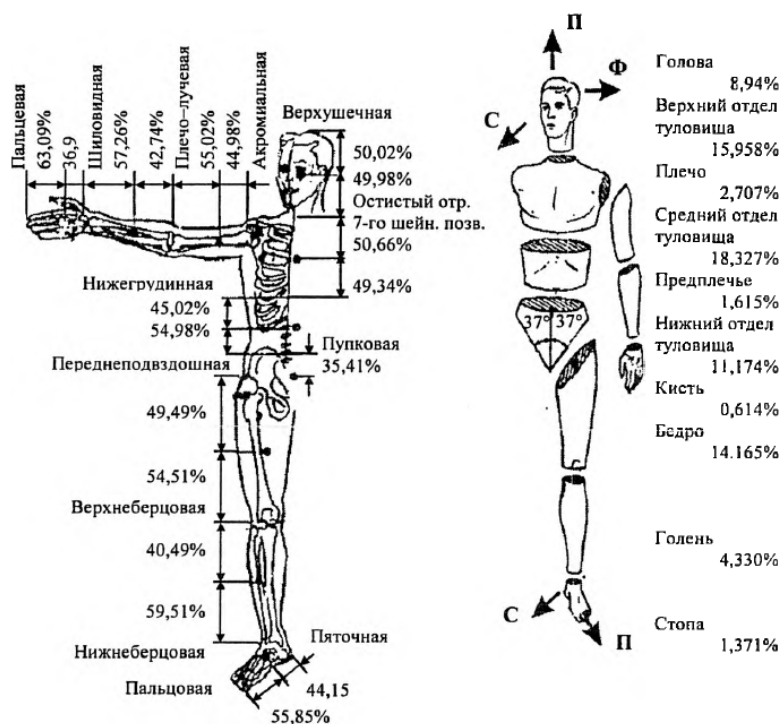


Рис.3.2. Способ сегментирования тела человека, высота центров масс сегментов относительно их длины, направление сагиттальной, поперечной и фронтальной осей

Инерционно-массовые характеристики, представленные в таблицах 3.1-3.4, вычислены для человека ростом 170см и весом 100кг.

Таблица 3.1

Главный центральный момент инерции относительно сагиттальной оси

Сегмент	B_0	B_1	B_2	Значение, $\text{кг} \cdot \text{см}^2$
Стопа	-100	0.48	0.626	54.42
Голень	-1105	4.59	6.63	481.1
Бедро	-3557	31.7	18.61	2776.7
Кисть	-19.5	0.17	0.116	17.22
Предплечье	-64	0.95	0.34	88.8
Плечо	-250.7	1.56	1.512	162.34
Голова	-78	1.171	1.519	297.33
Верхняя часть туловища	81.2	36.73	-5.97	2739.3
Средняя часть туловища	618.5	39.8	-12.87	2410.6
Нижняя часть туловища	-1568	12	7.741	947.97

Таблица 3.2

Главный центральный момент инерции относительно продольной оси

Сегмент	B_0	B_1	B_2	Значение, кг · см ²
Стопа	3.767	0.065	0.033	15.877
Голень	-6.05	-0.039	0.142	14.19
Бедро	-2.42	0.038	0.135	24.33
Кисть	4.11	0.026	0.033	12.32
Предплечье	0.192	-0.028	0.093	13.202
Плечо	1.67	0.03	0.054	13.85
Голова	8.357	-0.0025	0.023	12.017
Верхняя часть туловища	3.32	0.0076	0.047	12.07
Средняя часть туловища	1.398	0.0058	0.045	9.628
Нижняя часть туловища	1.182	0.0018	0.0434	8.74

Таблица 3.3

Главный центральный момент инерции относительно фронтальной оси

Сегмент	B_0	B_1	B_2	Значение, кг · см ²
Стопа	-97.09	0.414	0.614	48.69
Голень	-1152	4.594	6.815	465.95
Бедро	-3690	32.02	19.24	2782.8
Кисть	-13.68	0.088	0.092	10.76
Предплечье	-67.9	0.855	0.376	81.52
Плечо	-232	1.525	1.343	148.81
Голова	-112	1.43	1.73	325.1
Верхняя часть туловища	367	18.3	-5.73	1222.9
Средняя часть туловища	263	26.7	-8	1573
Нижняя часть туловища	-934	11.8	3.44	830.8

Таблица 3.4

Масса сегмента

Сегмент	B_0	B_1	B_2	Значение, кг
Стопа	-0.829	0.0077	0.0073	1.182
Голень	-1.592	0.0362	0.0121	4.085
Бедро	-2.649	0.1463	0.0137	14.31
Кисть	-0.1165	0.0036	0.00175	0.541
Предплечье	0.3185	0.01445	-0.00114	1.5697
Плечо	0.25	0.03012	-0.0027	2.803
Голова	1.296	0.0171	0.0143	5.437
Верхняя часть туловища	8.2144	0.1862	-0.0584	16.9064
Средняя часть туловища	7.181	0.2234	-0.0663	18.25
Нижняя часть туловища	-7.498	0.0976	0.04896	10.5852

3.3. Определение кинематических величин системы тел

Помимо массовых и инерционных характеристик, в уравнениях (3.1-3.3) присутствуют кинематические величины. Определение кинематического набора данных несколько сложнее с точки зрения аппаратных средств и вычислений.

Экзоскелетный каркас – это набор элементов разнообразной формы, соединенных между собой шарнирами определенной подвижности. Каркас прикрепляется к телу оператора при помощи бондажей, ремней и прочей фурнитуры, и изначально проектируется так, чтобы стеснение движений было минимальным, о чем более подробно было рассказано в части 2.1, посвященной антропометрическим параметрам. Исходя из этого делается допущение, что кинематика движений системы экзоскелет+человек практически идентична движению человека без экзоскелета. Исходя из этого допущения, становится вполне достаточным рассмотреть кинематику человека без экзоскелета.

Для получения данных о кинематике предлагается использование систем видеозахвата движений наподобии VICON, обладающие высокой степенью точности вплоть до 1мм. Подобные системы работают следующим образом. Некоторое количество камер располагается вокруг объекта исследования, проводится их юстировка при помощи калибровочных инструментов. Одновременно с этим, производится установка точки отсчета и ориентации координатных осей. Набор камер, стоящий вокруг измеряемого объекта, испускает инфракрасное излучение за счет расположенных вокруг объектива инфракрасных светодиодов. Далее инфракрасные волны отражаются от специальных меток-маячков, изготовленных из специального материала. Отраженные лучи попадают на объектив камер, тем самым проводится измерение траектории движения маячков. Маячки объединены в определенные группы (рис.3.3), каждая из которых относится к конкретному сегменту тела.

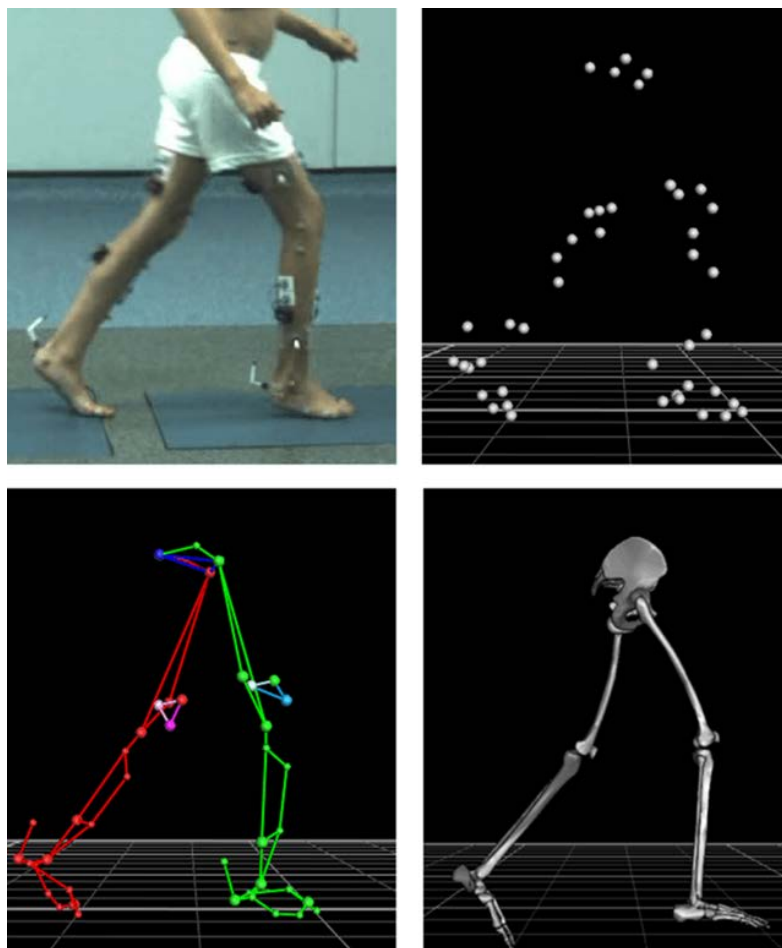


Рис.3.3. Измерение траекторий меток-маяков, закрепленных на теле

Важным моментом становится правильное размещение меток на теле человека. Существуют некоторые правила, предназначенные как для удобства дальнейшего анализа, так и для улучшения качества получаемых данных. Например, метки одинаковых сегментов нельзя ставить симметрично, иначе система, группирующая их в разные группы, может ошибочно эти самые группы перепутать, что отразится в данных как внезапные скачки координат. Также некоторые метки служат для определения пространственных положением суставов, поэтому их место закрепление должно строго совпадать с осями вращения.

Способ закрепления маркеров с учетом анатомических особенностей ОДА человека был разработан и продемонстрирован командой исследователей из университета Карнеги-Меллона (США, Пенсильвания, Питтсбург) (рис.3.4-3.5). Благодаря системе видеозахвата, становится возможным определить вектор перемещения центра масс сегмента человеческого тела.



Рис.3.4. Метод закрепления маркеров на передней стороне тела человека

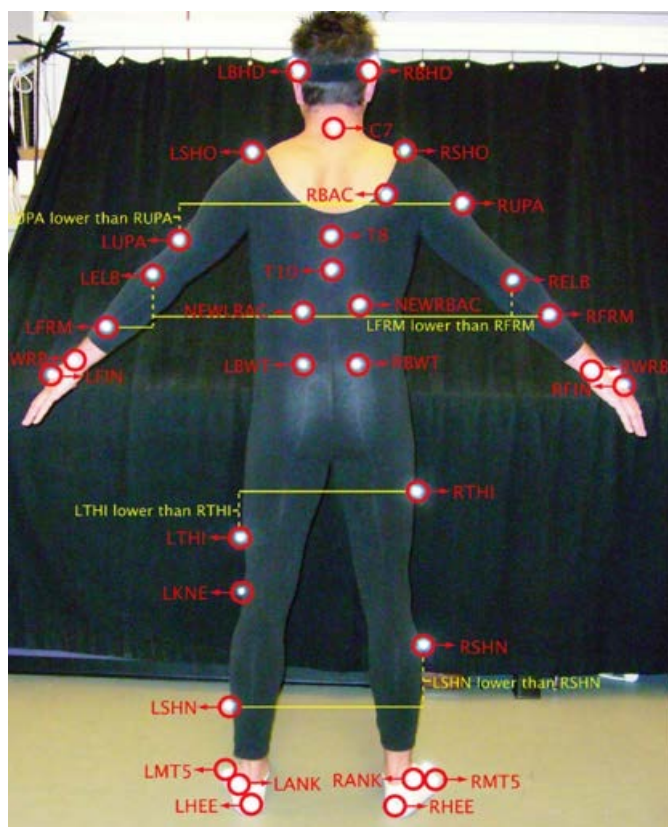


Рис.3.5. Метод закрепления маркеров на задней стороне тела человека

Для определения вектора скоростей центров масс сегментов предлагается находить разницу между положениями центра масс в пространстве. В свою очередь ускорение – это разность ранее найденных скоростей:

$$\underline{r}_{n,i+1} - \underline{r}_{n,i} = \underline{v}_{n,i} \quad (3.5)$$

где $\underline{r}_{n,i}$ – положение центра масс n-го сегмента i-го кадра, $\underline{v}_{n,i}$ – скорость центра масс n-го сегмента i-го кадра.

$$\underline{v}_{n,i+1} - \underline{v}_{n,i} = \underline{a}_{n,i} \quad (3.6)$$

где $\underline{v}_{n,i}$ – скорость центра масс n-го сегмента i-го кадра, $\underline{a}_{n,i}$ – ускорение центра масс n-го сегмента i-го кадра.

Частота съемки инфракрасных камер системы видеозахвата составляет 120 кадров в секунду, таким образом время между кадрами составляет 0.0084 секунды. Мускулатура не способна за такой малый промежуток времени совершить сверхрезких движений и в значительной степени изменить взаимное расположение центров масс. Поэтому допускается, что резкие скачки и изменения кинематических величин в промежутке между кадрами отсутствуют. Вычисление скорости центра масс сегмента как разности между положениями равновесия можно считать обладающим достаточной степенью точности.

После определения недостающих величин, становится возможным разрешить систему уравнений (3.2) и определить реакции в шарнирах, что в дальнейшем может использоваться при выборе материала изготовления каркаса и оптимизации формы его сегментов.

Алгоритм вычислений для определения нагрузок

Как говорилось ранее, самое критическое положение с точки зрения нагружения экзоскелетного каркаса – одноопорная фаза ходьбы. Сила тяжести оказывает максимальное воздействие на нижние элементы каркаса. Для того, чтобы определить нагрузки, действующие сегменты, необходимо составить определенный алгоритм, позволяющий переходить от шарнира к шарниру, тем самым постепенно определить все нагрузки, воздействующие на них.

Для удобства записи последующих уравнений предлагается воспользоваться способом сегментирования тела человека [4], представленный на рисунке 3.6 и присвоить каждому сегменту тела порядковый номер.

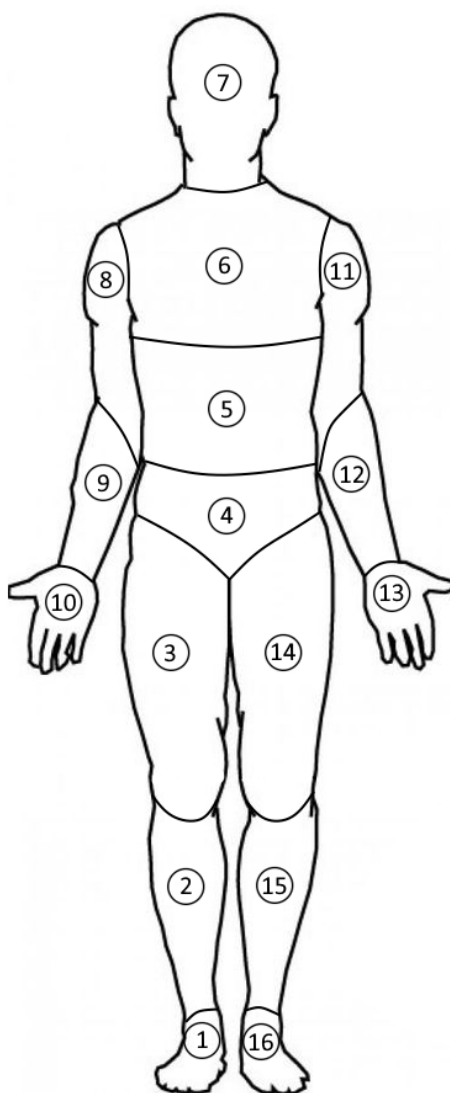


Рис. 3.6. Нумерация сегментов тела

Для определения силовых реакций следует разрешить первое уравнение из систем 3.1-3.2 для каждого сегмента каркаса. Начать следует с крайних сегментов, таких как кисти и одна из ступней, не являющаяся опорной. Это связано с тем, что на них, в отличие от других сегментов, воздействует только сила тяжести и одна силовая реакция от единственного шарнира. В таком случае ранее указанные уравнения становятся разрешимыми, а после определения силовой реакции становится возможным переход с следующему сегменту, на который действуют уже две силовые реакции, одна из которых уже найдена. Последовательность переходов между сегментами, а также силовые реакции в шарнирах, показаны на рисунках 3.7-3.8:

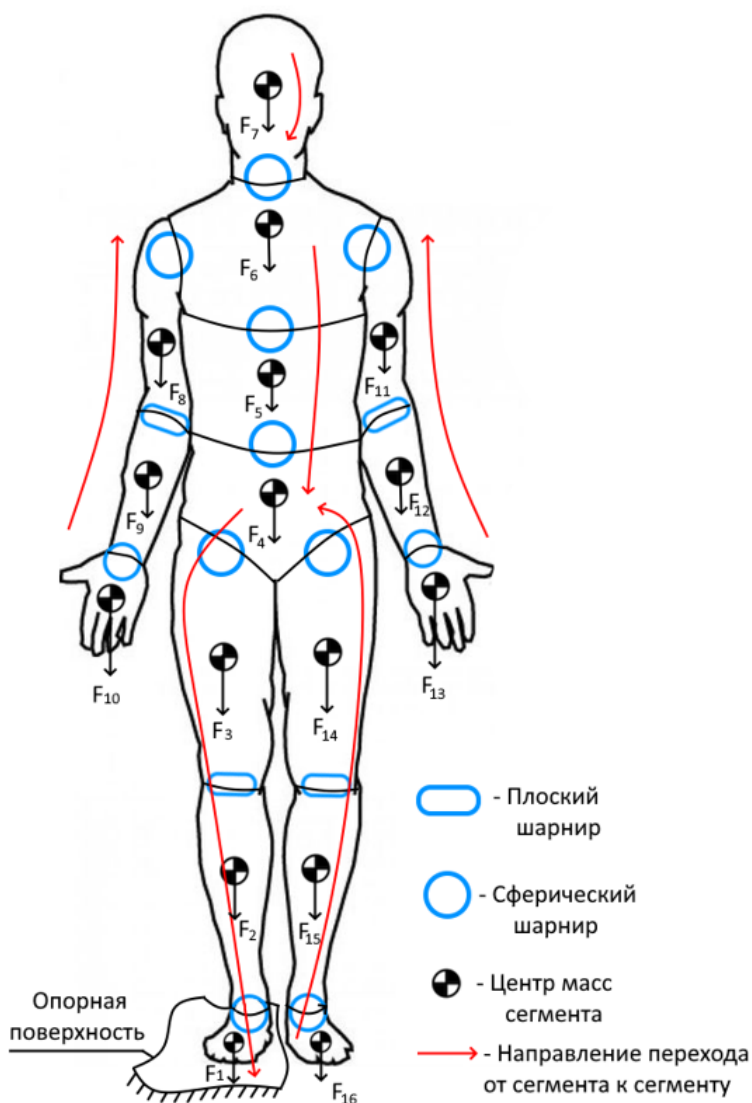


Рис.3.7. Последовательность переходов в определении силовых реакций шарниров

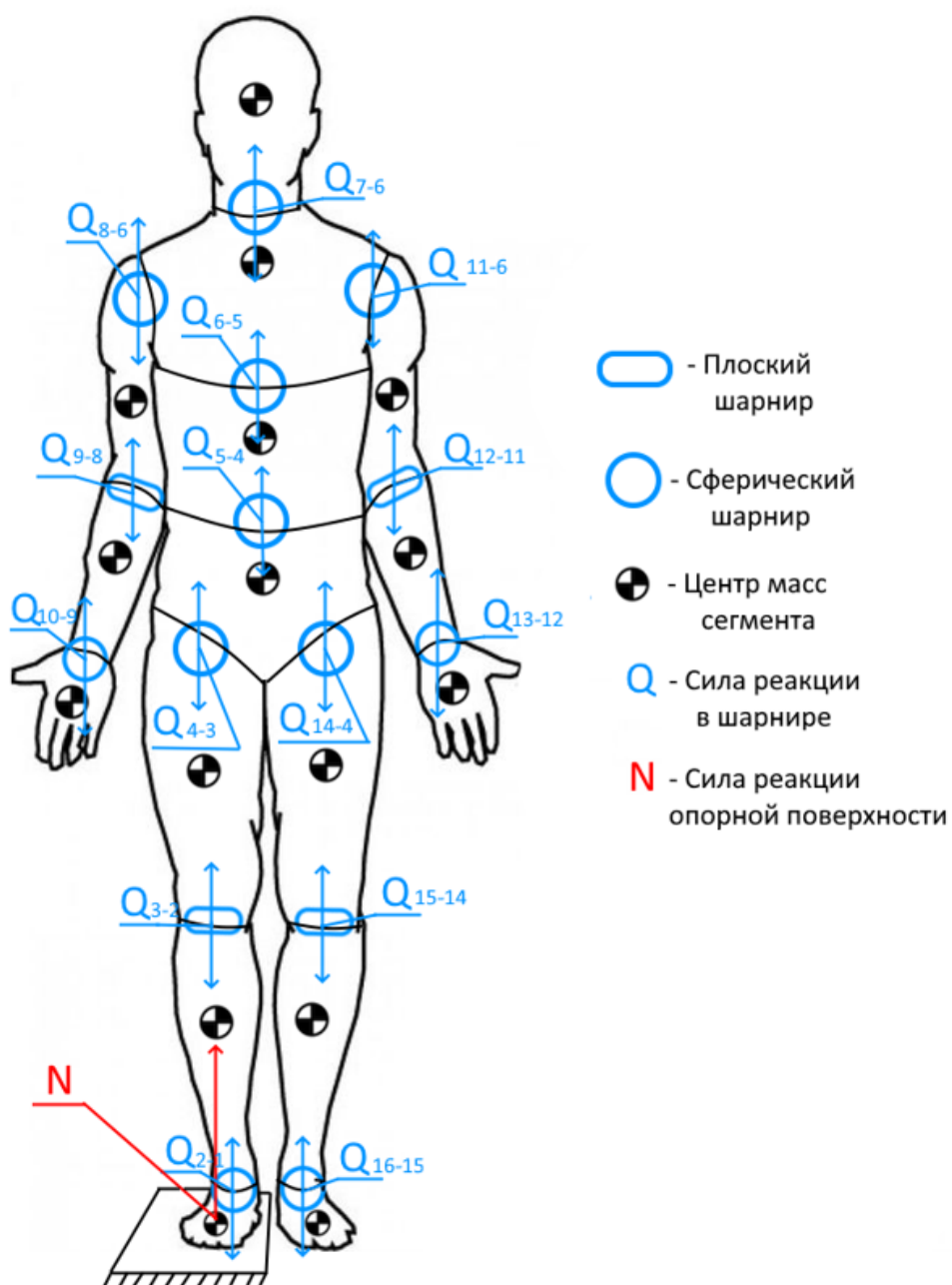


Рис.3.8. Схема шарниров и их силовых реакций

Таким образом, система уравнений для определения силовых реакций (в случае правой опорной ноги) будет выглядеть следующим образом:

для правой руки:

$$\begin{cases} m_{10}\dot{v}_{10} - m_{10}g = \underline{Q}_{10-9} \\ m_9\dot{v}_9 - m_9g + \underline{Q}_{10-9} = \underline{Q}_{9-8} \\ m_8\dot{v}_8 - m_8g + \underline{Q}_{9-8} = \underline{Q}_{8-6} \end{cases} \quad (3.7)$$

для левой руки:

$$\begin{cases} m_{13}\dot{\underline{v}}_{13} - m_{13}\underline{g} = \underline{Q}_{13-12} \\ m_{12}\dot{\underline{v}}_{12} - m_{12}\underline{g} + \underline{Q}_{13-12} = \underline{Q}_{12-11} \\ m_{11}\dot{\underline{v}}_{11} - m_{11}\underline{g} + \underline{Q}_{12-11} = \underline{Q}_{11-6} \end{cases} \quad (3.8)$$

для головы:

$$m_7\dot{\underline{v}}_7 - m_7\underline{g} = \underline{Q}_{7-6} \quad (3.9)$$

для верхней части туловища:

$$m_6\dot{\underline{v}}_6 - m_6\underline{g} + \underline{Q}_{7-6} + \underline{Q}_{11-6} + \underline{Q}_{8-6} = \underline{Q}_{6-5} \quad (3.10)$$

для средней части туловища:

$$m_5\dot{\underline{v}}_5 - m_5\underline{g} + \underline{Q}_{6-5} = \underline{Q}_{5-4} \quad (3.11)$$

для левой не опорной ноги:

$$\begin{cases} m_{16}\dot{\underline{v}}_{16} - m_{16}\underline{g} = \underline{Q}_{16-15} \\ m_{16}\dot{\underline{v}}_{15} - m_{15}\underline{g} + \underline{Q}_{16-15} = \underline{Q}_{15-14} \\ m_{16}\dot{\underline{v}}_{14} - m_{14}\underline{g} + \underline{Q}_{15-14} = \underline{Q}_{14-4} \end{cases} \quad (3.12)$$

для нижней части туловища:

$$m_4\dot{\underline{v}}_4 - m_4\underline{g} + \underline{Q}_{5-4} + \underline{Q}_{14-4} = \underline{Q}_{4-3} \quad (3.13)$$

для правой опорной ноги:

$$\begin{cases} m_3 \dot{\underline{v}}_3 - m_3 \underline{g} + \underline{Q}_{4-3} = \underline{Q}_{3-2} \\ m_2 \dot{\underline{v}}_2 - m_2 \underline{g} + \underline{Q}_{3-2} = \underline{Q}_{2-1} \\ \underline{N} = \underline{Q}_{2-1} + m_1 \underline{g} \end{cases} \quad (3.14)$$

Индекс силовых реакций записывается через дефис и имеет определенное значение. Первое число определяет сегмент, действующий на соседа, а вторым числом обозначается сегмент, на который оказывается воздействие. Таким образом можно отследить переход между сегментами при определении силовых реакций.

Можно рассматривать также случай, когда опорной ногой является левая, но изменений в формулах затронет только смену индексов, при этом принципиально не изменив общий вид уравнений.

Важно отметить, что полученные силовые реакции необходимо спроецировать на продольную ось (рис.3.9) для получения сжимающей или растягивающей нагрузки. Продольная проекция будет использоваться при топологической оптимизации.

$$\underline{P}_{1-2} = \underline{Q}_{1-2} \cos(\varphi) \quad (3.15)$$

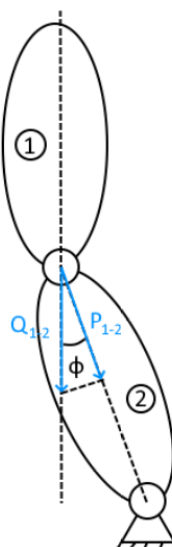


Рис.3.9. Пример проекции силовой реакции на продольную ось сегмента

Определение моментных реакций \underline{M}_{Qi} (рис.3.10), из уравнений 3.1.-3.2., несколько сложнее с точки зрения определения вектора угловой скорости. Если с плоскими шарнирами не возникает трудностей ввиду того, что они обладают всего одной степенью подвижности, то для сферических шарниров требуется задавать последовательности поворотов, например с помощью самолетных углов или углов Эйлера. Ввиду того, что основные силовые реакции в шарнирах действуют против силы тяжести направленной вниз, то логично предположить, что их вертикальная компонента будет существенно преобладать над прочими. Исходя из этого становится достаточным рассмотреть плоское движение, как если бы наблюдатель находился сбоку от оператора в экзоскелете. В таком случае вектор моментных реакций будет направлен по нормали к плоскости движения.

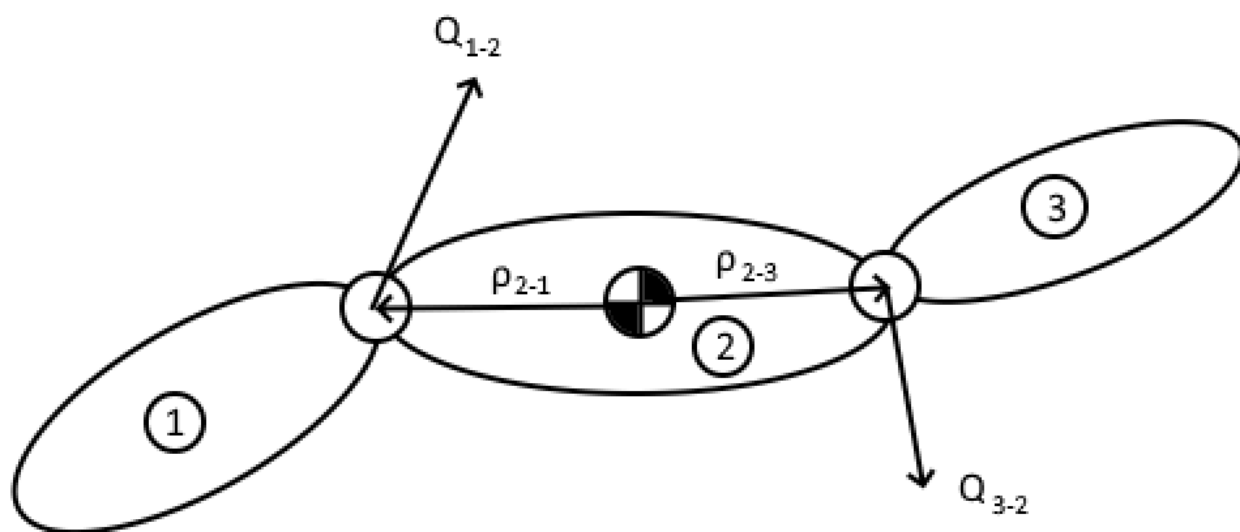


Рис.3.10. Пример моментной реакции в теле 2 из-за воздействия тел 1 и 3

Таким образом, момент будет равен:

$$\underline{M}_{Q2} = -\underline{\rho}_{2-1} \times \underline{Q}_{1-2} - \underline{\rho}_{2-3} \times \underline{Q}_{2-3} \quad (3.16)$$

Полученные моменты являются изгибающими, поэтому их учет важен для дальнейшего прочностного расчета и топологической оптимизации [10].

Так как в сферическом шарнире три вращательные степени подвижности, то в нем не могут возникнуть моментные шарнирные реакций от сопряжения с соседями, в уравнениях 3.1-3.2 они обозначены как \underline{M}_{HR} . Но в плоских шарнирах, который обладает одно степенью подвижности, момента шарнирная реакция может возникнуть, причем она будет содержать в себе две компоненты, каждая из которых перпендикулярна оси вращения плоского шарнира.

Так как образец, о котором говорилось в главе 2, экзоскелет нижних конечностей, в составе которого присутствуют электрические приводы, то будет достаточно рассмотреть моментные реакции не во всем человеческом теле, а только в районе таза и ног. Для этого записывается следующая система уравнений, в случае правой опорной ноги:

для левой ноги:

$$\begin{cases} \underline{M}_{Q16} = -\underline{\rho}_{16-15} \times \underline{Q}_{15-16} \\ \underline{M}_{Q15} = -\underline{\rho}_{15-16} \times \underline{Q}_{16-15} - \underline{\rho}_{15-14} \times \underline{Q}_{14-15} \\ \underline{M}_{Q14} = -\underline{\rho}_{14-15} \times \underline{Q}_{15-14} - \underline{\rho}_{14-4} \times \underline{Q}_{4-14} \end{cases} \quad (3.17)$$

для правой ноги:

$$\begin{cases} \underline{M}_{Q1} = -\underline{\rho}_{1-2} \times \underline{Q}_{2-1} \\ \underline{M}_{Q2} = -\underline{\rho}_{2-1} \times \underline{Q}_{1-2} - \underline{\rho}_{2-3} \times \underline{Q}_{3-2} \\ \underline{M}_{Q3} = -\underline{\rho}_{3-2} \times \underline{Q}_{2-3} - \underline{\rho}_{3-4} \times \underline{Q}_{4-3} \end{cases} \quad (3.18)$$

Важно отметить, что:

$$\underline{\rho}_{2-3} \neq \underline{\rho}_{3-2} \quad (3.19)$$

$$\underline{Q}_{1-2} = -\underline{Q}_{2-1} \quad (3.20)$$

При помощи вышеописанных допущений и уравнений, записанным исходя из них, остается только составить программу для автоматического расчета все силовых, моментных реакций.

3.5. Реализация алгоритма в Matlab. Результаты

В программном пакете Matlab был реализован алгоритм расчета силовых, моментных, моментных шарнирных реакций, а также дополнительно были найдены активные моменты.

В качестве исходных данных были взяты записи видеозахвата, опубликованные лабораторией графики Университета Карнеги-Меллона, США. На записи отчетливо видно человека во время спокойной ходьбы со сменой фаз с одноопорной на двухопорную. Всего на испытантеле было закреплено 41 светоотражающий маячок, которые вручную объединялись в группы в соответствии со схемой деления человеческого тела на сегменты, представленной на рисунке 3.6. На рисунке 3.11 представлено перемещение маячков с трех ракурсов: общем, спереди и сбоку с правой стороны. По местоположению маяков высчитывались положения центров масс сегментов. Помимо этого, были выбраны следующие обозначения:

Синие круглые метки – местоположение маячка в пространстве;

Красные круглые метки – местоположение суставов тела;

Зеленые треугольные метки – местоположение крайних точек тела – костяшки средних пальцев и большие пальцы ног;

Пурпурный крестик – местоположение центра масс сегмента;

Голубая линия – объединение маячков в группы.

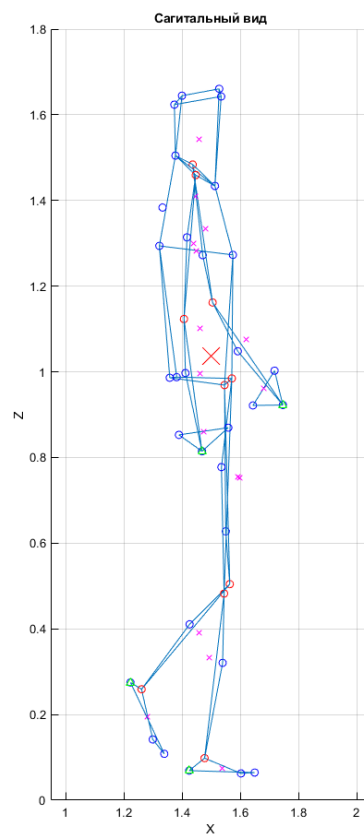
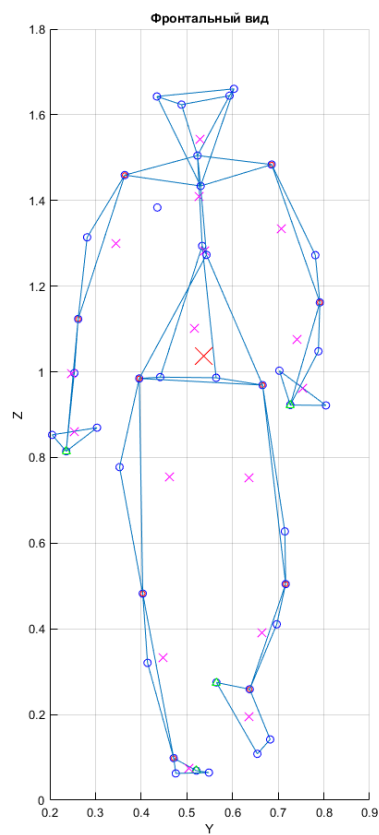
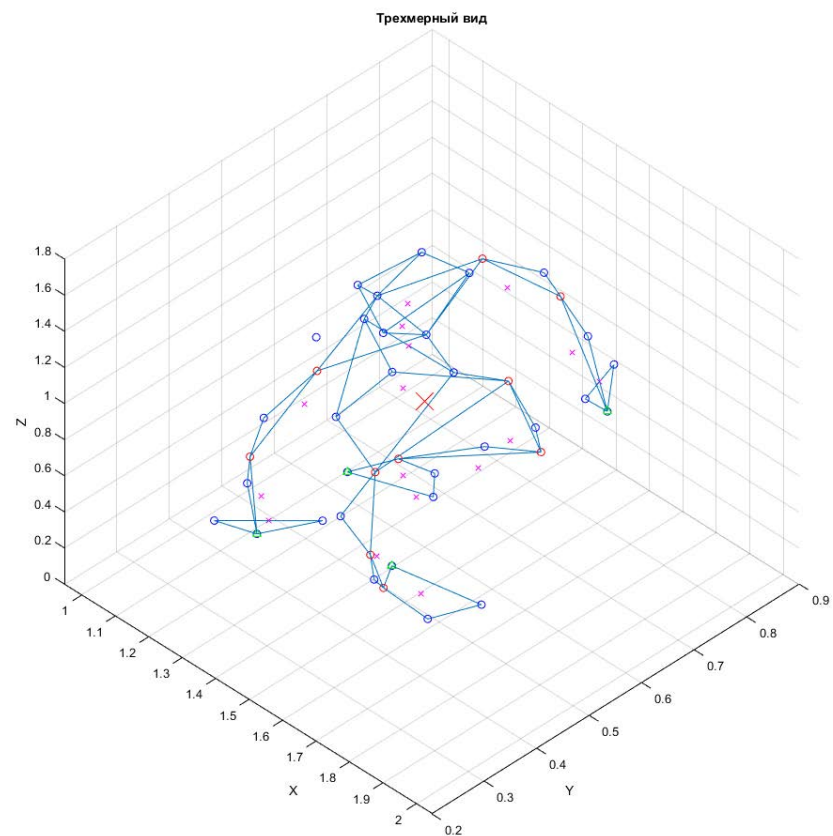


Рис.3.11. Анимация ходьбы в трех ракурсах с метками положений

Первоначальные расчеты кинематических данных – скоростей и ускорений, показали, что полученные данные содержат в себе шумы и помехи, что усложняет дальнейший анализ. Поэтому данные следует обработать, а именно интерполировать полученные набор точек с целью построения некоторой гладкой кривой.

В качестве сглаживающей кривой был выбран встроенный инструмент пакета Matlab, позволяющий построить сглаживающий сплайн. Условие построение сглаживающего сплайна - минимизация следующей функции:

$$p \sum_i w_i (y_i - s(x_i))^2 + (1 - p) \int \left(\frac{d^2 s}{dx^2} \right)^2 dx \quad (3.21)$$

Где s – сглаживающий сплайн, $p \in [0,1]$ – параметр сглаживания, w_i – веса точек данных (по умолчанию для всех $= 1$). Результат работы сглаживающего сплайна (на примере обработки данных об скорости левой ступни человека) представлен на рисунке 3.12:

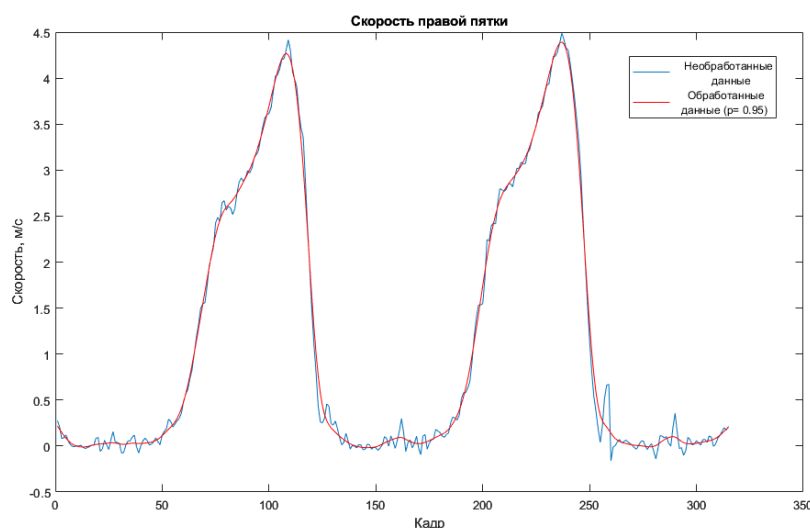


Рис.3.12. Результат работы сглаживающего сплайна

Во время поиска всех типов реакций, обработке подвергались именно скорости центров масс сегментов.

Далее производился расчет силовых и моментных реакций в шарнирах с проецированием на продольную ось сегментов. Результаты работы программы представлены на рисунках 3.13-3.16:

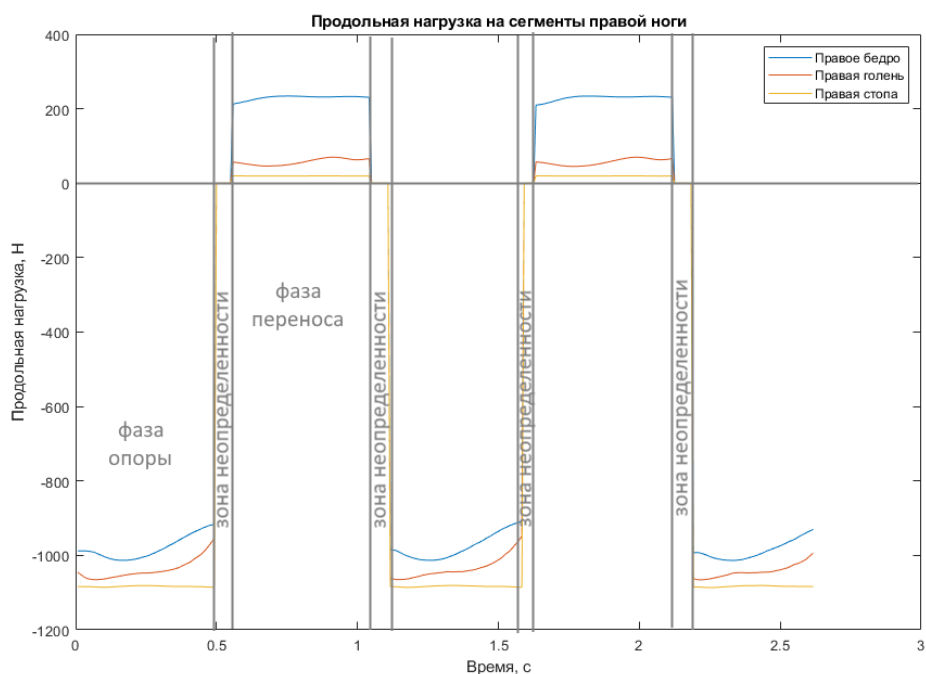


Рис. 3.13. Продольная нагрузка на сегментах правой ноги

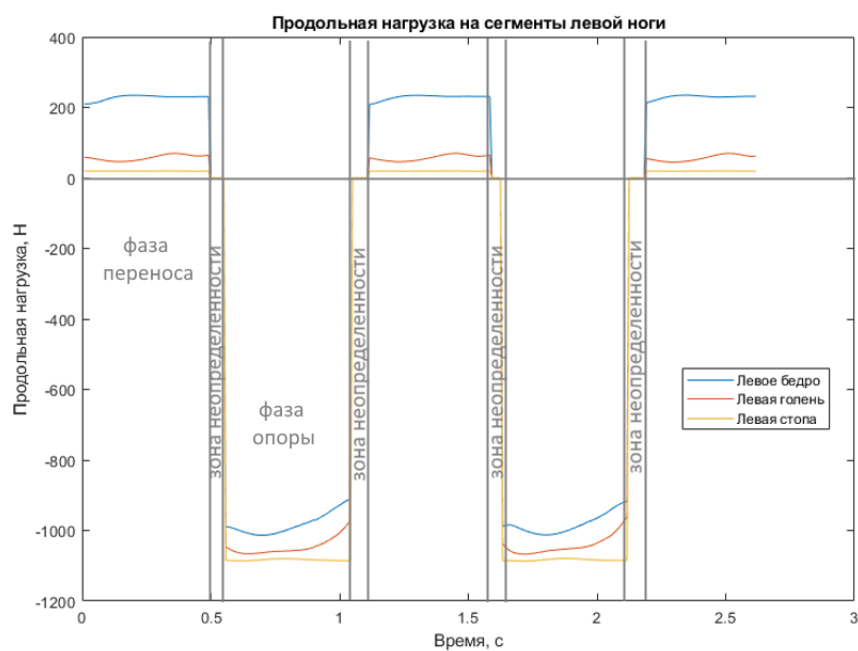


Рис. 3.14. Продольная нагрузка на сегменты левой ноги

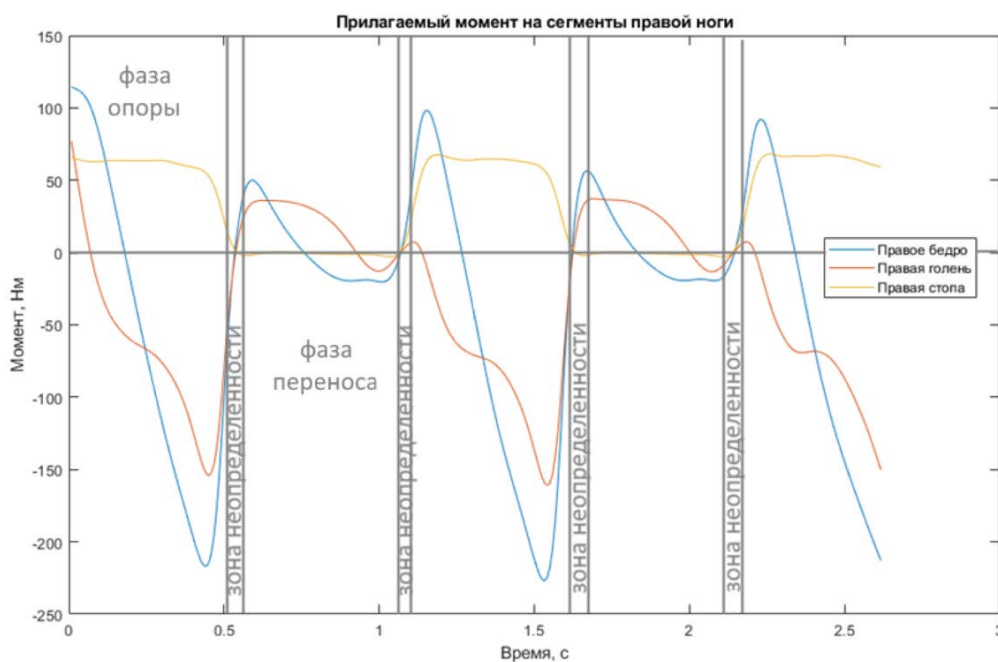


Рис. 3.15. Изгибающий момент на сегментах правой ноги

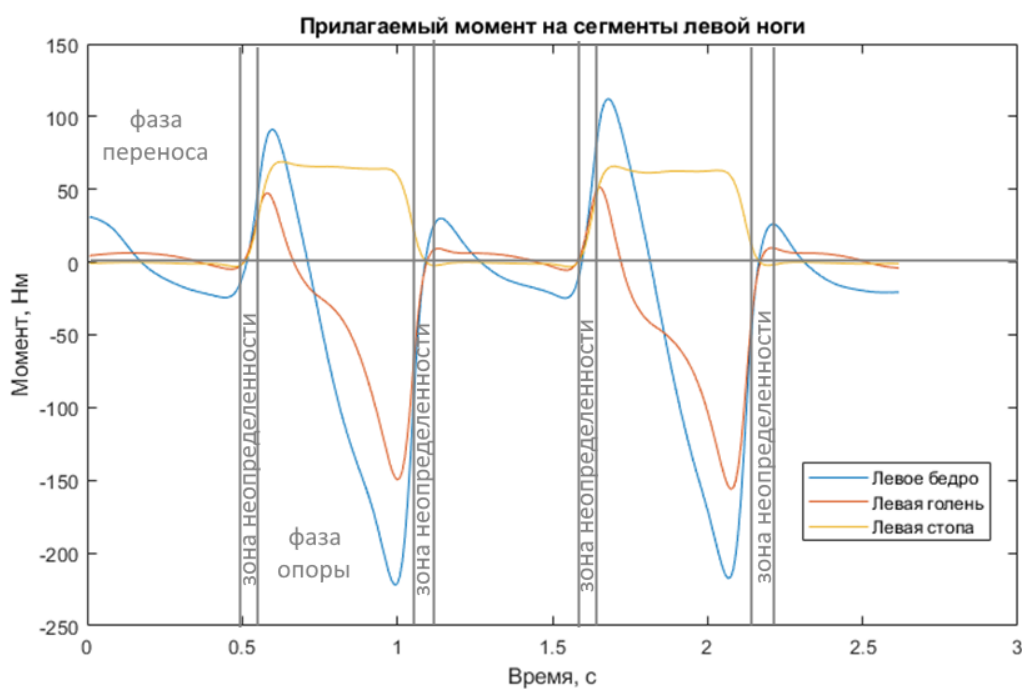


Рис. 3.16. Изгибающий момент на сегментах левой ноги

Под зоной неопределенности понимается двухопорная фаза ходьбы, когда нельзя строго определить распределение опорной реакции между двумя ногами.

Полученные результаты показывают, что на узлы экзоскелетного каркаса оказывается существенная циклическая нагрузка (табл. 3.5-3.6):

Таблица 3.5

Продольные нагрузки на узлы экзоскелетного каркаса

	Максимальная нагрузка P_{max} , Н	Минимальная нагрузка P_{min} , Н
Стопа	20	-1085
Колено	70	-1067
Бедро	234	-1013

Это говорит о том, что будущий прочностной расчет должен содержать в себе анализ на циклическую прочность.

Результаты моментных усилий более показательны, так как видна некоторая закономерность. Она заключается в постоянстве знака моментного усилия для узла стопы в момент опорной фазы, ввиду отсутствия поворота узла из-за сопряжения с поверхностью. Напротив, моментные усилия для бедер и колен знакопеременны, т.к. эти узлы периодически меняют свою ориентацию в пространстве, то впереди корпуса тела, то позади него, что приводит к периодическому растяжению и сжатию различных частей бедренных и коленных узлов.

Таблица 3.6

Моментные воздействия на узлы экзоскелетного каркаса

	Максимальный момент M_{max} , Нм	Минимальный момент M_{min} , Нм
Стопа	65	-2
Колено	40	-152
Бедро	100	-225

Асимметричность между максимумами и минимума вызвана анатомическими особенностями человека, так как опорная нога выносится вперед на меньший угол, в сравнении с выносом назад, где конечный угол больше.

ГЛАВА 4. ТОПОЛОГИЧЕСКАЯ ОПТИМИЗАЦИЯ КАРКАСА

Свойства материала

В главе 2, посвященной описанию прототипа, упоминался материал изготовления – Д16Т, из которого листовые компоненты. Именно они будут подвергнуты топологической оптимизации, так как их форма относительно шарнирных узлов простая, что позволит в будущем изготавливать оптимизированные версии при помощи ЧПУ станков вместо использования дорогой SLS печати. Свойства сплава Д16Т указаны в таблице 4.1 [7].

Таблица 4.1

Свойства сплава Д16Т

Модуль Юнга E , МПа	Модуль сдвига G , МПа	Предел пропорциональности $\sigma_{0,2}$, МПа	Плотность ρ , кг/м ³	Коэффициент Пуассона ν
75000	30000	265	2770	0.3

Во время ходьбы, экзоскелетный каркас претерпевает воздействие периодических нагрузок, вызывающих периодические напряжения в конструкции. Поэтому необходимо также учесть циклическую прочность материала. Для этого обратимся библиотеке материалов программного комплекса Ansys - granta design для поиска кривой усталости (рис.4.1) сплава д16т.

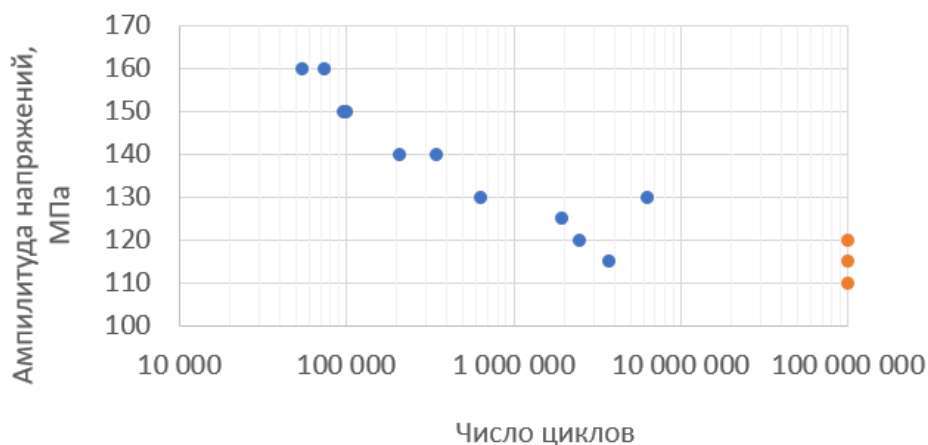


Рис. 4.1. Усталостные испытания алюминиевого сплава Д16Т

Данные свойства будут использоваться в модели материала конечно-элементного пакета Altair, а также при поиске количества циклов работы того или иного узла каркаса.

2 Конечно-элементные модели элементов каркаса, параметры оптимизации и результаты

В конечно-элементный пакет Altair была импортирована геометрия узлов экзоскелетного каркаса. Далее геометрия делилась на зоны, подвергаемые оптимизации и остающиеся неизменными. К областям, которые не следует оптимизировать, были отнесены различные контактные поверхности с болтовыми соединениями и бандажами – фланцы и петли. На рисунках 4.2-4.5 серым цветом обозначены области, остающиеся нетронутыми, а зеленым цветом области, в которых будет происходить оптимизация.

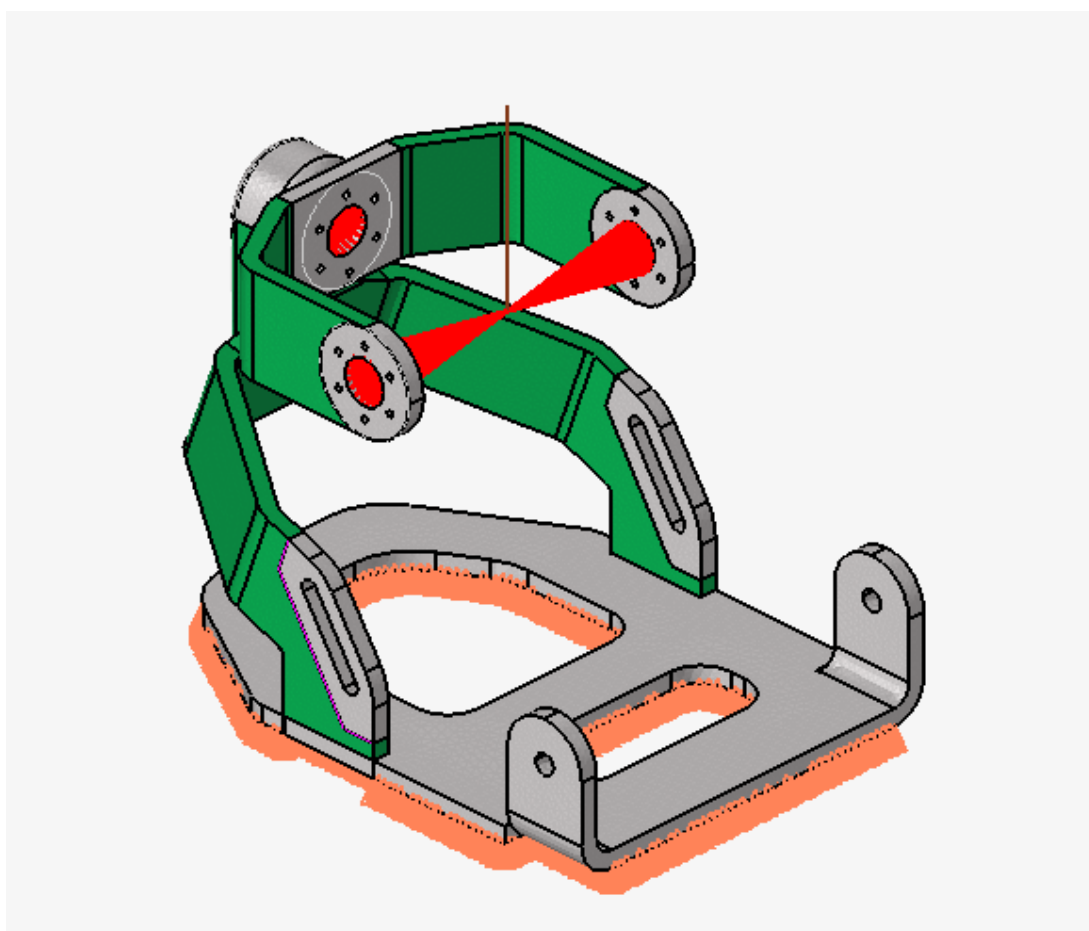


Рис. 4.2. Разделение областей и конечно-элементная модель узла стопы

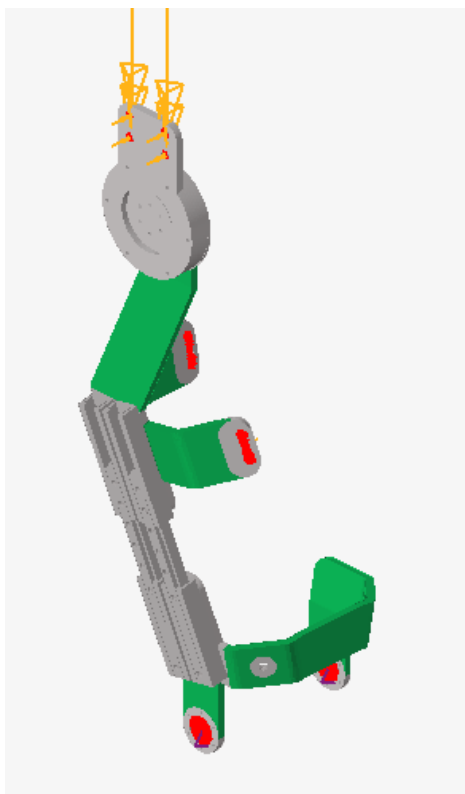


Рис. 4.3. Разделение областей и конечно-элементная модель узла колена

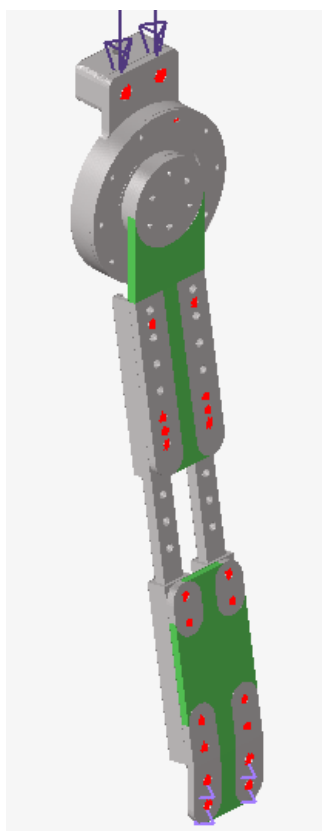


Рис. 4.4. Разделение областей и конечно-элементная модель узла бедра

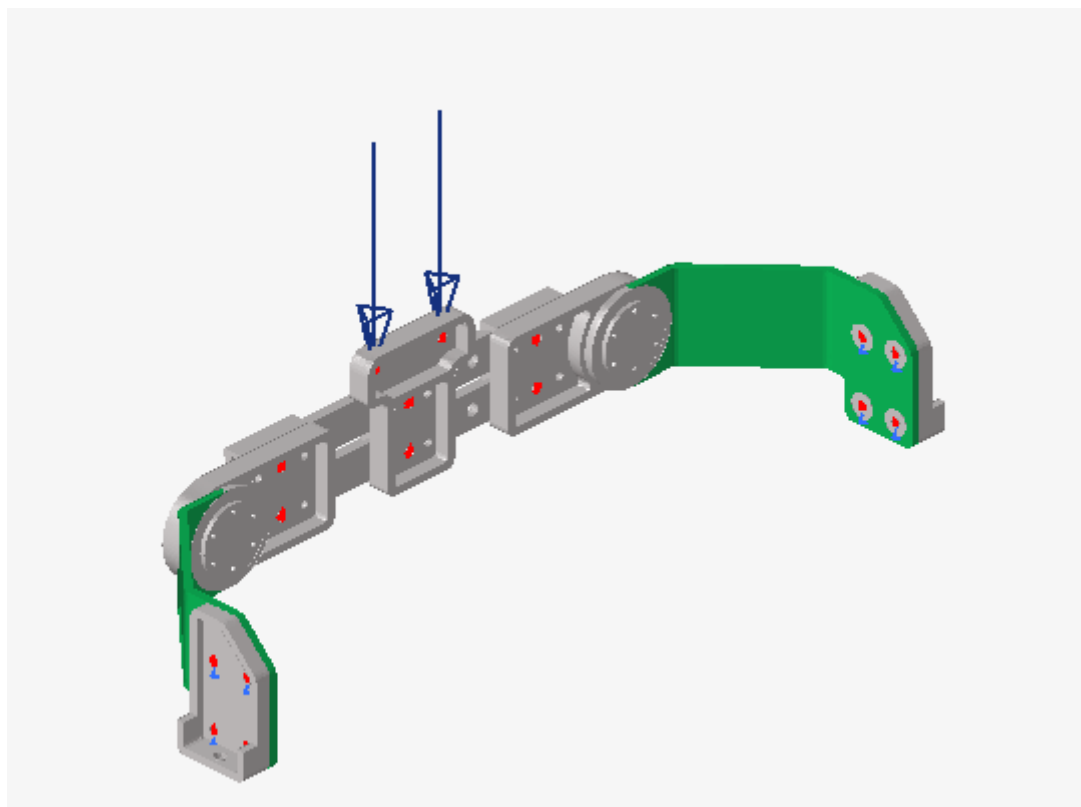


Рис. 4.5. Разделение областей и конечно-элементная модель узла пояса

После чего на геометрию накладывалась конечно-элементная сеть с элементами тетрагональной формы, 1-го порядка и размером 2мм. Болтовые соединения моделировались при помощи элемента RBE2. После к модели прикладывались нагрузки, ранее найденные в главе 3, а также накладывались ограничения на перемещения.

В качестве цели оптимизации было выбрано снижение массы компонентов [10], при этом алгоритм был настроен на минимизацию податливости. Это оправдано тем фактом, что оси вращения шарнирных узлов должны строго совпадать с осями вращения суставов ОДА человека дабы экзоскелетный каркас не стеснял движений при использовании. Поэтому требуется минимальная деформация компонентов под воздействие нагрузок. Помимо этого, были заданы минимальные размеры элемента (параметр *mindin*) для каждого узла (табл. 4.2):

Минимальные размеры элемента mindin

Стопа	Колено	Бедро	Пояс
10	8	15	15

Результаты работы оптимизационного алгоритма представлены на рисунках 4.6-4.13:

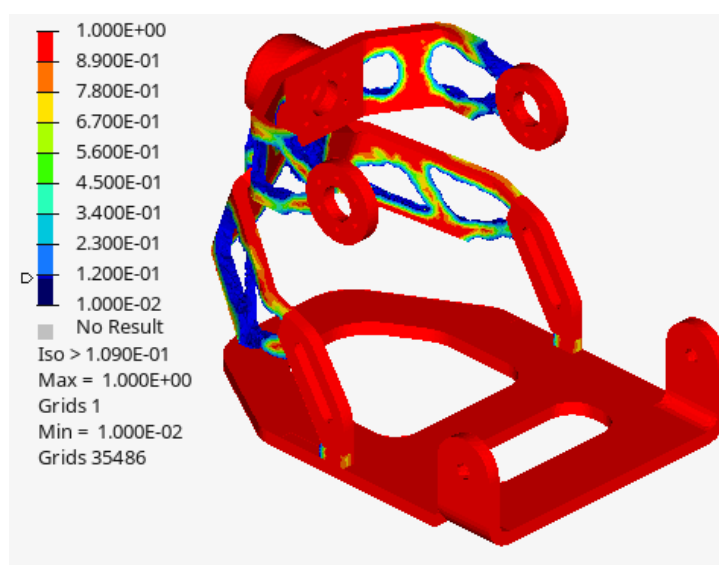


Рис. 4.6. Результаты оптимизации узла стопы

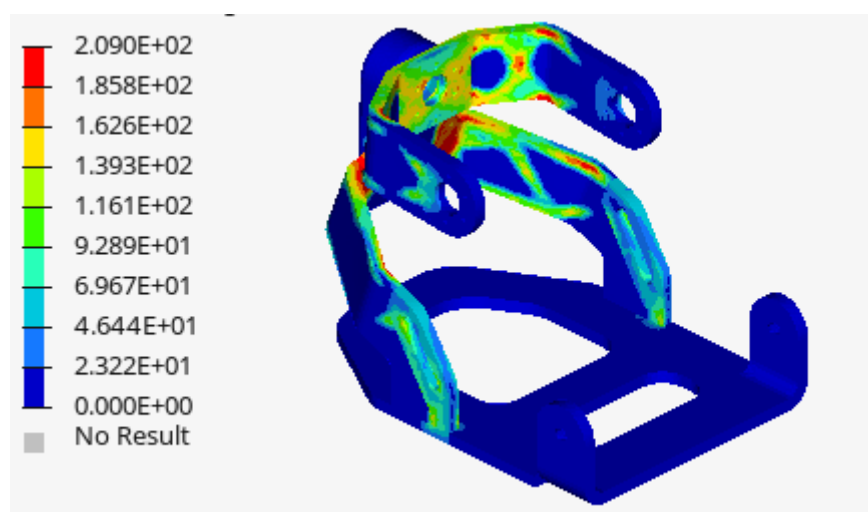


Рис. 4.7. Поле напряжений узла стопы

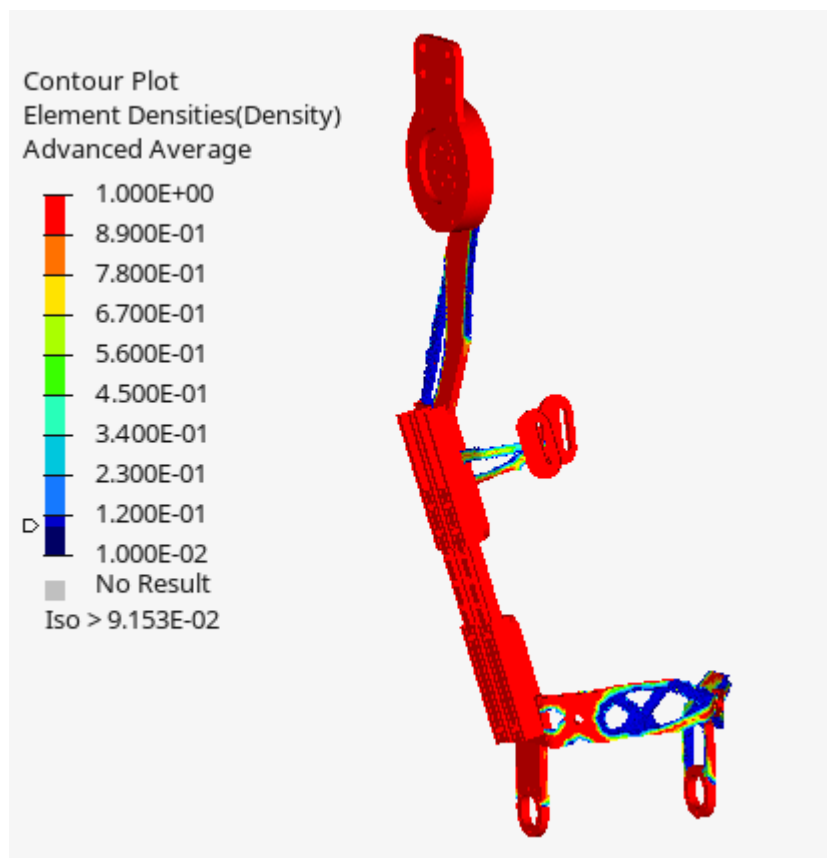


Рис. 4.8. Результаты оптимизации узла колена

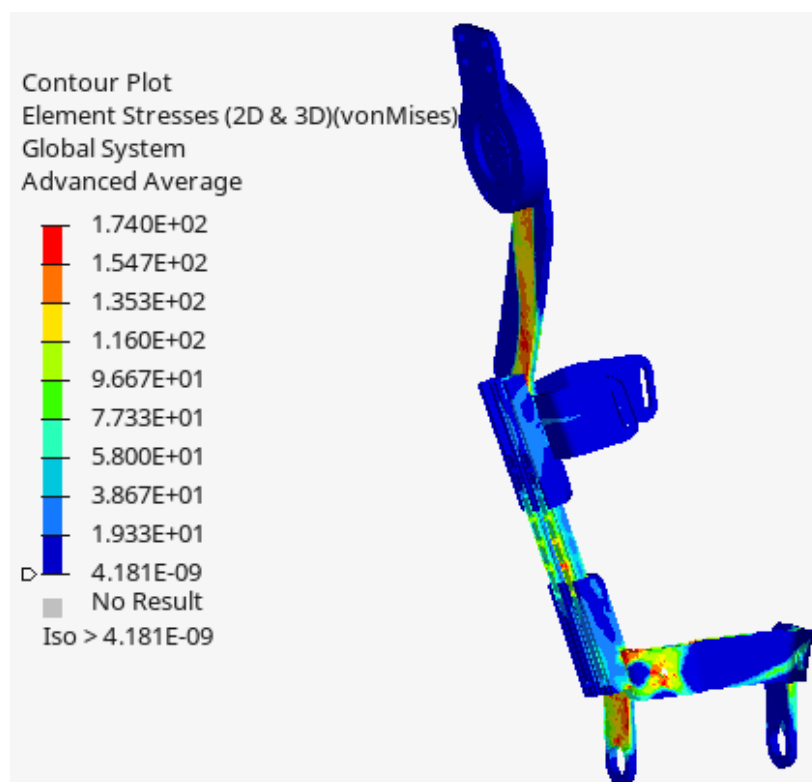


Рис. 4.9. Поле напряжений узла колена

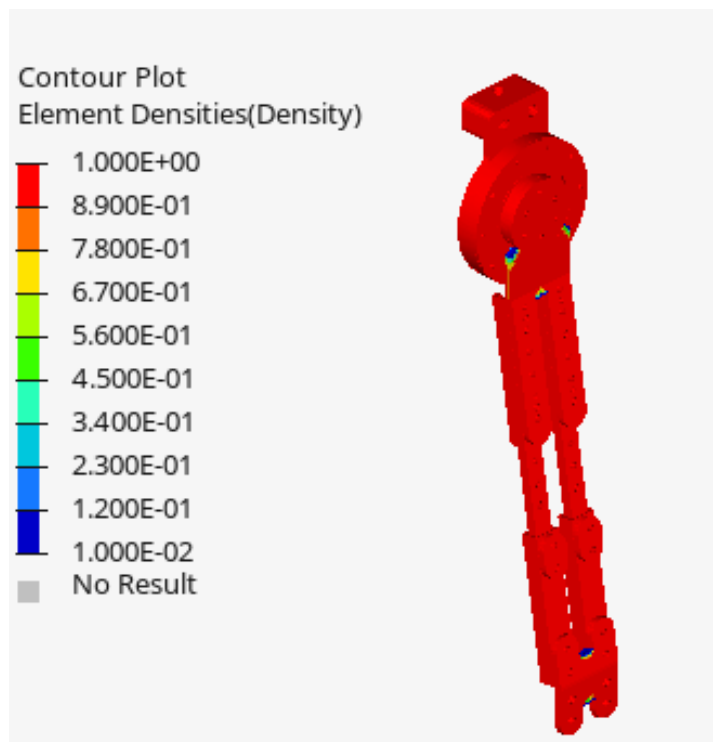


Рис. 4.10. Результаты оптимизации узла бедра

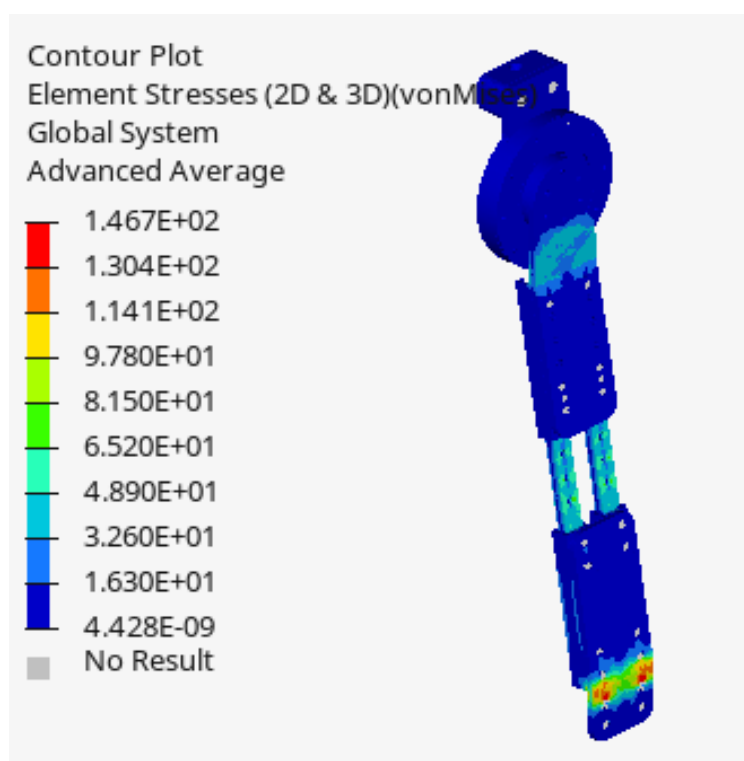


Рис. 4.11. Поле напряжений узла пояса

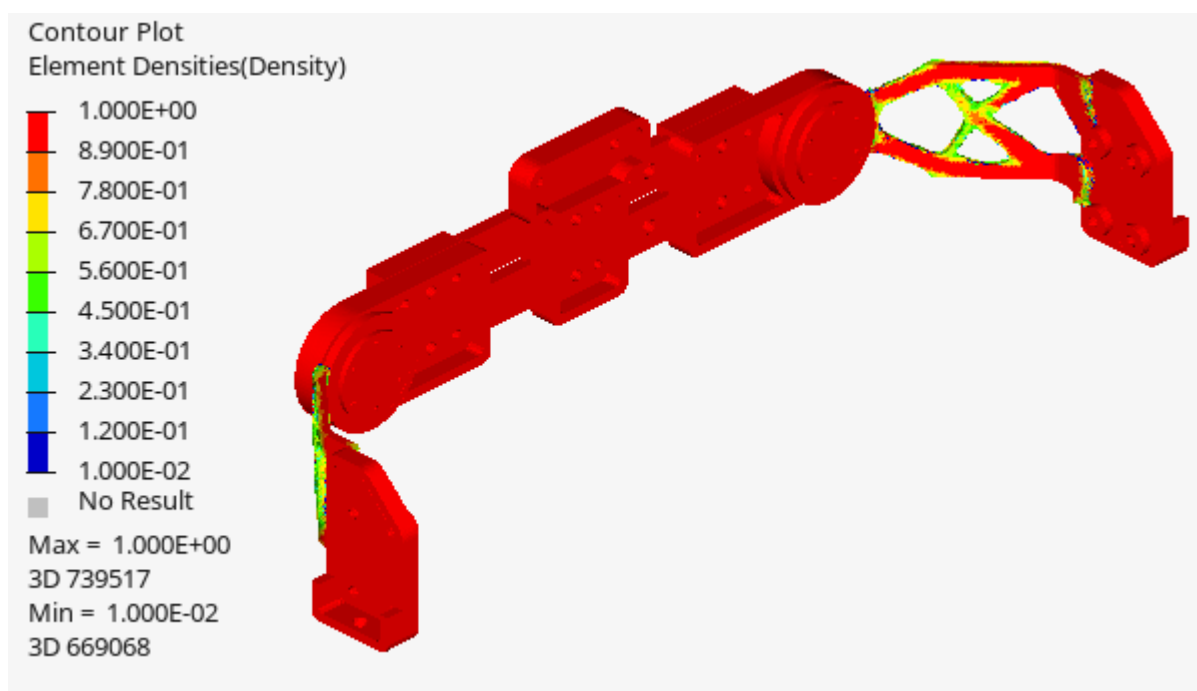


Рис. 4.12. Результаты оптимизации узла пояса

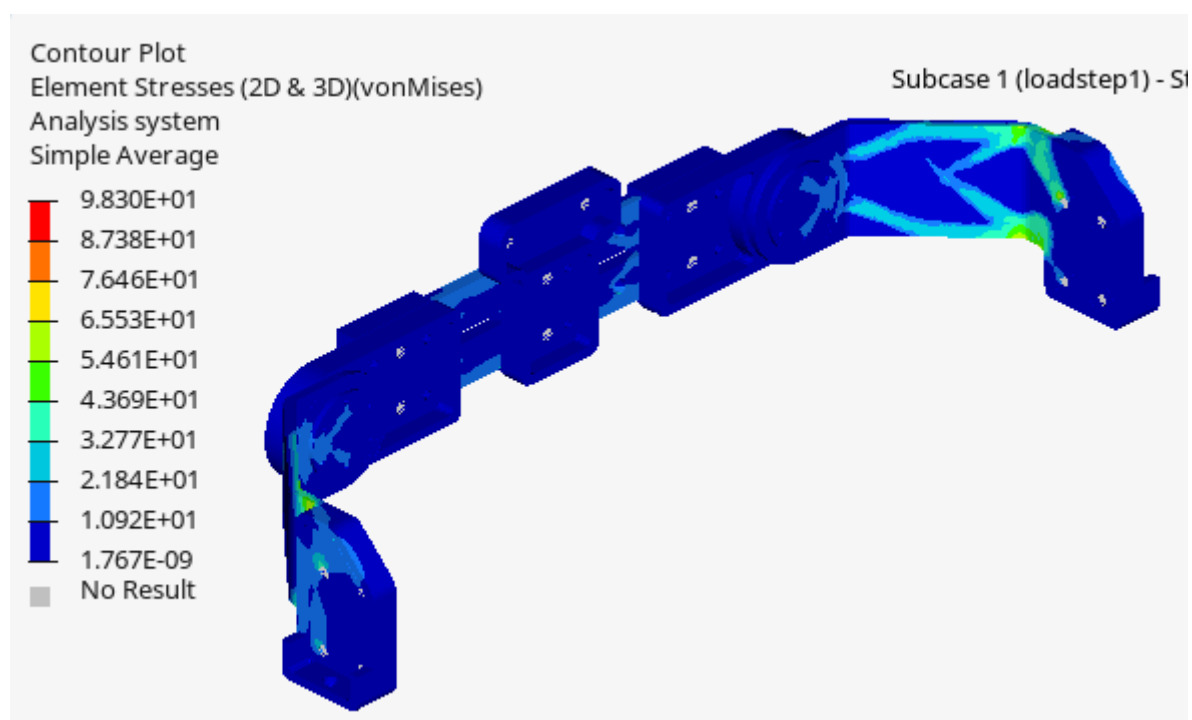


Рис. 4.13. Поле напряжений узла пояса

Судя по полученным полям напряжений, можно сделать вывод, что напряжения не превышают предела пропорциональности $\sigma_{0,2} = 336$ МПа для сплава Д16Т, таким образом конструкция работает в упругой зоне. Максимальные значения напряжений в узлах представлены в таблице 4.3:

Таблица 4.3

Максимальные напряжения в узлах экзоскелетного каркаса

Стопа	Колено	Бедро	Пояс
209 МПа	174 МПа	147 МПа	98 МПа

Исходя из результатов, самым нагруженным узлом экзоскелетного каркаса является стопа, что не противоречит результатам исследования 3-ей главы.

Помимо этого, получены деформации узлов экзоскелетного каркаса (рисунки 4.14-4.18), максимальные значения представлены (табл. 4.4).

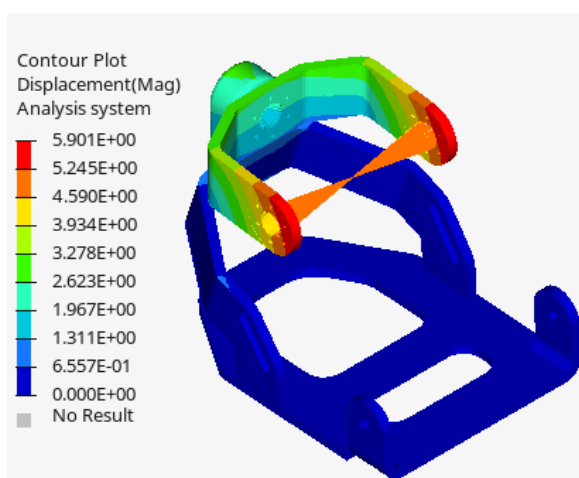


Рис. 4.14. Деформации узла стопы

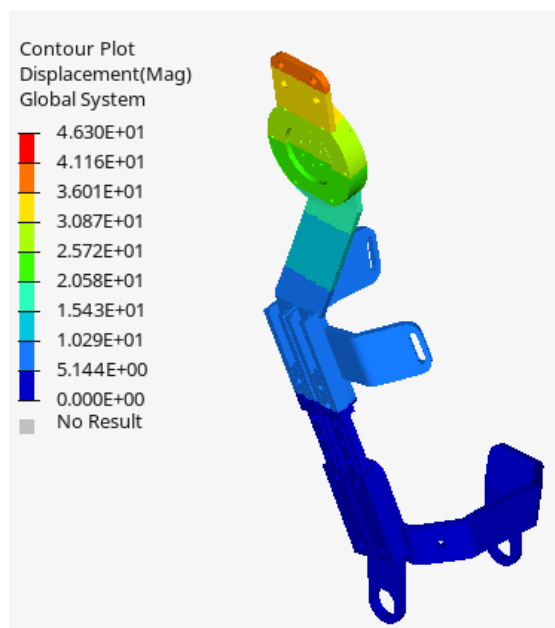


Рис. 4.15. Деформации узла колена

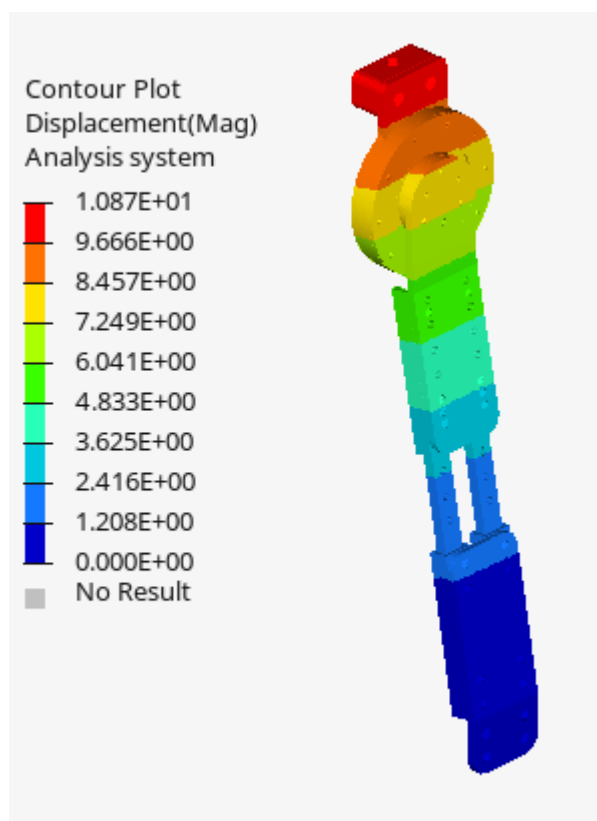


Рис. 4.16. Деформации узла бедра

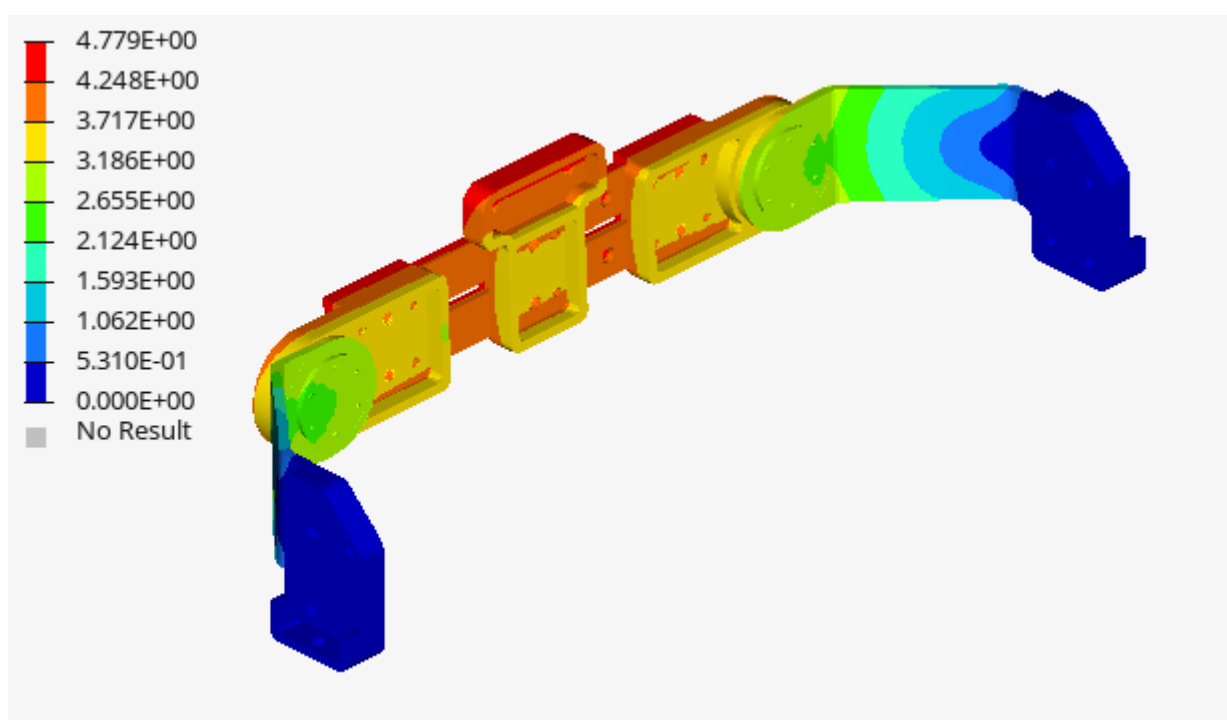


Рис. 4.17. Деформации узла пояса

Таблица 4.4

Максимальные деформации в узлах экзоскелетного каркаса

Стопа	Колено	Бедро	Пояс
5.9 мм	46.3 мм	10.8 мм	4.7мм

Масса узлов экзоскелетного каркаса была значительно снижена, что отражено в таблице 4.5:

Таблица 4.5

Максимальные деформации в узлах экзоскелетного каркаса

Узел	Стопа	Колено	Бедро	Пояс
Начальная масса, гр.	420	810	817	1380
После оптимизации, гр.	301	609	776	1210
Изменение, %	29	25	6	13

Таким образом общее снижение массы экзоскелетного каркаса составило 892 грамма, что является 8% от общего веса экзоскелетного каркаса.

Далее, воспользовавшись кривой усталости (рис. 4.1) было рассчитано количество циклов нагружения для каждого узла каркаса (табл. 4.6):

Таблица 4.6

Количество циклов нагружения до разрушения

Стопа	Колено	Бедро	Пояс
$1 \cdot 10^4 - 2 \cdot 10^4$	$3 - 5 \cdot 10^4$	10^5	10^7

Можно сделать вывод, что слабым звеном экзоскелетного каркаса является стопа. Она подвержена наибольшим циклическим нагрузкам, что негативно сказывается на ее усталостной прочности. Поэтому требуется смена материала, в сторону более выносливых к циклическим нагрузкам образцов.

Напротив, самым выносливым узлом экзоскелетного каркаса является пояс, поэтому смена материала не требуется.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Был опробован другой подход к определению нагрузок, результат которого был использован при топологической оптимизации экзоскелетного каркаса. Пока алгоритм помог в случае спокойной ходьбы, но при дальнейшем расширении и доработке математической модели, в которой будет разрешаться неопределенность при двухопорной фазе, а также разрешать случай безопорно движения, такой как бег, станет возможным проектирование более прочного экзоскелета для бега. При таком использовании возникают серьезные ударные нагрузки, определение которых станет целью будущих исследований

Полученные результаты открыли некоторые закономерности, учет которых необходим при будущем проектировании экзоскелетных каркасов. Так, например, на лицо явный циклический характер нагружения каркаса, причем некоторые из нагрузок знакопостоянные или знакопеременные. Это говорит о том, что впредь нельзя проводить прочностной расчет для подобных конструкций, основываясь только на статической постановке, когда напряжения не должны превышать предела пропорциональности или текучести. Теперь необходимо учитывать предел усталости, который напрямую будет определять ресурс экзоскелетного каркаса. Полученный результаты для узлов стопы и пояса как раз-таки подтверждает, что некоторые из узлов имеют на порядок меньший ресурс в сравнения с остальными, хотя максимальные напряжения не достигают предела пропорциональности. Поэтому желательно увеличить ресурс наиболее нагруженных частей каркаса путем подбора более устойчивого к циклическому нагружению материала.

Результатом оптимизации стало облегчение конструкции на 892 грамма или около 8% от изначального веса. При «активизации» экзоскелета, под которой подразумевается установка электроприводом, сниженная масса будет способствовать не только легкости, но и большему времени автономной работы, так как приводам потребуется меньший электрический ток для разгона и установки сегмента экзоскелета нужно положения. Работа по преодолению силы тяжести

земли, совершаемая электроприводами прямо пропорциональная массе конструкции. Поэтому, при оптимизации каркаса можно ожидать прироста времени автономной работы примерно на такое же количество процентов.

ЛИТЕРАТУРА

1. ГОСТ Р 12.4.306-2023. Средства индивидуальной защиты опорно-двигательного аппарата. Экзоскелеты промышленные.
2. Федоров А.В. / Краткая история создания экзоскелетов // Наука, техника и образование. 2017. №3 (33).
3. Прохоренко, Ф. Ф. Теоретическая механика / Ф. Ф. Прохоренко. – Санкт-Петербург : Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого", 2021. – 190 с.
4. Математические модели и компьютерное моделирование в биомеханике : учебное пособие для студентов вузов, обучающихся по направлениям подготовки бакалавров и магистров 553300 "Прикладная механика" дисциплине "Прикладная механика" / Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого. – Санкт-Петербург : Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого", 2004. – 514 с.
5. И. А. Орлов, А. П. Алисейчик, А. В. Подопрсветов, Д. А. Грибков / Оптимизация массы экзоскелета нижних конечностей человека // XXXI Международная инновационная конференция молодых ученых и студентов по проблемам машиноведения (МИКМУС - 2019) : Сборник трудов конференции, Москва, 04–06 декабря 2019 года. – Москва: Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт машиноведения им. А.А. Благонравова Российской академии наук, 2020. – С. 152-155.
6. И. А. Орлов, А. П. Алисейчик, А. В. Подопрсветов, Д. А. Грибков / Прочностный расчет экзоскелета нижних конечностей человека // XXXI Международная инновационная конференция молодых ученых и студентов по проблемам машиноведения (МИКМУС - 2019) : Сборник трудов конференции, Москва, 04–06 декабря 2019 года. – Москва: Федеральное государственное бюджетное

- учреждение науки Институт машиноведения им. А.А. Благонравова Российской академии наук, 2020. – С. 156-159.
7. Шанявский А.А., Никитин А. Д., Thierry Palin-Luck/ Сверхмногоцикловая усталость алюминиевого сплава Д16Т // Физ. мезомех.. 2020. №3.
 8. С.Ф. Яцун, С.И.Савин, О.В. Емельянова, А.С. Яцун, Р.Н. Турлапов. ЭКЗОСКЕЛЕТЫ: Анализ конструкций, принципы создания, основы моделирования: монография: в 2 ч. Ч.1 /; Юго-Зап. гос. ун-т.-Курск, 2015. -179 с.
 9. Bin Han, Zihao Du, Tiantian Huang, Tao Zhang, Zhiyuan Li, Ou Bai/ Mechanical framework design with experimental verification of a wearable exoskeleton chair.
 - 10.M.P.Bendsoe, O. Sigmund/ Topology optimization. Theory, methods and applications/ Berlin, 2003г. 391 с.
 - 11.Shun Ma, Jinhui Yao, Xiaolong Wei, Wanhe Zhu/ Topology optimization design of 6-DOF lower extremity exoskeleton leg for load carrying.