

*На правах рукописи*

**Курманов Александр Геннадьевич**

**ХИРУРГИЧЕСКАЯ КОРРЕКЦИЯ ДЕФОРМАЦИИ ПЕРВОГО ЛУЧА СТОПЫ С  
ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ОСТЕОТОМИИ**

3.1.8 – Травматология и ортопедия

Автореферат  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата медицинских наук

Москва – 2024

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном учреждении «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени Н.Н. Приорова» Министерства здравоохранения Российской Федерации

**Научный руководитель:**

**Очкуренко Александр Алексеевич** – доктор медицинских наук, Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени Н.Н. Приорова» Министерства здравоохранения Российской Федерации, профессор кафедры травматологии и ортопедии.

**Официальные оппоненты:**

**Айрапетов Георгий Александрович** – доктор медицинских наук, Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы», профессор кафедры травматологии и ортопедии медицинского института.

**Сорокин Евгений Петрович** – кандидат медицинских наук, Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Министерства здравоохранения Российской Федерации, отделение травматолого-ортопедическое №15, заведующий отделением.

**Ведущая организация:**

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Российский университет медицины» Министерства здравоохранения Российской Федерации.

Защита диссертации состоится «\_\_» \_\_\_\_\_ 2024 года на заседании диссертационного совета 21.1.041.01 на базе ФГБУ «НМИЦ ТО им. Н.Н. Приорова» Минздрава России по адресу: 127299, г. Москва, ул. Приорова, дом 10.

С диссертацией можно ознакомиться в научном отделе ФГБУ «НМИЦ ТО им. Н.Н. Приорова» Минздрава России (127299, г. Москва, ул. Приорова, дом 10.) и на сайте <https://www.cito-priorov.ru/>

Автореферат разослан " \_\_ " \_\_\_\_\_ 2024 г.

Ученый секретарь  
диссертационного совета, к.м.н.

Аркадий Иванович Казьмин

## **ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ДИССЕРТАЦИИ**

### **Актуальность и степень разработанности темы исследования**

Статические деформации переднего отдела стопы являются распространенной ортопедической патологией, сопровождающейся болевым синдромом, проблемами с подбором обуви, косметическим дефектом, возникновением временной нетрудоспособности, а также снижением двигательной и социальной активности (Myerson M.S., 2000; Coughlin M.J., Jones C.P., 2007; Richardson E.G., 2008; Nix S., Smith M., Vicenzino B., 2010; Nery C., et al., 2013). По данным различных авторов частота встречаемости данной нозологии достигает 23% в молодом и среднем возрасте (18–65 лет) (Coughlin M.J., Jones C.P., 2007; Richardson E.G., 2008; Nix S., Smith M., Vicenzino B., 2010). Этому способствует увеличение доли городского населения, повседневная активность которого связана со стремлением носить модную обувь, оказывающую негативное влияние на возникновение патологии стопы. Актуальность лечения статических деформаций стопы обусловлена их распространенностью, а также негативным влиянием на качество жизни пациентов, походку, балансовую устойчивость и риск падений (Nix S., Smith M., Vicenzino B., 2010).

Приоритетность и эффективность хирургической коррекции первого луча стопы подтверждается мнением преобладающего большинства профильных специалистов, основанным на результатах многочисленных исследований (Усольцев И.В., Леонова С.Н., 2017; Coughlin M.J., Mann R.A., Saltzman C.L., 2007; Easley M.E, Trnka H.J., 2007). Реконструкции первой плюсневой кости отдается первостепенная роль в рамках реализации актуальных алгоритмов хирургии переднего отдела стопы (Nyska M., 2001). Шевронная и scarf остеотомии являются наиболее популярными в клинической практике техниками этой реконструкции (Jeuken R.M, Schotanus M.G., Kort N.P., Deenik A, Jong B, Hendrickx R.P., 2016).

Перспективные направления совершенствования алгоритмов предоперационного планирования должны быть основаны на индивидуальном подходе к выбору остеотомий. Одним из критериев такого подхода, требующим дополнительного изучения, является влияние этой операции на мобильность первой плюсневой кости (Roukis T.S., Landsman A.S., 2003; Van Beek C., Greisberg J., 2011). Другим аспектом реализации этой стратегии может послужить разработка и внедрение методов количественной оценки остеотомий.

### **Цель исследования**

Улучшить результаты хирургической коррекции первого луча стопы за счет применения биомеханического моделирования остеотомии первой плюсневой кости, позволяющего получить количественные показатели стабильности системы «кость-фиксаторы» в качестве дополнительных критериев выбора способа операции и тактики лечения пациентов.

### **Задачи исследования**

1. Разработать инженерную расчётную методику оценки биотехнической системы «кость-винты» при выполнении шевронной и scarf – остеотомии первой плюсневой кости и провести сравнительный анализ этих операции.

2. Оценить влияние диафизарной scarf – остеотомии на мобильность первой плюсневой кости.

3. Усовершенствовать алгоритм предоперационного планирования хирургической коррекции деформации первого луча стопы за счет включения в него количественных показателей стабильности системы «кость-винты» и геометрического планирования диафизарной scarf – остеотомии с учетом степени мобильности первой плюсневой кости.

4. Провести сравнительную оценку результатов хирургической коррекции деформации первого луча стопы с использованием стандартного и усовершенствованного алгоритма предоперационного планирования.

### **Научная новизна**

1. Разработана и внедрена в практику методика биомеханического конечно-элементного моделирования остеотомий первой плюсневой кости.
2. Проведена сравнительная оценка биомеханических параметров напряженно-деформированного состояния системы «кость-винты» при выполнении шевронной и scarf – остеотомии первой плюсневой кости.
3. Изучено влияние диафизарной scarf – остеотомии на мобильность первой плюсневой кости.
4. Проведена оценка эффективности включения показателей стабильности системы «кость-винты» в алгоритм предоперационного планирования хирургической коррекции деформации первого луча стопы.
5. Проведена оценка состояния первого луча стопы до и после хирургической коррекции его деформации при помощи шкалы ACFAS Scoring Scale (Module 1).

### **Основные положения, выносимые на защиту**

1. Применение диафизарной scarf – остеотомии с целью хирургической коррекции деформации первого луча стопы позволяет достигнуть достоверно лучших количественных показателей стабильности системы «кость-фиксаторы» по сравнению с использованием шевронной остеотомии.

2. Диафизарная scarf – остеотомия оказывает влияние на мобильность первой плюсневой кости, что подтверждается средней по силе и положительной по направленности корреляционной связью между изменением клинико-рентгенологических показателей.

3. Использование биомеханических параметров стабильности фрагментов остеотомии первой плюсневой кости в качестве дополнительных критериев выбора способа операции и

тактики лечения позволяет улучшить результаты хирургической коррекции деформации первого луча стопы.

### **Теоретическая и практическая значимость**

Моделирование остеотомии первой плюсневой кости является обоснованным и актуальным методом, позволяющим повысить эффективность предоперационного планирования и выбора способа хирургической коррекции первого луча стопы. Наибольшей простотой и частотой использования в клинической практике отличается геометрическое моделирование, которое, тем не менее, не позволяет решить вопрос выбора допустимой нагрузки на стопу в раннем послеоперационном периоде с учетом индивидуальных особенностей пациента. Биомеханическое экспериментальное моделирование на кадаверном материале и полимерных муляжах имеет ряд существенных ограничений, исключающих возможность его применения в рамках индивидуального подхода к предоперационному планированию. Таким требованиям отвечает метод конечно-элементного моделирования, все шире применяющийся в современных системах поддержки принятия врачебных решений. Создание такой системы является актуальной задачей современной хирургии стопы, отвечающей требованиям доказательной медицины.

### **Методология и методы исследования**

Работа основана на проспективном анализе деформаций переднего отдела у 229 пациентов, которые были разделены на 2 раздела научного исследования. У 97 пациенток, которым была выполнена хирургическая коррекция деформации 1ЛС. Основная группа (50 пациенток) – с использованием биомеханического моделирования. Контрольная группа (47 пациенток) – с использованием стандартного алгоритма предоперационного планирования. У 132 пациентов (253 стопы) изучали результаты хирургической коррекции. Эти пациенты были разделены на 2 группы в зависимости от степени мобильности М1. У 34 (25,8%) пациентов 1-й группы подвижность М1 находилась в пределах нормы. Гипермобильность М1 была выявлена у 98 (74,2%) больных 2-й группы. По количественному составу, возрасту и частоте встречаемости различных степеней деформации 1ЛС группы значительно отличались друг от друга. Тем не менее, это не противоречило методическому подходу к решению данной задачи исследования.

В исследовании были использованы: метод конечно-элементного биомеханического моделирования; клинический метод; метод инструментальной диагностики (рентгенография, компьютерная томография); статистический метод.

### **Апробация диссертации**

Основные положения и результаты диссертационного исследования были доложены и обсуждены на: научно-практической конференции с международным участием «Илизаровские чтения» (Курган, 2012г.); I конгрессе Российской ассоциации хирургов стопы и голеностопного

сустава (Москва, 2015 г.); Всероссийской научно-практической конференции, посвященной 70-летию СарНИИТО «Травматология и ортопедия в России: традиции и инновации» (Саратов 2015 г.); Евразийском ортопедическом форуме (Москва, 2019г.); 27 Региональной Образовательной Школе Травматологов – Ортопедов (Саратов, 2019), проблемной комиссии ФГБУ «НМИЦ ТО им. Н.Н. Приорова» Минздрава России (Москва, 2023г.).

### **Внедрение результатов работы в практику**

Предложенный алгоритм предоперационного планирования хирургической коррекции первого луча стопы с использованием биомеханического моделирования остеотомии первой плюсневой кости внедрены в травматолого – ортопедическом отделении ГУЗ «СГКБ №6 им. академика В.Н. Кошелева» г. Саратов, в травматолого – ортопедическом отделении №4 ГУЗ «СГКБ №2 им. В.И. Разумовского» г. Саратов. А также результаты исследований используются при чтении лекций и проведении практических занятий на кафедре хирургических болезней со слушателями ФПК и ППС в филиале частного учреждения образовательной организации высшего образования «Медицинский Университет «РЕАВИЗ» в г. Саратов.

### **Публикации**

По теме диссертации опубликованы 15 работ, в том числе 5 статей в журналах, рекомендованных ВАК при Минобрнауки России, из них 2 статьи в журналах, включенных в базы данных Scopus и Chemical Abstracts; 1 монография и 6 публикаций в сборниках материалов международных и всероссийских научных конференций.

### **Личный вклад автора**

Автором лично и самостоятельно проведен анализ фундаментальной современной литературы по теме диссертации, осуществлено формирование групп клинического исследования в объеме, достаточном для получения статистически достоверных результатов; определен дизайн исследования.

Применяемая в исследовании методика оценки биотехнической системы «кость-винты» при выполнении корригирующих остеотомий первой плюсневой кости разработана и внедрена в клиническую практику при непосредственном участии автора совместно с сотрудниками отдела компьютерного моделирования в биомедицине и материаловедении департамента биотехнологий образовательного научно-исследовательского института наноструктур и биосистем ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского» Министерства образования и науки Российской Федерации. Автором самостоятельно проведена аналитическая и вариационно-статистическая обработка полученных расчетных и клинических данных, на основе которых сделаны достоверные и обоснованные обобщения и выводы; оформлены рукописи автореферата и диссертация. По теме диссертационного исследования

опубликованы журнальные статьи и монография, в подготовке которых Курманов А.Г. принимал активное личное участие совместно с соавторами.

### **Соответствие диссертации паспорту специальности**

По своей структуре и содержанию диссертация полностью соответствует паспорту научной специальности 3.1.8 – травматология и ортопедия («медицинские науки») и областям исследования п. 1 «Изучение этиологии, патогенеза и распространенности заболеваний опорно-двигательной системы», п. 3 «Разработка и усовершенствование методов диагностики и профилактики заболеваний и повреждений опорно-двигательной системы» и п. 4 «Экспериментальная и клиническая разработка методов лечения заболеваний и повреждений опорно-двигательной системы и внедрение их в клиническую практику».

### **Объем и структура работы**

Диссертация изложена на 146 страницах и состоит из введения, обзора литературы, 5 глав собственных исследований, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и списка литературы. Список литературы содержит 54 отечественных и 217 зарубежных источников. В тексте диссертации представлены 19 таблиц и 43 рисунка.

## **СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ**

### **Материалы и методы исследования**

Научные положения диссертации основаны на результатах:

- сравнительной оценки данных, полученных при биомеханическом конечно-элементном моделировании остеотомий М1 на базе образовательно-научного института наноструктур и биосистем ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского» Министерства образования и науки Российской Федерации в рамках совместной исследовательской работы с сотрудниками отдела компьютерного моделирования в биомедицине и материаловедении департамента биотехнологий: ведущим научным сотрудником кандидатом физико-математических наук А.А. Голядкиной и ведущим инженером А.В. Полиенко;

- анализа лечения 97 пациенток, которым была выполнена хирургическая коррекция статических деформаций ЛС, находившихся с 2010 по 2019 год на лечении в травматолого – ортопедическом отделении № 4 ГУЗ «Саратовская городская клиническая больница №2 им. В.И. Разумовского» и в травматолого – ортопедическом отделении ГУЗ «Саратовская городская клиническая больница №6 им. Академика В.Н. Кошелева».

- анализа результатов хирургической коррекции деформаций переднего отдела стоп с использованием scarf-osteotomy у 132 пациентов, находившихся на лечении в ГБУЗ «ГКБ им. С.С. Юдина ДЗМ» в период с января 2018 по март 2019 года.

В исследовании были использованы: метод конечно-элементного биомеханического моделирования; клинический метод; метод инструментальной диагностики (рентгенография, компьютерная томография); статистический метод.

Хирургическое лечение пациентов проводилось с учетом известных алгоритмов предоперационного обследования и планирования (Карданов А.А., 2016; J.H. Romero, A.M.L.Alvarez,2018; James L. Thomas et al., 2009). Послеоперационное восстановительное лечение включало в себя: фармакотерапию, физиотерапевтическое лечение, лечебную физкультуру и ортопедический режим (с использованием специальной послеоперационной обуви, ортезов, а также средств дополнительной опоры).

Влияние scarf – остеотомии на мобильность М1 было изучено нами при проспективном анализе результатов хирургической коррекции деформаций переднего отдела 253 стоп у 132 пациентов. Средний возраст больных составил 53,6 (от 24 до 68) лет. По гендерному признаку преобладали женщины – 117 человек (88,6%).

Критерием включения в исследование явилось выполнение хирургической коррекции 1ЛС с использованием scarf – остеотомии М1. При нормальной амплитуде дорсифлексии М1, плоскость длинного плеча остеотомии ориентировали параллельно плоскости подошвенной поверхности стопы. Гипермобильность М1 рассматривали как показание к ориентации плоскости длинного плеча остеотомии под углом к плоскости подошвенной поверхности стопы.

Критериями невключения из исследования считали: плоско-вальгусную деформацию стопы; признаки декомпенсации периферического регионарного артериального и венозного кровотока; наличие симптомов декомпенсации опорно-двигательной функции нижних конечностей артрогенного и нейрогенного характера; сопутствующую патологию с медикаментозной коррекцией метаболизма (сахарный диабет, гипер – или гипотиреоз и др.); сопутствующую патологию с медикаментозной коррекцией иммунной системы глюкокортикостероидами и цитостатиками.

Эффективность использования биомеханического моделирования остеотомий М1 изучали у 97 пациенток, которым была выполнена хирургическая коррекция деформации 1ЛС. Обследование пациенток до операции, а также через 3, 6 и 12 месяцев после операции включало в себя оценку деформации и нарушение функции 1ЛС в соответствии со шкалой ACFAS Scoring Scale (Module 1). Выраженность болевого синдрома определяли при помощи 10-ти бальной ВАШ. Измеряли вертикальную амплитуду дорсифлексии М1 по методике А.А. Карданова и соавторов. Кроме этого, оценивали частоту встречаемости и выраженность сочетанной патологии нижних конечностей с использованием шкал LEFS и CIVIQ 20 в рамках решения вопроса о корректности сравнения результатов между сформированными клиническими группами. У 47 пациенток контрольной группы критериями предоперационного планирования

служили данные клинического и рентгенологического обследования с учетом степени деформации 1ЛС. Тактика хирургического лечения этих пациентов предполагала одномоментное выполнение операций на обеих стопах при двустороннем характере патологии и раннюю активизацию в послеоперационном периоде с использованием специальной обуви. В основной группе пациенток (50 человек) в качестве дополнительного критерия предоперационного планирования использовали показатели напряженно-деформированного состояния, полученные в результате биомеханического моделирования остеотомии М1 с помощью КТ и программной системы автоматизированного проектирования Solid Works (Dassault Systèmes, USA). Указанные группы пациентов не имели статистически достоверных отличий по полу, возрасту, росту, весу, сочетанной патологии суставов и сосудов нижних конечностей, соотношению степеней деформации 1ЛС, частоте встречаемости гипермобильности М1, метатарзалгии и деформации малых лучей стопы.

Дизайн исследования, включающий в себя постановку основных задач, соответствующих положениям, выносимым на защиту, а также методологические аспекты их решения, представлен в таблице 1.

Таблица 1 - Дизайн исследования

Решаемая задача	Критерии и методы оценки
<p>Разработка инженерной расчётной методики оценки биотехнической системы «кость-винты» при выполнении корригирующих остеотомий первой плюсневой кости и проведение сравнительного анализа способов этой операции, наиболее распространенных в клинической практике.</p> <p><b>(1 положение, выносимое на защиту)</b></p>	<p>Показатели напряженно-деформированного состояния системы «кость-винты» при выполнении корригирующих (scarf и шевронной) остеотомий первой плюсневой кости, полученные при биомеханическом конечно-элементном моделировании с использованием данных КТ, МРТ и программного обеспечения (3D Sliser, SolidWorks).</p>
<p>Оценка влияния scarf – остеотомии на гипермобильность первой плюсневой кости.</p> <p><b>(2 положение, выносимое на защиту)</b></p>	<p>Сила и направление связи между показателями коррекции деформации первого луча стопы и коррекции амплитуды дорсифлексии первой плюсневой кости по результатам корреляционного анализа с вычислением коэффициента Пирсона.</p>

Продолжение таблицы 1

Решаемая задача	Критерии и методы оценки
<p>Оценка эффективности включения в алгоритм предоперационного планирования хирургической коррекции деформации первого луча стопы в качестве дополнительного критерия количественных показателей стабильности системы «кость-винты».</p> <p><b>(3 положение, выносимое на защиту)</b></p>	<p>Клинико-рентгенологические показатели состояния первого луча стопы до и после хирургической коррекции (с вычислением показателей шкалы ACFAS Scoring Scale (Module 1)).</p>

Работу выполняли в соответствии с «рекомендациями по проведению биомедицинских исследований с участием человека в качестве объекта исследования» (Хельсинки, 1964), статьей 21 Конституции РФ, Основами законодательства РФ об охране здоровья граждан (№5487–1 от 22.07.1993, с изм. от 20.12.1999г.).

Статистическую обработку данных проводили с помощью программной надстройки Microsoft Excel – AtteStat с использованием метода непараметрической статистики. Определяли медиану и квартили (Me (25%; 75%)), а также U-критерий Манна – Уитни. Различия считали значимыми при  $p < 0,05$ . Для определения силы и направления связи между показателями коррекции деформации ЛС и коррекции амплитуды дорсифлексии М1 проводили корреляционный анализ путем вычисления коэффициента Пирсона.

### Результаты исследования и их обсуждение

#### Сравнительная оценка биомеханических условий в системе «кость–винты» при выполнении шевронной и scarf – остеотомий М1

Пространственные геометрические модели М1 были получены нами с помощью КТ и программной системы автоматизированного проектирования Solid Works (Dassault Systèmes, USA) с последующим их экспортом в конечно-элементный пакет Ansys Workbench.

Модели были разбиты на тетраэдрическую нерегулярную сетку (рисунок 1) с ребром 0,001м для кости и для металлоконструкций. В среднем общее количество элементов составило 19716, а общее количество узлов 35727.

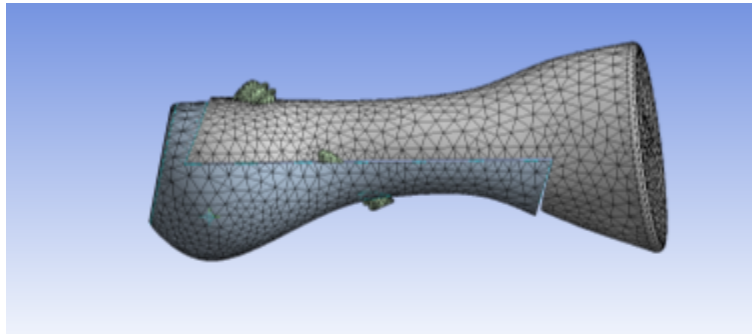


Рисунок 1 - Тетраэдрическая сетка на моделях

Графическое представление результатов оценки напряженно-деформированного состояния в системе «кость-фиксатор» позволило нам визуально проанализировать распределение значений модуля вектора перемещения, степень которого уменьшалась в направлении от дистального к проксимальному метафизу первой плюсневой кости (красный цвет – максимальное значение) (рисунок 2).

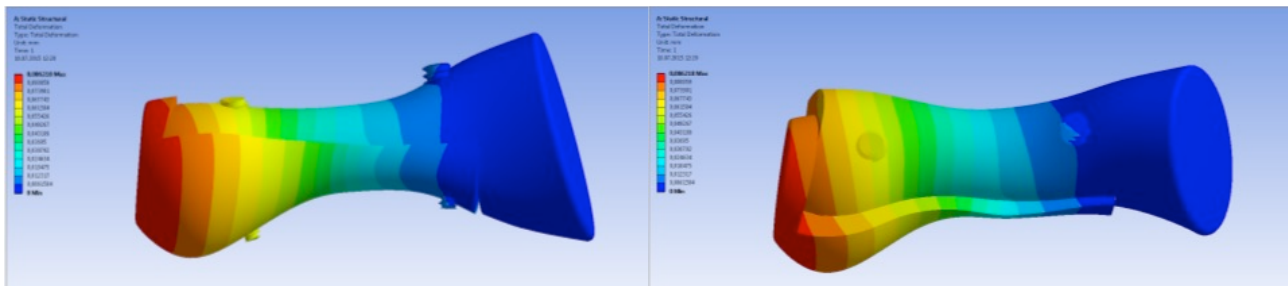


Рисунок 2 - Распределение значений модуля вектора перемещения в модели остеотомии первой плюсневой кости

Кроме этого, мы изучили распределение эквивалентных напряжений, максимальные значения которых возникали в ограниченных участках диафиза первой плюсневой кости и средних частях бикортикальных винтов (рисунок 3).

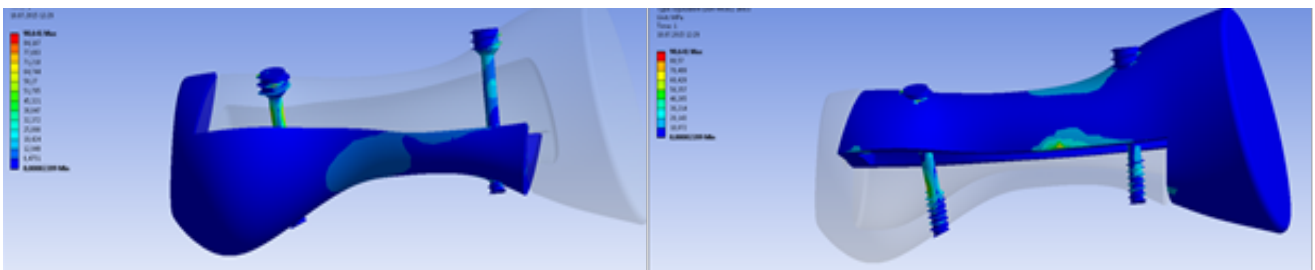


Рисунок 3 - Распределение значений эквивалентных напряжений в модели остеотомии первой плюсневой кости

В результате численного эксперимента была проведена оценка напряженно-деформированного состояния (распределение значений деформации и эквивалентных напряжений) тканей M1 при выполнении шевронной и scarf – остеотомий с различной

степенью перемещения костных фрагментов при условии приложения внешней силы величиной 300 Н со стороны подошвенной поверхности головки М1. Количественные показатели модуля вектора перемещения при смещении дистального фрагмента на 1/3 ширины М1 отличались между scarf и chevron – остеотомиями, но не превышали 0,1 мм. (рисунок 4 и 5).

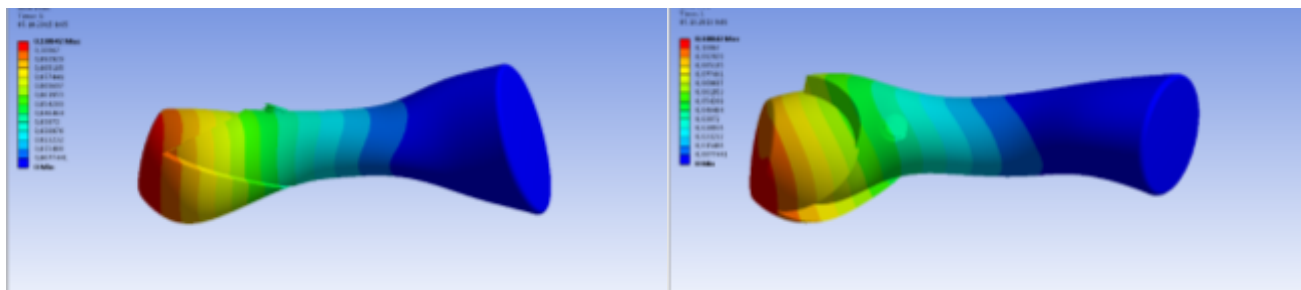


Рисунок 4 - Распределение значений модуля вектора перемещения при выполнении chevron – остеотомии со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины первой плюсневой кости

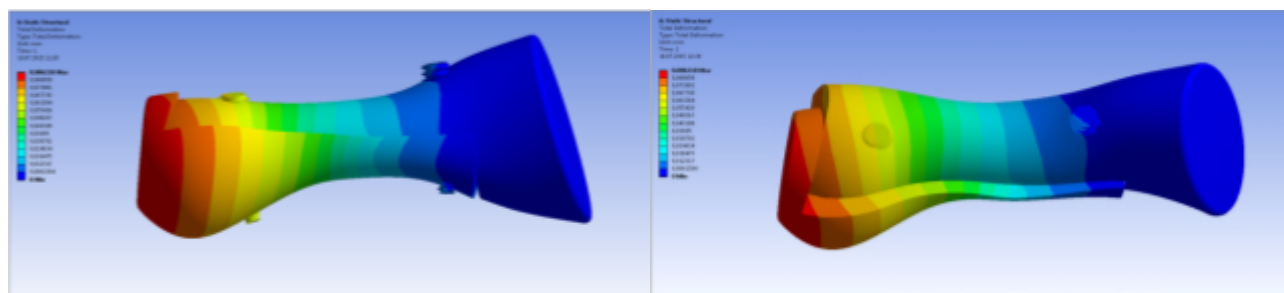


Рисунок 5 - Распределение значений модуля вектора перемещения при выполнении scarf – остеотомии со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины первой плюсневой кости

В модели chevron – остеотомии максимальные значения модуля вектора перемещения превосходили более чем на 20% аналогичные значения для модели scarf – остеотомии.

В то же время в обеих моделях максимальные значения деформации были значительно меньше уровня, оказывающего отрицательное влияние на регенерацию костной ткани в зоне остеотомии (1мм). Максимальные значения эквивалентных напряжений при смещении дистального фрагмента на 1/3 ширины в обеих моделях остеотомий М1, не превосходили 90,6 Мпа, что значительно ниже предела прочности кости и стали. В модели scarf – остеотомии максимальные значения эквивалентных напряжений на 15% превосходили аналогичные значения для модели chevron – остеотомии (рисунок 6 и 7).

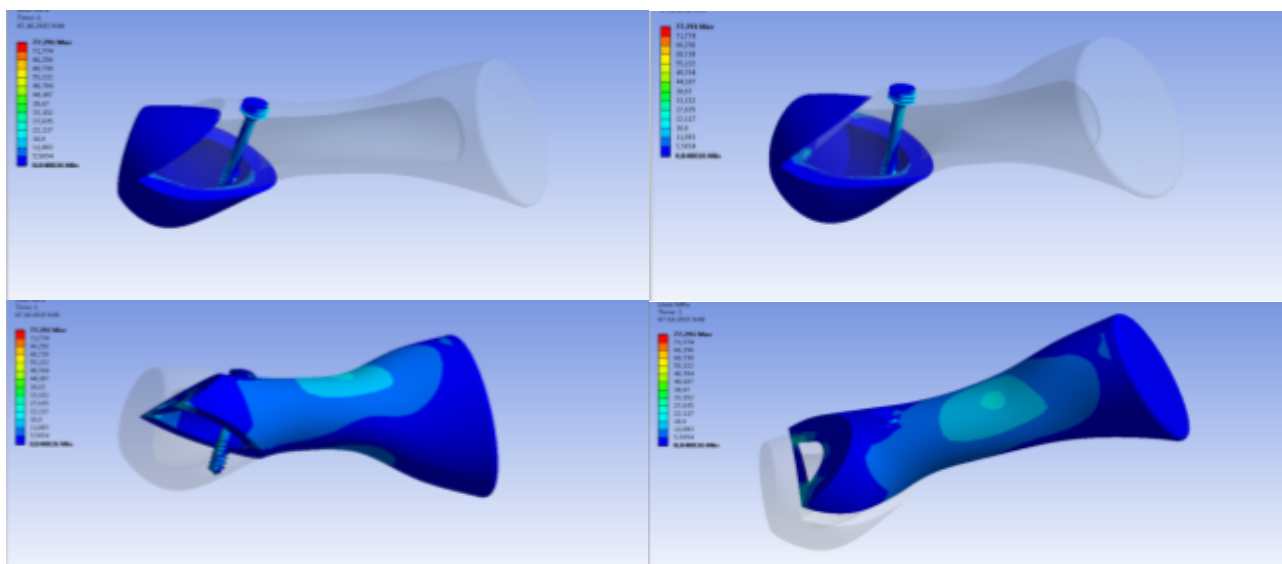


Рисунок 6 - Распределение эквивалентных напряжений при выполнении chevron – остеотомии со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины первой плюсневой кости

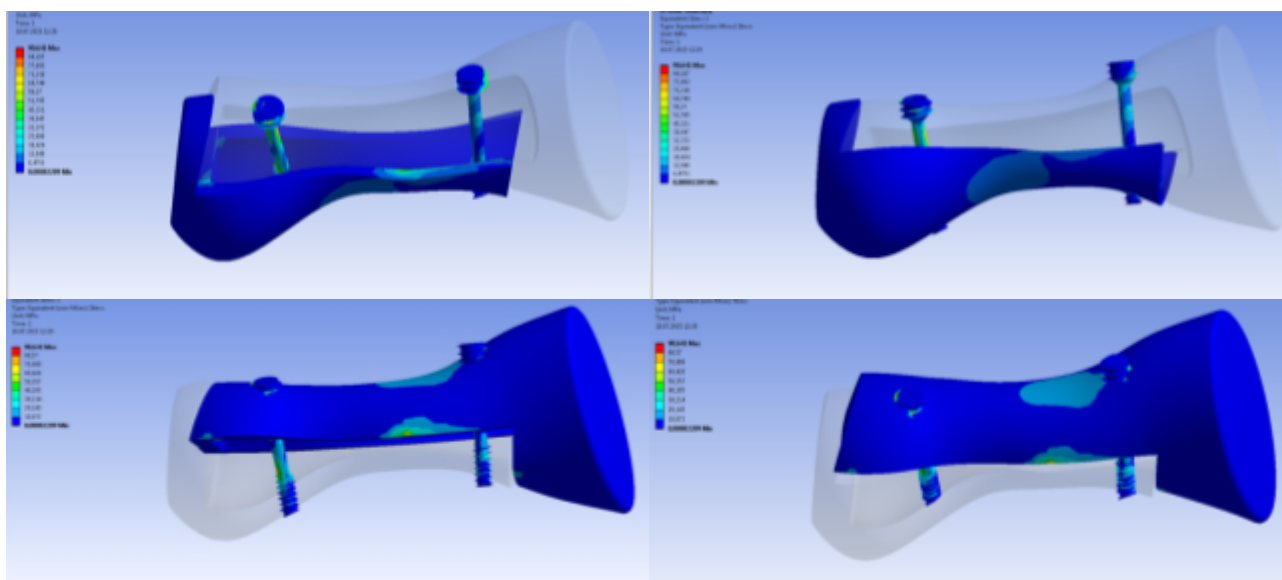


Рисунок 7- Распределение эквивалентных напряжений при выполнении scarf – остеотомии со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины первой плюсневой кости

В случае смещения дистального фрагмента на 2/3 ширины М1 были выявлены существенные отличия показателей модуля вектора перемещения между scarf и chevron – остеотомиями. В модели chevron – остеотомии максимальные значения модуля вектора перемещения превосходят более чем на 40% аналогичные значения для модели scarf – остеотомии. В модели chevron – остеотомии значения этого показателя приближались к уровню, оказывающему отрицательное влияние на регенерацию костной ткани в зоне остеотомии. Модель scarf – остеотомии характеризовалась значительно меньшим уровнем максимальных величин модуля вектора перемещения по отношению к безопасным для формирования костного регенерата значениям. Максимальные значения эквивалентных

напряжений при смещении дистального фрагмента на 2/3 ширины в обеих моделях остеотомий М1 не превосходили 504 Мпа, что ниже предела прочности стали. В то же время модель scarf – остеотомии обладала большим потенциалом стабильности, так как ее максимальные значения эквивалентных напряжений на 17% меньше аналогичных значений для модели chevron – остеотомии.

Анализ результатов проведенного нами биомеханического моделирования позволил сделать обоснованное заключение о том, что: «применение диафизарной scarf – остеотомии с целью хирургической коррекции деформации первого луча стопы позволяет достигнуть достоверно лучших количественных показателей стабильности системы «кость-фиксаторы» по сравнению с использованием chevron – остеотомии» (1-е положение, выносимое на защиту).

### Оценка влияния scarf – остеотомии на мобильность М1

Эффективность хирургической коррекции 1ЛС у 34 пациентов (63 стопы) с нормальной мобильностью М1 (1 группа) подтвердилась статистически значимыми изменениями клинорентгенометрических показателей (таблица 2).

Таблица 2 - Клинико-рентгенологические показатели у пациентов с нормальной мобильностью М1 до и после хирургической коррекции деформации 1ЛС (n=63 стопы)

Клинико-рентгенологические показатели	Сроки оценки показателей		Значение критерия Манна Уитни
	До операции	После операции	
∠М1М2, °	16,5 (13,4–19,7)	7,2 (5,5–9,1)	Z = 2,02 P = 0,02
∠М1Р1, °	28,6 (23,3–33,1)	9,1 (7,2–11,8)	Z = 1,99 P = 0,03
h М1, мм	6,3 (5,6–6,5)	4,2 (4,1–5,5)	Z = 1,91 P = 0,03

В этой группе пациентов исходные значения первого межплюсневого угла и угла отклонения первого пальца соответствовали легкой и выраженной степени деформации 1ЛС. С одной стороны, эту особенность можно расценить, как отсутствие явной этиологической связи гипермобильности М1 с возникновением статической деформации 1ЛС. С другой стороны, очевидно патогенетическое влияние степени мобильности М1 на выраженность статической деформации 1ЛС.

В результате хирургической коррекции у пациентов 1 группы было достигнуто уменьшение первого межплюсневого угла в 2,3 раза (таблица 3). Величина угла отклонения первого пальца уменьшилась в 3,1 раза. При этом было отмечено уменьшение амплитуды тыльного смещения головки первой плюсневой кости в 1,5 раза.

Таблица 3 - Степень изменения клинко-рентгенологических показателей у пациентов с нормальной мобильностью М1 после хирургической коррекции деформации 1ЛС (n=63 стопы)

Клинко-рентгенологические показатели	Разница значений «до» и «после» операции	
	Абсолютный показатель	Относительное значение
$\Delta \angle M1M2, ^\circ$	9,3 (7,4–11,9)	56,4%
$\Delta \angle M1P1, ^\circ$	19,5 (15,4–24,6)	68,2%
$\Delta h M1, \text{мм}$	2,1 (1,7–2,8)	33,3%

У пациентов 1 группы (с нормальной исходной мобильностью М1) была установлена средняя сила корреляционной связи положительной направленности между показателями изменения первого межплюсневового угла и амплитуды тыльного смещения головки М1.

Эффективность хирургической коррекции 1ЛС у 98 пациентов (190 стоп) с гипермобильностью М1 (2 группа) также подтвердилась статистически значимыми изменениями клинко-рентгенометрических показателей (таблица 4).

Таблица 4 - Клинко-рентгенологические показатели у пациентов с гипермобильностью М1 до и после хирургической коррекции деформации 1ЛС (n=190 стоп)

Клинко-рентгенологические показатели	Сроки оценки показателей		Значение критерия Манна Уитни
	До операции	После операции	
$\angle M1M2, ^\circ$	16,8 (12,5–20,3)	8,3 (6,5–10,4)	Z = 1,42 P = 0,04
$\angle M1P1, ^\circ$	29,8 (22,8–34,2)	9,4 (7,5–12,4)	Z = 1,97 P = 0,03
$h M1, \text{мм}$	8,9 (7,1–11,2)	5,5 (4,6–7,6)	Z = 1,35 P = 0,04

В этой группе пациентов исходные значения первого межплюсневового угла и угла отклонения первого пальца соответствовали выраженной и тяжелой степени деформации 1ЛС. С учетом этого можно предположить увеличение значимости патогенетического влияния гипермобильности М1 у пациентов с тяжелой степенью статической деформации 1ЛС. В результате хирургической коррекции у пациентов 2 группы было достигнуто уменьшение первого межплюсневового угла в 2 раза (таблица 5). Величина угла отклонения первого пальца уменьшилась в 3,2 раза. Амплитуда тыльного смещения головки М1 уменьшилась в 1,5 раза.

Таблица 5 - Степень изменения клинко-рентгенологических показателей у пациентов с гипермобильностью М1 после хирургической коррекции деформации 1ЛС (n=190 стоп)

Клинко-рентгенологические показатели	Разница значений «до» и «после» операции	
	Абсолютный показатель	Относительное значение
$\Delta \angle M1M2, ^\circ$	8,5 (6,7–11,7)	50,6%
$\Delta \angle M1P1, ^\circ$	20,4 (15,9–25,1)	68,4%
$\Delta h M1, \text{мм}$	3,4 (1,1–5,1)	38,2%

Полученные нами данные указали на достоверную эффективность хирургической коррекции деформации 1ЛС с использованием диафизарной остеотомии scarf, которая позволила достигнуть достоверного уменьшения мобильности М1 вне зависимости от ее исходного уровня.

У пациентов 2 группы (с исходной гипермобильностью М1) была установлена средняя сила корреляционной связи положительной направленности между показателями изменения первого межплюсневого угла и амплитуды тыльного смещения головки М1. Аналогичная степень и направленность корреляционной связи в этой группе пациентов характеризовала изменение мобильности М1 и угла отклонения первого пальца. В то же время коэффициент корреляции Пирсона в 1 группе пациентов оказался меньше аналогичного показателя во 2 группе. Обнаруженные отличия подтвердили большую степень влияния остеотомии scarf с наклоном плоскости длинного плеча по отношению к плоскости подошвенной поверхности стопы на мобильность М1.

Анализ результатов данного раздела диссертационного исследования позволил нам прийти к заключению – «диафизарная scarf – остеотомия оказывает влияние на мобильность первой плюсневой кости, что подтверждается средней по силе и положительной по направленности корреляционной связью между изменением клинско-рентгенологических показателей» (2-е положение, выносимое на защиту).

### **Оценка эффективности оригинального алгоритма геометрического планирования scarf – остеотомии с учетом мобильности М1**

Нами был разработан алгоритм индивидуального геометрического планирования угла наклона плоскости длинного плеча scarf – остеотомии с учетом мобильности М1 и величины поперечного смещения дистального фрагмента. Величину необходимой плантаризации (Н) дистального фрагмента М1 определяли, как разницу между индивидуальной и нормальной амплитудой  $hM1$ . Величину необходимого латерального смещения (L) измеряли как расстояние между точками пересечения продольной оси М1 до и после хирургической коррекции с линией, проходящей через центр головки М1 перпендикулярно оси второй плюсневой кости (М2) (рисунок 8).

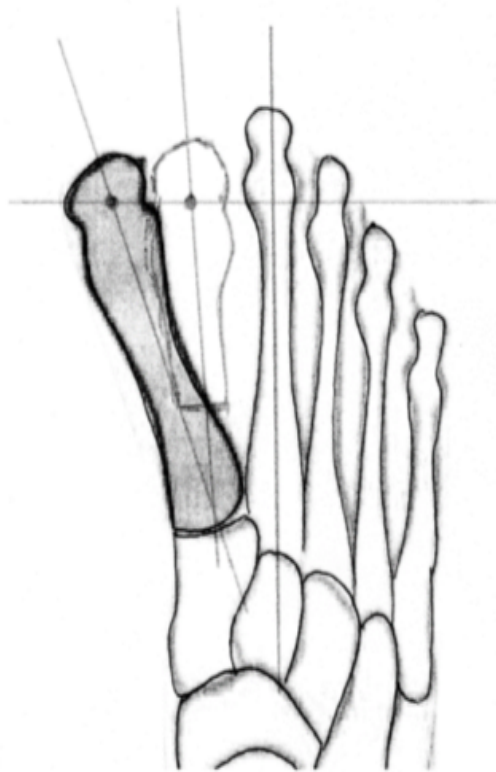


Рисунок 8 - Схема определения величины латерализации дистального фрагмента первой плюсневой кости при выполнении корригирующей scarf – остеотомии

Используя величины необходимой плантаризации и латерализации, вычисляли синус угла наклона длинного плеча остеотомии ( $\sin \angle \alpha = H/L$ ) с последующим определением самого угла (рисунок 9).



Рисунок 9 - Угол наклона плоскости длинного плеча scarf – остеотомии

При помощи спицы формируем направлять для остеотомии с заданным углом (рисунок 10).



Рисунок 10 – Scarf – остеотомия с использованием направителя

Указанный алгоритм мы применили в основной группе пациенток (34 человека). У 36 пациенток контрольной группы предоперационное планирование осуществляли по актуальному алгоритму с наклоном плоскости длинного плеча scarf – остеотомии в направлении от верхнемедиального к нижнелатеральному краю М1. Мобильность М1 не имела значимых отличий у пациенток основной и контрольной групп на момент предоперационного обследования. При оценке ближайших результатов через 3 месяца после операции было установлено статистически значимое отличие показателя hM1, который оказался в 1,34 раза меньше у пациенток контрольной группы. Через 6 и 12 месяцев после операции этот показатель не имел значимых отличий между группами. В обеих группах была отмечена тенденция к увеличению амплитуды дорсального смещения головки М1 в послеоперационном периоде. Это увеличение в период от 3 до 12 месяцев после операции составило 1,23 раза в основной и 1,69 раза в контрольной группе. Гиперэкстензия первого пальца после выполнения scarf – остеотомии возникла у 3 пациенток (8,8%) основной и 8 пациенток (22,2%) контрольной группы. Значения показателя угла гиперэкстензии у пациенток основной и контрольной групп находились в интервалах 4–9° и 8–17° соответственно.

Анализ результатов данного раздела диссертационного исследования, позволил установить, что: индивидуальный подход к определению угла наклона длинного плеча scarf – остеотомии, основанный на учете мобильности и необходимой латерализации плантарного фрагмента М1, позволяет улучшить результаты хирургической коррекции 1ЛС; избыточная плантаризация головки М1 при выполнении scarf-остеотомии является одним из факторов риска возникновения гиперэкстензии первого пальца; амплитуда дорсального смещения головки М1 после выполнения scarf – остеотомии характеризуется уменьшением ниже

нормального значения в ближайшем послеоперационном периоде с последующей нормализацией через 6 – 12 месяцев после операции.

**Оценка эффективности включения в алгоритм предоперационного планирования хирургической коррекции деформации 1ЛС в качестве дополнительного критерия количественных показателей стабильности системы «кость-винты»**

С учетом результатов, полученных при выполнении первого этапа диссертационного исследования, нами был предложен алгоритм выбора способа остеотомий М1 с использованием биомеханического моделирования. Применение предложенного алгоритма повлияло на выбор способа остеотомии и хирургической тактики лечения у 50 пациенток основной группы, что оказалось наиболее оправданным в случаях выраженной и тяжелой степени деформации 1ЛС, избыточной массы тела, уменьшения прочностных свойств костной ткани вследствие остеопороза. У 47 пациенток контрольной группы предоперационное планирование проводилось с учетом известных подходов к интерпретации данных клинической и рентгенологической оценки деформации 1ЛС. Отсутствие достоверных отличий в рентгенологической динамике у пациенток основной и контрольной групп (таблица 6) показало, что использование стандартного (клинико-рентгенологического и геометрического) алгоритма предоперационного планирования позволяет добиться высокой эффективности устранения деформации 1ЛС.

Таблица 6 - Рентгенологические показатели степени деформации 1ЛС у пациенток основной и контрольной группы до и после операции

Рентгенологический показатель деформации первого луча стопы	Группы пациенток	
	Основная группа N=50	Контрольная группа N=47
<i>Угол М1М2 до операции °</i>	19,1 (13,2; 29,4)	18,7 (12,5; 28,9)
<b>Угол М1М2 после операции °</b>		
Через 3 месяца после операции	10,9 (8,7; 14,9)	11,2 (8,4; 15,4)
Через 6 месяцев после операции	11,7 (9,5; 16,2)	12,1 (9,8; 16,5)
Через 12 месяцев после операции	13,8 (10,9; 17,2)	14,3 (11,2; 18,3)
<i>Угол М1Р1 до операции °</i>	35,2 (24,7; 39,8)	34,8 (24,2; 39,5)
<b>Угол М1Р1 после операции °</b>		
Через 3 месяца после операции	9,6 (5,5; 11,2)	9,5 (4,9; 10,9)
Через 6 месяцев после операции	11,3 (6,9; 12,5)	11,6 (7,1; 12,8)
Через 12 месяцев после операции	12,2 (8,3; 13,9)	12,7 (8,6; 14,1)

Примечание - данные представлены в виде медианы, нижнего (25%) и верхнего (75%) квартилей; р (двусторонний) — критерий достоверности сравнения показателя между основной и контрольной группами пациенток (\* -  $p < 0,05$ )

В то же время детальная и комплексная оценка результатов лечения выявила существенные и достоверные отличия между группами пациенток (таблица 7).

Таблица 7 - Результаты хирургической коррекции деформации первого луча стопы по шкале ACFAS SCORING SCALE (Module 1)

Сроки проведения оценки	Группы пациенток	
	Основная группа (n=50)	Контрольная группа (n=47)
Через 3 месяца после операции	86,1 (84,8; 88,9)	77,2 * (73,4; 79,1)
Через 6 месяцев после операции	93,4 (91,5; 95,6)	83,1* (80,2; 85,4)
Через 12 месяцев после операции	92,1 (91,5; 95,6)	80,3* (78,2; 85,4)

Примечание - данные представлены в виде медианы, нижнего (25%) и верхнего (75%) квартилей; р (двусторонний) — критерий достоверности сравнения показателя между основной и контрольной группами пациенток (\* -  $p < 0,05$ ).

С учетом сопоставимых рентгенологических показателей эффективности операций объективной причиной такого отличия явилась лучшая динамика анатомо-функционального восстановления. Частота встречаемости ограничения амплитуды движений первого плюснефалангового сустава оказалась на 5,1% меньше в сравнении с контрольной группой пациенток. Отек в области ПФС1 отмечался у пациенток основной группы на 6,6% реже в сравнении с контрольной группой. Отсутствие значимого болевого синдрома отметили 96% пациенток основной и 82,9% пациенток контрольной группы. Частота различных вариантов ограничения функциональных возможностей ношения обуви в основной группе оказалась на 2,6%–9,4% меньше аналогичных показателей контрольной группы. Более точная «оценка условий фиксации и нагрузки у пациенток основной группы способствовала уменьшению периода болевого синдрома в 1,6 раза и сохранения отека области первого плюсне-фалангового сустава в 2,2 раза, уменьшению выраженность боли на 3–4 балла (по ВАШ), снижению частоты возникновения и степени выраженности стойких ограничений амплитуды движений 1ПФС в 1,4 и 2,7 раза соответственно».

Достоверное улучшение клинико-функциональных показателей в периоде послеоперационного восстановительного лечения подтвердило эффективность применения биомеханического моделирования остеотомий М1 на этапе предоперационного планирования хирургической коррекции деформаций 1ЛС (3 –е положение, выносимое на защиту).

## ВЫВОДЫ

1. Разработанное биомеханическое моделирование на основе метода конечных элементов является эффективным инструментом сравнения шевронной и scarf – остеотомии М1, позволяющим провести количественный и качественный анализ напряженно-

деформированного состояния системы «кость-винты», что характеризуется практически значимыми для регенерации костной ткани изменениями, зависящими от способа остеотомии М1 и степени взаимного смещения костных фрагментов.

2. Применение scarf – остеотомии позволяет достигнуть эффективной хирургической коррекции деформации 1ЛС за счет статистически значимого уменьшения первого межплюсневового угла, угла отклонения первого пальца стопы, а также степени мобильности М1.

3. При использовании усовершенствованного алгоритма помимо количественных показателей стабильности системы «кость-винты» необходимо обращать внимание на мобильность первой плюсневой кости. При гипермобильности М1 целесообразно проводить математический расчет угла наклона длинного плеча и выполнять scarf – остеотомию, основанную на учете мобильности и необходимой латерализации плантарного фрагмента М1 с наклоном плоскости длинного плеча к плоскости подошвенной поверхности стопы, позволяет значительно уменьшить мобильность М1, в том числе за счет уменьшения частоты возникновения и степени выраженности гиперэкстензии первого пальца. Значения показателя угла гиперэкстензии у пациенток основной и контрольной групп находились в интервалах 4–9° и 8–17° соответственно.

4. Применение биомеханического конечно-элементного моделирования на этапе предоперационного планирования хирургической коррекции деформации первого луча стопы позволяет улучшить результаты лечения, что подтверждается: увеличением показателя удовлетворенности косметическим результатом на 12,5%; увеличением показателей функциональных возможностей ношения обуви на 2,6% - 9,4%; отсутствием осложнений, связанных с выраженной нестабильностью в зоне остеотомии первой плюсневой кости (вторичное смещение фрагментов и миграция винтов), частота которых составила 12,8% при использовании базового клинко-рентгенологического алгоритма предоперационного планирования.

### **ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ**

1. Для оценки эффективности применения различных видов остеотомии М1 и фиксаторов (в том числе при разработке новых) рекомендуется использование биомеханического моделирования на основе метода конечных элементов.

2. Объективным критерием возможности выполнения билатеральной хирургической коррекции деформации 1ЛС (в рамках одной операционной сессии) с последующей ранней активизацией (без средств дополнительной опоры) является значение показателя деформации системы «кость-винты»  $\leq 1$  мм.

3. При невозможности достижения показателя деформации системы «кость-винты»  $\leq 1$  мм по результатам индивидуального биомеханического моделирования остеотомий М1 следует

выполнять моностеральную хирургическую коррекцию деформации ЛС (в рамках одной операционной сессии) с последующим применением средств дополнительной опоры в послеоперационном периоде.

### СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. **Курманов А.Г.** Компьютерная тензометрическая оценка усовершенствованной послеоперационной обуви / С.И. Киреев, А.М. Имамов, А.Л. Пятницын, О.В. Моисеева // Материалы научн. практ. конф. с междунар. участием «Илизаровские чтения». Курган, 2012. – С. 136–137.

2. **Курманов А.Г.** Моделирование биомеханических условий при хирургическом лечении деформаций стоп / С.И. Киреев, А.А. Голядкина, А.В. Полиенко, А.В. Кучапин // «Практическая биомеханика»: Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием. Ответственный редактор Л.Ю. Коссович. Саратов. - 2015. - С. 28–29.

3. **Kurmanov A.** Biophysical approach to the correction of supporting tissue microcirculation impairments. S. Kireev, A. Imamov // **Journal of Biomedical Photonics & Engineering**. (2015) – Vol. 1, № 4. – P. 225–228 [**Chemical Abstracts**], [**Scopus**].

4. **Курманов А.Г.** Применение навигационной подкожной дистальной остеотомии плюсневых костей у пациентов с деформациями переднего отдела стопы / С.И. Киреев, А.М. Имамов // **Современные проблемы науки и образования**. – 2015. – № 4; URL: <http://www.science-education.ru/127-20507>.

5. **Курманов А.Г.** Комплексная оценка качества жизни пациентов с деформациями переднего отдела стоп / А.М. Имамов, С.И. Киреев, М.С. Эдиев. // **Современные проблемы науки и образования**. – 2015. – № 6; URL: [www.science-education.ru/130-22972](http://www.science-education.ru/130-22972).

6. **Курманов А.Г.** Биомеханический подход к предоперационному планированию хирургической коррекции деформаций стоп / С.И. Киреев, А.В. Кучапин, А.А. Голядкина, А.В. Полиенко // «Классика и инновации в травматологии и ортопедии»: сборник материалов Всероссийской научно-практической конференции, посвященной 75-летию профессора А.П. Барабаша. Саратов, 2016. - С. 179–181.

7. **Курманов А.Г.** Биомеханическое обоснование хирургического лечения первой плюсневой кости стопы / С.И. Киреев, А.В. Кучапин, А.А. Голядкина, А.В. Полиенко // «Практическая биомеханика»: Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием. Под редакцией Л.Ю. Коссовича. Саратов. - 2016. - С. 13–15.

8. **Курманов А.Г.** Клинико-рентгенологическая оценка эффективности scarf – остеотомии первой плюсневой кости / В.С. Киреев, В.Г. Процко, С.И. Киреев // «Технологические инновации в травматологии, ортопедии и нейрохирургии: интеграция науки и практики»: Сборник материалов Всероссийской научно-практической конференции с международным участием. Саратов, 2019 (26–28 апреля). – С. 108–110.

9. **Курманов А.Г.** Разработка автоматизированной системы принятия решений в хирургии стопы / С.И. Киреев, А.А. Голядкина, А.В. Полиенко, В.С. Киреев // «Технологические инновации в травматологии, ортопедии и нейрохирургии: интеграция науки и практики»: Сборник материалов Всероссийской научно-практической конференции с международным участием. Саратов, 2019 (26–28 апреля). – С. 111–113.

10. **Курманов А.Г.** Исследование мобильности первой плюсневой кости при хирургической коррекции деформаций переднего отдела стопы с использованием scarf – остеотомии / В.С. Киреев, В.Г. Процко, С.И. Киреев // **Вестник медицинского института "РЕАВИЗ": реабилитация, врач и здоровье.** 2019. № 3 (39). С. 126–130.

11. **Курманов А.Г.** Хирургическая коррекция деформации первого луча стопы с использованием биомеханического моделирования остеотомий / С.И. Киреев, А.А. Голядкина, А.В. Полиенко // **Саратовский научно-медицинский журнал.** 2019. Т.15, №3. С. 644–648.

12. **Курманов А.Г.** Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости / А.А. Голядкина, А.В. Полиенко, С.И. Киреев, В.С. Киреев // **Российский журнал биомеханики.** 2019. Т. 23, № 3. С. 400–410 [Scopus].

13. **Курманов А.Г.** Планирование scarf – остеотомии с учетом мобильности первой плюсневой кости / С.И. Киреев // **Вестник медицинского института "РЕАВИЗ": реабилитация, врач и здоровье.** 2019. № 6 (42). С. 201–206.

14. **Курманов А.Г.** Поддержка принятия решений в хирургии переднего отдела стопы: [монография] / И. А. Норкин, С. И. Киреев, А. А. Голядкина [и др.]; под общ. ред. В. В. Островского, В. Ю. Ульянова. – Саратов: Изд. Центр Саратов. гос. мед. ун-та, 2021. – 100 с.

15. **Курманов А.Г.** Моделирование биомеханических условий хирургической коррекции стопы / А.А. Голядкина, А.В. Полиенко, Киреев, С.И. Киреев, А.М. Мулдашева // «Фундаментальная и прикладная медицина»: Материалы Всероссийской конференции молодых ученых. Саратов, 2022 (29–30 ноября). – С. 9–10.

#### СПИСОК ПРИНЯТЫХ СОКРАЩЕНИЙ

ДС – деформация стопы

ДПОС – деформация переднего отдела стопы

1ЛС – первый луч стопы

М1 – первая плюсневая кость

M2 – вторая плюсневая кость

hM1- вертикальная амплитуда дорсифлексии первой плюсневой кости

$\Delta$  – разница между показателями до и после операции

$\angle M1M2$  – угол между продольными осями первой и второй плюсневых костей

$\angle M1P1$  – угол между продольными осями первой плюсневой кости и проксимальной фаланги первого пальца стопы

КТ – компьютерная томография

МРТ – магнитно-резонансная томография

1ПФС – первый плюсне-фаланговый сустав

ТМТ – медиальный плюсне-клиновидный сустав

ВАШ – визуально-аналоговая шкала