

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ

«НОВОСИБИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Кафедра технологии машиностроения
(полное название кафедры)

Утверждаю

Зав. кафедрой _____

Рахимянов Х.М
(подпись, инициалы, фамилия)

«__» _____ 2020 г.

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ
по направлению высшего образования

15.04.05 Конструкторско-технологическое обеспечение машиностроительных
(код и наименование направления подготовки магистра)
производств

Механико-технологический факультет
(факультет)

Картунова Наталья Олеговна
(фамилия, имя, отчество студента – автора работы)

Разработка конструкции ортопедической обуви, предназначенной для устранения
(полное название темы магистерской диссертации)
нагрузки на плюсневую кость

**Руководитель
от НГТУ**

Семенова Ю.С.
(фамилия, имя, отчество)

к.т.н., доцент
(ученая степень, ученое звание)

(подпись, дата)

**Автор выпускной
квалификационной работы**

Картунова Н.О.
(фамилия, имя, отчество)

МТФ, Маг-89
(факультет, группа)

(подпись, дата)

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«НОВОСИБИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Кафедра технологии машиностроения
(полное название кафедры)

УТВЕРЖДАЮ

Зав. кафедрой Рахмянов Х.М
(фамилия, имя, отчество)

(подпись, дата)

**ЗАДАНИЕ
НА МАГИСТЕРСКУЮ ДИССЕРТАЦИЮ**

студенту Картуновой Наталье Олеговне
(фамилия, имя, отчество)

факультета механико-технологического
(полное название факультета)

Направление подготовки 15.04.05 Конструкторско-технологическое обеспечение
машиностроительных производств
(код и наименование направления подготовки магистра)

Магистерская программа Современные технологии в машиностроении
(наименование магистерской программы)

Тема Разработка конструкции ортопедической обуви, предназначенной для
устранения нагрузки на плюсневую кость
(полное название темы)

Цель работы Разработка конструкции ортопедической обуви, предназначенной для
ношения в период восстановления после операции на переднем отделе стопы.

Задачи:

произвести патентный поиск существующих решений по конструкции обуви;
разработать и изготовить устройство для определения величин нагрузок, приходящихся на разные участки стопы;
разработать и предложить альтернативные решения по улучшению конструкции, обеспечивающей устойчивость и удобство ношения;
проанализировать существующие материалы для изготовления подошвы, предложить материалы или сочетание материалов, которые позволят уменьшить давление на стопу и уменьшить болевые ощущения;
смоделировать подошвенную часть обуви;

Задание согласовано и принято к исполнению.

**Руководитель
от НГТУ**

Семенова Ю.С.

(фамилия, имя, отчество)

к.т.н., доцент

(ученая степень, ученое звание)

(подпись, дата)

Студент

Картунова Н.О.

(фамилия, имя, отчество)

МТФ, Маг-89

(факультет, группа)

(подпись, дата)

Тема утверждена приказом по НГТУ № 5094/2 от « 15 » октября 2018 г.

изменена приказом по НГТУ № _____ от « ____ » _____ 201__ г.

Диссертация сдана в ГЭК № _____, тема сверена с данными приказа

(подпись секретаря государственной экзаменационной комиссии по защите ВКР, дата)

(фамилия, имя, отчество секретаря государственной
экзаменационной комиссии по защите ВКР)

Аннотация

Данная работа посвящена вопросам конструирования ортопедической обуви, предназначенной для разгрузки переднего отдела стопы после операции.

Актуальность работы связана с тем, что в конструкции обуви, предназначенной для данных целей найдены недостатки. Нет обоснования применения тех или иных элементов геометрии подошвы и их связь с устойчивостью человека при хождении.

Целью является разработка конструкции ортопедической обуви, предназначенной для ношения в период восстановления после операции на переднем отделе стопы.

Объект исследования - ортопедическая обувь Барука.

Предмет исследования - материалы подошвы и конструкция разгружающей обуви Барука.

Методы исследования, использованные в данной работе: 1) анализ научных источников; 2) анализ патентов; 3) исследования распределения усилия стопы; 4) проведения расчета на опрокидывание; 5) проведение исследования конструкции подошвы в ANSYS.

Научная новизна результатов исследования заключается в разработке научного обоснования конструкции изделия.

Практическая значимость работы заключается в том, что данный подход к разработке изделий может быть использован производителями в целях улучшения качества продуктов, повышения их надежности и безопасности для потребителей. Устройство для изучения распределения усилия стопы, находящейся в той или иной обуви, может быть применено для разработки изделий специального назначения.

Работа содержит 87 страниц: лист задания, оглавление, введение, три главы, заключение, список литературы и приложения.

Abstract

This work is devoted to the design of orthopedic shoes designed to relieve the anterior part of the foot after surgery.

The relevance of the work is due to the fact that the design of shoes intended for these purposes found shortcomings. There is no justification for the use of certain elements of the sole geometry and their connection with the stability of a person when walking.

The goal is to develop a design of orthopedic shoes designed to be worn during the recovery period after surgery on the forefoot.

The object of research - orthopedic shoes Baruka.

The subject of research is the materials of the sole and the construction of Baruk's unloading shoes.

Research methods used in this paper: 1) Analysis of scientific sources; 2) analysis of patents; 3) Research on the distribution of foot force; 4) calculation of rollover; 5) research on the design of the sole in ANSYS.

The scientific novelty of the research results lies in the development of a scientific justification for the product design.

The practical significance of the work is that this approach to product development can be used by manufacturers to improve the quality of products, increase their reliability and safety for consumers. A device for studying the distribution of force of the foot in a particular Shoe can be used for the development of special-purpose products.

The paper contains 87 pages: task sheet, table of contents, introduction, three chapters, conclusion, list of references and appendices.

Содержание

Введение.....	3
ГЛАВА 1. Выявление взаимосвязей геометрических параметров ортопедической обуви с ее функциональным назначением.....	6
1.1 Актуальность темы	6
1.2 Существующие исследования характеристик стопы	10
1.3 Анализ существующей ортопедической обуви Барука.....	14
Цель и задачи исследования.....	16
ВЫВОДЫ ПО ПЕРВОЙ ГЛАВЕ	19
ГЛАВА 2. Методики проведения исследований	20
2.1 Патентный поиск.....	20
2.2 Анализ материалов обуви.....	23
2.3 Исследование распределения усилия стопы	31
2.3.1 Применение устройства с тензодатчиками	32
2.3.2 Порядок проведения эксперимента.....	36
2.4 Определение устойчивости тел. Задача на опрокидывание	38
2.4.1 Влияние величины площади основания на устойчивость объектов.....	46
2.4.1.1 Расчет поперечной силы опрокидывания	47
2.4.1.2 Продольная сила опрокидывания. Возможные варианты конструкции	49
2.5 Определение механических характеристик конструкции подошвы	51
ВЫВОДЫ ПО ВТОРОЙ ГЛАВЕ	56
ГЛАВА 3. Результаты исследований и изменение конструкции	57
3.1 Результаты измерения исследования распределения давления	57

3.2 Варианты изменения конструкции подошвы.....	60
3.2.1 Испытания гипсовых образцов.....	60
3.2.2 Изменение величины ширины опоры.....	65
3.2.3 Изменение конструкции пяточной части.....	66
3.3 Обобщение результатов.....	68
ВЫВОДЫ ПО ТРЕТЬЕЙ ГЛАВЕ.....	70
Заключение.....	71
Общие выводы по работе.....	74
Список литературы.....	76
ПРИЛОЖЕНИЕ А.....	82
ПРИЛОЖЕНИЕ Б.....	83
ПРИЛОЖЕНИЕ В.....	84
ПРИЛОЖЕНИЕ Г.....	85
ПРИЛОЖЕНИЕ Д.....	86
ПРИЛОЖЕНИЕ Е Апробация работы.....	87

Введение

Применение современных способов изучения надежности конструкций изделия позволяет быстрее решить вопрос о рациональном его построении. Электронные программы и предварительные испытания позволяют определить слабые элементы, использование которых может повлечь разрушение конструкции и/или причинение вреда людям. Данные методы могут позволить сэкономить предприятию значительные средства, ведь это уменьшает риск использования ненадежных конструкций и материалов. Поэтому проведению исследований при проектировании изделий должно отводиться особое место. В том числе и при проектировании конструкции ортопедической обуви.

Ортопедическая обувь - это специальная обувь. Её конструкция учитывает патологические отклонения стопы, голени или бедра [1]. Существует объемная классификация ортопедической обуви в зависимости от конкретного заболевания и конструктивных особенностей (наличие специального защитного чехла, супинаторов и так далее). Целью ортопедической обуви является устранение деформаций и нарушений функций опорно-двигательного аппарата. Ортопедическая обувь является одним из инструментов консервативного лечения. Поэтому вопросы научно-обоснованного проектирования актуальны на сегодняшний день. Качество обуви зависит от технологий изготовления и применяемых материалов.

Изготовление ортопедической обуви - это длинный и сложный процесс согласованных мероприятий. Поэтому особое внимание уделяется не только сборке изделий, но и качественному проектированию колодок, учета индивидуальных особенностей стопы и заболевания [2].

Конструкция ортопедической обуви менялась под влиянием развития обувного производства и уровня медицины. Её делают с учетом особенностей заболеваний и отклонений стопы, голени и бедра. В ситуациях, когда есть серьезные заболевания опорно-двигательного аппарата (сложные

течения заболеваний, сопровождающиеся недостатком движения) такая обувь назначается в качестве реабилитации после проведения операций по коррекции и устранению деформаций.

Использование ортопедической обуви служит следующим целям:

- опорная функция, которая обеспечивает пациенту возможность стоять и перемещаться, когда у него есть заболевание или дефект стопы, увеличивает площадь опоры человека;
- обувь помогает скрыть или исправить первые, нестойкие отклонения в состоянии стопы;
- обувь помогает остановить течение прогрессирования заболеваний стопы или предупредить их рецидив;
- поддержание естественных прогибов и сводов стопы, разгрузка уязвимых прооперированных и болезненных участков.

Ортопедическая обувь может быть малосложной и сложной.

Малосложная обувь может выпускаться серийно и индивидуально. Она назначается при деформациях средней степени, при функциональной недостаточности конечностей и относительной укороченности конечностей. В случае серийного производства предусмотрена унифицированная внутренняя часть, учитывающая анатомические изменения конечности при патологиях. В случае индивидуального изготовления предусмотрено варьирование профиля вкладного элемента - стельки, которая тоже учитывает состояние стопы. Сложная обувь состоит из двух и более элементов. Она используется в случаях, когда возможно коррекция деформации. Так же она используется для компенсации функций деформированных или отсутствующих конечностей [3].

Данная работа посвящена разработке конструкции ортопедической обуви, которая используется после хирургической операции на переднем отделе стопы во время восстановления функций конечности. Так как не было найдено подтвержденных испытаний данного типа обуви, существует

необходимость научного обоснования выбора той или иной формы деталей низа обуви и проверки эффективности решений. Представленный в работе подход по исследованию элементов изделия может быть использован для проверки вариантов изделий на этапе их разработки.

ГЛАВА 1. Выявление взаимосвязей геометрических параметров ортопедической обуви с ее функциональным назначением

Данная глава посвящена актуальности вопроса конструирования ортопедической обуви. Обоснована необходимость проведения измерений подошвенного давления при создании нижней части обуви в целях улучшения терапевтического эффекта, повышения эргономических показателей обуви. Указана тема исследования, представлены задачи, которые необходимо решить в рамках работы.

1.1 Актуальность темы

Существует заболевание Hallux Valgus или вальгусное отклонение большого пальца стопы. Оно представляет собой выпирание первого пальца за нормальный контур стопы [4]. Это довольно распространенное ортопедическое заболевание, частота появления которого, судя по различным источникам, составляет от 72% до 80% от всех ортопедических заболеваний стопы.

Основными жалобами пациентов являются боли и скованность в переднем отделе стопы во время ходьбы, физической нагрузки. Человек с таким заболеванием не имеет возможности выбрать нормальную, а иногда даже и специальную ортопедическую обувь. Явный косметический дефект стопы не позволяет пациенту много двигаться. Он становится пассивным, раздражительным, патология выводит его из состояния психологического равновесия и влияет на качество жизни, меняя её в худшую сторону.

Проведенные исследования распространения вальгусной деформации среди женщин показали, что во многих случаях причиной его появления является ношение обуви на высоком каблуке с зауженной передней частью (32%). Другими причинами появления Hallux Valgus могут являться: наследственная предрасположенность человека, гипермобильность суставов и другие (11%). Данное заболевание может проявиться и у мужчин [5].

Лечение данного заболевания назначается в зависимости от текущей ситуации. Важным показателем заболевания является угол отклонения первой плюсневой кости (рисунок 1) [6]. Если он не большой, могут быть назначены корригирующие устройства, которые помогут исправить деформацию и предотвратить ухудшение ситуации.

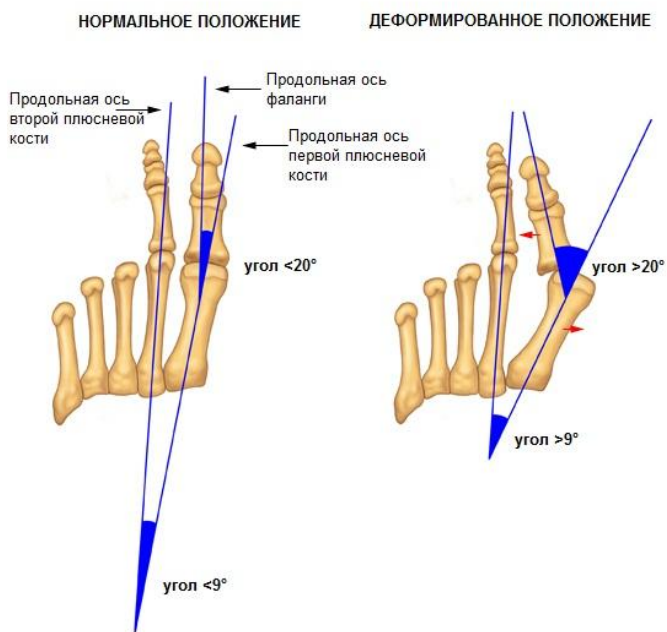


Рисунок 1 - Схема здоровой стопы и стопы с вальгусным отклонением

[7]

При тяжелом и запущенном течении заболевания может быть назначена операция. Она заключается в укорочении костей и изменении их угла, удалении тканей с выпирающего плюснефалангового сустава [7].

После операции ногу на время помещают в гипсовую повязку. Примерно через сутки повязку снимают.

Пациент должен передвигаться в специальной обуви, которая называется ботинки Барука. Разгрузка переднего отдела стопы происходит за счет наличия угла наклона α величиной в $5-15^\circ$ (рисунок 2) [8].

Ещё одно распространенное заболевание - деформация Тейлора или «стопа портного». Это деформация стопы, при котором наблюдается отклонение пятой плюсневой кости кнаружи, а мизинца – кнутри, с

образованием болезненной шишки снаружи у основания мизинца (рисунок 3).

Постоянное давление на внешние зоны стопы приводит к появлению болезненного нароста в основании пятого пальца.

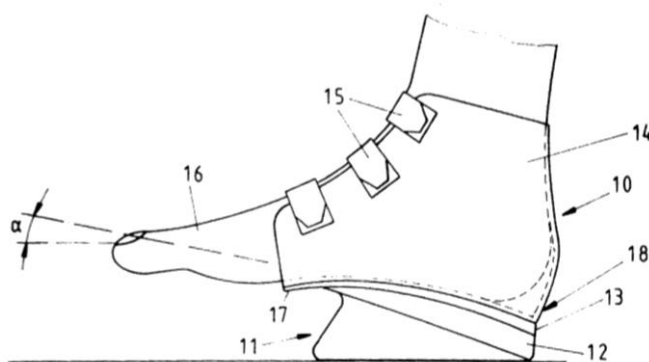


Рисунок 2 - Угол наклона стопы α [8]



Рисунок 3 - Здоровая стопа (слева) и стопа с Деформацией Тейлора (справа) [9]

Деформация Тейлора распространена меньше, чем вальгусная деформация большого пальца, однако симптомы у них схожие. Часто

причиной развития заболевания является наследственная патологическая биомеханическая структура стопы. Ношение тесной обуви провоцирует развитие деформации и может значительно усилить ее проявления [10].

В особо тяжелом и болезненном случае, когда не возможно консервативное лечение, требуется проведение операции. Период восстановления обычно составляет 2-4 дня без ношения костылей или гипса [10]. В период реабилитации после хирургического вмешательства также применяется обувь Барука.

Как видно из рисунка 2, разгрузка болезненной части стопы происходит за счет изменения угла наклона стопы (α) Диапазон значений угла α в работе [8] никак не обоснован. В другие источники не представлены значения углов. В связи с этим возникает вопрос – какой же угол считать наиболее приемлемым и от каких факторов он зависит. При этом известны факты жалоб пациентов, носящих обувь, на неудобства, отсутствие устойчивости при ношении гипсовой повязки. Возникает дисбаланс. Нога в гипсе скованна, обездвижена, ограничена направлением расположения, отличным от привычного. Это создаёт дополнительный риск для пациента, связанный с нарушением баланса, вызванного изменением положения центра тяжести тела. В литературе не представлено результатов предварительных расчетов разрабатываемых конструкций. Поэтому научное обоснование является актуальной задачей перед производством ортопедической обуви.

Изменению геометрических параметров подошвы ортопедической обуви может частично или полностью устранить вышперечисленные недостатки. Это приведет к большей устойчивости пациентов во время реабилитации и уменьшению (или исключению) болевых ощущений.

Для установления взаимосвязи геометрических характеристик подошвы и распределения нагрузки на стопу следует подробнее рассмотреть способы определения характеристик стоп в различных условиях и для различных групп пациентов.

1.2 Существующие исследования характеристик стопы

Исследования стопы проводятся, в основном, в сфере медицины и преследуют различные цели: установление свойств стопы для проведения расчетов, определение давления стопы на поверхность, определения точного среднестатистического размера стопы для нужд обувной промышленности, контроль заболеваний населения, моделирование ситуации перелома и испытываемых при этом нагрузок и прочее. Применяемые для этого методы, подходы и инструменты являются важными составляющими процесса и могут быть использованы при других исследованиях.

Одно из исследований стопы посвящено получению информации об упругих свойствах стопы, проводившееся в естественных условиях.

Объектом исследования являлись механические свойства стоп. Участниками экспериментов были юноши (175 человек) и девушки (315 человек), возраст которых составлял 17-21 год. Испытуемые не имели заболеваний и патологий опорно-двигательной системы. Исследование состояния стопы производилось на базе специального компьютерного комплекса («Ортопед», Волгоград). Также был произведен системный анализ и графоаналитическая расшифровка цифрового изображения стопы. Поверхность стопы на снимке, прилегавшая к сканеру, выглядела светлее. Полученная таким образом информация позволяет установить величину площади опорной поверхности стопы. Используемая программа подсвечивает каждый отдел стопы определенным цветом (рисунок 4) [11]. Данный метод исследования относится плантографии, так как работа ведется на основе отпечатка стопы [12]. Таким образом определяют наличие плоскостопия. Проводятся такие исследования в медицинских центрах с помощью дорогого и сложного оборудования.

Другие средства исследования использованы при определении нормативных показателей распределения нагрузки по отделам стоп. Данные получены при обследовании 29 физически здоровых людей (15 мужчин, 14

женщин), возраст которых составлял 19-49 лет. Пространственно-временные характеристики походки пациентов были исследованы с применением программно-аппаратного комплекса «F-scan». Данный комплекс способен регистрировать малейшие изменения давления, которое создает пациент во время ходьбы. Во время эксперимента испытуемые носили специальные стельки, в которые вставлены барорецепторы.

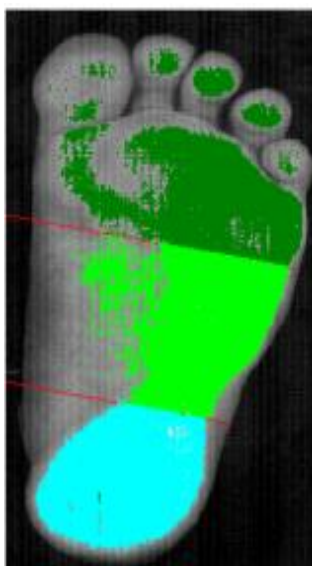


Рисунок 4 - Сканирование опорной поверхности [13]

Были установлено наличие плоскостопия и его степени при помощи регистрации и анализа усилия стопы. Усилие создавалось когда испытуемый стоял или передвигался босыми ногами на сенсорных стельках с применением нагрузочных проб [13].

Существуют стельки OpenGo немецкого производства, предназначенные для сбора данных о физической активности человека и состоянии его организма. Внутри каждой стельки встроены 13 датчиков давления, трёхосный акселерометр и температурный сенсор (рисунок 5). Наличие данных устройств дает возможность осуществлять отслеживать движения человека. Стелька позволяет точно определять и регистрировать показатели, когда человек занимается спортом: ходьба, бег, прыжки и прочее. Стельки состоят из нескольких слоев: они содержат тонкий

сенсорный лист, микроконтроллер и изолирующий материал. Питание обеспечивается с помощью аккумуляторной батареи, замена которой осуществляется через специально предназначенное для этого сервисное отверстие. Производители считают, что стелька может стать альтернативой фитнес-трекерам в виде браслетов, которые используются для контроля шага, дыхания и сердечного ритма. Устройство может быть использовано для научных исследований, однако не представлено на российском рынке.

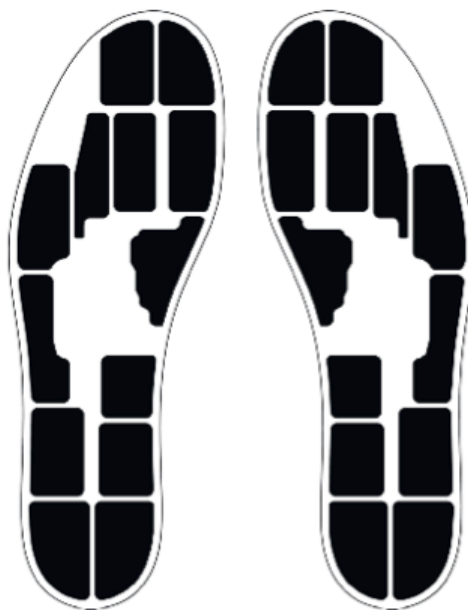


Рисунок 5 - Схема расположения зон с датчиками на стельках

Стельки с датчиками удобны в качестве средств исследования. Они позволяют определять нагрузку при взаимодействии стопы с разными типами обуви. Такие устройства могут пригодиться в медицинских и оздоровительных центрах в качестве инструмента мониторинга при послеоперационной реабилитации пациентов [14]. Подобное устройство может быть использовано при разработке конструкций обуви.

Ещё одно исследование посвящено влиянию нагрузок, действующих на стопу человека при автомобильной аварии. В этих случаях возможны переломы передней части стопы. Для оценки влияния нагрузки на стопу при экстренном торможении была разработана трехмерная модель стопы и

голеностопного сустава. Затем эта модель была импортирована в комплекс ANSYS для анализа методом конечных элементов.

Свойства материала для анализа считались однородными и изотропными. Переменные усилия педали полученные в результате автокатастроф данные были применены к области передней части стопы модели. Максимальные напряжения были установлены в самых маленьких поперечных сечениях плюсневых костей (рисунок 6).

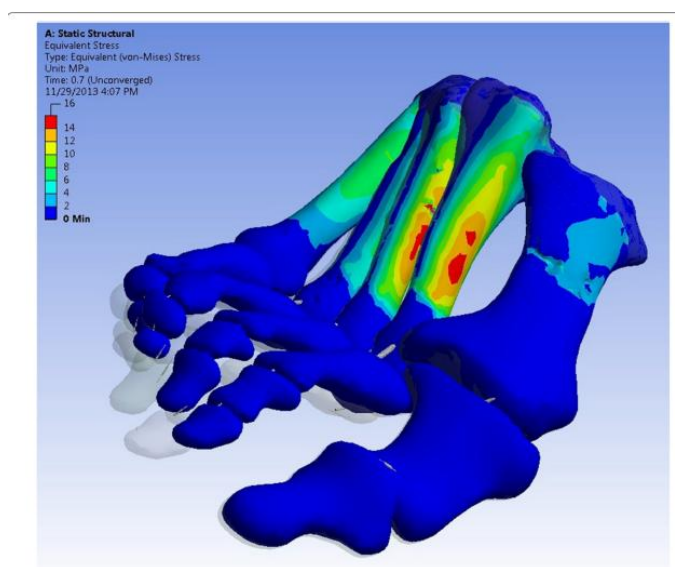


Рисунок 6 - Применение ANSYS в исследованиях нагрузок стопы [15]

Использование современного программного обеспечения дает возможность проверить конструкции на прочность, смоделировать ситуации. Немаловажную роль при проведении компьютерных вычислений играет рост конкуренции при производстве товаров. Требования рынка заставляют предприятия стремиться к экономии средств. Поэтому натурные эксперименты с образцами новой продукции постепенно переносятся из реального мира в виртуальный. Это ведет к ускоренной разработке изделий и снижению затрат на производство. Предварительная проверка изделия в специальных программах позволяет сократить ошибки при конструировании [15].

1.3 Анализ существующей ортопедической обуви Барука

Когда человек передвигается в ортопедической обуви Барука, вся нагрузка тела приходится на пяточную часть (рисунок 7). Эластичный тонкий элемент, выдающийся вперед, осуществляет функцию поддержки передней части стопы [16]. Существуют модели обуви, не имеющие элементов поддержки [17]. Конструкция специализированной обуви для реабилитации стопы была придумана французским врачом Луи Самюэлем Баруком [18].

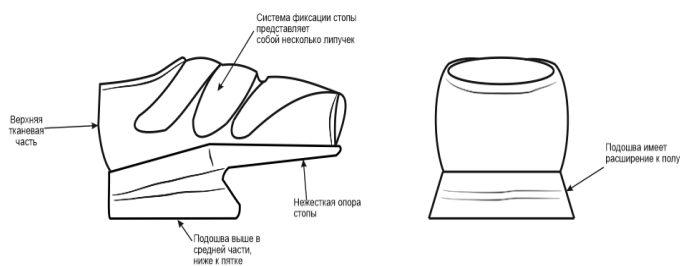


Рисунок 7 - Конструкция ботинка Барука

Обувь прописывают пациентам для ношения сразу после проведения хирургических манипуляций и устранения деформаций. Была выпущена целая серия специализированной обуви, предназначенная для ношения в разные периоды времени после операции.

Спустя месяц пациенту можно носить второй тип обуви. Она уже больше похожа на обычную. Носок обуви расширен особым образом, чтобы не оказывать сильного давления на уязвимую переднюю часть стопы. В модели просто увеличить или уменьшить объем, так как отек стопы может еще оставаться.

Последний тип обуви представляет собой объемный башмак с возможностью регулирования объема. Он предназначен для повседневной жизни и имеет повышенную комфортность [19].

На отечественном рынке представлена продукция следующих фирм: Sursil-Orto, Орто-С, Luoma, Orliman. При сравнении их моделей с

французской обувью, то они напоминают ботинок первого типа (рисунок 8). Отмечено, что существуют универсальные модели обуви, ботинки которой предназначены для ношения как на левой, так и правой ноге. Материал подошвы этиленвинилацетат, полиэстер. Верхняя часть сделана из прочного текстильного материала. Супинаторов в обуви нет. Фиксация обуви на ноге осуществляется при помощи текстильных липучек. Для защиты от неблагоприятных погодных условий в комплект обуви входит специальная тканевая накладка, которая крепится к ней при помощи липучек.

Температурный режим для всех моделей обуви $+15^{\circ}\text{C}$, то есть все ботинки предназначены для ношения в теплое время года.

Выявлены отличия моделей производства разных фирм: обувь фирмы Luoma имеет вынимаемые стельки [20]. Это повышает гигиеничность обуви.

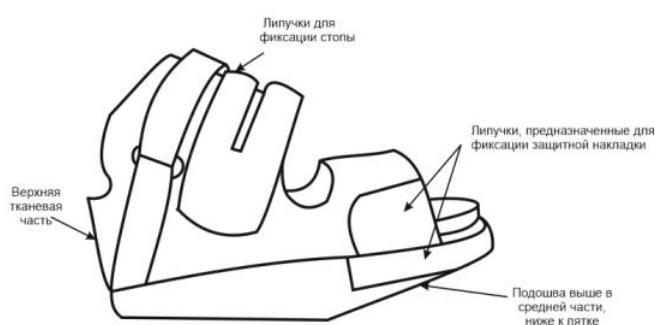


Рисунок 8 - Конструкция ботинка Барука, производимого фирмой Sursil-Orto

Представлены модели обуви, у которых нет угла наклона подошвы. У них расширена передняя часть. Данные модели назначают пациентам после ботинок первого типа. Выбор такой обуви может быть связан с особенностями проведенной операции [21]. Есть исследование эффективности разгрузки переднего отдела стопы с применением данной обуви. Дело в том, что иногда назначение обуви происходит неправильно и не достигается нужный эффект. Результаты показали, что обувь имеющая угол наклона эффективнее для разгрузке переднего отдела при

заболеваниях и после операций, хоть и имеет дискомфорт при ношении людьми преклонного возраста [22].

Согласно данным сайтов, позволяющим делать отзывы на товары и услуги [23], существуют затруднения в ношении данной обуви. Люди испытывают неудобство при хождении [24]. Для тех, кто передвигается в гипсе, первое время требуется помощь медицинского персонала или использование костылей/опорной трости [25]. Были выделены замечания, что подошва скользит в холодное время года.

Конструкция обуви Барука имеет недостатки. Возникает дисбаланс при ношении обуви с гипсовой повязкой. Нога в гипсе скованна, обездвижена, ограничена направлением расположения, отличным от привычного. Это создаёт дополнительный риск для пациента, связанный с нарушением баланса, вызванного изменением положения центра тяжести тела. В литературе не представлено результатов предварительных расчетов разрабатываемых конструкций. Поэтому научное обоснование является актуальной задачей перед производством ортопедической обуви.

Изменении геометрических параметров подошвы ортопедической обуви может частично или полностью устранить вышеперечисленные недостатки. Это приведет к большей устойчивости пациентов во время реабилитации и уменьшению (или исключению) болевых ощущений.

Цель и задачи исследования

Целью данной работы является разработка конструкции ортопедической обуви, предназначенной для ношения в период восстановления после операции на переднем отделе стопы.

Новые образцы конструкций позволят уменьшить подошвенное давления на уязвимые участки стопы, увеличить устойчивость в данной обуви, предупредив риск падения. А также улучшить эргономические

свойства через предложение наиболее подходящих материалов для изготовления подошвы обуви.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие **задачи**:

- произвести патентный поиск существующих решений по конструкции обуви;
- разработать и изготовить устройство для определения величин нагрузок, приходящихся на разные участки стоп при различном положении поверхности подошвы;
- разработать и предложить альтернативные решения по улучшению конструкции, обеспечивающей устойчивость и удобство ношения;
- проанализировать существующие материалы для изготовления подошвы, предложить материалы или сочетание материалов, которые позволят уменьшить давление на стопу и уменьшат болевые ощущения;
- смоделировать подошвенную часть обуви.

При патентном поиске нужно использовать зарубежные патенты на ортопедическую и иную обувь. Стоит уделить внимание на применяемые элементы, принципы разгрузки уязвимых частей, используемые материалы.

При составлении обзора используемых материалов для изготовления элементов обуви, а именно подошв, стоит использовать данные, полученные из патентного поиска. Необходимо учесть свойства материалов, которые помогают в достижении необходимого эффекта, и при составлении сводной таблицы определить наиболее важные их свойства. Это позволит провести сравнение и предложить наиболее подходящие материалы или их сочетание.

При проведении исследования по определению подошвенного (плантарного) усилия сперва нужно провести поиск существующих методов определения данного параметра. При отсутствии доступных методов разработать портативное устройство, которое могло бы служить для данных целей.

Следует выяснить основные законы биомеханики стопы человека, при каких условиях будет обеспечиваться более устойчивое состояние, как это определить и что на него влияет.

ВЫВОДЫ ПО ПЕРВОЙ ГЛАВЕ

1. Вальгусное отклонение большого пальца стопы и деформация Тейлора – широко распространенные заболевания стоп, требующие лечения, а во многих случаях требуется хирургическое вмешательство. После операции по исправлению описанных деформаций для обеспечения процесса реабилитации применяется ортопедическая обувь - обувь Барука.

2. Анализ существующих моделей обуви показал, что показания врача к ношению специальной обуви не всегда обосновано: нет рекомендаций по характеристикам обуви, предназначенной для конкретной задачи. Наличие разнообразия выбора моделей на рынке, говорит о том, что нет единого решения конструкции. Проведенные ранее исследования моделей обуви показали, что обувь имеющая угол наклона эффективнее для разгрузки переднего отдела стопы в процессе восстановления после операций, не смотря на дискомфорт при использовании.

3. Существуют методики и инструменты, используемые при исследованиях стопы, которые могут быть полезны при разработке конструкции подошв. Применение специальных тензодатчиков на стельке, вкладываемой в обувь, позволяет определить локальное давление на участках стопы в разной обуви.

4. В рамках проведения исследования необходимо определить характер распределения нагрузок на стопу при различных вариантах конструкции подошвы с помощью специального устройства по измерению и выбрать вариант с требуемым распределением.

5. Исходную модель обуви следует испытать путем приложения статических нагрузок в программе ANSYS, чтобы определить недостатки конструкции.

6. Предлагаемые варианты измененных конструкций удобнее всего представлять в виде поясняющих схем и эскизов, выполненных в программах SolidWork и КОМПАС-3D.

ГЛАВА 2. Методики проведения исследований

Глава посвящена методам и способам исследования по теме ортопедической обуви. Описано проведение патентного поиска моделей обуви Барука, сравнение трех патентов. В главе содержится обзор материалов, используемых для производства подошв и рекомендации по выбору материалов специальной разгружающей обуви. Содержатся данные о разработке методик проведения экспериментов, подготовки и их проведения. Представлены расчеты исходной конструкции на риск опрокидывания в двух направлениях, а также осуществлен анализ исходной конструкции в комплексе ANSYS.

2.1 Патентный поиск

Первая модель ботинка представляет собой конструкцию, в которой передняя часть подошвы имеет форму ударопоглощающего клина, направленного в сторону передней части обуви. Фактически, передняя часть ничем не поддерживается (рисунок 7).

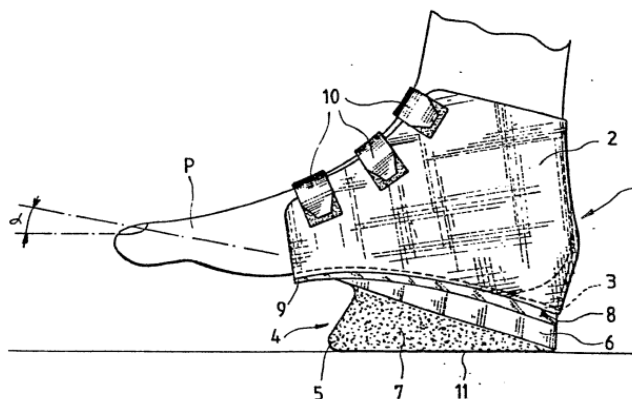


Рисунок 7 - Конструкция ботинка без поддержки передней части.

Важной особенностью модели является эластичная подошва: степень эластичности увеличивается от задней части к передней.

Подошва включает в себя жесткую подложку, на которой расположена внутренняя подошва верхней поддержки, оставшаяся часть подошвы сделана

из однородного сжимаемого материала, такого как синтетическая ячеистая пена, латекс или резинка.

Лучше, если прокладка и сжимаемая часть подошвы вылиты вместе. Кроме того, на подложке расположена защитная пластина из твердого материала.

Кроме того, накладка служит защитой от ударов стопы. Согласно еще одному важному признаку изобретения основание размещено между подошвой и внутренней подошвой. это основание простирается за передний край гибким языком, изогнутым вниз, который расположен вдоль кривой, соответствующей линии сустава Лисфранка. Этот язык позволяет частичный сгиб стопы при ходьбе.

Две четверти верхней части ботинка могут быть соединены друг с другом с помощью самозатягивающихся креплений, позволяющих регулировать объем в зависимости от размера стопы и от развития отека после операции [26].

Немецкий патент содержит улучшения первой модели ботинка. Обозначен используемый α угол наклона подошвы величиной 5-15°. Оказалось что вылитые вместе подошва и прокладка являются причиной больших толкающих усилий, передающихся на тазобедренный сустав, что является негативным явлением. Подошвенная часть модели имеет полую часть с вертикальными опорами, соединяющими верхнюю и нижнюю поверхности. Они имеют коническую форму, расширяясь к низу. Продольная ось опор находится под углом между 10° и 20°, наклонена назад. А также указано, что лучше воспринимает усилия торцевая стенка подошвы в передней части в поперечном сечении имеющая S-образную форму. Даны пояснения по действующим силам и моментам в разных зонах стопы.

Предлагаются крепления на липучках [8].

Рассмотрена ещё одна конструкция, которая также принадлежит Баруку. Он исправил минусы первой модели. Такими минусами, по его

словам, являются незащищенность пальцев ног от контакта с землей, дисбаланс при движении у пожилых людей, из-за чего могут возникнуть боли, потеря равновесия, а также трофические расстройства (рисунок 8).

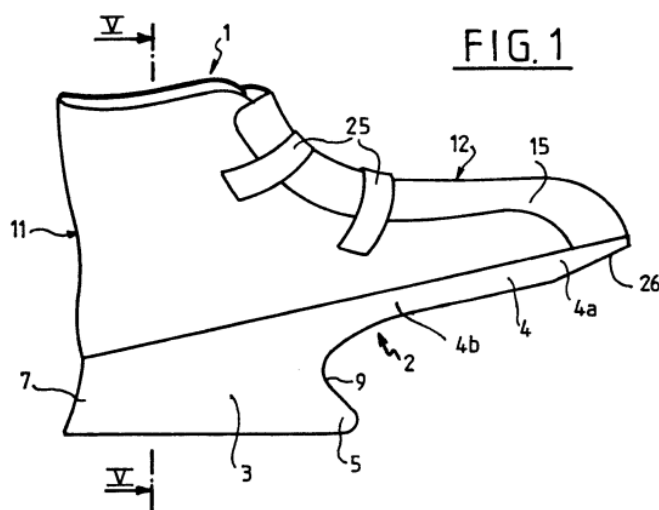


Рисунок 8 - Ботинок с поддержкой передней части.

Тонкая передняя часть, которая обеспечивает защиту от ударов о землю, находится в контакте с плюсной. Имеется защита из толстой ткани или мягкой кожи с передней и боковых сторон.

Предлагаются липучки, шнурки, ремешки и зажимы в качестве фиксаторов обуви на ноге.

Подошва данной модели также монолитна. Она имеет форму угла, направленного к передней части обуви, чтобы дать возможность лучше разместить стопу в обуви. Устойчивость обуви может быть усилена расширением каблука подошвы по бокам, в направлении его опоры на поверхности земли. Подошва расширяется к низу.

Кроме того, зазор образуется в пятке, между его клиновидной частью и передней тонкой частью подошвы.

Существуют упрощения изготовления обуви по изобретению: пятка и тонкая передняя часть подошвы блока могут быть сформованы в единую деталь, увеличивая эластичность пяточной части [27].

Сравнение патентных данных помогло выявить важные данные по моделям обуви, такие как величина угла наклона; полая или монолитная подошва; поддержка передней части и её полное отсутствие.

Данная информация может быть использована в дальнейших исследованиях. Не установлено, по каким данным проектируются современные модели обуви Барука. Стоит выяснить зависимость разгрузки от переднего отдела от величины угла наклона подошвы.

2.2 Анализ материалов обуви

На современных предприятиях обувной промышленности для изготовления подошв используются различные полимерные материалы, такие как резины, нитрил, полиуретаны (ПУ), термополиуретаны (ТПУ), поливинилхлориды (ПВХ), термоэластопласты (ТЭП), этиленвинилацетат (ЭВА) [28].

Специальная обувная резина или нитрил получил распространение для изготовления обувных подошв. Его используют по причине его повышенной прочности и эластичности, которыми обладают изделия. Нитрил представляет собой сложное соединение каучука (в основном, синтетического) со специальными добавками, улучшающими свойства. Пластические свойства нитрила чуть хуже, чем у натурального каучука. Однако плюсом материала является его противоскользящие свойства, а также его повышенная прочность, морозостойкость и износостойкость. Изготовление обуви из нитрила является весьма технологичным процессом, так как он легко цепляется за основу.

За изделиями из обувной резины просто ухаживать, не требуется специализированных средств. Однако его большими недостатками, которые влияют на использование нитрила в промышленности, являются высокая цена и наличие сложностей в процессе изготовления изделий.

Иной вид полимеров используется для изготовления подошв - термоэластопласты (ТЭП). Термоэластичный полиуретан комбинирует эластические свойства каучуков и пластические свойства термопластов. Достоинством подошв из данного материала является постоянство их линейных размеров. Кроме того, изделия обладают высокой морозостойкостью, если сравнивать его с полиуретаном (до -20°C). Данное свойство очень важно, так как позволяет использовать изделия в холодное время года.

Эксплуатация обуви из термоэластопластов сопровождается уменьшением твердости, которая была приобретена в процессе изготовления подошвы. Такое явление противоположно тому, что происходит в подошвах из поливинилхлорида. У них происходит потеря пластификатора, он перемещается на поверхность полимера и происходит его удаление с поверхности. Поэтому подошва из поливинилхлорида приобретает со временем становится жестче. Экологическим плюсом использования ТЭП является возможность многочисленных его переработок с сохранением изначальных свойств [29].

Термоэластопласты отличаются низкими значениями остаточного удлинения, но высоким сопротивлением к истиранию. В производстве обычно применяются трехблочные дивинилстирольные термоэластопласты марок ДСТ-30, ДСТ-50 и ДСТ-75. Из них делают пористые формованные подошвы. Трехблочные полимеры, содержащие стирол в пределах 20-30%, имеют необходимые для этого свойства. В материалы ТЭП вводятся размягчительные добавки, наполнители, порообразователи, стабилизаторы, красители, которые способствуют улучшению технологичности при формовании, улучшению некоторых свойств и снижения стоимости.

Следующий полимер, используемый в обувном производстве - этилвинилацетат (ЭВА). Данный материал является сополимером этилена и винилацетата. Не смотря на то, что он имеет невысокие физико-

механические свойства, он достаточно легкий и недорогой материал. Эксплуатационные качества улучшаются применением процесса структурирования. ЭВА перерабатывают методом формования. Он получил распространение в изготовлении домашней, пляжной и спортивную обувь [30].

В производстве применяют этилвинилацетат, который содержит 10-50% винилацетата. При увеличении винилацетата в материале до 100% получается поливинилацетат. Сополимеры с небольшим количеством ацетата имеют свойства, близкие к свойствам полиэтилена с пониженной плотностью. ЭВА имеет следующие преимущества использования при изготовлении обуви: материал обладает низкой плотностью, что облегчает вес изделия (в 4 раза легче, чем ПВХ); у него есть высокие амортизирующие свойства, которые важны для ортопедической обуви; он имеет высокую износостойкость; обладает высокими гигиеническими свойствами (имеет устойчивость при воздействии бактерий и грибков); имеет хорошие эластические свойства, упругость и гибкость деталей [31]. Современную обувь Барука делают из данного полимера.

Перспективным материалом изготовления обуви является полиуретан (ПУ). Полиуретаны представляют из себя звенья макромолекул полиуретановых смол, связанные между собой уретановой группой. Наиболее часто из полиуретанов делают подошвы и набойки, которые имеют повышенную износостойкость. Из данного материала изготавливают специальные синтетические кожи, клеи, покрытия, используемые для деталей верха обуви. Они имеют высокую стойкость независимо от условий использования. Для изготовления деталей низа обуви используются материалы из сложных полиэфиров. Они имеют высокие прочностные свойства, сопротивление к истиранию. Данные свойства важны в деле изготовления обувных подошв. Верх обуви может затягиваться. Материалы, основой которых являются простые полиэферы, которые имеют высокую

гидролитическую устойчивость при меньшей прочности и сопротивлению к истиранию, используются для изготовления обувных подошв методом литья.

Получение полиуретановых подошв осуществляется двумя методами: жидким формованием и литьём под давлением. Широкое распространение получило жидкое формование, при котором отмечено наличие микрочаеистой структуры подошвы. Поэтому они легкие, отличаются хорошими теплозащитными свойствами и экономичностью материала.

Использование подошв из полиуретана имеет следующие положительные особенности: материал имеет относительно низкую плотность, но высокую прочность; сопротивляется к истиранию; материал устойчив к многократному изгибу; подошвы из полиуретана хорошо крепятся к деталям верха из кожи. Влагопоглощение низкое в следствии наличия малых и несвязанных пор [32]. ПУ-подошва относительно дешевая, по сравнению с другими видами подошв. Полиуретан заменяет резину в изделиях. Часто используются марки отечественного производителя, такие как СКУ-7Л и СКУ-ПФЛ-100, которые отличаются друг от друга показателями твердости полиуретана по Шору, показателями сопротивления раздиру, величиной предела прочности при растяжении и другими характеристиками [33].

Свойства полиуретана зависят от марки. В таблице 1 представлены физико-механические свойства полиуретана марки СКУ-ПФЛ-100.

Таблица 1 - Основные физико-механические свойства полиуретана [34]

Показатель	Значение
Плотность	1,2 г/см ³
Постоянная рабочая температура	-50+80°С
Относительное удлинение при разрыве...	380 %
Предел прочности при растяжении...	350-400 кг*с/см ²
Сопротивление раздиру	90-110 кгс/см

Минус использования материала состоит в том, что он не морозостоек и скользкий при ходьбе. Его использование рекомендуется проводить с подбором материала, имеющего компенсирующие свойства (если ПУ скользкий и не морозостойкий, то нужен полимер имеющий повышенную стойкость к низким температур).

Такой материал, как термопластичный полиуретан (ТПУ), обладающий устойчивостью к истиранию и имеющий высокую морозостойкость может быть использован в паре с обычным полиуретаном. К тому же он стоек к разрыву. Он обладает высокими физико-механическими свойствами; устойчив, хорошо контактирует с поверхностью, сопротивляется скольжению; имеет стойкость при деформациях, быстро возвращает свою форму; отмечена стойкость материала при проколах. Недостатки ТПУ состоят в его высокой плотности, отражающейся на весе готового изделия и его эластичности. Имеются трудности осуществления операции крепления подошв из ТПУ к деталям верха при применении метода литья.

Таблица 2 - Основные физико-механические свойства ТПУ [35]

Показатель	Значение
Плотность	1,18 г/см ³
Постоянная рабочая температура	-40+80°С
Относительное удлинение при разрыве...	390-750 %
Предел прочности при растяжении...	280-500 кг*с/см ²
Сопротивление разрыву	90-110 кг*с/см

Поливинилхлорид (ПВХ) часто в производстве обуви для дома и прогулок. Используется обувь в теплое время года. Также из ПВХ делают обувь спортивного стиля. По структуре ПВХ могут быть монолитными и пористо-монолитными (микропористыми).

Подошвы из поливинилхлорида имеют не самые лучшие эксплуатационные свойства. Они отличаются низкой морозостойкостью: при

-5°C деталь из ПВХ приобретает жесткость и может сломаться от многочисленных изгибов. Пористость материала не может компенсировать повышенной плотности (0,8 - 0,85 г/см³), отражающейся на массе. Выявлены трудности в обеспечении крепления клейкой деталей низа и верха [36].

Согласно классификациям российских стандартов обувь Барука относится к обувному ортопедическому изделию и обеспечивает уменьшение давления на отдельных участках стопы, сводя к минимальным болезненным ощущения [37]. Способ изготовления данной обуви - цельноформование, при котором получается одно изделие из монолитного куска материала. Наборные изделия состоят из отдельных элементов, сшитых или склеенных между собой. Изделия представляют из себя ортезы для стопы, функция которых заключается в разгрузке болезненных участков стопы.

Предполагается использование изделий в районах с умеренным климатом, температура в которых колеблется в диапазоне значений от минус 20 °C до плюс 40 °C в течение года.

Данные изделия должны обеспечивать восстановление или компенсацию нарушенных функций стопы за счет:

Рациональное перераспределения нагрузки по подошвенной поверхности стопы, удержания стопы или ее сегментов в корригированном положении обеспечивают восстановление и компенсацию нарушений функций стопы.

Материалы изделий деталей, использование которых подвержено воздействию агрессивных биологических жидкостей, таких как пот, должны быть стойкими к их воздействию. Используемые для изготовления обуви материалы должны быть безопасны для использования пациентом.

Если использовать комбинацию нескольких видов материалов, распределив их на разных зонах стопы в зависимости от их состояния, можно обеспечить перераспределение усилия и разгрузку поврежденных зон (а именно передней части, в точке нахождения первой плюсневой кости).

Упругие деформации будут меняться по всей стопе по причине неравномерности распределения давления стопы в динамическом состоянии. Основные участки, на которые распределяется усилие в здоровой стопе являются пяточная часть и носочная часть.

Концепция подошвы, в которой используются несколько материалов, учитывающих различные значения упругих деформаций, называется антишоковой [38]. Такая подошва поглощает давление и передает его за несколько секунд с одного участка на другой. Подошва представлена несколькими зонами, которые выполняют две функции. Зона поглощает удары о поверхность земли и равномерно распределяет остаточные напряжения вдоль всей сагиттальной плоскости. Таким образом, антишоковая подошва способствует уменьшению воздействий на стопу. Это, в свою очередь, уменьшает напряжения мышц, суставов нижних конечностей и позвоночника. На рисунке 9 представлен вариант антишоковой подошвы, в котором комбинируются материалы ПУ и ТПУ.

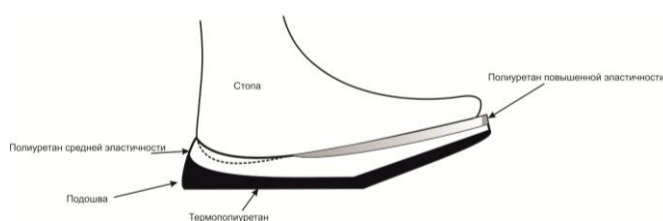


Рисунок 9 - Вариант антишоковой подошвы

Для изготовления отдельных «шоковых» зон подошвы возможно использование современного материала, имеющего полиуретановую основу, получивший название Technogel, обладающий трехмерной деформацией. Его компоненты могут разделяться и перемещаться, не вызывая дезагрегации вещества. Материал не имеет свойства твердеть и не изнашиваются. Он сохраняет механические свойства и упругость формы [39]. Данные материалы получили распространение в изготовлении различных изделий, в том числе обувных вставок и внутренних подошв обуви. Однако данные

материалы не имеют аналогов в России, а значит работа с данным составом у нас не ведется. В основном, нашли применение полиуретановые гели, имеющие гидрофильные свойства.

Биомеханические свойства обуви определяются в основном показателями параметров амортизационных и фрикционных свойств низа обуви. Амортизационные свойства нижней части обуви определяют её способность уменьшать ударную нагрузку, когда человек ходит, и распределять давление стопы на опорной поверхности. Амортизационные свойства зависят от физико-механических параметров материала подошвы, простилки стельки, от степени содержания влаги, от самой конструкции детали нижней части обуви. Фрикционные свойства отвечают за устойчивость обуви на скользких поверхностях и зависят от материала, конструкции подошвы. От гигиеничности зависят оптимальные условия. Постоянство комфортных условий включает в себя создание необходимого микроклимата в пространстве внутренней части обуви, поддержание определенной температуры, вентиляции воздуха. Все эти свойства зависят от параметров материалов, особенностей поверхности, пористости, а так же конструкций и форм обуви, технологий изготовления. Для наглядного сравнения механических свойств полимеров, была составлена таблица 1.

В настоящее время существует большой выбор полимерных материалов, подходящих для изготовления подошв ортопедической обуви. В качестве одиночного материала изготовления ортопедической обуви подходит этилвинилацетат. Он используется для изготовления ортопедической обуви и это обосновано его свойствами: малый вес и высокие амортизирующие свойства.

Таблица 1 - Сравнительные данные полимеров, используемых для производства обувных подошв [40]

Параметры	ПВХ	ТЭП	ЭВА	ПУ	ТПУ	Резина (нитрил)
Вес	большой	большой	малый	малый	большой	Средний
Сопротивление скольжению	среднее	Высокое	низкое	среднее	высокое	Высокое
Сопротивление к истиранию	низкое	низкое	среднее	высокое	высокая	Высокое
Прочность	низкая	низкая	низкая	высокая	высокая	Высокая
Прочность крепления к верху кожанной обуви	низкая	средняя	высокая	высокая	низкая	Высокая
Стойкость к многократному изгибу	низкая	средняя	низкая	средняя	средняя	Высокая
Морозостойкость	Средняя	Средняя	Нет	Нет	Да	Да
Амортизационные свойства	Средние	Высокие	Высокие	Высокие	Средние	Средние
Стоимость	средняя	Высокая	средняя	Низкая	средняя	Высокая

Комбинацией материалов, имеющих необходимые свойства, выступает сочетание полиуретана и термополиуретана. Совместив данные материалы, получится антишоковая подошва, обеспечивающая комфорт и разгрузку проблемных зон стопы. Материалы имеют различные свойства, которые будут дополнять друг друга. Так пластичный полиуретан будет обеспечивать смягчение и уменьшение болевых ощущений стопы, а термополиуретан обеспечит устойчивость подошвы и морозостойкость в холодное время года.

2.3 Исследование распределения усилия стопы

Исследование усилия стопы, которое оно оказывает на разные точки поверхности, необходимо. Полученные данные помогли сориентироваться, какие в действительности участки испытывают наибольшее напряжение в той или иной обуви. Наибольший интерес представляют испытания в обуви Барука, так как её конструкция претерпела изменения.

2.3.1 Применение устройства с тензодатчиками

Устройство предназначено для определения локального давления в пяти точках стопы. Оно состоит из стельки, соединенной с цифровым блоком - преобразователем сигналов (рисунок 10).

В блоке размещены соединительные элементы, провода и преобразователи. Там же находится Bluetooth-передатчик.

Стелька представляет из себя полиуретановую основу с вклеенными тензодатчиками. Тензодатчики - это измерительный преобразователь в виде резистора, сопротивление которого меняется под влиянием деформации тела, на котором он укреплен [41].



Рисунок 10 - Устройство измерения давления, оказываемого стопой на разные участки стельки

Тензодатчик, применяющийся в устройстве, представляет собой конструкцию состоящую из тензорезисторов сопротивлением 1 кОм включенных по схеме изображенной на рисунке 11.



Рисунок 11 - Устройство тензодатчика

Полиуретан имеет высокую эластичность и может принять форму исследуемой обуви. Датчики распределены согласно опорным поверхностям стопы (рисунок 12).

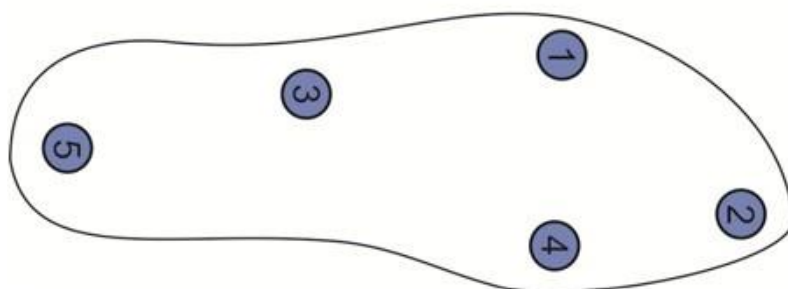


Рисунок 12 - Схема расположения датчиков

Для повышения податливости полиуретановой основы была уменьшена ее толщина. Для этого использовалась мини-дрель с гибким валом. Далее с помощью мини-дрели были прорезаны канавки для проводов и углубления для установки датчиков. Датчики были приклеены к основе на эпоксидный клей (рисунок 13). В данном устройстве снимаются измерения с пяти каналов, к каждому из которых подключаются мосты Уинстона с тензодатчиками.

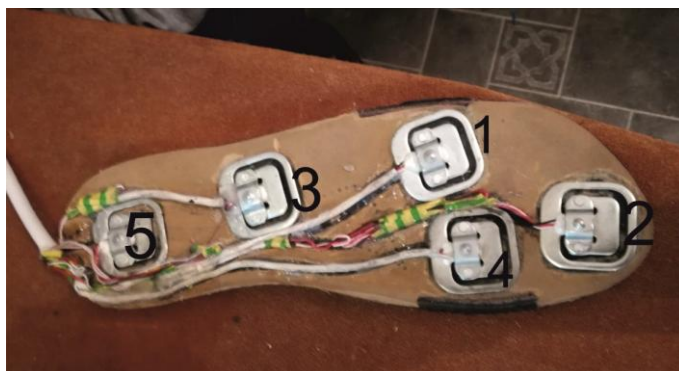


Рисунок 13- Расположение датчиков на подошве

Напряжение, формируемое на резистивном мосте Уинстона, снимается с диагонали аналогово-цифровым преобразователем. Вместо одного резистивного сопротивления подключается тензорезистор такого же номинала, как и остальные сопротивления моста Уинстона равные 1 кОм. На рисунке 14 изображена схема резистивного моста Уинстона, где $R_1=R_2=R_3=R_{\text{тензодатчика}}=1\text{кОм}$ [42].

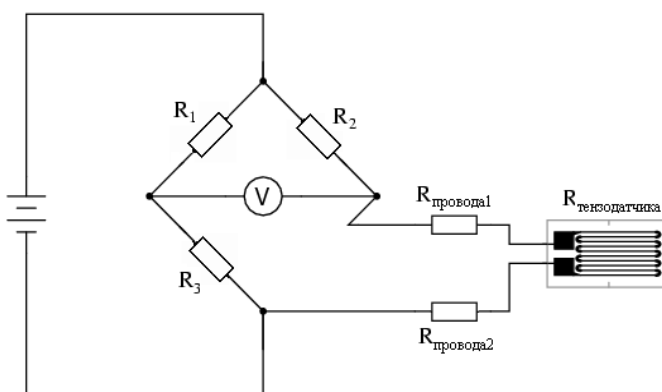


Рисунок 14- Схема с подключенным тензорезистором

Преобразование из напряжения в цифровое представление осуществляются 24 битным аналогово-цифровым преобразователем НХ 711, с частотой преобразования 80 Гц(рисунок 15). То есть, время обработки измерений составляет 13мс [43].

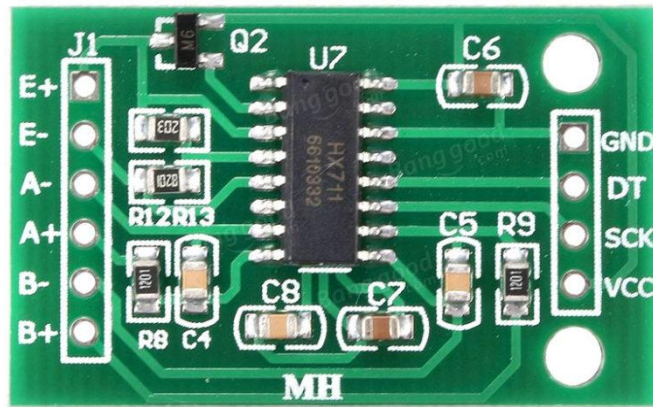


Рисунок 15 - АЦП NH711

У этого АЦП имеется два дифференциальных входа, каждый из которых имеет разные коэффициенты усиления. В данном случае используется дифференциальный вход Ас коэффициентом усиления равным 128. Выбор нужного коэффициента осуществляется программно. Коэффициент усиления и выбор канала зависит от количества импульсов на выводе SCK [44], как показано в таблице 3.

Таблица 3 - Коэффициент усиления и выбор канала

PD_SCK Pulses	Input channel	Gain
25	A	128
26	B	32
27	A	64

В случае выбора коэффициента усиления равным 128 на вывод SCK подается 25 импульсов.

Разностное напряжение с моста, поступая на вход А, усиливается с помощью усилителя с коэффициентом усиления равным 128. Микроконтроллер stm 32f103 задействуется для управлением работой ацп, обработки показаний ацп, перевода показаний из цифрового представления в массу и для передачи показаний с помощью последовательного порта USART. Данные поступают через USART порт на bluetooth передатчик. Просмотр результата измерений возможен на любом принимающем bluetooth

устройстве имеющий ПО Android и установленную терминальную программу.

В программе каждому датчику было задано ограничение по максимальной нагрузке, которую он может воспринимать - 30кг.

Настройка устройства производилась с помощью напольных весов. Сопоставлялись значения оказываемой на датчик нагрузки в килограммах со значениями сопротивления, которые отражались в интерфейсе программы для настройки.

2.3.2 Порядок проведения эксперимента

Устройство подключалось к телефону через Bluetooth. С помощью терминальной программы BluetoothTerminalHC-05 (рисунок 16) данные с пяти датчиков отображались на экране телефона:

Участники эксперимента: девушка (вес 60 кг), юноша (вес 56 кг) имеет плоскостопие.

На одну ногу должно приходится 30 кг.

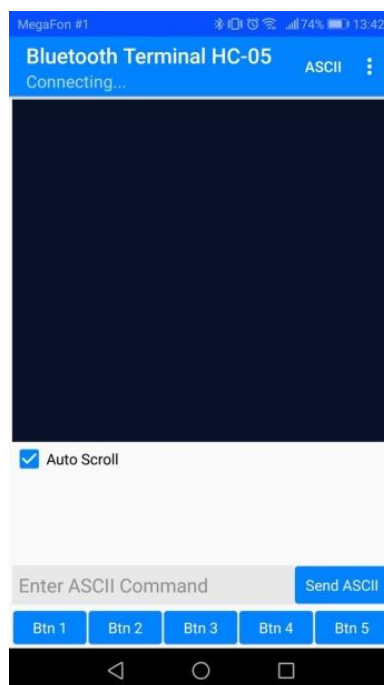


Рисунок 16 - Терминальная программа приема данных датчиков

Для эксперимента использовались три типа обуви: сама стелька, лежащая на плоскости; ортопедическая обувь Барука (рисунок 17); обувь на платформе (рисунок 18). Участник поочередно вставал на данные модели, а измерения записывались и сохранялись на Googleдиск.



Рисунок 17- Ортопедическая обувь Барука



Рисунок 18 - Туфли на платформе

Для преобразования значений сопротивления в килограммы через аналогово-цифровой преобразователь производилась юстировка датчиков производилась отдельно по каждому путем установки на него грузов различной массы и сопоставлением полученных данных в приложении с массой грузов с последующим выводением эмпирической зависимости показаний от приложенного усилия. Для этого были использованы гири в 1, 2 и 4 килограмма. На каждый была назначена воспринимаемая нагрузка в 30

кг. Данная масса является ограничением, после достижения которой происходит обнуление значения.

Перед проведением эксперимента у испытуемых была определена масса. При идеальном условии равновесия общая масса должна распределяться на ноги поровну.

Испытуемый 1: 60 кг.

Испытуемый 2: 59 кг. Есть плоскостопие.

Эксперименты проводились следующим образом: в обувь вкладывалась стелька. Работа датчиков и Bluetooth-передатчика запускалась кнопкой на цифровом блоке. На смартфоне включалась программа приема данных Bluetooth Terminal HC-05. Программа подключалась к устройству и начинался прием данных в виде пяти чисел, которые менялись и поступали. После этого испытуемый вставал на поверхность стельки. Какое-то время уходило на стабилизацию усилия путем нахождения испытуемым устойчивого состояния. При этом наблюдалось внезапное увеличение или уменьшение значений усилия на отдельных датчиках вследствие сокращения мышц и изменения дыхания. Поэтому усилие, приходящееся на одну ногу превышало 30 кг, которые должны наблюдаться при условии равновесия и усиллии на две ноги в спокойном состоянии.

2.4 Определение устойчивости тел. Задача на опрокидывание

Равновесие - это положение физического тела, которое сохраняется без дополнительных воздействий извне. Существует несколько видов равновесий, которые определяются по действию силы тяжести, приводящей к возможно малому отклонению в определенном положении тела (рисунок 19) [45].

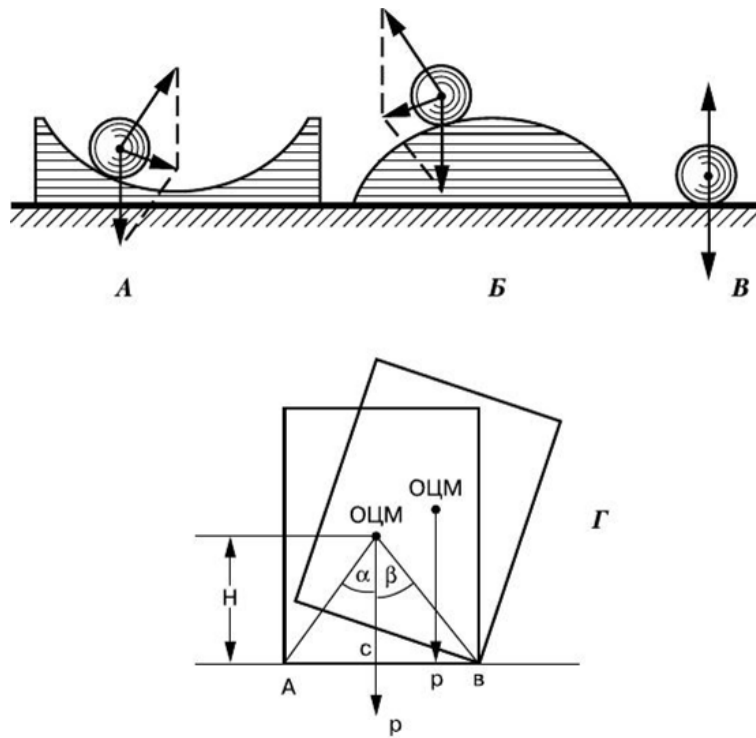


Рисунок 19 - Виды равновесия.

А - устойчивое; Б - неустойчивое; В - безразличное;

Г - ограниченно-устойчивое: Н - высота нахождения основного центра масс (тяжести); Р - сила тяжести тела; АВ - проекция площади опоры; α , β - углы устойчивости тела

Для того, чтобы решить задачу на опрокидывание, следует исследовать предельное положение тела, при котором оно находится в состоянии неустойчивого равновесия. Это состояние имеет два исхода. в первом случае тело опрокинется, то есть перейдет в движение. Во втором случае тело вернется в статичное состояние. Когда появляются небольшие изменения в пространственном положении частей конструкции или изменения в значениях величин сил, которые действуют на конструкцию, происходит опрокидывание, представляющее собой вращение конструкции вокруг некой оси. Эта ось получила название ось опрокидывания, она перпендикулярна проекции площади опоры конструкции. При этом условие равновесия тела ил конструкции есть равенство нулю суммы моментов относительно точки

пересечения оси опрокидывания с плоскостью чертежа всех действующих на тело сил:

$$\sum M_A(\vec{F}) = 0$$

При составлении уравнений не учитываются реакции опор тела. Это происходит потому, что в состоянии предельного положения тело опирается только на те опоры, через которые проходит ось опрокидывания. Определяемые из уравнения величины имеют критические (максимальные или минимальные) значения.

Чтобы обеспечить устойчивость конструкции, нужно изменять величины, полученные из уравнений. Это достигается в процессе конструирования изделия. Какие-то из них должны быть уменьшены (те, для которых найдено максимально возможное при равновесии значение) или увеличены (те, для которых найдено минимально возможное при равновесии значение).

Существуют активные силы, которые действуют на тело, и стремятся вывести тело из положения равновесия и опрокинуть его. Сумма моментов таких сил, относительно оси опрокидывания называется моментом опрокидывания:

$$M_A^{(0)} = \sum M_A [\vec{F}^{(0)}] \quad (1)$$

Противоположными являются силы, создающие пары и стремящиеся вернуть конструкцию в первоначальное состояние. Сумма моментов этих сил относительно оси опрокидывания называется моментом устойчивости:

$$M_A^{(y)} = \sum M_A [\vec{F}^{(y)}] \quad (2)$$

Отношение абсолютного значения момента устойчивости к абсолютному значению момента опрокидывания называется коэффициентом устойчивости [38]:

$$K = \frac{|M_A^{(y)}|}{|M_A^{(0)}|} = \frac{[H * M]}{[H * M]} \quad (3)$$

Для закономерностей движения человека и установления места в состоянии равновесия в жизни человека следует обратиться к биомеханике. Биомеханика – наука, изучающая законы механического движения живых систем.

Согласно положениям биомеханики, эффективно лишь то движение, которое обеспечивает достижение поставленной цели с наибольшей выгодой для организма: наименьшим напряжением мышц, нагрузкой на скелет и расходом энергии. В равной мере это относится и к неподвижному положению тела человека (лежа, сидя, стоя).

Вопрос равновесия тела вынесен на первое место и является весьма важным. Существует следующие правила:

1. При совершении перемещения нужно сохранять устойчивое равновесие тела. Оно возможно только в том случае, когда центр тяжести при любом изменении положения тела будет проецироваться на площадь опоры.

2. Площадь опоры может быть расширена разведением стоп в удобном положении (расстояние между стопами 30 см, одна стопа немного выдвинута вперед).

3. Равновесие более устойчиво, когда центр тяжести смещается ближе к площади опоры. Этого можно достигнуть путем небольшого сгибания ног в коленях без наклона вперед [46].

Можно сделать вывод о том, что устойчивость человека в обуви можно улучшить путем увеличения и площади опоры подошвы. Следует обратить особое внимание на ту сторону изделия, где риск падения неконтролируем - то есть, задняя часть подошвы. Подошву с этой стороны следует не только расширить к низу, но и продолжить к верху. Таким образом, появляется дополнительный страховочный элемент. Это актуально в первые сутки после операции во время ношения гипсовой повязки.

Если брать во внимание правило №3, к обуви может прилагаться специальная фиксирующая система. Она предназначена для обеспечения сгибания ног в коленях и предупреждения критического смещения центра массы назад.

Для сохранения положения тела, человек должен находиться в равновесии, а оно, в свою очередь, определяется его позой, его ориентацией и местоположением в пространстве, а также его связью с опорой.

Поза - взаимно относительное расположение элементов тела, не зависимое от ориентации и местоположения тела в пространстве и отношения его к опоре.

Таким образом, для сохранения положения равновесия тела человеку нужно фиксировать позу и не допускать, чтобы приложенные внешние силы изменили позу и переместили его тело с данного места в каком-либо направлении.

К биомеханической системе приложены силы тяжести, силы реакции опор, веса и другие, которые могут быть и возмущающими, и уравнивающими силами в зависимости от положения звеньев тела относительно их опоры.

Во всех случаях, когда человек сохраняет положение равновесия, находится в равновесии изменяемая система тел (рисунок 20).

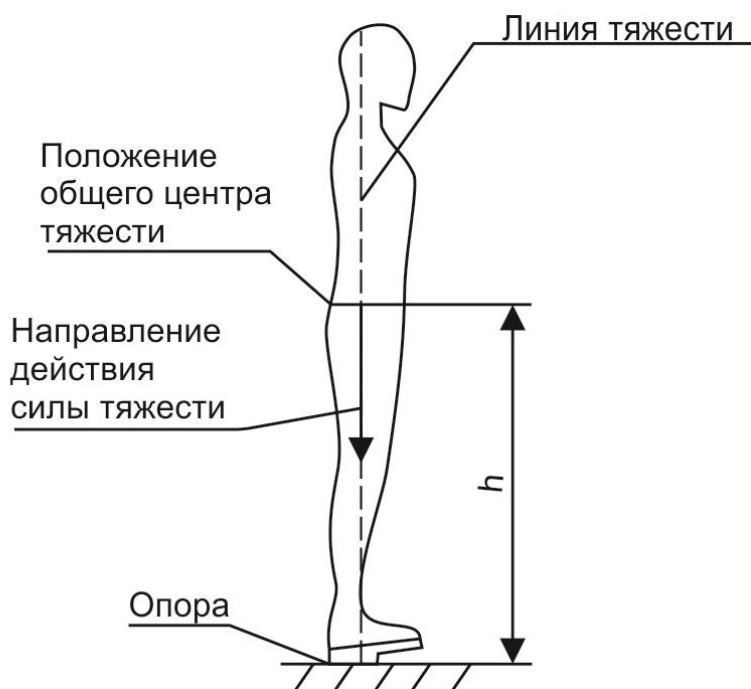


Рисунок 20- Тело человека в положении равновесия

Когда человек передвигается шагом (при сохранении положения) к телу человека чаще всего приложены силы тяжести его тела, а также силы реакции опоры, препятствующие свободному падению.

Существуют внешние силы, которые делятся на возмущающие (опрокидывающие, отклоняющие), направленные на изменение положения тела, и уравнивающие, которыми уравнивается действие возмущающих сил.

Силы мышечной тяги чаще всего служат силами уравнивающими. Но в определённых условиях они могут быть и силами возмущающими, то есть направленными на изменение и позы и расположения тела в пространстве.

Устойчивость объекта определяется его способностью противодействовать нарушению равновесия, сохранять положение. Существуют статические показатели устойчивости (такие как коэффициент устойчивости), как способность сопротивляться нарушению равновесия, и динамические, такие как способность восстановить равновесие.

Опрокидывающий момент создаётся опрокидывающей силой,

приложенной на плече относительно линии опрокидывания, вокруг которой происходит отклонение тела. Момент устойчивости относительно той же линии опрокидывания возникает с начала приложения силы F_0 . Наибольшим он становится в начале опрокидывания (предельный момент устойчивости), далее плечо силы тяжести G уменьшается и момент устойчивости уменьшается до нуля (в граничном положении — основной центр тяжести над линией опрокидывания) (рисунок 21).

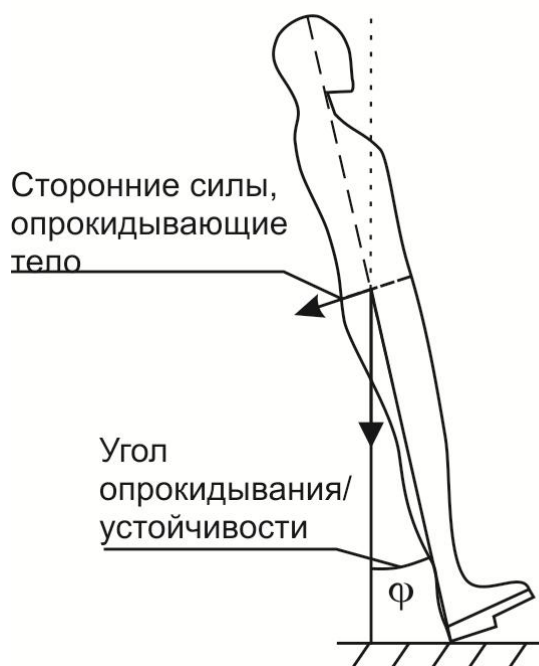


Рисунок 21- Потеря равновесия

Устойчивость характеризуется коэффициентом опрокидывания. Когда коэффициент устойчивости покоящегося тела равен единице и больше неё, опрокидывания нет. Если же он меньше единицы, равновесие не может быть сохранено. Если значение коэффициента равно единице, то тело находится в состоянии предельного равновесия, когда возможен возврат в устойчивое положение или же полная потеря равновесия, падение.

Динамическим показателем устойчивости тела служит угол устойчивости. Данный угол, образованный линией действия силы тяжести и прямой, соединяющей центр тяжести с соответствующим краем площади опоры.

При отклонении тела, пока линия тяжести не дойдёт до границы площади опоры (граничное положение тела — вершина потенциального барьера). Линия центра тяжести ближе к границе, за которой начнётся опрокидывание.

Физический смысл угла устойчивости заключается в том, что он равен углу поворота (φ), на который надо повернуть тело для начала его опрокидывания. Угол устойчивости показывает, в каких пределах ещё восстанавливается равновесие. Он характеризует степень динамической устойчивости: если угол больше, то и устойчивость больше. Этот показатель удобен для сравнения степени устойчивости одного тела в разных направлениях (если площадь опоры не круг и линия силы тяжести не проходит через его центр).

Сумма двух углов устойчивости в одной плоскости рассматривается как угол равновесия в этой плоскости. Он характеризует запас устойчивости в данной плоскости - определяет размах перемещений центра тяжести до возможного опрокидывания в ту или другую сторону.

В случае равновесия биомеханической системы для применения динамических показателей устойчивости нужно учесть существенные уточнения.

Во-первых, площадь эффективной опоры человека не всегда совпадает с поверхностью опоры. У человека, как и у твёрдого тела, поверхность опоры ограничена линиями, соединяющими крайние точки опоры (или внешние края нескольких площадей опоры). Но у человека часто граница площади эффективной опоры расположена внутри контура опоры, так как мягкие ткани (стопа босиком) или слабые звенья (концевые фаланги пальцев в стойке на руках на полу) не могут уравновесить нагрузку. Поэтому линия опрокидывания смещается внутрь от края опорной поверхности, площадь эффективной опоры меньше площади опорной поверхности.

Во-вторых, человек никогда не отклоняется всем телом относительно

линии опрокидывания (как кубик), а перемещается относительно осей каких-либо суставов, не сохраняя полностью позы (например, при положении стоя - движения в голеностопных суставах).

В-третьих, при приближении к граничному положению нередко становится трудно сохранить позу и наступает не просто опрокидывание «отвердевшего тела» вокруг линии опрокидывания, а изменение позы с падением.

Таким образом, углы устойчивости в ограниченно-устойчивом равновесии характеризуют динамическую устойчивость как способность восстановить равновесие. При определении устойчивости тела человека необходимо также учитывать границы площади эффективной опоры, надёжность сохранения позы до граничного положения тела и реальную линию опрокидывания [47].

Для расчета опрокидывающей и удерживающей сил, коэффициента устойчивости необходимо знать положение общего центра тяжести человека. Общий центр тяжести - это точка, к которой приложена сила тяжести всего тела. Такая геометрическая точка совпадает с общим центром масс тела и находится в месте пересечения осей, относительно которых сумма моментов сил тяжести всех частей и звеньев тела равна нулю.

Высота расположения ОЦТ (основной центр тяжести) зависит от пола человека, возраста, телосложения [48]. У женщин ОЦТ, в среднем, располагается на 55 мм спереди от передненижнего края первого крестцового позвонка. У мужчин ОЦТ располагается на уровне III поясничного - V крестцового позвонков, у женщин - на 4-5 см ниже, чем у мужчин, и соответствует уровню от V поясничного до I копчикового позвонка [49].

2.4.1 Влияние величины площади основания на устойчивость объектов

Данная часть посвящена расчетам коэффициента опрокидывания (поперечный и продольный). Искомая величина позволяет рассчитать

нагрузки, необходимые для опрокидывания тела через условие критического равновесия. Варьируя геометрические параметры, используемые в формуле, можно добиться увеличения коэффициента устойчивости и за счет этого уменьшить риск опрокидывания конструкции, падения пациента.

В разделе представлены расчеты начальной конструкции в поперечном и продольном направлениях, анализ и функции некоторых её элементов, их преобразование и проверка по формулам. Для наглядного сравнения изменения конструкции построен чертеж исходной конструкции подошвы (ПРИЛОЖЕНИЕ А).

2.4.1.1 Расчет поперечной силы опрокидывания

Так как ширина основания подошвы имеет различия в величинах с передней и задней стороны, бралось среднее значение ширины a_0 . Основной центр тяжести человека находится примерно на высоте h (0,9 м), на уровне Крестцового позвонка. Сила тяжести человека равна 600N (при округлении до 10 м/с^2), однако расчет проводится на одну ногу, поэтому значение в половину меньше (идеальный случай). Это связано с тем, что вес распределяется по тазобедренным суставам. Если проводить расчет для человека, который опирается на две ноги, то опорной поверхностью является не только ступни, но и пространство между ними. В этом случае устойчивость выше и меньше риск падения. В данном случае рассматривается положение, при котором данное положение нарушено, площадь опоры уменьшена. Как было сказано выше, устойчивость человека зависит и от позы, которую он принимает во время движения и во время падения, чтобы противостоять ему. Из этого, можно предположить, что неудачное положение тела способствует падению даже при малом значении опрокидывающей силы.

Так как реакцию человека и принимаемую позу невозможно предугадать и учесть, расчет проводится без учёта позы. Собственная масса

модели подошвы равна 0,63 кг. Она учитывается, так как расчет проводится с учетом нахождения человека в обуви (рисунок 22).

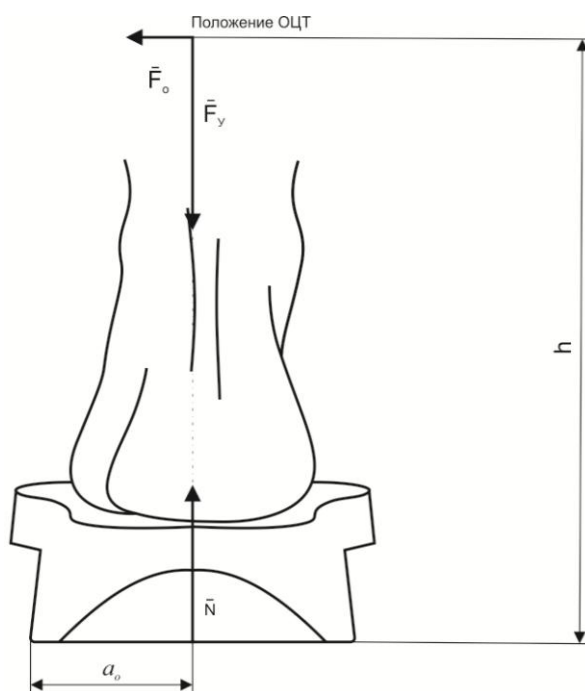


Рисунок 22 - Схема сил, действующих на систему "нога-обувь"

Само значение опрокидывающей силы вычисляется с помощью формулы значения коэффициента устойчивости, который должен равняться 1 (положение предельного равновесия):

$$K = \frac{|M_A^{(y)}|}{|M_A^{(o)}|} = 1 \quad (3)$$

$$K = \frac{|F^{(y)} * a|}{|F^{(o)} * h|} = \frac{|306,3 * 0,039|}{|F^{(o)} * 0,9|} = 1$$

$$F^{(o)} = 13,3 \text{ Н}$$

Если перевести результат в значение усилия, поделить на ускорение свободного падения, равное 10 м/с^2 , видно, что для достижения телом предельного равновесия необходима нагрузка в 1,3 килограмма. Так значение получено для одной ноги, то для двух опор оно равно 2,6 килограмма или 26,6 Н. Повышение нагрузки приведет к поперечному опрокидыванию.

2.4.1.2 Продольная сила опрокидывания. Возможные варианты конструкции

Если рассматривать конструкцию в продольном направлении, то в данном случае задача имеет усложнение. Оно заключается в наличии скоса (скругления) пяточной части. Данное обстоятельство позволяет предположить, что нет смысла в расчетах коэффициента устойчивости при наличии скругления, так как проекция центра тяжести может постоянно меняться. В положении устойчивого равновесия человек будет стоять, опираясь на основную площадь опоры, имеющую максимальную площадь, ширину и длину (рисунок 33).

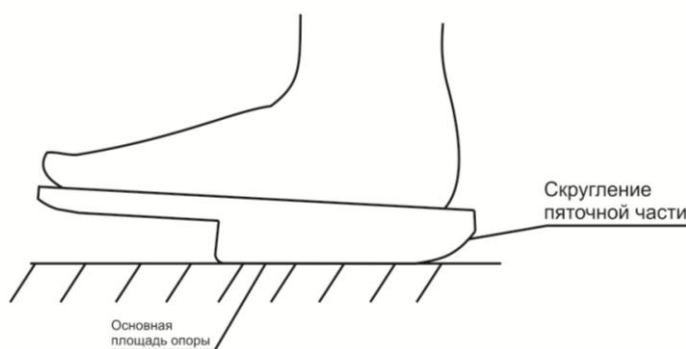


Рисунок 33 - Продольный вид обуви

Был произведен расчет варианта, при котором нет скругления (ПРИЛОЖЕНИЕ Б). В роли b выступает длина основной площади опоры. В данном случае она не делится на 2, как в случае поперечного расчета. Так как нельзя точно определить положение основного центра тяжести, в расчете допускается, что его проекция находится в середине опорной площадки. Высота приложения опрокидывающей силы h не меняется. Удерживающая сила модели равна 306,4 N. Через формулу коэффициента устойчивости находится нагрузка, являющаяся причиной критического положения равновесия :

$$K = \frac{|F^{(y)} * b|}{|F^{(o)} * h|} = \frac{|306,4 * 0,075|}{|F^{(o)} * 0,9|} = 1$$

$$F^{(o)} = 25,5 \text{ Н}$$

Масса, которая может привести к падению в таком случае равна 2,5 кг. Для двух ног 51 Н или 5,1 кг. Это больше, чем при расчете поперечного опрокидывания. Но в этом случае больше вероятность получения травмы. При падении в боковую сторону человек может принять иную позу, увеличив свою устойчивость за счет перемещения общего центра тяжести вниз. При падении назад риск получения серьезных травм выше, как и уровень неконтролируемости процесса падения.

Были рассчитаны коэффициенты устойчивости для моделей, с увеличенной опорной площадью (ПРИЛОЖЕНИЯ В, Г):

$$K = \frac{|F^{(y)} * b|}{|F^{(o)} * h|} = \frac{|306,8 * 0,079|}{|25,5 * 0,9|} = 1,05$$

$$K = \frac{|F^{(y)} * b|}{|F^{(o)} * h|} = \frac{|307,1 * 0,082|}{|25,5 * 0,9|} = 1,09$$

Таким образом, увеличение площади опоры в продольном направлении тоже привело к повышению значения коэффициента устойчивости. Увеличивать ширину и длину в поперечном и продольном направлениях имеет смысл, пока масса не станет критической для ношения пациентом. Данный параметр должен устанавливаться с помощью клинических испытаний. При этом не стоит доводить до образования острого угла и сильно выпирающей части материала. Он будет цепляться за поверхности и утратит свою практическую функцию.

Увеличивать контур опоры можно до определенных границ. Во-первых, пространство между ногами ограничено, человеку неудобно станет ходить. Во-вторых, если построить график зависимости коэффициента устойчивости от ширины опоры в какой-то момент линия станет горизонтальной, увеличения коэффициента устойчивости не будет происходить.

2.5 Определение механических характеристик конструкции подошвы

Расчётное обоснование технических проектов с использованием современных автоматизированных технологий базируется на ресурсоемких компьютерных системах и требует междисциплинарного программного обеспечения.

Немаловажную роль в развитии компьютерных вычислений играет и рост конкуренции в промышленности. Под давлением рынка предприятия стремятся к экономии средств и поэтому стараются перенести испытания образцов новой продукции из реального мира в виртуальный [50].

Для проведения расчетов необходима 3D модель. Для данной работы модель подошвы выполнялась в программе *SolidWorks*. Материалом используемый в изделии - этилвинилацетат (используется в производстве ортопедической обуви). В главе 2.2 выделены свойства данного материала, благодаря которым материал используется для производства ортопедической обуви. Свойства представлены в таблице 4.

Таблица 4 - Физико-механические свойства материала подошвы [51]

Показатель	Значение
Плотность	0,934-0,948 г/см ³
Температура плавления	76-90°C
Температура хрупкости	< -70 °C
Температура размягчения	48-70°C
Модуль изгиба	150-800 кг/см ²
Прочность при растяжении...	30-80 кг/см ²
Прочность при разрыве...	140-160 кг/см ²
Относительное удлинение при разрыве...	800-1200 %
Твердость по Шору	32-96 усл.ед.

Для начала работы необходимо импортировать модель в программу в формате Parasolid.

Тип расчета - *StaticStructural*, позволяющий определить состояние объекта при постоянстве основных характеристик целиком и по структурным элементам [45].

Далее модель импортируется с помощью *DesignModeler* программы.

В разделе *EngineeringData* нужно ввести физико-механические параметры материала. Поливинилхлорид есть в базе данных, поэтому нужно выбрать его.

Во вкладке *Mesh* задаются параметры разбиения изделия на конечно-элементную сетку. Сложная форма изделия определяет метод построения сетки - автоматический (рисунок 23).

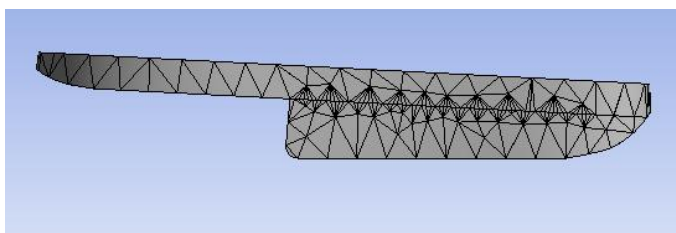


Рисунок 23- Сгенерированная сетка

Перед назначением нагрузок модель подошвы фиксируется в пространстве. Опорой является плоскость контакта с землей. Плоскость фиксируется с помощью функции *FixedSupport*.

Изучалась влияние нагрузки на всю поверхность подошвы. Нагрузка равна 30 кг или 300 N. Это случай равномерного распределения усилия между ногами человека при общей массе 60 кг (рисунок 24).

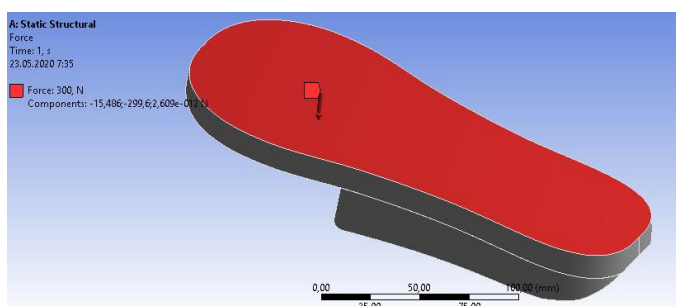


Рисунок 24- Место приложения силы

Использовался инструмент *Force*. Нагрузка прикладывалась равномерно вертикально вниз на внутреннюю часть подошвы, на которую встает человек.

Общая деформация выражается в миллиметрах и отражает величину перемещения конструктивно-слабых элементов (рисунок 25).

Эквивалентные напряжения помогают выявить наиболее напряженный участок. Величина представлена в МПа (рисунок 26).

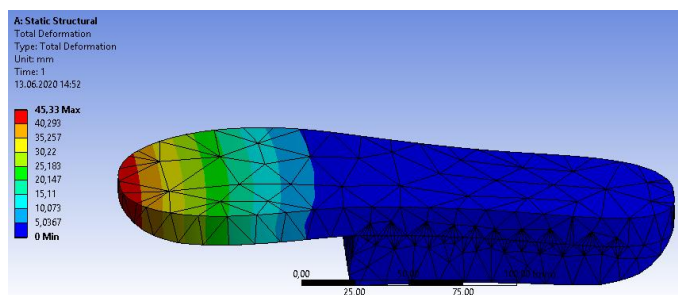


Рисунок 25- Общая деформация

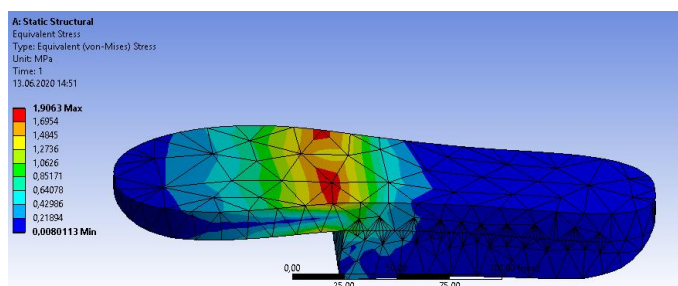


Рисунок 26– Результат приложения эквивалентных напряжений

Данное наглядное исследование позволяет сделать вывод, что резкий обрыв передней тонкой части после каблука делает данный элемент уязвимым. Улучшения конструкции можно добиться, если сделать скругление, которое будет поддерживать переднюю часть.

Были сделаны три модели, у которых была поддержка уязвимого элемента за счет наличия скругления радиусом 15 мм (рисунки 27, 28), 25 мм (рисунки 29, 30) и 35 мм (рисунки 31, 32). Они были повторно испытаны в программе.

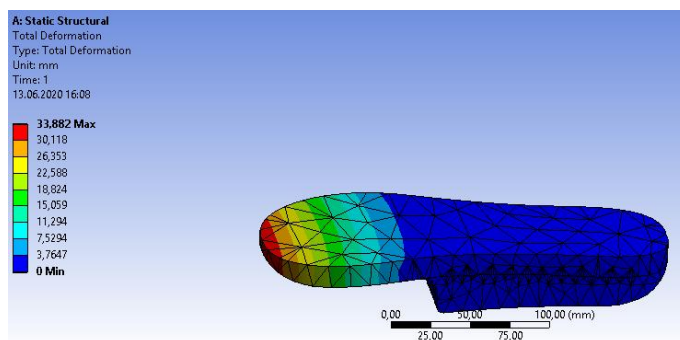


Рисунок 27- Общая деформация (радиус скругления 15 мм)

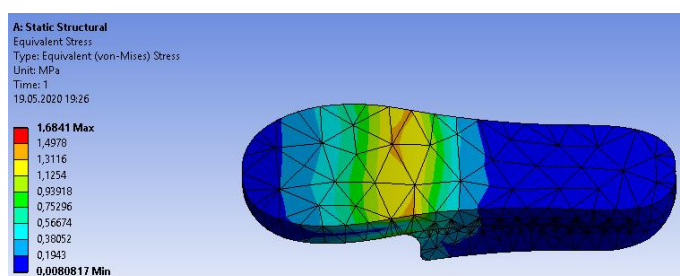


Рисунок 28- Эквивалентные напряжения (радиус скругления 15 мм)

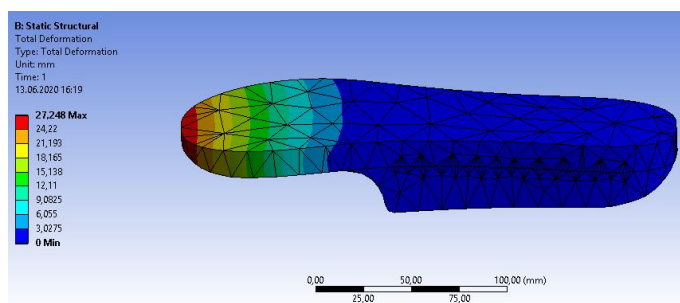


Рисунок 29- Общая деформация (радиус скругления 25 мм)

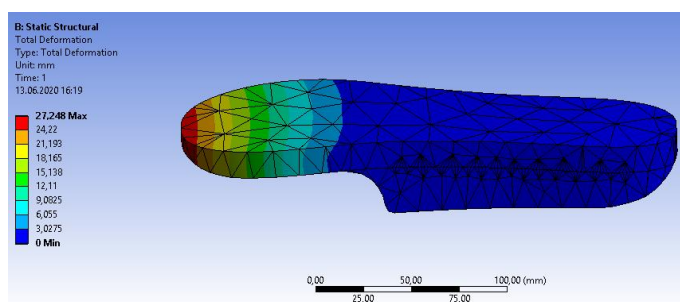


Рисунок 30 - Эквивалентные напряжения (радиус скругления 25 мм)

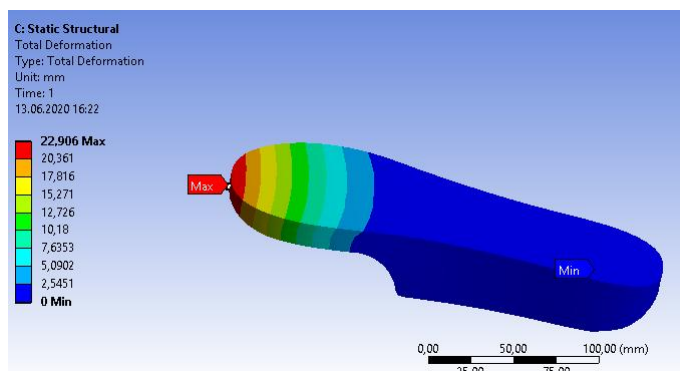


Рисунок 31 - Общая деформация (радиус скругления 35 мм)

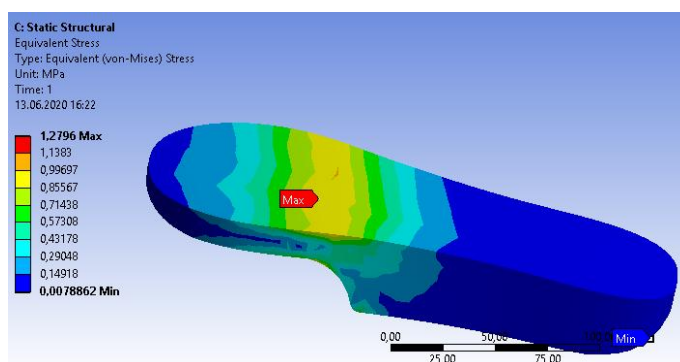


Рисунок 32- Эквивалентные напряжения (радиус скругления 35 мм)

По результатам проведенных испытаний видно, что чем больше радиус скругления проблемной зоны, тем меньше величины эквивалентных напряжений и общей деформации. Конструкция при этом стала не такой эластичной, но это хорошо для постоянного поддержания передней части стопы в правильном положении.

Подобные испытания актуально проводить для определения несовершенств конструкций уже существующих вариантов изделий и проектируемых образцов.

ВЫВОДЫ ПО ВТОРОЙ ГЛАВЕ

1. Патентный поиск помог выявить несколько конструкций обуви Барука. Внешняя форма пяточной части у всех трех моделей одинакова. В двух патентах одного автора подошва прессованная или литая, в одном - поляя с вертикальными опорами внутри. Только в одном патенте указан угол наклона подошвы - $5-15^\circ$, при этом не дается обоснований указанному диапазону. В двух патентах говорится, что нужно использовать упругий материал: латекс, резину или полиуретановую пену.

2. Анализ полимерных материалов для производства обуви помог подобрать сочетание материалов для обеспечения необходимых качеств подошвы - полиуретан и термополиуретан, первый имеет высокую эластичность, а второй морозостоек. В качестве одиночного материала выбран этилвинилацетат, так как он легкий, имеет высокие демфирующие свойства.

3. Описано устройство для измерения распределения усилия стопы на поверхность. Оно состоит из стелечной части и блока питания. Разработан порядок проведения эксперимента с применением устройства.

4. Условием равновесия тела является равенство моментов удерживающей и опрокидывающей сил. Результат их деления равен коэффициенту равновесия. Рассчитаны величины опрокидывающих сил для продольного (51Н) и поперечного (26,6 Н) направления, которых достаточно для падения человека в обуви. Кроме того, показано, что устойчивость при стоянии и ходьбе также обеспечивается увеличением площади опоры подошвы

5. Испытание конструкции подошвы в ANSYS помогло выявить уязвимую часть конструкции, улучшить её жесткость изменением геометрии и добавлением материала.

ГЛАВА 3. Результаты исследований и изменение конструкции

В главе представлены результаты исследований измерения распределения усилия в обуви, проведенное с помощью датчиков. Представлены рекомендации и варианты по улучшению конструкции подошвы путем изменения геометрии. Изготовлены образцы подошвы из гипса и проведено повторное исследование с применением тензодатчиков. Представлены результаты изменения ширины опорной части подошвы.

3.1 Результаты измерения исследования распределения давления

Было проведено пять экспериментов. Менялась обувь, испытуемые и характер эксперимента (статическое состояние и небольшое движение).

В первом эксперименте подопытный 1 вставал на стельку, которая не вкладывалась в какую-либо обувь (Таблица 3). Среди записанных результатов имеются 15 измерений и доверительной вероятности 0,9. При статичных условия наблюдается наибольшая масса под пяточной костью и первой плюсневой.

Перед расчетами проводилась проверка подозрительных значений с помощью критерия Романовского. Выпадающие значения подчеркнуты и не включены в расчеты.

Перед статистической обработкой результатов проводилась проверка подозрительных значений с помощью критерия Романовского. Выпадающие значения подчеркнуты и не включены в расчеты.

Из таблицы 5 видно, что распределение нагрузки на датчики происходит закономерно. Наибольший вес воспринимается пяточным датчиком 5. Максимальный вес на нем - 20 кг, минимальный 5. Такое колебание возникает при сокращении мышц ног.

Таблица 5 - Результаты измерений

Датчик	Испытуемый 1 (без обуви)															Ср., кг	Погрешность
	Опыт																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15		
1	4	7	4	2	3	3	2	2	3	3	3	2	<u>8</u>	6	1	3,2	24%
2	3	2	3	2	3	2	2	2	2	2	2	2	1	1	1	2	14,89%
3	<u>9</u>	5	3	3	5	4	4	4	5	5	5	5	3	2	1	3,8	15,8
4	12	12	14	13	15	14	13	14	15	16	15	15	16	<u>19</u>	<u>9</u>	14	4,7%
5	20	6	18	20	16	16	20	19	19	20	20	20	<u>0</u>	5	11	13	15,2%
Сумма	-	32	42	40	42	39	41	41	44	46	45	44	-	-	-		

Во втором эксперименте стелька вкладывалась в обувь на платформе (Таблица 6). При этом происходит распределение веса между 2, 4 и 5 датчиками во время стояния. Максимальное колебание веса равно 8 килограммам. Можно предположить, что при совершении шага нагрузка будет меняться и наибольший вес будет под 2 и 4 датчиками.

Таблица 6 - Результаты измерений

Датчик	Испытуемый 1 (обувь на платформе)															Ср., кг	Погрешность
	Опыт																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15		
1	2	0	1	2	2	1	0	1	1	0	0	1	1	1	0	0,8	39%
2	4	6	5	<u>22</u>	<u>19</u>	<u>11</u>	5	8	7	6	5	6	8	8	8	6,3	14%
3	0	1	1	<u>5</u>	2	2	1	3	3	3	2	3	3	2	2	2	30%
4	6	3	7	<u>16</u>	<u>15</u>	10	4	5	5	5	4	6	8	8	8	6	20%
5	2	5	5	6	3	3	4	7	8	8	7	8	8	8	6	5,3	19%
Сумма	14	15	19	-	-	-	14	24	24	22	18	24	28	27	24		

Наибольший интерес представляют эксперименты с обувью Барука. При стоянии испытуемого наблюдается полное отсутствие нагрузки на второй датчик, который находится между 4 и 5 плюсневых костями (Таблица 7). Больше всего массы переходит на пятку. Предельные показания под первой плюсневой костью составляют 3 кг.

Таблица 7 - Результаты измерений

Датчик	Испытуемый 1 (обувь Барука) при стоянии в спокойном состоянии															Ср., кг	Погрешность
	Опыт																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15		
1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1,1	11%
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-
3	4	5	5	5	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	5,6	4,95%
4	0	0	1	1	2	3	3	3	2	2	3	2	2	2	2	1,8	24,13%
5	<u>16</u>	20	20	21	21	20	21	21	20	20	20	19	19	19	18	20	2,6%
Сумма	-	26	27	29	30	30	31	31	29	29	30	28	28	28	27		

В четвертом эксперименте испытуемый совершает маленькие нерезкие шаги. Масса резко переносится на первую плюсневую кость (датчик 4). Хотя данного явления не должно происходить (таблица 8).

Таблица 8 - Результаты измерений

Датчик	Испытуемый 1 (обувь Барукка) при наступании и переносе массы с ноги на ногу															Ср., кг	Погрешность
	Опыт																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15		
1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	-
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-
3	0	0	<u>5</u>	1	1	0	1	0	1	1	1	0	1	2	0	0,6	58%
4	<u>6</u>	10	16	13	11	14	16	14	16	15	17	19	20	20	17	15,6	11%
5	0	1	<u>6</u>	3	2	2	3	3	3	3	3	3	4	3	3	2,8	22,8%
Сумма	-	13	-	19	16	18	20	19	22	21	23	24	25	25	20		

В пятом эксперименте участвует второй испытуемый. У него происходит колебание массы между 3, 4 и 5 датчиками. Как и в четвертом случае, происходит нагружение первой плюсневой кости. Наблюдаются скачки до 22 килограммов (таблица 9).

Таблица 9 - Результаты измерений

Датчик	Испытуемый 2 (обувь Барукка)															Ср., кг	Погрешность
	Опыт																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15		
1	5	0	0	<u>16</u>	2	3	1	1	2	1	2	2	1	1	2	1,6	44%
2	2	1	0	<u>8</u>	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,2	155%
3	20	<u>25</u>	15	<u>25</u>	4	5	4	4	5	5	6	5	4	4	5	6,6	45%
4	20	22	22	<u>24</u>	7	10	8	7	8	9	9	8	8	7	9	11	29%
5	0	2	0	3	24	23	23	25	25	26	28	21	23	25	24	16	26,77%
Сумма	47	-	37	-	37	41	36	37	40	41	45	36	36	37	40		

Полученные данные позволили выяснить, что ортопедическая обувь Барука может разгрузить передний отдел стопы только в стоячем положении, без движения, когда человек не двигается. При движении происходит сокращение мышц и ситуация с распределением усилий меняется, конструкция не помогает достичь заявленного эффекта разгрузки. В связи с этим появляется необходимость в проведении испытаний измененных конструкций и подбора угла наклона конструкции.

3.2 Варианты изменения конструкции подошвы

Конструкция исходной модели (ПРИЛОЖЕНИЕ А) имеет отличия от патентов обуви Барука. Угол наклона подошвы составляет примерно $2^{\circ}58'$, а не минимальный угол в 5° , как указано в патенте EP 0 693 275 [8].

Таким образом, целесообразно изучить влияние угла наклона подошвы на распределение нагрузки на стопу в диапазоне от 5° до 15° и сравнить с имеющимся образцом выпускаемой обуви.

3.2.1 Испытания гипсовых образцов

Стоит проверить, какой угол, из указанных в патентах, будет наиболее подходящим для разгрузки переднего отдела. Для этой задачи были подготовлены три образца подошвы с разным углом наклона (5° , 10° , 15°). Сделаны они из гипса (рисунок 33). Это макеты подошвы, имеющие иные свойства, в отличии от рекомендуемых материалов, однако они подходят для изучения влияния угла разгрузку передней части. Известны опыты по изучению распределения усилия с применением специальных гипсовых заготовок, выполняющих роль подошвы.



Рисунок 33 - Гипсовая заготовка с углом наклона 15°

Для изготовления гипсовых подставок разводился гипс в соотношении 200 грамм гипса на 100 грамм воды. Важно не разбавлять густеющую смесь, так как она теряет прочность [52].

Далее полученные образцы были испытаны при помощи устройства с тензодатчиками. В исследовании участвовал один испытуемый (масса 60 кг). Порядок проведения эксперимента подобен тому, что описан в подглаве 2.4.1.

В эксперименте принимала участие девушка с весом в 60 кг.

Образец с углом наклона в 5° оказался неэффективен. Он слишком мал, происходит нагружение переднего отдела, почти не отличающегося от того, которое происходит при обычном стоянии человека на плоской обуви (Таблица 10).

Таблица 10 - Результаты измерений

Датчик	Испытуемый 1															Ср., кг	Погрешность
	Опыт																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15		
1	4	3	4	2	3	3	<u>21</u>	2	4	3	3	2	<u>20</u>	4	3	3,2	%
2	3	2	3	2	3	2	2	2	2	2	2	2	1	1	1	2	%
3	1	17	3	3	5	4	4	4	5	5	5	5	3	2	1	3,8	%
4	12	12	14	10	15	14	13	12	15	16	15	13	16	<u>19</u>	15	14	%
5	20	6	18	20	21	16	20	22	19	21	20	20	14	23	11	13	%
Сумма	-	32	42	40	42	39	41	41	44	46	45	44	-	-	-		

Угол наклона в 10 градусов оказался более эффективен (Таблица 11). наблюдается постепенное уменьшение значений на датчиках переднего отдела (1,2,4). Наибольший вес переходит на пяточную часть (5).

Таблица 11 - Результаты измерений

Датчик	Испытуемый 1															Ср., кг	Погрешность
	Опыт																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15		
1	1	7	4	2	3	3	2	2	3	3	3	2	<u>8</u>	6	1	3,2	24%
2	3	2	3	2	3	2	2	2	2	2	2	2	1	1	1	2	14,89%
3	<u>9</u>	5	3	3	5	4	4	4	5	5	5	5	3	2	1	3,8	15,8
4	12	12	14	13	15	14	13	14	15	16	15	15	16	<u>19</u>	<u>9</u>	14	4,7%
5	20	23	18	20	22	16	20	19	24	20	25	24	22	5	20	13	15,2%
Сумма	-	32	42	40	42	39	41	41	44	46	45	44	-	-	-		

Образец с углом наклона в 15° показал наилучший результат в разгрузке переднего отдела (Таблица 12). Однако при этом приходится высоко поднимать переднюю часть стопы. Комфортность понижена и увеличивается риск падения.

Таблица 12 - Результаты измерений

Датчик	Испытуемый 1															Ср., кг	Погрешность
	Опыт																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15		
1	4	7	4	2	3	3	2	2	3	3	3	2	<u>8</u>	6	1	3,2	24%
2	3	2	3	2	3	2	2	2	2	2	2	2	1	1	1	2	14,89%
3	<u>9</u>	5	3	3	5	4	4	4	5	5	5	5	3	2	1	3,8	15,8
4	12	12	14	13	15	14	13	14	15	16	15	15	16	<u>19</u>	<u>9</u>	14	4,7%
5	20	6	18	20	16	16	20	19	19	20	20	20	<u>0</u>	5	11	13	15,2%
Сумма	-	32	42	40	42	39	41	41	44	46	45	44	-	-	-		

Таким образом, наиболее эффективной и безопасной является подошва с углом наклона в 10°.

Применение материалов, описанных в подглаве 2.2, может внести изменение в фактическое распределения усилия. В любом случае, нужно стремиться к уменьшению нагрузки, оказываемой на плюснефаланговые суставы. Стоит отметить, что кроме необходимого угла наклона, нужно обеспечить бережную поддержку пяточной части через материал и конструкцию подошвы. Так как большая нагрузка приходится на это место, то не должно возникать болевых ощущений, травм и натертостей. Материал подошвы под пяткой должен быть умеренно жестким. Толщина подошвы должна быть минимум 1,5 см.

Если обувь должна использоваться именно для разгрузки переднего отдела стопы при вальгусной деформации, следует распределить давление по тем участкам, которые не повреждены. Это увеличит площадь опоры и общую устойчивость.

Так может быть изменен угол наклона подошвы внутренней части. Опорная часть при этом остается неизменной. Так можно сделать опорной внешнюю сторону стопы. При этом участок под первой плюсневой костью будет повыше. Можно использовать специальные двухкомпонентные гелевые стельки нужной формы. Они состоят из двух слоев прочного силикона, а между ними расположены трубчатые участки с полимеризованным гелем. Цвет гелевого участка имеет смысл, так как они разные по своим свойствам.

Гель голубого цвета мягкий, обычно заполняет большую часть. Он может менять форму и способен подстраиваться под индивидуальные особенности стоп человека. Это уменьшает нагрузку, повышает амортизацию при ходьбе. Гель желтого цвета имеет повышенную твердость. В обычных стельках он располагается под пяткой. Его функция заключается в снижении последствий механического воздействия. Благодаря правильному распределению нагрузки исчезает дискомфорт [53].

Концепцию таких стелек можно использовать для разгрузки переднего отдела. Только в этом случае более твердый компонент будет под первой плюсневой костью, чтобы приподнимать прооперированный участок. Второй, мягкий компонент будет покрывать остальные участки.

В обратном случае, если операция производилась в районе пятой плюсневой кости при деформации Тейлора, можно сделать выше данный участок. Опора будет приходиться на пятку и внутреннюю часть стопы.

Модель лишена супинаторов, которые влияют на удобство обуви и поддерживают естественный свод стопы. Супинатор может быть самостоятельным ортопедическим изделием, которое служит для поддержки

свода стопы (рисунок). Он активно применяется при плоскостопии и других патологиях, представляет из себя стельку, имеющую особую форму и вкладываемую в обувь [54].



Рисунок 34 - Стелька с супинатором [54]

Применение стелек может улучшить конструкцию существующих ботинок Барука. Можно использовать сменные стельки разной конструкции и из разных материалов. На внутреннюю часть подошвы стельки могут крепиться с помощью специальных текстильных застежек. Разновидность застёжки представляет собой пару текстильных лент, на одной из которых размещены микрокрючки, на другой - войлок. При соприкосновении двух лент микрокрючки зацепляются за войлок [55].

Всё зависит от качества материала, но данное крепление позволит обеспечить комфорт для ноги пациента. Так можно подбирать стельку в зависимости от состояния ноги. Во время ношения гипса требуется больше пространства, наличие супинатора бессмысленно и он даже может вызвать дискомфорт. Поэтому и стелька может быть плоской, обеспечивающей демпфирование стопе (например, полиуретановая стелька). А после снятия гипсовой повязки , когда нога хоть и болезненна, но уже подвижна, можно вложить стельку с супинатором.

Так как исходная модель обуви не имеет сменного вкладыша, фиксирующиеся стельки гораздо гигиеничнее, так как их можно открепить от

подошвы и постирать. Это предотвратит риск появления осложнений, связанных с размножением бактерий.

Данное конструкторское решение может быть применимо для адаптации универсальной обуви Барука (для левой и правой ноги) под конкретный случай реабилитации. Ортопедическая обувь обычно предназначена для двух размеров, а стелька может приспособить её под индивидуальный размер ноги пациента. Описанные выше варианты с изменением наклона подошвы могут быть воплощены в конструкции стельки. Только следует подобрать под эти нужды материал. В случае применения полимерных материалов необходимо наличие на них гигиенической впитывающей прослойки из тонкой ткани, которая применяется в данных целях.

3.2.2 Изменение величины ширины опоры

Для разработки устойчивой конструкции подошвы были проведены изменения геометрии подошвы существующего ботинка Барука. В первом случае площадь контура подошвы увеличена на 5 мм во все стороны, представлен в ПРИЛОЖЕНИИ Б. Масса модели составляет 0,68 кг. Для подтверждения изменения коэффициента устойчивости произведен пересчет конструкции :

$$\frac{a_0}{2} = \frac{95,1 + 97,7}{4} = 48,2\text{мм} = 0,048\text{м}$$
$$K = \frac{|F^{(y)} * a|}{|F^{(o)} * h|} = \frac{|306,8 * 0,048|}{|13,3 * 0,9|} = 1,23$$

Полученный результат свидетельствует о том, что тело при нагрузке в 1,3 кг будет находиться в положении устойчивого равновесия. Увеличение ширины опоры позволяет уменьшить риск опрокидывания в боковую сторону.

При увеличении основания ещё на 5 мм во все стороны, наблюдается увеличение коэффициента (ПРИЛОЖЕНИЕ В). Масса модели составляет 0,71 кг.:

$$\frac{a_0}{2} = \frac{104,3 + 108,6}{4} = 53\text{мм} = 0,053\text{м}$$

$$K = \frac{|F^{(y)} * a|}{|F^{(o)} * h|} = \frac{|307,1 * 0,053|}{|13,3 * 0,9|} = 1,35$$

Таким образом, при увеличении значения a_0 увеличивается коэффициент устойчивости. Площадь опоры обуви становится больше и уменьшается риск падения.

Увеличение площади опорной поверхности подошвы ограничено пространством между ступнями человека. При скованности движения после операций оно мало. При уменьшении угла наклона подошвы по боковым сторонам и добавлении материала передвижение станет затруднительным. Устойчивость может быть нарушена, если материал подошвы зацепится на какую-либо поверхность.

3.2.3 Изменение конструкции пяточной части

Исходная конструкция (ПРИЛОЖЕНИЕ А) имеет скругление пяточной части. Оно является особым элементом, выполняющим важную функцию. Не смотря на болевые ощущения, возникающие при движении, человек будет сильнее поднимать носочную часть. Так как пяточная часть имеет скругленную поверхность, площадь опоры в этом случае будет непостоянной и маленькой по величине. Если вторая нога пациента находится в здоровом состоянии, то ничего страшного не произойдет, большая часть нагрузки перейдет на здоровую конечность. В ситуации, когда у человека прооперированы обе ноги (частое явление при вальгусной деформации), то риск падения увеличивается. В таком случае приходится прибегать к помощи медицинского персонала, применению костылей. Величина опрокидывающей силы уже становится не так важна как её направление.

Когда проекция центра тяжести сместится дальше края пяточной части, произойдет падение (рисунок 35).

Изменение конструкции пяточной части может привести к . Поверхность скругленная, которая есть у исходной модели подошвы, устойчивый контакт с поверхностью возможен, но положение центра тяжести будет постоянно смещаться. Если сделать не скругление, а три скошенные поверхности, на которые можно будет опираться, положение центра тяжести станет более устойчивым.

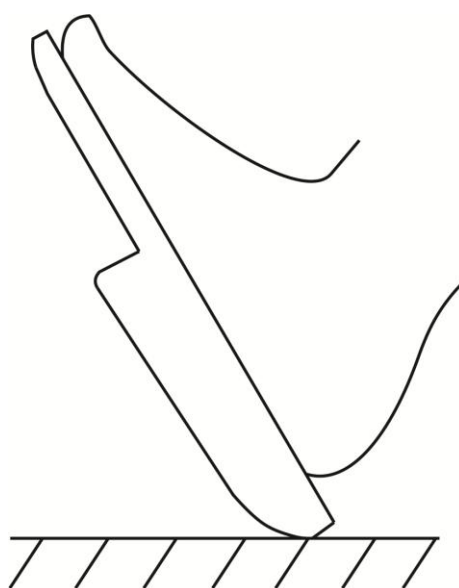


Рисунок 35 - Положение критического равновесия при опоре на скругленную пяточную часть

Повысить устойчивость в таком случае можно, если сделать не скругленную поверхность, а скошенную. Так можно разместить два скоса (рисунок 36) (ПРИЛОЖЕНИЕ Д).

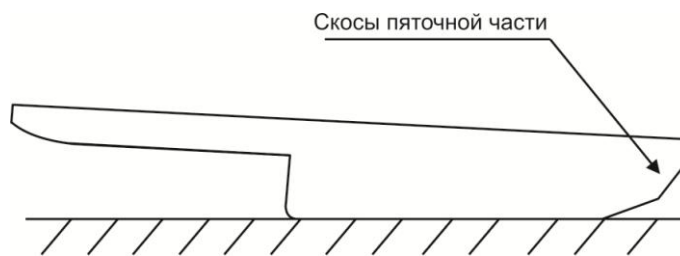


Рисунок 36 - Измененная пяточная часть

Увеличится площадь опоры и сопротивление конструкции к случайному перевороту. Это не позволит человеку сильно поднимать переднюю часть, но уменьшит риск случайного опрокидывания. Это может уменьшить нагрузку на мышцы стопы, так как они совершают работу меньше. Для проверки используется расчетная небольшая нагрузка в 0,2 кг. Именно её достаточно для опрокидывания с пяточной части:

$$K = \frac{|F^{(y)} * a|}{|F^{(o)} * h|} = \frac{|306,3 * 0,006|}{|2 * 0,9|} = 1,02$$

Из расчета видно, что коэффициент устойчивости увеличился на 2 сотые. Общая устойчивость увеличена.

3.3 Обобщение результатов

Таким образом, если совместить рекомендованные и рассчитанные ранее элементы, учесть полученные сведения, получается новая модель конструкции ортопедической обуви. Материал изготовления обуви - комбинация полиуретана и термопластичного полиуретана, этилвинилацетат. Обувь легкая, пластичная, при использовании термополиуретана морозостойкая и нескользкая.

Угол наклона подошвы в 10° обеспечивает разгрузку лучше, чем исходная модель с углом наклона в 2°58'. Подошва имеет расширение к полу, что связано с увеличением площади опоры, увеличивающей удерживающий момент сил при ситуации достижения предельного равновесия и противодействующий падению.

Под выпирающей передней частью имеется поддержка с определенным радиусом, которая не позволяет конструкции сильно прогибаться при переносе веса на переднюю часть.

Варьируемыми элементами является конструкция пяточной части и сменные вставки, стельки. Внутренний рельеф может иметь различную геометрию в зависимости от особенностей заболевания. Сменные вставки с супинаторами могут обеспечить комфорт и восстановление естественных функций стопы.

Использование представленных элементов имеет смысл после проведения медицинских испытаний, потому что только они могут внести полную ясность в безопасность и эффективность использования конструкции для использования пациентами после операций на переднем отделе стопы.

ВЫВОДЫ ПО ТРЕТЬЕЙ ГЛАВЕ

1. Анализ результатов исследования распределения усилия стопы показал, что обувь Барука разгружает переднюю часть только тогда, когда она находится в статичном состоянии.

2. Изготовлены и испытаны три гипсовых образца, имеющих три угла наклона подошвы - 5° , 10° , 15° . Наиболее эффективным оказался образец, имеющий угол наклона 10° . Он эффективнее всего разгружает переднюю часть стопы.

3. Даны рекомендации по применению таких конструктивных элементов как супинаторы и внутренние углы наклона подошвы, позволяющие распределить вес на здоровые опорные поверхности стопы.

4. Представлены результаты изменения ширины подошвы и её влияние на коэффициент устойчивости.

5. Разработано решение для пяточной части исходной обуви. Изменена геометрия: скругление заменено на два скоса. Скругленная часть не имеет четко обозначенной опорной поверхности, поэтому возрастает риск падения. Наличие скосов позволяет приподнять выше носочную часть и зафиксировать благодаря прямолинейной поверхности.

6. Совокупность предлагаемых усовершенствований позволила разработать новую модель конструкции обуви, обеспечивающей лучшую устойчивость и рациональное распределение нагрузки при ходьбе.

Заключение

В данной магистерской работе представлены технологические и конструкторские решения по разработке ортопедической обуви с применением научного подхода анализа конструкции и её улучшения.

Производство ортопедической обуви является сложным процессом и требует подготовки. Особое внимание должно уделяться конструкции обуви, анализу её элементов. Должны проводиться испытания элементов конструкции и обоснования их целесообразности. Применение специальных устройств и программ математического моделирования позволит сократить затраты на производство вариантов обуви, которые могут быть неустойчивы и небезопасны для ношения человеком.

Раскрывается суть заболеваний переднего отдела стопы - вальгусная деформация и деформация Тейлора. После оперативного вмешательства по лечению данных деформаций применяется ортопедическая обувь специальной конструкции - обувь Барука.

Данная обувь имеет наклон подошвы, за счет чего и разгружает передние области, подверженные болезненным ощущениям. В литературе не найдено статей по исследованию конструкции данной обуви. Сделан обзор исследований стопы. Подобные методы и устройства, используемые в них были использованы в данной работе.

Проведен анализ представленной на рынке ортопедической обуви Барука, её проблем и недостатков, главными из которых оказались неустойчивость и неэффективность разгрузки переднего отдела.

Было проведено сравнение трех патентов конструкции обуви Барука европейских авторов, выявлены их основные различия и особенности. Наиболее эффективным по мнению французского хирурга Барука является ботинок с поддержкой переднего отдела, подошва которого изготовлена из пластичного материала методом литья или штамповки. Угол наклона подошвы должен быть 5-15°.

Анализ материалов помог подобрать наиболее подходящие по свойствам полимеры, их комбинацию для изготовления подошвы. Была предложена комбинация упругого полиуретана и термополиуретана, который не скользит в холодное время года. В качестве самостоятельного материала предложен этилвинилацетат за его низкую плотность и пластичность.

Для исследования распределения усилия стопы на поверхность изготовлено специальное устройство. Проведенные с его применением опыты помогли выяснить, что конструкция обуви Барука эффективно разгружает переднюю часть стопы только при нахождении ноги в статичном состоянии. При совершении малого шага нагрузка переходит на первую плюсневую кость. Проведено исследование по определению эффективного наклона подошвы обуви для разгрузки переднего отдела стопы. Использованы три гипсовых образца. Выяснилось, что больше эффективность при наклоне подошвы в 10° .

Выявлены условия для обеспечения положения равновесия тел и человека. Рассчитана величина опрокидывающей силы системы "человек-обувь" в продольном и поперечном направлениях. Существует зависимость коэффициента устойчивости от величины ширины опоры. Предложены варианты конструкции с увеличенной площадью опоры, позволяющие улучшить устойчивость обуви и уменьшить риск падения человека, находящегося в ней.

Проведено исследование модели подошвы в комплексе ANSYS, выявлен элемент, подверженный максимальной локальной нагрузке и испытывающий наибольшие деформации. Изменение геометрии привело к улучшению конструкции через уменьшения деформации и величины эквивалентных сил.

Предложен вариант изменения пяточной части, повышения её устойчивости при ситуации, когда человек пытается на неё опереться. Замена

скругленной поверхности на небольшие прямолинейные поверхности увеличивает площадь опоры и позволяет человеку зафиксировать стопу.

Предложены варианты использования сменных стелек с супинаторами, повышающими комфортность, или имеющие перераспределяющий рельеф. Это повышает гигиеничность и помогает адаптировать универсальные варианты ортопедической обуви под индивидуальную геометрию стопы.

Применение инженерного подхода к обоснованию внедрения той или иной конструкции, применению определенных элементов помогает в деле разработки и создания формы изделия. Это актуально и в отношении ортопедической обуви, так как это помогает облегчить передвижение пациентов.

Проведения подобных исследований будет наиболее эффективно при взаимодействии конструкторов обуви, её изготовителей и медиков. Так, изготовив улучшенные образцы возможно испытать их в медицинских условиях и выявить те, которые будут наиболее удобны, безопасны и эффективны.

Общие выводы по работе

1. В ходе анализа существующих патентных решений и литературных источников по конструированию ортопедической обуви выявлено отсутствие сведений о взаимосвязи геометрических и физико-механических свойствах подошвы с реакцией стопы при ношении данной обуви. Отдельные разрозненные данные не дают представления о зависимости распределения нагрузки на стопу от геометрических параметров подошвы.
2. Анализ полимерных материалов для производства обуви помог подобрать сочетание материалов для обеспечения необходимых качеств подошвы - полиуретан и термополиуретан, первый имеет высокую эластичность, а второй морозостоек. В качестве одиночного материала выбран этилвинилацетат, так как он легкий, имеет высокие демпфирующие свойства.
3. Анализ методик, используемы при исследованиях характеристик стопы, позволил использовать некоторые решения при разработке конструкции подошвы на этапе исследования распределения нагрузок на стопу при различной геометрии подошвы. Так, применение специальных тензодатчиков на стельке, вкладываемой в обувь, позволяет определить локальное давление на различных участках стопы.
4. Для измерения распределения нагрузок на стопу при наступании в обуви с различной геометрией подошвы разработано специальное устройство. Оно состоит из стелечной части и электронного блока, позволяющего передавать данные на компьютер. Разработан порядок проведения эксперимента по установлению влияния геометрии подошвы на распределение нагрузок в пределах стопы.
5. Моделирование подошвы с последующим испытанием конструкции под нагрузкой показало, что устойчивость при стоянии и ходьбе обеспечивается увеличением площади опоры подошвы. Испытание конструкции подошвы в ANSYS помогло выявить уязвимую часть конструкции, улучшить её

жесткость изменением геометрии. Представлены результаты изменения ширины подошвы и её влияние на коэффициент устойчивости.

6. Изготовлены и испытаны три гипсовых образца, имеющих три угла наклона подошвы - 5° , 10° , 15° . Наиболее эффективным оказался образец, имеющий угол наклона 10° . Он эффективнее всего разгружает переднюю часть стопы.

7. Даны рекомендации по применению таких конструктивных элементов как супинаторы и внутренние углы наклона подошвы, позволяющие распределить вес на здоровые опорные поверхности стопы. Разработано решение для пяточной части исходной обуви. Изменена геометрия: скругление заменено на два скоса. Наличие скосов позволяет приподнять выше и зафиксировать носочную часть благодаря прямолинейной поверхности.

8. Совокупность предлагаемых усовершенствований позволила разработать новую модель конструкции обуви, обеспечивающей лучшую устойчивость и рациональное распределение нагрузки при ходьбе.

Список литературы

1. ГОСТ Р 57761-2017 Обувь ортопедическая. Термины и определения. - Введен: 01.01.2018. - М.: Стандартиформ, 2018. - 12с.
2. Бекк Н.В. Моделирование, конструирование и контроль качества ортопедической обуви для детей и взрослых. - М.: Инфра-М, 2017. - 96с.
3. Михеева Е. Я., Мореходов Г. А., Швецова Т. П. Справочник обувщика. - Москва: Легпромбытиздат, 1994. - 496с.
4. Бородулин В.И. Большой медицинский справочник. - М.: ОНИКС, 2005. - 816с.
5. Сорокин Е.П. Вальгусное отклонение первого пальца стопы. Клинические рекомендации. - СПб: ФГБУ РНИИТО им.Р.Р.Вредена, 2013. - 32с.
6. Степени вальгусной деформации стоп [Электронный ресурс] Режим доступа: <https://valgusa.net/stepeni-valgusnoj-deformatsii-stop.html>. (Дата обращения: 16.04.2020г.)
7. Каменев, Ю.Ф. Боль в стопе при статических заболеваниях и деформациях. - Петрозаводск: ИнтелТек, 2004 - 96с.
8. Patent EP 0 693 275 A1 Germany. Chaussure à appuitalonnier et à contacts minimisés au niveau de l'avant-pied, notamment pour usage post-chirurgical ou post-traumatique / J.Prahl. - 94112190.7, declared 04.08.1994, published 24.01.1996, Bull. 1996/04.-8.
9. Деформация Тейлора [Электронный ресурс] Режим доступа: http://podiatrya.ru/index.php?id=deformaciya_teylora. (Дата обращения: 15.04.2020г.)
10. Деформация Тейлора [Электронный ресурс] Режим доступа: <https://medicalplaza.ua/content/deformaciya-teylora>. (Дата обращения: 15.04.2020г.)

11. Перепелкин А.И., Калужский С.И., Мандриков В.Б., Краюшкин А.И., Атрощенко Е.С. Исследование упругих свойств стопы человека// Российский журнал биомеханики. - 2014. - № 3. - С. 381–388.
12. Большой энциклопедический словарь / гл. ред. А. М. Прохоров. – 2-е изд., перераб. и доп. – М. : Большая Рос. энцикл. ; СПб. : Норинт, 2004. – 1456 с.
13. Рукина Н.Н., Ежов М.Ю., Ежов Ю.И. Особенности распределения нагрузки на отделы стопы в различных биомеханических условиях// Вестник Ивановской медицинской академии. - 2012. - №3. - С.32-36.
14. «Умные» стельки MoticonOpenGo заменят фитнес-трекер [Электронный ресурс] Режим доступа: <https://3dnews.ru/806712> (Дата обращения: 15.04.2020г.)
15. Bisola Mutingwende¹, Robert Ashford, Clive Neal-Sturgess, Maxine Lintern¹, Jens Lahr. Modelling of forefoot injuries caused by brake pedal loading – a finite element analysis case study// Journal of Foot and Ankle Research. - 2014. -№7. - С. 23-24.
16. Azorto / [Электронный ресурс]. - Режим доступа: https://azorto.ru/catalog/terapevticheskaya_obuv/(Дата обращения: 14.10.2018 год)
17. Обувь БарукаСурсил-орто/ [Электронный ресурс]. - Режим доступа:https://otzovik.com/review_2452283.html(Дата обращения: 15.10.2018 год)
18. Ботинок Барука, послеоперационная обувь / [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <https://dokis.ru/stati/Botinok-Baruka-posleoperacionnaya-obuv.html> (Дата обращения: 14.10.2018 год)
19. Отзовик/ [Электронный ресурс]. - Режим доступа:<http://otzovik.com> (Дата обращения: 14.10.2018 год)

20. Отзыв: Обувь БарукаСурсил-орто - Операция на ступнях/
[Электронный ресурс]. - Режим доступа:
https://otzovik.com/review_4762802.html/(Дата обращения: 15.10.2018 год)
21. HalluxValgus / Вальгусная деформация первого пальца стопы -
отзыв/ [Электронный ресурс]. - Режим
доступа:<https://irecommend.ru/content/davno-pora-bylo-reshitsya-na-operatsiyu>
(Дата обращения: 15.10.2018 год)
22. Ботинок Барука, послеоперационная обувь / [Электронный
ресурс]. - Режим доступа: [https://dokis.ru/stati/Botinok-Baruka-
posleoperacionnaya-obuv.html](https://dokis.ru/stati/Botinok-Baruka-posleoperacionnaya-obuv.html) (Дата обращения: 14.10.2018 год)
23. Отзыв: Обувь БарукаСурсил-орто - Операция на ступнях/
[Электронный ресурс]. - Режим доступа:
https://otzovik.com/review_4762802.html/(Дата обращения: 15.10.2018 год)
24. 6. Azorto / [Электронный ресурс]. - Режим доступа: [https://az-
orto.ru/catalog/terapevticheskaya_obuv/](https://az-orto.ru/catalog/terapevticheskaya_obuv/)(Дата обращения: 14.10.2018 год)
25. Paolo Caravaggi, Alessia Giangrande, Lisa Berti, Giada Lullini,
Alberto Leardini. Pedobarographic and kinematic analysis in the functional
evaluation of two post-operative forefoot offloading shoes//Journal of Foot and
Ankle Research - 2015. - №3. - С.41-44.
26. Patent EP 0 077 713 B1 France. Chaussure, notamment pour
patients ayantsubiune intervention chirurgicale au niveau de l'avant-pie / L.S.
Barouk, ETABLISSEMENTS MAYZAUD Maurice. - 86401238.0, declared
09.10.1981, published 19.02.1986, Bull. 86/8.-6.
27. Patent EP 0 248 964 B France.Chaussureàappuitalonnier et à
contacts minimisés au niveau de l'avant-pied, notamment pour usage post-
chirurgical ou post-traumatique/L.S. Barouk - 82401858.4, declared 16.12.1987,
published 09.05.1991, Bull. 91/02. - 10.

28. Никитина Л. Л., Гарипова Г. И., Гаврилова О. Е. Современные полимерные материалы, применяемые для низа обуви // Вестник Казанского государственного технологического университета. – 2011.- №6.- С. 150-144.
29. Никитина Л. Л., Гарипова Г. И., Гаврилова О. Е. Полиуретаны в производстве обуви // Вестник Казанского технологического университета. - 2011.- №22.- С. 59-61.
30. Современный конструкционный материал - полиуретан листовой [Электронный ресурс] Режим доступа: <https://promresursy.com/materialy/polimery/poliuretan/listovoy.html>. (Дата: 15.04.2020)
31. Свойства полиуретана [Электронный ресурс] Режим доступа: <https://polipromdetal.ru/svoystva-poliuretana/>. (Дата: 15.04.2020)
32. Термопластичные полиуретаны [Электронный ресурс] Режим доступа: http://www.barvinsky.ru/guide/guide-materials_TPU.htm. . (Дата: 15.04.2020)
33. С. О. Косолапова, М. М. Юнусова, Л. Н. Абуталипова. К вопросу применения этилвинилацетата в производстве специальной обуви// Вестник Казанского технологического университета. - 2013. - №16. - С.122-123.
34. ГОСТ Р 54739—2011 Изделия обувные ортопедические. Общие технические условия. - Введен: 01.04.2013. - М.: Стандартинформ, 2013. - 12с.
35. Никитина Л.Л., Жуковская Т.В., Галялутдинова Р.М. Полимерные материалы в обуви с улучшенными эргономическими характеристиками// Вестник Казанского технологического университета 2012.- №7.- С. 121-124.
36. Technogel [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <https://www.technogel.it/prodotti/shoes/>, свободный. (Дата: 14.05.2019)

37. Сравнительная таблица различных видов подошв для спецобуви [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <https://www.xb-plus.com/articles/sravnitel'naya-tablitsa-razlichnykh-vidov-podoshv-dlya-spetsobuvi/> (Дата: 14.05.2019)
38. Рязанцев В.Д. Большая политехническая энциклопедия. - М.: Мир и образование, 2011. - 704с.
39. Тензодатчики [Электронный ресурс]Режим доступа: <http://www.radiomexanik.spb.ru/8.-primenenie-elektricheskikh-signalov/7.-tenzodatchiki.html>, свободный (Дата обращения: 20.12.2019)
40. Весы на микроконтроллере, подключение HX711 к ATMEGA16 [Электронный ресурс]Режим доступа: <https://hubstub.ru/circuit-design/74-vesy-na-mikrokontrollere-podklyucheniye-k-hx711-atmega16..html>, свободный (Дата обращения: 20.12.2019)
41. Курьсь В.Н. Биомеханика. Познание телесно-двигательного упражнения. - 2013. - 368с.
42. Мисюрёв М.А. Методика решения задач по теоретической механике. Учебное пособие. – М.: Высшая школа, 1963. – 307 с.
43. Биомеханика [Электронный ресурс] Режим доступа: https://studopedia.su/10_139611_zakoni-i-pravila-biomehaniki.html. (Дата: 15.04.2020)
44. Донской Д.Д. Биомеханика с основами спортивной техники. — М.: ФиС, 1971. - 288с.
45. Иваницкий М. Ф. Анатомия человека. - М.: Издательство «Олимпия», 2008. - 624с.
46. Покровский В.И. Первая медицинская помощь. - М.: Большая Российская Энциклопедия, 1994. - 255с.
47. Огородникова, О. М. Вычислительные методы в компьютерном инжиниринге. – Екатеринбург : УрФУ, 2013. - 130 с.

48. Этиленвинилацетат (ЭВА) [Электронный ресурс] Режим доступа: <https://www.simplexnn.ru/polymers/под-заказ/этиленвинилацетат-эва> (Дата: 15.04.2020)

49. Орто-С. Ортопедическая стелька [Электронный ресурс] Режим доступа: https://www.orto-s.ru/onlineshop.php?id=770&_openstat=bWFya2V0LnlhbmRleC5ydTtvQodGC0LXQu9GM0LrQuCDQvtGA0YLQvtC_0LXQtNC40YfQtdGB0LrQuNC1INCe0KDQotCeLdGBIEV4dGVtcG8gU21hcnQ7Z1ZiVzA4dDZjY2FOV2o2bnB1QlNuUTs&frommarket=&ymclid=1591694677984945642020000. (Дата: 15.04.2020)

50. Огородникова О.М. Компьютерный инженерный анализ в среде ANSYS Workbench [Электронный ресурс] // Екатеринбург: Техноцентр компьютерного инжиниринга УрФУ, 2018. 38 с

51. Голицына О.М. Математическая обработка результатов измерений в лабораторном практикуме по курсу общей физики/ О.М. Голицына, А.В. Меремьянин, В.Е. Рисин. - Воронеж: Издательский дом ВГУ, 2015. - 20с.

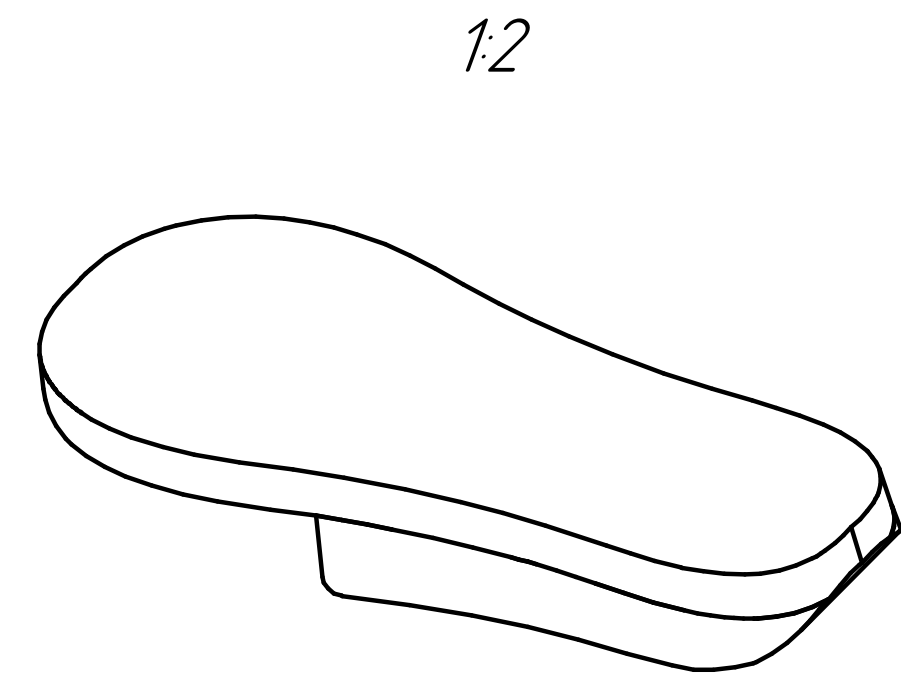
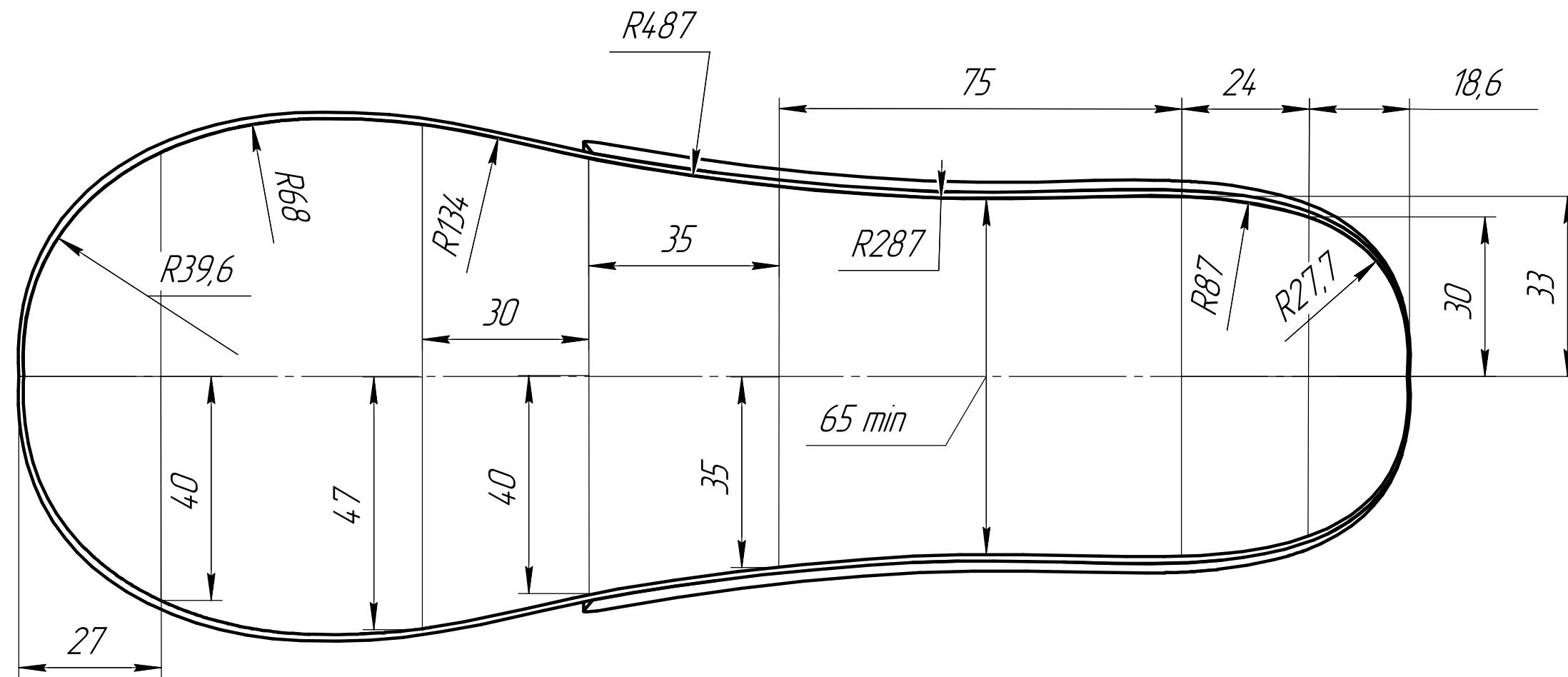
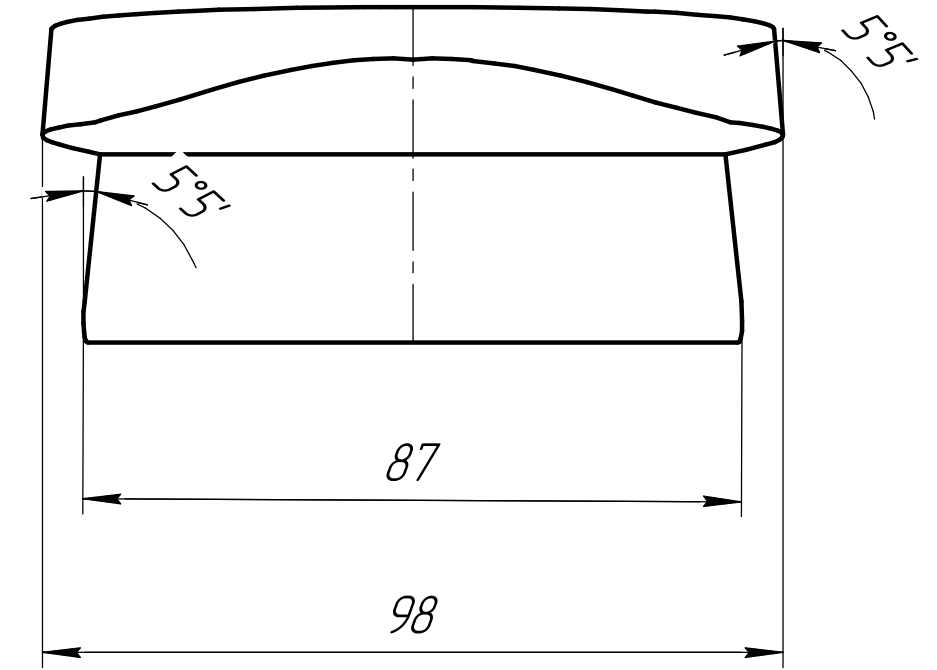
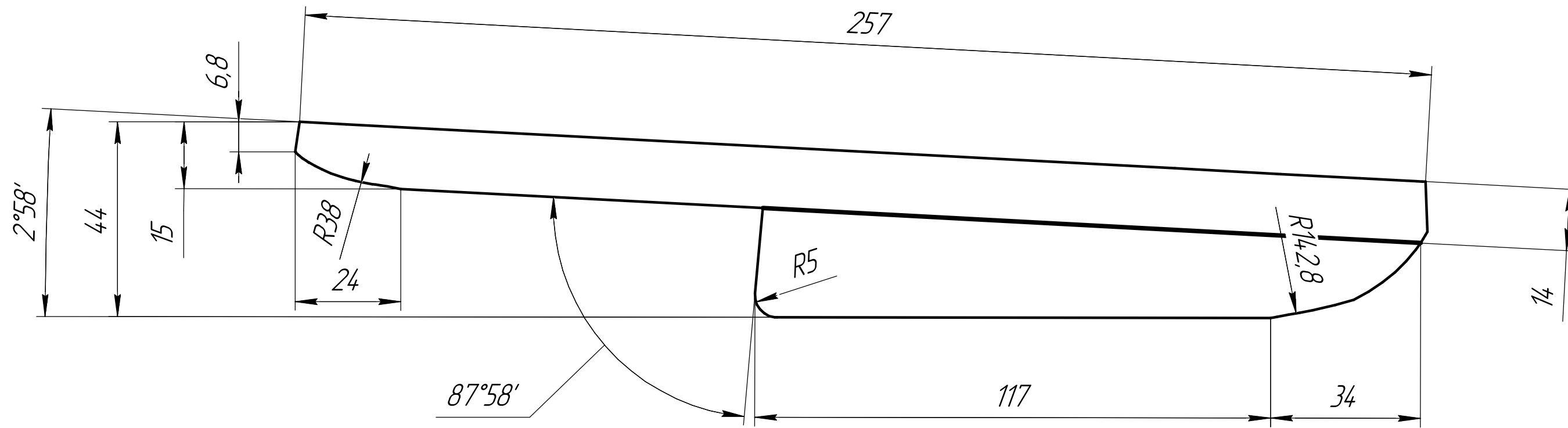
52. Зимакова Г.А. Гипсовые вяжущие, материалы и изделия на их основе. Г.А. Зимакова, Е.А. Каспер, О.С. Бочкарева. - Тюмень: РИО ФГБОУ ВПО ТюмГАСУ, 2014 г. - 89 с.

53. Покровский В.И. Первая медицинская помощь. - М.: Большая Российская Энциклопедия, 1994. - 255с.

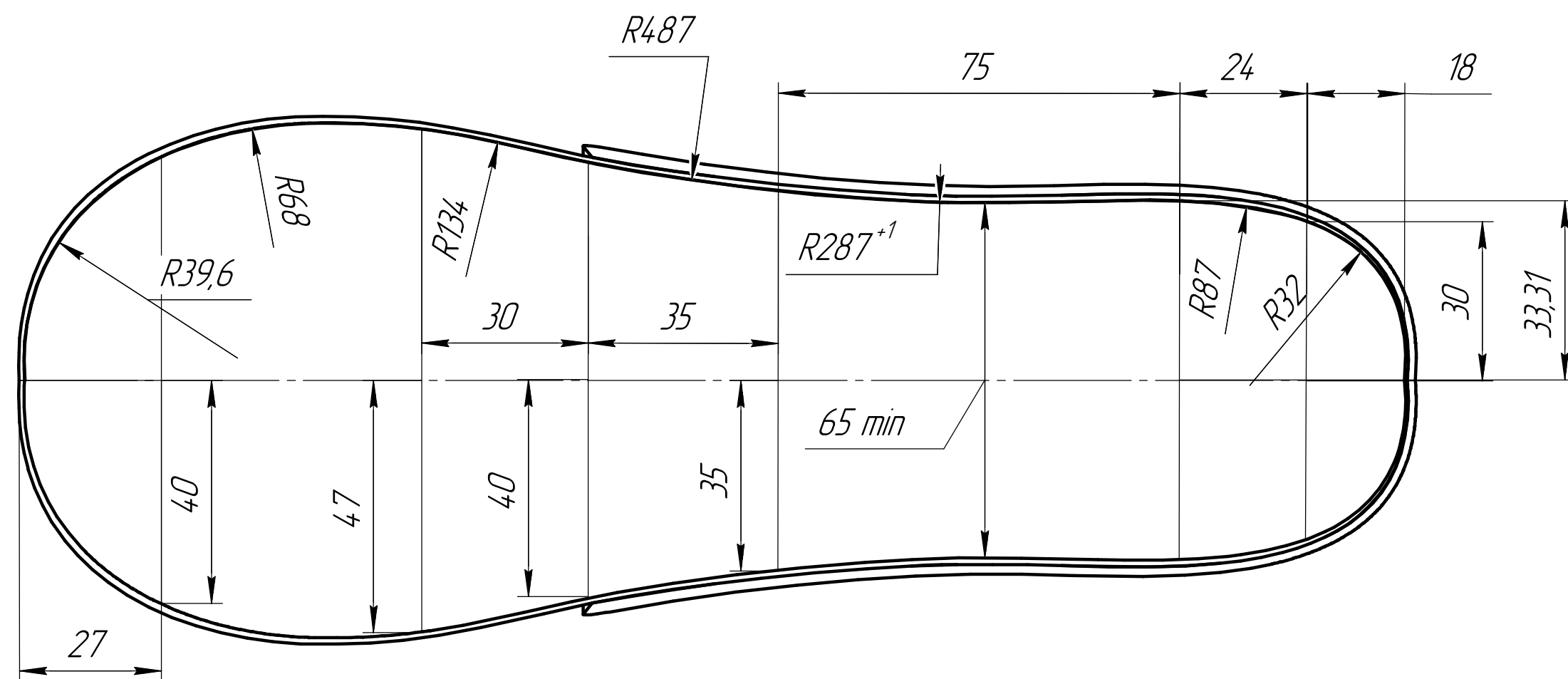
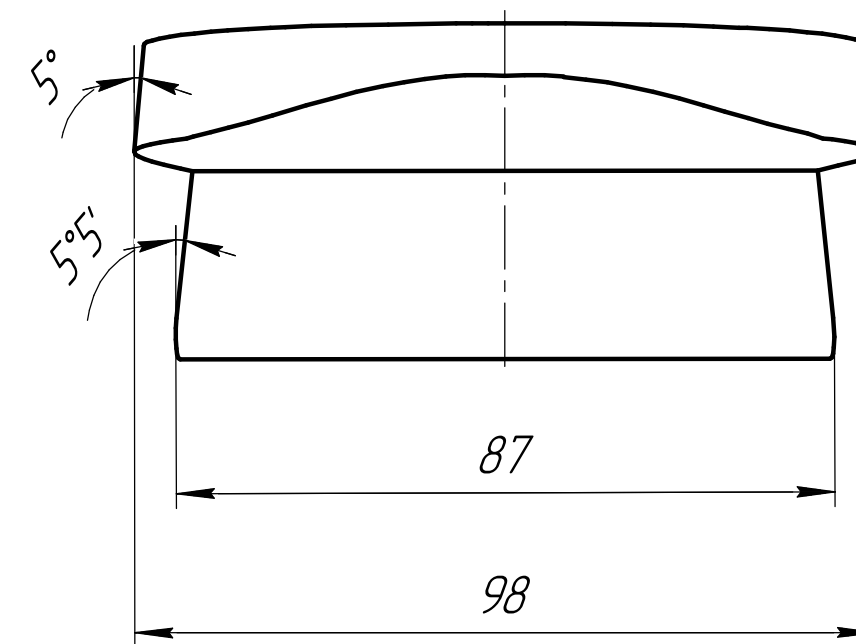
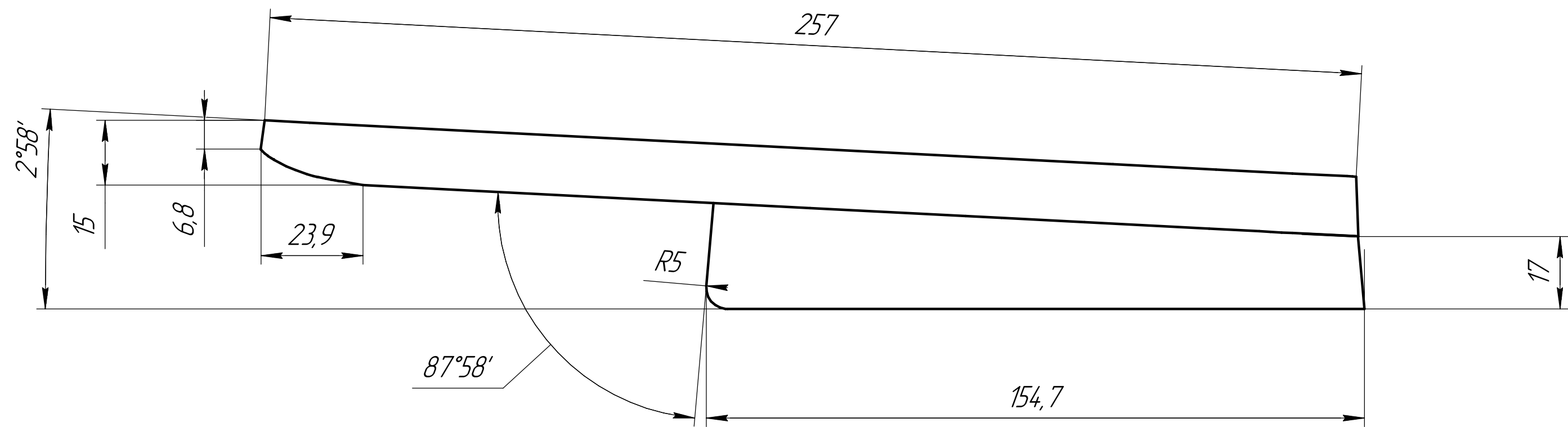
54. Преимущества гелевых стелек перед силиконовыми и как их выбрать [Электронный ресурс] Режим доступа: <https://1poortopedii.ru/ortopedicheskaja-obuv/stelki/gelevye.html>. (Дата: 15.04.2020)

55. Орленко Л.В. Терминологический словарь одежды. - М.: Легпромбытиздат, 1996. - 346с.

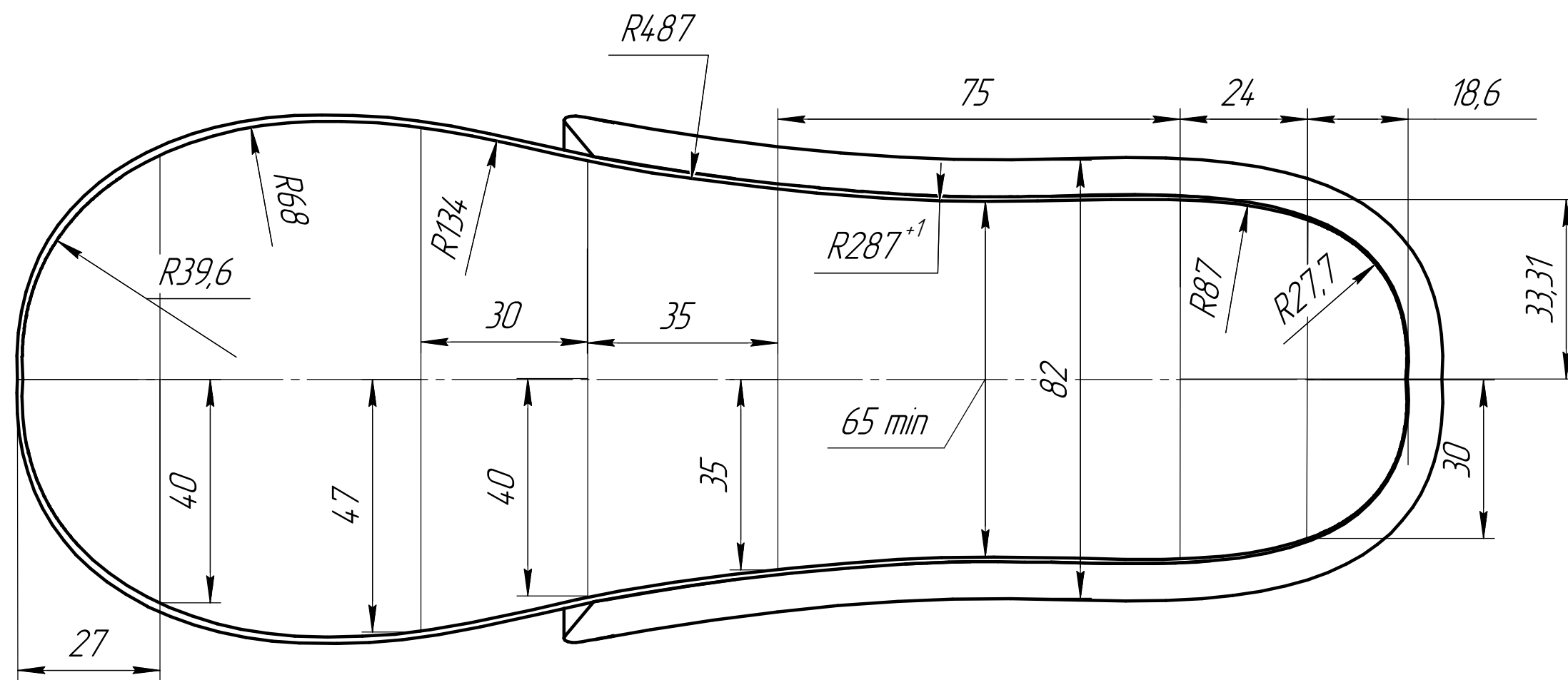
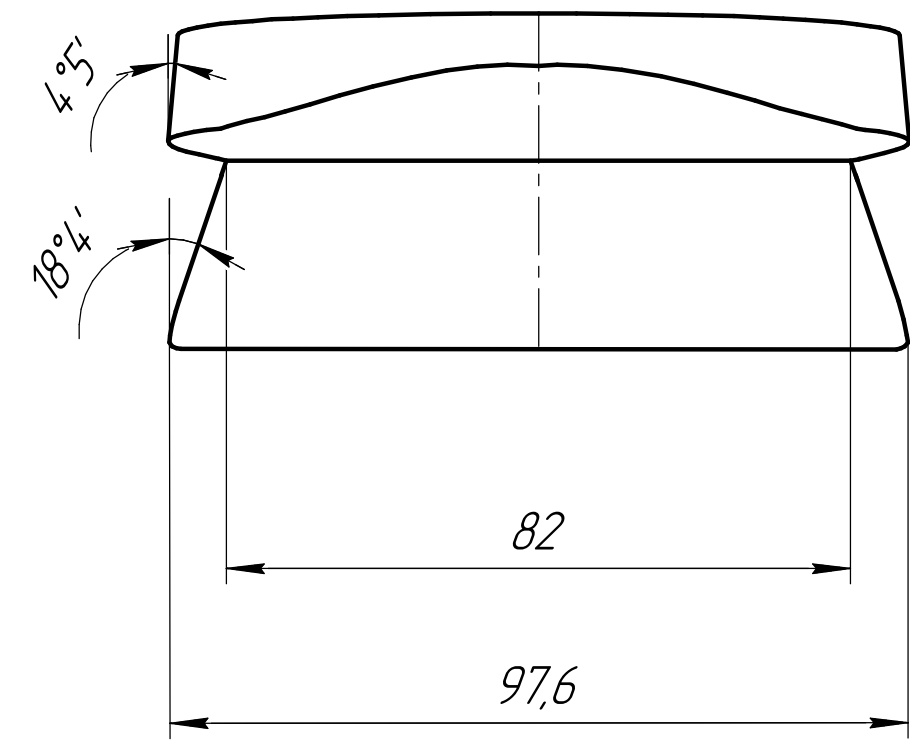
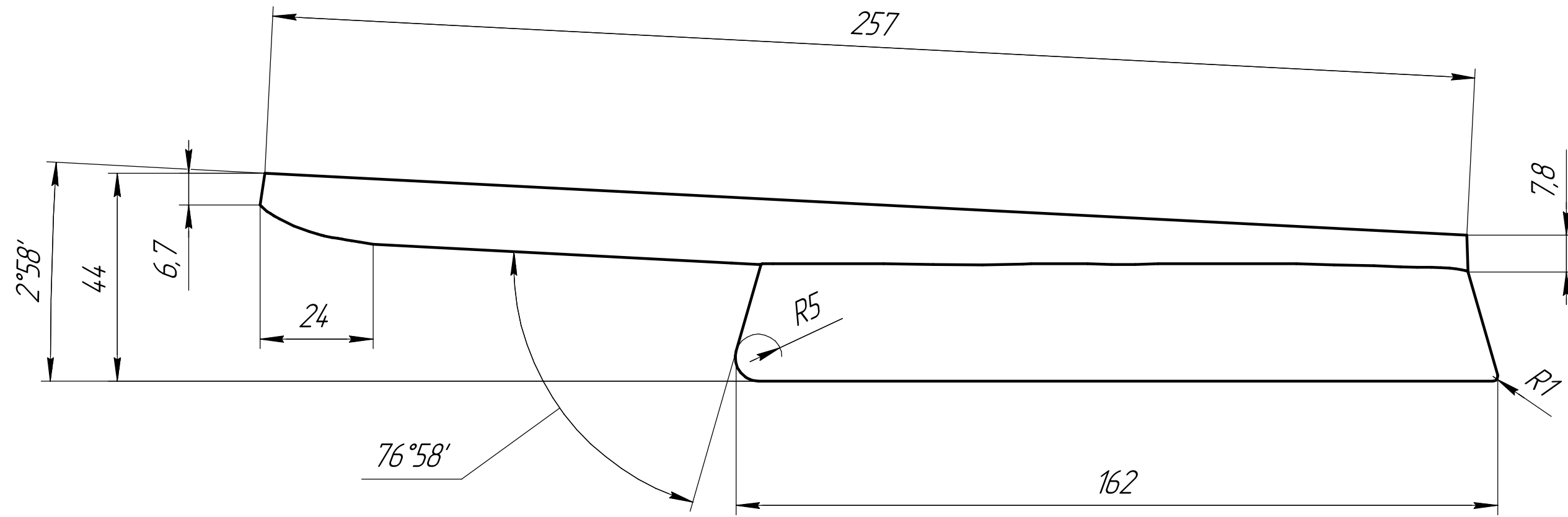
Приложение А (1:1)



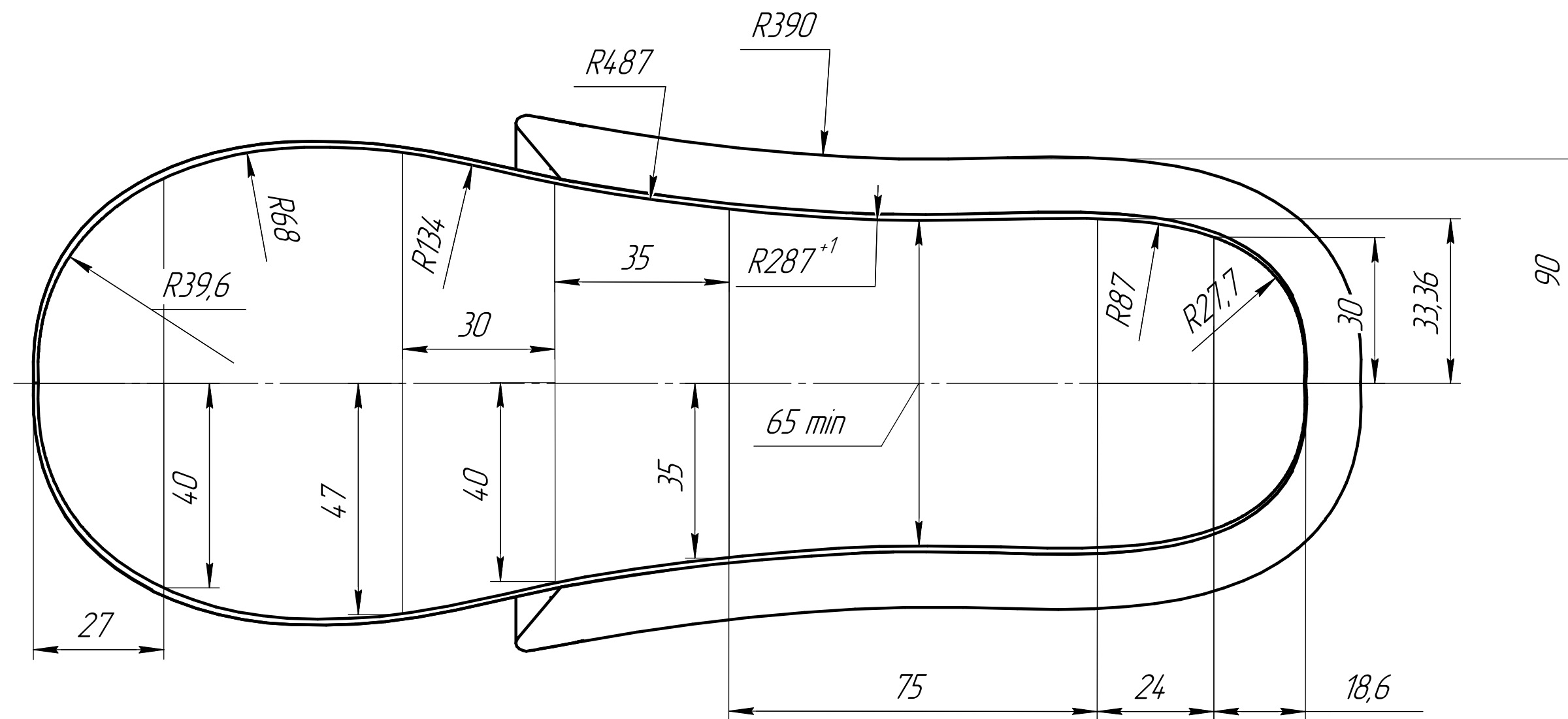
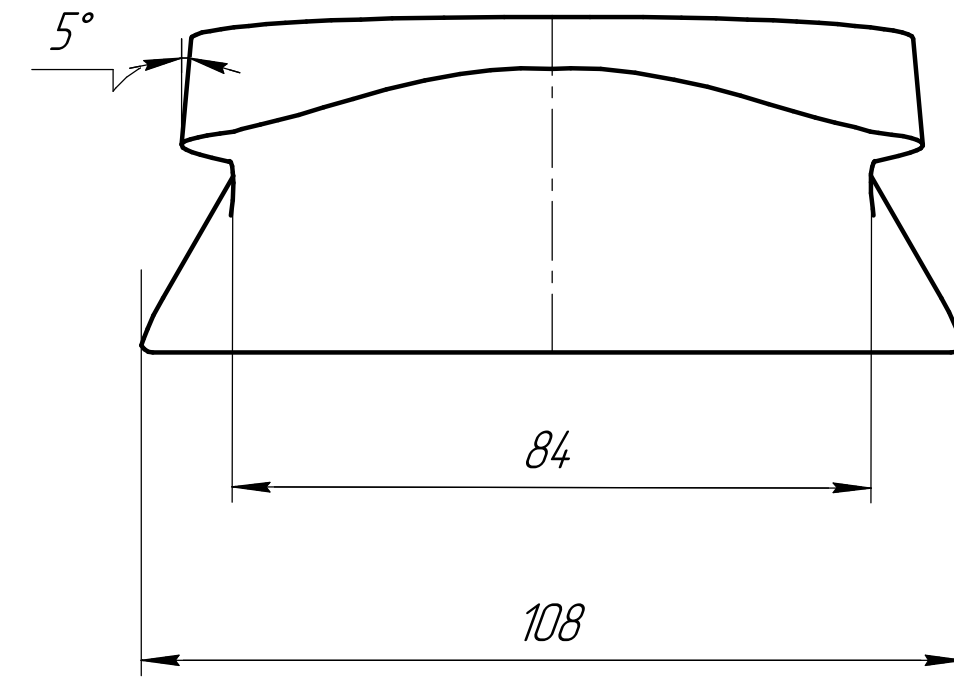
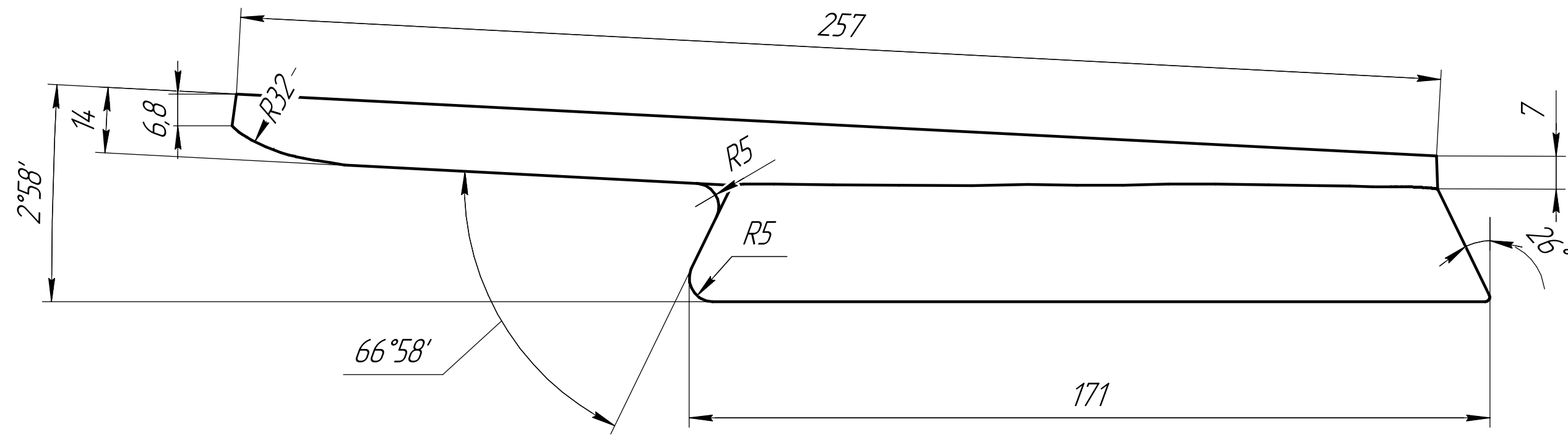
Приложение Б (1:1)



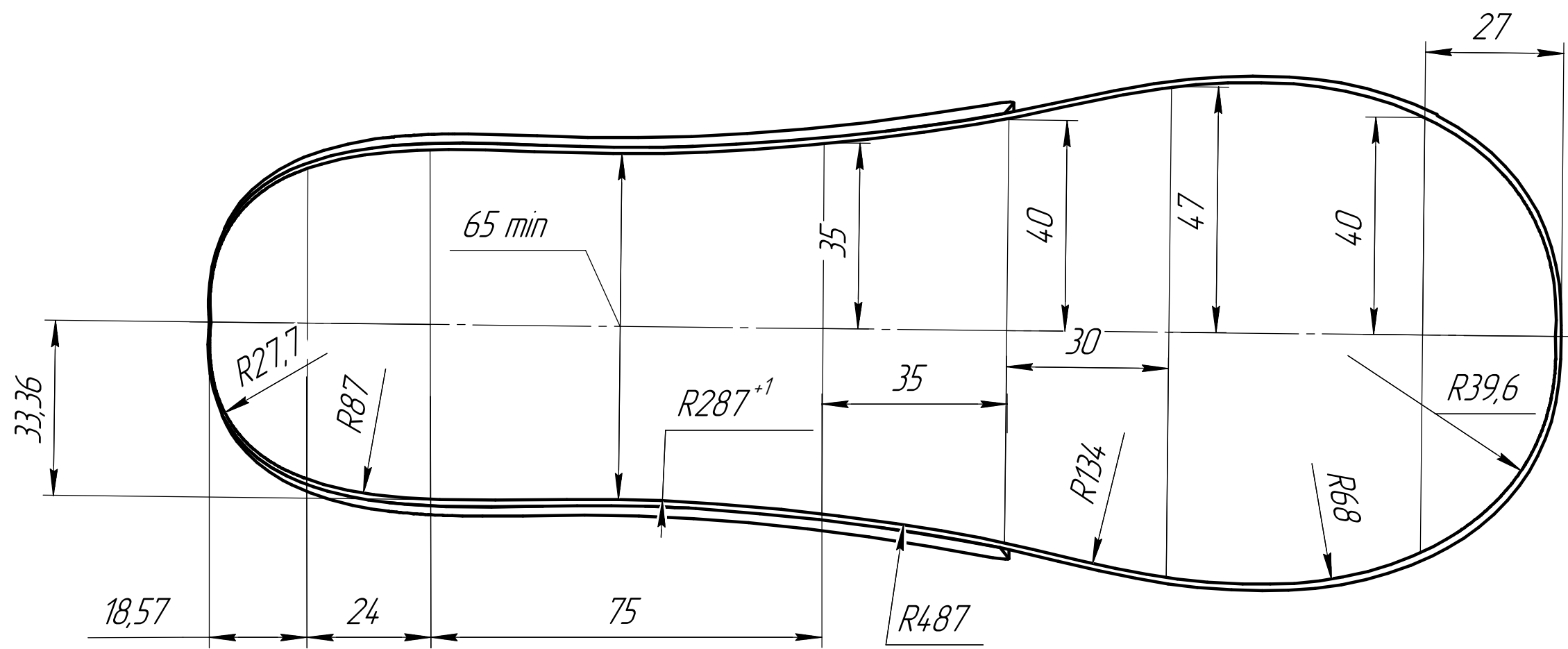
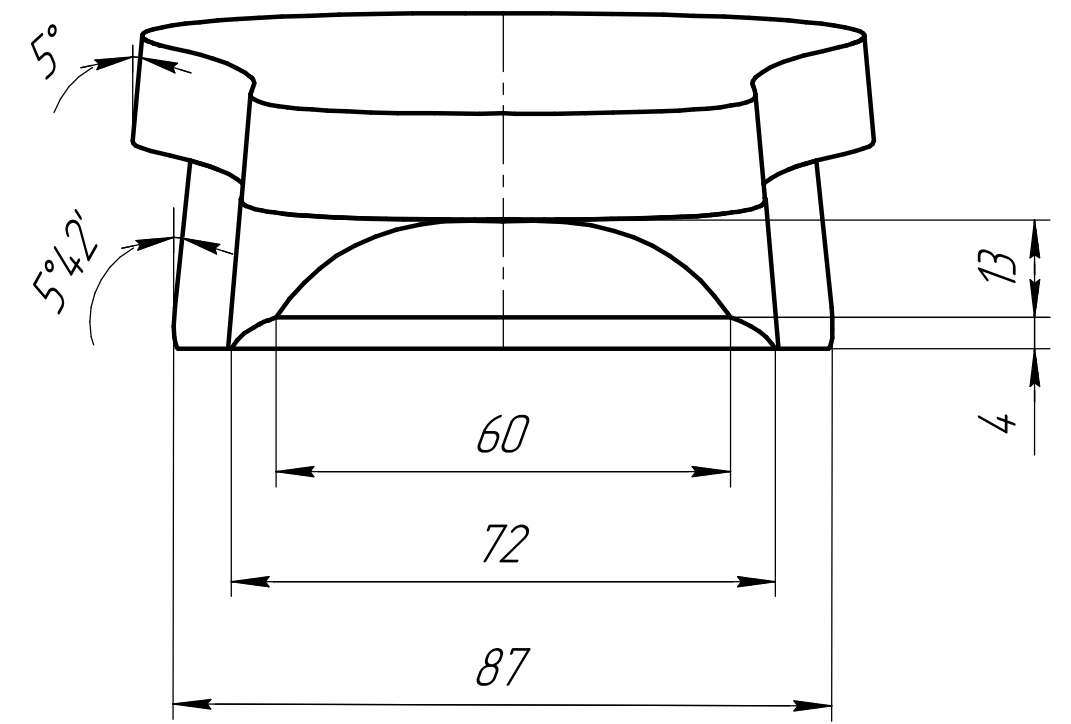
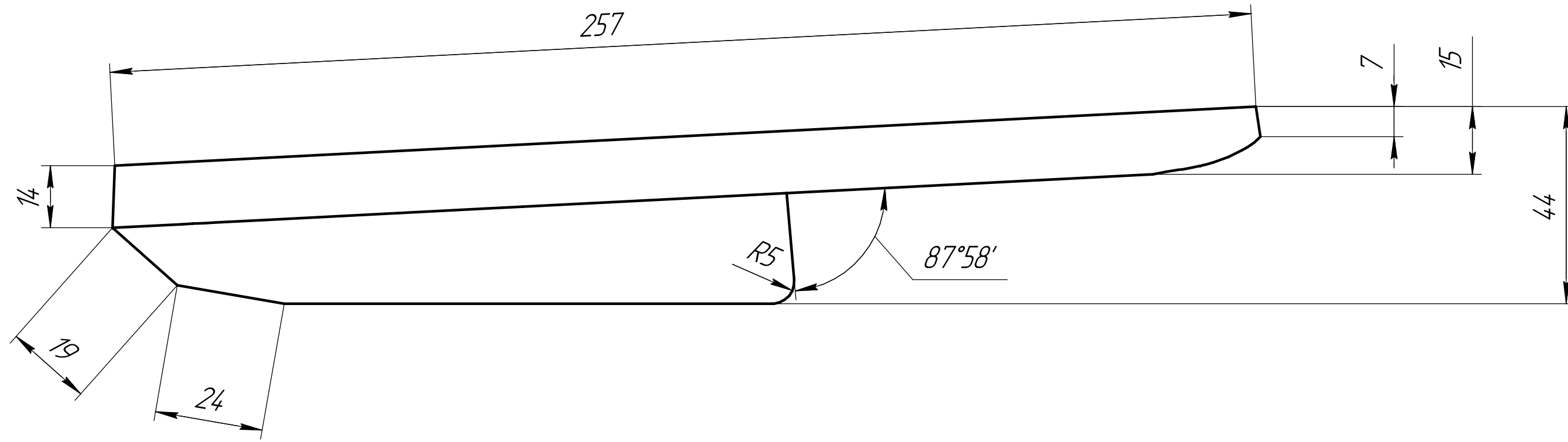
Приложение В



Приложение Г (1:1)



Приложение Д (1:1)



ПРИЛОЖЕНИЕ Е Апробация работы

1. Kartunova N. O. Comparison of patents for orthopedic shoes such as barouk shoes / N. O. Kartunova ; research adviser Y. S. Semenova, language adviser N. V. Elfimova // Progress through Innovations : тр. 8 междунар. науч.-практ. конф. аспирантов и магистрантов, Новосибирск, 28 марта 2019 г. – Новосибирск : Изд-во НГТУ, 2019. – С. 272–274. – 130 copy. – ISBN 978-5-7782-3848-0.

2. Картунова Н. О. Варианты конструкции ортопедической обуви, применяемой для восстановления после операции на HALLUX VALGUS / Н. О. Картунова, Ю. С. Семенова ; [науч. рук. Ю. С. Семенова] // Интеллектуальный потенциал Сибири (РНСК) : сб. науч. тр. 27 регион. науч. студ. конф., Новосибирск, 23–25 сент. 2019 г. : в 3 ч. – Новосибирск : Изд-во НГТУ, 2019. – Ч. 2. – С. 43-45. - 50 экз. - ISBN 978-5-7782-4022-3, ISBN 978-5-7782-4020-9 (Ч. 2).

3. Картунова Н. О. Варианты конструкции ортопедической обуви, применяемой для восстановления после операции на HALLUX VALGUS / Н. О. Картунова, Ю. С. Семенова ; [науч. рук. Ю. С. Семенова] // Интеллектуальный потенциал Сибири (РНСК) : сб. науч. тр. 27 регион. науч. студ. конф., Новосибирск, 23–25 сент. 2019 г. : в 3 ч. – Новосибирск : Изд-во НГТУ, 2019. – Ч. 2. – С. 43-45. - 50 экз. - ISBN 978-5-7782-4022-3, ISBN 978-5-7782-4020-9 (Ч. 2).

4. Картунова Н. О. Проблемы конструкции ортопедической обуви, применяемой для восстановления после операции на hallux valgus / Н. О. Картунова, Ю. С. Семенова // Наука. Технологии. Инновации : сб. науч. тр. : в 9 ч., Новосибирск, 3–7 дек. 2018 г. – Новосибирск : Изд-во НГТУ, 2018. – Ч. 3. – С. 384-387 - 100 экз. - ISBN 978-5-7782-3733-9, ISBN 978-5-7782-3736-0 (ч. 3).