

**Федеральное государственное бюджетное учреждение  
«Национальный медицинский исследовательский центр  
травматологии и ортопедии имени Н.Н. Приорова»  
Министерства здравоохранения Российской Федерации**

*На правах рукописи*

Курманов Александр Геннадьевич

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

3.1.8 – Травматология и ортопедия

Диссертация

на соискание ученой степени

кандидата медицинских наук

**Научный руководитель:**

доктор медицинских наук, профессор

Очкуренко Александр Алексеевич

Москва – 2024

## ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ .....	4
ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННАЯ КОНЦЕПЦИЯ ХИРУРГИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ПЕРВОГО ЛУЧА СТОПЫ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ) .....	11
1.1 Этиологические и патогенетические аспекты деформации первого луча стопы .....	11
1.2 Актуальные подходы к диагностике деформации и оценке результатов хирургической коррекции первого луча стопы.....	16
1.3 Актуальные подходы к хирургической коррекции первого луча стопы.....	23
1.3.1 Остеотомии первой плюсневой кости как базисная техника хирургической коррекции первого луча стопы .....	25
1.4 Моделирование остеотомий первой плюсневой кости в хирургической коррекции первого луча стопы .....	32
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ .....	38
2.1 Общая характеристика клинического материала.....	38
2.2 Методика биомеханического моделирования остеотомий первой плюсневой кости .....	42
2.3 Методика обследования пациентов с деформацией первого луча стопы.....	50
2.4 Методика оценки деформации и результатов хирургической коррекции первого луча стопы .....	53
2.5 Методы статистического анализа результатов исследования.....	56
ГЛАВА 3. БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ «КОСТЬ-ВИНТЫ» ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ ОСТЕОТОМИЙ ПЕРВОЙ ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ.....	58
3.1 Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости при	

коррекции легкой степени деформации первого луча стопы .....	58
3.2 Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости при коррекции выраженной степени деформации первого луча стопы .....	61
3.3 Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости при коррекции тяжелой степени деформации первого луча стопы .....	65
ГЛАВА 4. ИССЛЕДОВАНИЕ МОБИЛЬНОСТИ ПЕРВОЙ ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ПЕРВОГО ЛУЧА СТОПЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ SCARF ОСТЕОТОМИИ.....	70
4.1 Оценка влияния scarf - остеотомии на мобильность первой плюсневой кости	70
4.2 Оценка эффективности оригинального алгоритма геометрического планирования scarf - остеотомии с учетом мобильности первой плюсневой кости .....	74
ГЛАВА 5. ХИРУРГИЧЕСКАЯ КОРРЕКЦИЯ ДЕФОРМАЦИИ ПЕРВОГО ЛУЧА СТОПЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ОСТЕОТОМИЙ ПЕРВОЙ ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ.....	81
5.1 Собственный алгоритм хирургической коррекции деформации первого луча стопы .....	81
5.2 Оценка ближайших и отдаленных результатов хирургической коррекции деформации первого луча стопы .....	95
ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....	104
ВЫВОДЫ.....	112
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ .....	114
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ.....	115
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ .....	116

## ВВЕДЕНИЕ

### Актуальность 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 [92, 181, 184, 189, 215]. По данным различных авторов частота встречаемости данной нозологии достигает 23 % в молодом и среднем возрасте (18–65 лет). Этому способствует увеличение доли городского населения, повседневная активность которого связана со стремлением носить модную обувь, оказывающую негативное влияние на возникновение патологии стопы. В старшей возрастной группе (более 65 лет) этот показатель увеличивается до 37,5% [92, 189, 215]. Общеизвестным является факт преобладания деформации первого луча стопы у женщин по сравнению с мужчинами. Гендерное соотношение составляет от 2:1 до 15:1 согласно данным различных исследователей [92, 181, 189, 215].

В возникновении и прогрессировании статической деформации переднего отдела стопы значительную роль играют биомеханические условия распределения нагрузки при ходьбе, которые характеризуются значительным по времени и силе воздействием на подошвенную поверхность головки первой плюсневой кости [45, 119, 138]. Нарушение механизмов статической и динамической стабилизации приводит к деформации первого луча стопы за счет изменения нормального анатомического положения первой плюсневой кости, которая отклоняется в медиальном направлении, с последующим угловым смещением первого пальца стопы кнаружи [27, 43, 215]. Актуальность лечения статических деформаций стопы обусловлена их распространенностью, а также негативным влиянием на качество жизни пациентов, походку, балансовую устойчивость и риск падений [189].

## Степень ее разработанности

Приоритетность и эффективность хирургической коррекции первого луча стопы подтверждается мнением преобладающего большинства профильных специалистов, основанным на результатах многочисленных исследований [49, 94, 111]. В актуальных алгоритмах предоперационного планирования отсутствует консенсус относительно индивидуальных критериев выбора необходимых техник и тактики хирургической коррекции первого луча стопы [27, 43, 135, 215]. Преимущественно двухсторонний характер деформации переднего отдела стопы (у 76–84 % пациентов) является аргументом для одномоментной операции на обеих стопах [67, 117, 150]. Однако, противники такой хирургической тактики ссылаются на повышенный риск осложнений [225]. Сроки и интенсивность активизации пациентов после хирургической коррекции первого луча стопы также остаются предметом дискуссии.

Реконструкции первой плюсневой кости отдается первостепенная роль в рамках реализации актуальных алгоритмов хирургии переднего отдела стопы [190]. Шевронная и scarf – остеотомии являются наиболее популярными в клинической практике техниками этой реконструкции [134]. 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 [221, 258]. Другим аспектом реализации этой стратегии может послужить разработка и внедрение методов количественной оценки остеотомий.

**Цель работы:** 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.

### **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 [249]. 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 [132]. Биомеханическое экспериментальное моделирование на кадаверном материале и полимерных муляжах имеет ряд существенных ограничений, исключающих возможность его применения в рамках индивидуального подхода к предоперационному планированию [257]. Таким требованиям отвечает метод конечно-элементного моделирования, все шире применяющийся в современных системах поддержки принятия врачебных

решений [182]. Создание такой системы является актуальной задачей современной хирургии стопы, отвечающей требованиям доказательной медицины.

Предоперационное планирование хирургической коррекции деформации первого луча стопы с использованием биомеханического моделирования остеотомий первой плюсневой кости было внедрено в клиническую практику травматолого – ортопедических отделений ГУЗ «СГКБ №6 имени академика В.Н. Кошелева» и ГУЗ «СГКБ №2 им. В.И. Разумовского». Результаты исследования используются в учебном процессе Саратовского медицинского университета «Реавиз» и ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского».

### **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).

### **Методология и методы исследования**

Работа основана на проспективном анализе результатов хирургической коррекции деформаций переднего отдела 253 стоп у 132 пациентов. В исследование пациенты были разделены на 2 группы в зависимости от степени мобильности М1. У 34 пациентов 1-й группы (25,8%) 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; инструментальной диагностики (рентгенография, компьютерная томография); статистический.

### **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 chevron – 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 клинорентгенологических 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.

### **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.).

### **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 центра 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.

### **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.

### **Объем и структура диссертации**

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.

## ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННАЯ КОНЦЕПЦИЯ ХИРУРГИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ПЕРВОГО ЛУЧА СТОПЫ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

### 1.1 Этиологические и патогенетические аспекты деформации первого луча стопы

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 [92, 181, 184, 189, 215]. По данным различных авторов частота встречаемости данной нозологии достигает 23 % в молодом и среднем возрасте (18–65 лет). В старшей возрастной группе (более 65 лет) этот показатель увеличивается до 37,5% [92, 189, 215]. Общеизвестным является факт преобладания деформации первого луча стопы у женщин по сравнению с мужчинами. Гендерное соотношение составляет от 2:1 до 15:1 согласно данным различных исследователей [92, 181, 189, 215]. Актуальность лечения статических деформаций стопы обусловлена их распространенностью, а также негативным влиянием на качество жизни пациентов, походку, балансовую устойчивость и риск падений [189].

Обсуждение этиологических и патогенетических факторов статической деформации переднего отдела стопы проведено во множестве исследований, руководствах и монографиях [90, 92, 95, 110, 126, 159, 172, 174, 179, 181, 184, 186, 203, 208, 215, 239]. Условно эти факторы можно разделить на предрасполагающие и производящие. К первым, безусловно, можно отнести наследственную предрасположенность, определяющуюся в 50–68 % случаев [126, 159, 172, 174, 186, 203, 208, 215]. Как правило, она связана с дисплазией соединительной ткани и суставов стопы. Выраженная степень дисплазии приводит к развитию генерализованной гипермобильности суставов и врожденной плоско-вальгусной деформации стоп [203, 215, 221, 258]. Такие случаи с точки зрения этиологии

нельзя отнести к проявлению статической деформации. Уплотнение сводов у пациентов с плоскостопием отмечается в качестве фактора риска прогрессирования статической деформации первого луча стопы, но не оказывает значимого отрицательного влияния на эффективность его хирургической коррекции [221, 258].

Гипермобильность первой плюсневой кости многими авторами указывается в качестве этиологического фактора вальгусной деформации первого пальца стопы [25, 92, 93, 107, 113, 116, 126, 137, 146, 147, 148, 157, 181, 203, 215, 221, 223, 242, 258, 262, 264]. Сторонники такой точки зрения наряду с корреляционной зависимостью указанных явлений в качестве дополнительного аргумента приводят увеличение частоты и степени выраженности болевого синдрома [80]. Такое утверждение следует признать справедливым для пациентов с генерализованной формой гипермобильности суставов. Другие исследователи считают ее не причиной, а следствием статической деформации первого луча стопы [221, 258]. В ряде исследований и руководств отмечается влияние анатомических особенностей строения области медиального плюсне-клиновидного сустава на возникновение гипермобильности М1 [27, 43, 147, 203, 215, 222, 242]. Систематизация указанных анатомических особенностей на основе рентгенографических данных нашла свое отражение в классификации, предложенной М.М. Ромаш (1990) [27]. Следует отметить, что в данной классификации, по сути, отражены различные варианты локальной дисплазии медиального плюсне-клиновидного сустава. Однозначного единого мнения относительно причинно-следственного характера гипермобильности М1 в настоящее время нет [221, 258]. Тем не менее, оценка мобильности первой плюсневой кости входит в большинство актуальных протоколов диагностики и предоперационного планирования хирургической коррекции первого луча стопы [27, 94, 100, 118, 126, 135, 162, 181, 198, 215, 216, 237, 251, 263, 267, 268].

Наряду с вариабельностью строения медиального плюсне-клиновидного сустава значимую патогенетическую роль в развитии статической деформации первого луча играют анатомические особенности головки первой плюсневой

кости и межфалангового сустава первого пальца стопы [92, 114, 131, 177, 181, 203, 215]. В качестве критерия оценки строения головки первой плюсневой кости большинство исследователей используют угол наклона ее суставной поверхности по отношению к продольной оси [36, 37, 38, 82, 96, 103]. Для определения величины этого параметра используют рентгенометрический метод. В ряде исследований отмечено несоответствие рентгенометрических данных с данными компьютерной томографии и интраоперационной морфометрии [36, 37, 38]. Однако, эти работы носят строго научный характер, не повлиявший на клиническую практику. В то же время, в ряде исследований этио-патогенетическая роль угла PASA в деформации 1ЛС подвергается большому сомнению, в том числе из-за значительных погрешностей при его измерении [152]. Отклонение от нормальных значений угла наклона плоскости межфалангового сустава по отношению к продольной оси основной фаланги приводит к формированию вальгусной деформации первого пальца стопы [27, 43, 177, 215]. Наиболее популярным термином, описывающим эту деформацию, является «hallux interphalangeus». Указанные анатомические параметры строения головки первой плюсневой кости и межфалангового сустава первого пальца в нормальных пределах не оказывают влияния на формирование статических деформаций первого луча стопы. Отклонение их от нормы является проявлением дисплазии, лежащей в основе патогенеза вальгусной деформации первого пальца стопы.

Отдельного внимания заслуживает этио-патогенетическое значение различных анатомических вариантов строения переднего отдела стопы, подробно описанное в тематических руководствах, монографиях и диссертационных исследованиях [22, 26, 27, 43, 45, 215]. Установлено, что наибольший риск возникновения статической деформации первого луча имеется у пациентов с «египетским» типом стопы.

В качестве основных патогенетических факторов вальгусной деформации первого пальца стопы большинство исследователей указывают растяжение капсульно-связочного аппарата медиальной части первого плюсне-фалангового

сустава и дегенеративно-деструктивные изменения сесамовидного гребня на подошвенной поверхности головки первой плюсневой кости [141, 181, 203, 215].

К производящим факторам большинство авторов относят различные особенности, приводящие к увеличению и не рациональному распределению динамической и статической нагрузки на передний отдел стопы. К ним относятся: нерациональная обувь (с узкой носовой частью и высоким каблуком); избыточная масса тела; спортивные, профессиональные и бытовые нагрузки [27, 43, 141, 181, 203, 215]. Актуальным производящим фактором возникновения и прогрессирования деформации первого луча служит длительная по времени и значительная по степени концентрация давления на подошвенную поверхность головки первой плюсневой кости в процессе динамических и статических нагрузок на стопу [1, 45, 119, 135, 138, 198, 218]. Декомпенсация стабилизирующих первый плюсне-фаланговый сустав структур приводит к смещению головки первой плюсневой кости медиально относительно сесамовидного комплекса [235, 247]. Одновременно возникает отклонение проксимальной фаланги первого пальца кнаружи без нарушения конгруэнтности в суставе [215].

Возникшее в медальной бурсе воспаление, в ряде случаев распространяется на близлежащие мягкие ткани, что способствует дальнейшей декомпенсации механизмов стабилизации и патологической дислокации анатомических структур области 1ПФС [141, 181, 203, 215]. Латеральная сесамовидная кость смещается в область первого межплюсневого промежутка и дорсально контактируя с латеральной стенкой М1. Медиальная сесамовидная кость при этом смещается к латеральному краю подошвенной поверхности головки М1. Тесная связь сесамовидного комплекса с сухожилием *M. adductor hallucis* способствует изменению вектора его воздействия как по величине, так и по направлению, вызывая увеличение степени отклонения проксимальной фаланги первого пальца кнаружи и нарушение конгруэнтности в 1ПФС [203, 215]. В качестве патологического синергиста с подошвенно расположенными сухожилиями (*tendon M. adductor hallucis*, *tendon m. flexor hallucis longus*, медиальная часть *tendon m.*

flexor hallucis brevis) выступает сместившееся в латеральном направлении и расположенное дорсально tendon m. Extensor hallucis longus. При этом возникает эффект «натяжения тетивы лука», сопровождающийся повышением давления основной фаланги первого пальца стопы на медиальную поверхность головки М1, что в итоге усиливает деформацию первого луча стопы [27, 43, 203, 215]. Дополнительным компонентом деформации становятся пронация М1 и первого пальца. На основании изучения анатомических, клинических и рентгенологических данных был сделан вывод о наибольшей значимости связи пронации М1 со смещением сесамовидных костей, степенью деформации 1ЛС и риском ее рецидива после хирургической коррекции [75, 92, 100, 101, 102, 103, 104, 145, 178, 181, 195, 203, 215, 263, 264].

Подводя итог данному разделу литературного обзора, можно прийти к заключению о том, что статическая деформация первого луча стопы представляет собой сложную, многокомпонентную совокупность патологических анатомо-функциональных изменений костей, суставов, мышц, сухожилий, капсульно-связочных элементов, слизистых сумок и кожи. Этиологическим не модифицируемым фактором статической деформации 1ЛС является наследственная предрасположенность, в основе которой лежат различные проявления не выраженной и не генерализованной дисплазии соединительной ткани, костей, суставов. Производящие факторы связаны с концентрацией механических усилий на подошвенной поверхности стопы в проекции головки первой плюсневой кости при осуществлении опорно-двигательной функции. Их частичная модификация возможна за счет применения рациональной обуви, контроля за массой тела и режимом двигательной активности. Эффективная коррекция может быть направлена на модифицируемые патогенетические механизмы и звенья формирования статической деформации первого луча стопы, среди которых наиболее значимыми являются варусное отклонение и пронация первой плюсневой кости.

## 1.2 Актуальные подходы к диагностике деформации и оценке результатов хирургической коррекции первого луча стопы

Диагноз статической деформации ЛС устанавливается при помощи клинического и рентгенологического методов обследования, особенности проведения которых подробно описаны в руководствах по ортопедии и хирургии стопы [27, 43, 215]. Совокупность полученных при обследовании данных позволяет исключить вторичный характер деформации, возникающей вследствие: диффузных заболеваний соединительной ткани, неврологических нарушений (периферического и центрального генеза), генерализованной формы гипермобильности суставов, врожденных аномалий развития (плоско-вальгусная стопа и др.), нарушений обмена веществ (сахарный диабет, подагра и др.).

Клинический метод включает в себя: выяснение жалоб и анамнеза; осмотр с использованием специальных методик (плантоскопия); пальпацию с проведением специальных тестов (определение эластичности переднего отдела стопы, мобильности первой плюсневой кости и др.) [27, 43, 215].

Анализ жалоб пациентов со статическими деформациями переднего отдела стопы в большинстве исследований указывает на классическую триаду – боль, проблему с подбором обуви и косметический дефект. Значимость указанных жалоб для конкретного пациента зависит от индивидуальных особенностей субъективной оценки [27, 43, 215].

Боль является наиболее частой и актуальной жалобой, побуждающей пациентов со статическими деформациями стопы обратиться за специализированной медицинской помощью. Частота встречаемости боли у таких пациентов достигает 65–70%. Наиболее характерной локализацией болевых ощущений служат плюсне-фаланговые суставы. Субстратом болевого раздражения служат воспалительные реакции в слизистых сумках и капсульно-связочном аппарате этих суставов, возникающие из-за повышенного локального давления между головками плюсневых костей и обувью. Ряд авторов считает причиной болевого синдрома сдавление обувью тыльного кожного нерва стопы,

обращая внимание на совпадение зон иннервации и болезненности [215]. Важным диагностическим критерием статической деформации служит связь болевого синдрома с нагрузкой, обусловленной необходимостью длительного и регулярного пребывания в положении стоя при выполнении профессиональных обязанностей. Актуальным анамнестическим фактором у данной категории пациентов является предпочтение в выборе обуви с высоким каблуком и узкой носовой частью [110, 135, 181]. Периодические обострения боли в области первого плюсне-фалангового сустава и переднего отдела стопы, связанные с погрешностями в диете, переохлаждением, а также инфекционной патологией, исключают обоснованность предположения о статическом характере деформации. В ряде исследований было отмечено отсутствие статистически значимой зависимости болевого синдрома от степени деформации переднего отдела стопы [80, 198, 215]. Отсутствие болевого синдрома в большинстве случаев ставит под сомнение необходимость хирургической коррекции деформированной стопы, что нашло отражение в известном постулате «нет боли – нет хирургии» [162, 215].

У значительной части пациентов, достигающей по мнению ряда исследователей 80%, именно проблемы при подборе обуви являются основной причиной обращения за хирургической помощью. В ряде исследований обращается внимание на необходимость уточнения индивидуальных предпочтений пациента к подбору обуви. Стремление к следованию модным стандартам является одной из причин востребованности в помощи хирургов стопы именно у городского населения. Женщины, предпочитающие обувь на высоком каблуке с узкой носовой частью, являются добровольными жертвами моды [10, 43, 198]. В ряде случаев причиной указанной проблемы является не деформация стопы, а неадекватно завышенные требования пациенток к самой обуви. Для объективизации этой жалобы ряд исследователей предлагает специальные шкалы, соответствующие различным типам обуви [74, 198].

Отдельную категорию составляют пациентки молодого возраста, отмечающие субъективно «значимый» косметический дефект как единственное проявление деформации стопы [80, 198, 215].

Анамнестические сведения отражают актуальность наследственной предрасположенности, достигающей 65–78% [10, 22, 26, 27, 45]. Динамика и давность возникновения деформации стоп учитываются в качестве индивидуальных критериев стабильности первого луча стопы. Выяснение сведений о сочетанной и сопутствующей патологии позволяют исключить или установить вторичный характер деформации первого луча стопы, а также оценить потенциал восстановления и улучшения двигательной активности пациента после операции [49, 110, 135, 181].

Методика физикального обследования пациентов со статической деформацией переднего отдела стоп имеет ряд особенностей, отраженных в специальной литературе [49, 74, 110, 135, 181, 198, 215]. Отдельные авторы обращают внимание на актуальность описания участков гиперкератоза и локального воспаления мягких тканей в области переднего отдела стопы с отражением этой информации в формулировке диагноза при помощи специального кода Международной Классификации Болезней 10-го пересмотра (L84) [118]. Истинные параметры деформации переднего отдела, а также состояние среднего и заднего отделов стопы рекомендуется определять при осмотре в положении стоя. Во многих руководствах и статьях отмечается важность дополнительной объективной информации о соотношении рессорной и опорной зон подошвенной поверхности стопы, которую позволяет получить осмотр на плантоскопе [1, 2, 10, 22, 26, 27, 43, 45]. Отсутствие патологического вальгусного или варусного отклонения пяточной кости помогает убедиться в статической этиологии деформации переднего отдела стопы. В рамках осмотра рекомендуется определять пальцевую формулу, характеризующую анатомический тип стопы. «Египетский» тип большинством авторов признается значимым фактором риска статической вальгусной деформации первого пальца стопы [22, 26, 27, 43, 45, 215].

Для более точного клинического определения степени варусного отклонения первой плюсневой кости общепризнанным приемом является прицельная пальпация первого межплюсневого промежутка. Известна методика определения

степени эластичности переднего отдела стопы при помощи мануального исследования. В ряде диагностических алгоритмов предусмотрено проведение специального теста прижатия бумажной полоски для определения функциональных нарушений первого луча стопы [89].

В рамках физикального обследования рекомендуется определять состояние суставов первого луча стопы на основании измерения амплитуды их движений при помощи угломера. Ввиду технических сложностей измерения угловой амплитуды движений медиального плюсне-клиновидного сустава во многих исследованиях применяется линейный параметр смещения головки первой плюсневой кости. Для повышения точности определения мобильности первой плюсневой кости предложены специальные устройства и приспособления [22, 25, 26, 27, 43, 113, 116, 126, 137, 146, 147, 148]. В то же время рутинный мануальный способ ее оценки широко применяется в клинических и научных исследованиях [221, 258, 262]. Среднее нормальное значение амплитуды мобильности головки первой плюсневой кости составляет 5 мм. Увеличение этого параметра более 9 мм принято считать критерием гипермобильности М1. Патологическим изменением амплитуды движений первого плюсне-фалангового сустава, как правило является ее уменьшение вследствие деформирующего артроза. В подобных случаях рекомендуется проводить дифференциальную диагностику с подагрическим артрозо-артритом, не имеющим отношения к статической деформации первого луча стопы [262, 264].

Общепринятыми критериями степени выраженности деформации являются рентгенометрические показатели, определяемые по результатам анализа рентгенограмм стопы, выполненных с нагрузкой в двух проекциях [24, 29, 58, 59, 88, 91, 96, 128, 139, 145, 152, 154, 156, 181, 184, 198, 202, 207, 215, 247, 248]. В руководствах по хирургии стопы подробно описаны более 10 таких показателей. Отдельного внимания заслуживает рентгенометрическая оценка плюсневой формулы, позволяющей определить анатомические особенности переднего отдела стопы, являющиеся факторами риска возникновения и рецидива статической деформации. Наиболее известная методика оценки параболы Лельевра,

отражающей нормальное соотношение длины плюсневых костей, предложена М. Maestro [181]. Применительно к оценке состояния первого луча стопы чаще всего определяется соотношение длины 1 и 2 плюсневых костей.

В актуальные алгоритмы и шкалы оценки первого луча стопы исследователи включают в различных сочетаниях 5 рентгенометрических показателей: «первый межплюсневый угол, угол отклонения первого пальца, угол наклона суставной поверхности головки первой плюсневой кости, угол между осями фаланг первого пальца, угол деклинации первой плюсневой кости» [30, 34, 20, 26, 74, 89, 123, 181, 198, 206, 215]. В зарубежных руководствах выделяют легкую, выраженную и тяжелую степень деформации [215, 216]. В основу наиболее простой рентгенометрической классификации степеней деформации первого луча стопы положена величина первого межплюсневого угла [216]. Считается, что нормальное значение первого межплюсневого угла не превышает  $9^\circ$ . Наибольшее распространение в клинической практике получила классификация, учитывающая также величину угла вальгусного отклонения первого пальца, нормальное значение которого не превышает  $15^\circ$  [91, 92, 96, 216]. Следует отметить, что в настоящее время отсутствует полный консенсус по поводу рентгенологических параметров и их значений, используемых для определения степени деформации 1ЛС. Карданов А.А. предлагает использовать в клинической практике классификацию, включающую 1-ю, 2-ю и 3-ю степень деформации 1ЛС [24, 26, 27]. В качестве критериев оценки в данной классификации используются: «количественные значения первого межплюсневого угла и угла отклонения первого пальца, а также качественные рентгенологические характеристики угла наклона суставной поверхности головки первой плюсневой кости, подвывиха в 1-м плюснефаланговом суставе и межфаланговой деформации первого пальца» [30, 34, 39, 51]. Для удобства сравнительного анализа актуальных подходов к оценке деформации первого луча стопы авторские критерии представлены в таблице 1.1. Особенностью, представленных в таблице 1.1 классификаций, является их диагностическая направленность, не имеющая функции алгоритма предоперационного планирования хирургической коррекции 1ЛС.

Таблица 1.1 - Классификационные критерии деформации первого луча стопы

Критерий	Автор	Степень деформации		
		легкая	выраженная	тяжелая
	Coughlin M.J.			
	Robinson A.H.			
	Карданов А.А.	1-я	2-я	3-я
∠M1M2	Coughlin M.J.	<13°	>13°	>20°
	Robinson A.H.	<14°	>14°-20°<	>20°
	Карданов А.А.	<12°	<18°	>18°
∠M1P1	Coughlin M.J.	<30°	<40°	>40°
	Карданов А.А.	<25°	>25°	>35°
Нестабильность	Coughlin M.J.	да/нет		
TMT	Robinson A.H.	да/нет		
Конгруэнтность 1ПФС	Coughlin M.J.	да/нет		
	Robinson A.H.	да/нет		
	Карданов А.А.	да	да/нет	нет
∠PASA	Карданов А.А.	нормальный или негативный		негативный
Деформация 1 пальца	Карданов А.А.	да/нет		

Отдельного внимания заслуживает трехплоскостная классификация, основанная преимущественно на оценке пронации M1 и смещения сесамовидных костей относительно головки M1, а также дегенеративных изменений в суставах [75, 92, 100, 101, 102, 103, 104, 145, 178, 181, 195, 203, 215, 263, 264]. В ней выделяются 4 типа деформации 1ЛС. Авторы принимают во внимание увеличение ∠M1M2 и ∠M1P1 относительно нормы без конкретных количественных значений, за исключением 3-го типа деформации, соответствующего увеличению ∠M1M2 > 20°. В данной классификации предусмотрены предпочтительные техники хирургической коррекции 1ЛС, соответствующие определенному типу деформации. По мнению исследователей, данная классификация нуждается в подтверждении своей клинической значимости в рамках дальнейших исследований.

В многочисленных исследованиях и руководствах по хирургии стопы

обращается внимание на отсутствие строго соответствия степени деформации первого луча и клинических проявлений, отражающих выраженность функциональных нарушений, обусловленных этой патологией [10, 22, 26, 27, 43, 181, 215]. В связи с этим были предложены специальные шкалы комплексной клинико-рентгенологической оценки, позволяющие проводить количественное сравнение состояния первого луча стопы в рамках научно-практических исследований [74, 89, 123, 181, 198, 206]. В течение длительного периода времени наибольшей популярностью в исследованиях, посвященных обсуждаемой проблеме, пользовались шкалы AOFAS (Kitaoka) и критериев Groulier [10, 14, 16, 22, 26, 27, 42, 43, 45, 47, 48, 49, 50, 52, 133]. Однако, за последние 10 лет эти шкалы применялись редко, преимущественно российскими авторами. Причиной отказа от их использования явились не высокие уровни валидности и специфичности, не позволяющие рассчитывать на получение статистически значимой количественной оценки [74, 123, 206]. В настоящее время отсутствует консенсус относительно наиболее приемлемой для научно-практических целей системы интегральной количественной оценки состояния первого луча стопы. В то же время продолжается разработка и внедрение новых шкал, обеспечивающих необходимый уровень достоверности и сопоставимости результатов. С учетом практичности, предполагающей отсутствие необоснованно большого количества учитываемых показателей, заслуживает внимания шкала Американского колледжа хирургов стопы и голеностопного сустава (ACFAS Scoring Scale) [89]. Первый модуль этой шкалы разработан специально для оценки первого луча стопы. В российском сегменте публикаций, посвященных обсуждаемой теме, данная шкала пока не нашла применения.

Таким образом, актуальным вопросом современной ортопедии является дальнейшее усовершенствование подходов к комплексной интегральной количественной оценке состояния первого луча стопы. Внедрение в клиническую и научную практику новых шкал, отвечающих критериям достоверности и комплаэнтности, является обоснованным подходом к решению данного вопроса.

### 1.3 Актуальные подходы к хирургической коррекции первого луча стопы

Приоритетность хирургических методов лечения статической деформации первого луча стопы в настоящее время бесспорно подтверждается данными о ежегодном увеличении количества выполняемых операций и специалистов в области хирургии стопы в различных странах, включая Россию [49, 50, 52, 94, 95, 111, 118, 126, 135, 162, 181, 190, 215, 216, 250, 251, 263, 267, 268]. Возрастающий интерес к обсуждаемому разделу современной ортопедии выражается в увеличении количества ежегодно проводимых специализированных научно-практических мероприятий, публикаций, диссертационных исследований. Среди объективных причин указанных тенденций большинство авторов указывают увеличение доли городского населения, повседневная активность которого связана со стремлением носить модную обувь, оказывающую негативное влияние на возникновение патологии стопы. Именно поэтому, разработанные еще в начале 20-го века, методики и принципы хирургической коррекции статической деформации стопы стали широко использоваться и совершенствоваться в течение последних 50 лет. Разработка и внедрение в практику специального инструментария, силового оборудования и фиксаторов способствовало усовершенствованию предложенных ранее оперативных техник и появлению принципиально нового подхода – малоинвазивной чрескожной хирургии стопы [7, 9, 10, 60, 70, 112, 121, 129, 139, 142, 143, 163, 164, 169, 170, 176, 218, 220]. Общее количество известных операций, предложенных с целью исправления деформации первого луча стопы, превышает 150. Такое многообразие отражает значительную индивидуальную вариабельность обсуждаемой патологии и методов ее лечения.

Актуальные алгоритмы предоперационного планирования включают в себя различные комбинации критериев выбора и методик хирургической коррекции первого луча стопы, которые условно принято делить на 3 группы [94, 100, 118, 126, 135, 162, 181, 198, 215, 216, 237, 251, 263, 267, 268]. К ним относятся операции, выполняемые на мягких тканях, суставах и костях.

Предложено более 10 способов операций на мягких тканях, направленных

на коррекцию первого луча стопы [27, 43, 181, 215, 216, 269]. Среди них далеко не все используются в современной клинической практике. В большинстве случаев они применяются не самостоятельно, а в комбинации с остеотомиями [13, 16, 22, 84, 146, 167, 238]. Наиболее популярной является методика, предложенная McBride, и усовершенствованная множеством авторов. Как единственный способ хирургического лечения она приемлема лишь у пациентов с умеренной степенью деформации и сохраненной эластичностью переднего отдела стопы [26, 27, 43]. Но даже в таких случаях имеется значительный риск рецидива вальгусной и возникновения варусной деформации первого пальца [26, 27, 43, 62, 161, 266]. В то же время, имеются доказательства целесообразности и эффективности операции McBride в комбинации с остеотомиями первой плюсневой кости при ее гипермобильности [13, 16, 22, 25, 84, 146, 167, 238]. Выполнение латерального релиза и капсулотомии достаточно часто рекомендуется сочетать с корригирующими остеотомиями. Ряд авторов считают целесообразным выполнение различных вариантов пластики медиальной порции капсулы первого плюсне-фалангового сустава [27, 43, 181, 215, 216, 269].

К актуальным операциям, выполняемым на суставах, относятся артродез, эндопротезирование и резекционная артропластика [49, 50, 52, 94, 95, 111, 118, 126, 135, 162, 181, 190, 215, 216, 263, 267, 268]. Сторонники применения артродеза медиального плюсне-клиновидного сустава по методике «Lapidus procedure» ссылаются на ее эффективность при тяжелой степени деформации в сочетании с гипермобильностью первой плюсневой кости и суставной нестабильностью [68, 104, 116, 211, 214, 216, 264]. Выраженный артроз этого сустава, сопровождающийся болевым синдромом, также служит показанием к выбору указанной хирургической техники. В то же время, по данным различных исследователей необходимость выполнения артродеза по Lapidus возникает не более, чем у 5% пациентов с вальгусной деформацией первого пальца стопы [94, 111, 116]. Аналогичная частота применения относится к эндопротезированию первого плюсне-фалангового сустава, выраженный артроз которого возникает в случае длительного существования тяжелой статической деформации первого

луча [135, 162, 181]. Резекционная артропластика по методике «Keller procedure» до настоящего времени используется в клинической практике [3, 4, 5, 6, 42, 216]. Однако, ввиду выраженных функциональных нарушений, возникающих после коррекции деформации, эту технику рекомендуется применять лишь у престарелых пациентов с низким уровнем двигательной активности [42, 216].

### **1.3.1 Остеотомии первой плюсневой кости как базисная техника хирургической коррекции первого луча стопы**

Отдельного внимания заслуживает остеотомия, как операция выбора для устранения статической деформации первого луча стопы [190, 199, 200, 216, 217, 253, 255, 268]. Коррекция формы основной фаланги первого пальца при помощи «Akin procedure» может применяться изолированно в случае умеренной степени деформации [108, 216]. Малоинвазивная чрезкожная методика выполнения этой процедуры позволяет достигнуть отличных результатов [7, 10, 11, 60, 163]. В большинстве случаев «Akin procedure» является дополнением к остеотомии первой плюсневой кости [7, 10, 11, 60, 108, 163, 216].

Подавляющее большинство исследований, посвященных хирургической коррекции первого луча стопы, связаны с разработкой и оценкой эффективности различных способов остеотомии первой плюсневой кости [190, 199, 200, 216, 217, 253, 255, 268]. Существует консенсус специалистов относительно условий, которым должна соответствовать эталонная техника данной операции: техническая простота исполнения и воспроизведения, стабильность фрагментов, отсутствие избыточного укорочения, разносторонность, безопасность для кровоснабжения, надежность достигнутой коррекции [27, 43, 190, 215]. Известно более 40 способов остеотомии первой плюсневой кости. Условно их принято делить на три группы: дистальные, диафизарные и проксимальные.

Основными аргументами в пользу дистальных остеотомий служат малая травматичность операции и короткий реабилитационный период [76, 77, 78, 120, 142, 149, 168, 256, 271]. Сторонники проксимальных указывают на их

преимущество в коррекции тяжелой деформации [146, 185, 196, 201, 224, 225, 233, 240, 245, 254, 260]. Причиной значительного увеличения популярности в последние 20 – 30 лет диафизарных остеотомий является универсальность, максимально соответствующая большинству эталонных критериев [56, 59, 69, 87, 97, 138, 144, 150, 153, 158, 205, 217, 229].

Наиболее представленными в публикациях среди дистальных остеотомий являются «Wilson procedure», «Mitchell procedure», «chevron osteotomy». Доказана их эффективность в устранении легкой и умеренной степени деформации, когда величина первого межплюсневого угла не превышает  $18^{\circ}$ – $20^{\circ}$ . Технические особенности выполнения первых двух, из упомянутых остеотомий, неизбежно приводят к укорочению первой плюсневой кости, приводящему к перегрузочной метатарзалгии [76, 77, 78, 173]. Другими, характерными для них, осложнениями являются потеря коррекции, нарушение костной регенерации и аваскулярный некроз головки М1 [62, 161, 252, 259, 261, 265, 266]. Эти особенности не позволили достигнуть высокой эффективности лечения, что привело к значительному снижению частоты их использования в последние 20 лет.

Наибольшую популярность, сохраняющуюся в настоящее время, среди дистальных остеотомий получила шевронная или V-образная [83, 85, 122, 125, 155, 183, 202, 209, 230, 259]. Усовершенствованные методики ее выполнения позволяют достигнуть необходимой коррекции положения головки первой плюсневой кости в 3-х направлениях, а также угла наклона ее суставной поверхности [105, 106, 142]. При этом обеспечивается достаточный уровень стабильности в зоне остеотомии, исключая риск вторичного смещения и потери коррекции. В то же время сохраняется опасность асептического некроза головки М1 [259, 261, 265]. Кроме того, остается спорным вопрос относительно целесообразности и эффективности использования шевронной остеотомии при тяжелой степени деформации, когда величина первого межплюсневого угла превышает  $30^{\circ}$  [27, 94, 95, 253].

Применение малоинвазивных способов дистальной остеотомии М1 в рамках чрескожной хирургии стопы позволяет достигнуть хороших результатов лечения.

Факторами, ограничивающими внедрение такого подхода в широкую клиническую практику, являются высокий уровень мануальных навыков и длительность «кривой обучения» [7, 9, 10, 60, 163, 164].

В группе проксимальных остеотомий М1 предложены различные по геометрическим параметрам варианты: клиновидная, овальная, шевронная [146, 185, 196, 201, 224, 225, 233, 240, 245, 254, 260]. Несмотря на возможность эффективной коррекции первого межплюсневого угла, превышающего  $30^\circ$ , данная группа остеотомий не нашла широкого применения в клинической практике. В качестве причин такого ограничения указывается отрицательный эффект на величину угла наклона суставной поверхности головки первой плюсневой кости, риск ее укорочения и вторичной элевации, не сращения и вторичного смещения [62, 130, 161, 166, 233, 266]. Достижению необходимой стабильности при выполнении проксимальных остеотомий препятствует существенная длина рычага, роль которого в данном случае выполняет дистальный фрагмент. Внутригрупповое сравнение (среди проксимальных остеотомий М1) по мнению многих авторов позволяет отдать предпочтение шевронной остеотомии из-за минимального укорочения и более высокой стабильности [146, 224, 225, 226]. В то же время, авторы трехплоскостной классификации вальгусной деформации первого пальца стопы, считают проксимальную остеотомию М1 операцией выбора наряду с артродезом медиального плюсне-клиновидного сустава [75, 92, 100, 101, 102, 103, 104, 145, 178, 181, 195, 203, 215, 263, 264].

Ежегодно увеличивающееся количество публикаций, посвященных применению диафизарных остеотомий, отражает высокую эффективность их использования в лечении пациентов со статической деформацией переднего отдела стопы [217, 255, 257]. По мере накопления опыта произошло расширение показаний к применению этой группы остеотомий. В качестве максимально допустимой величины первого межплюсневого угла разные авторы указывают значения от  $20^\circ$  до  $40^\circ$  [190, 217, 255, 257]. Значительное количество способов диафизарных остеотомий является результатом модификаций двух известных техник: «Ludloff procedure» [192, 216, 217] и «scarf osteotomy» [56, 59, 217].

Сторонники этих операций особое внимание уделяют эффективности плантаризации головки М1 для профилактики и лечения перегрузочной метатарзалгии. В качестве преимуществ данной группы остеотомий указываются возможность многоплоскостной коррекции первой плюсневой кости, значительную площадь межфрагментарного контакта и высокую степень стабильности [210, 226, 234, 255, 257]. Различные варианты диафизарных остеотомий М1 не имеют существенных отличий по степени коррекции первого межплюсневого угла. В то же время исправление угла наклона суставной поверхности головки М1 (PASA) значительно лучше достигается при выполнении остеотомии «scarf», что наглядно определяется при сравнительной оценке моделей диафизарных остеотомий на муляжах первого луча стопы, представленных на рисунке 1.1.

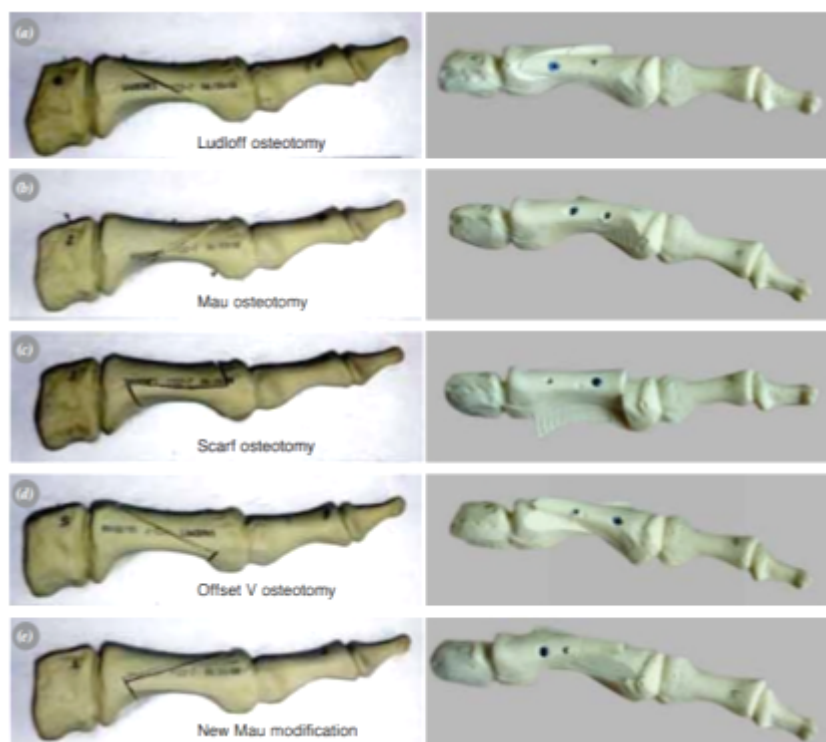


Рисунок 1.1 - Модели диафизарных остеотомий первой плюсневой кости [257]

Особенностью указанных муляжей является фиксированное положение 1 пальца стопы по отношению к головке М1. Поэтому изменение угла М1Р1 в этих моделях соответствует изменению угла PASA. Патогенетическая значимость последнего в развитии деформации 1ЛС была отражена в соответствующем

разделе данного обзора литературы.

Анализ публикаций позволяет отметить тенденцию к значительному увеличению популярности scarf – остеотомии [56, 59, 69, 87, 97, 138, 144, 150, 153, 158, 205, 217, 229]. В отдельных публикациях авторы доказывают возможность ее применения без фиксации винтами из-за стабильности, обеспечиваемой геометрическими особенностями Z – образного пересечения кости [118]. В то же время значительная степень смещения фрагментов при коррекции тяжелой деформации первого луча стопы и снижение костной плотности на фоне остеопороза приводят к необходимости фиксации 3-мя винтами.

С целью уменьшения травматичности операции при коррекции легкой и выраженной деформации предложено использовать укороченный вариант scarf – остеотомии [63]. В ряде публикаций обращается внимание на значительную частоту осложнений (4%–11%) после выполнения «scarf osteotomy», связанных с нестабильностью, потерей коррекции и нарушением костной регенерации [86, 124, 241]. Причиной таких осложнений признается техническая сложность, требующая высокого уровня мануальных навыков и необходимости прохождения «длительной кривой обучения» [62, 161, 266]. Значительная степень травматичности диафизарных остеотомий приводится в качестве аргумента обязательного использования физиотерапии для профилактики десмогенных рубцовых контрактур, что приводит к необходимости увеличения сроков стационарного лечения или использования индивидуальных портативных устройств на амбулаторном этапе [79, 232]. В специализированной литературе имеются противоречивые сведения относительно влияния scarf – остеотомии на мобильность первой плюсневой кости, указывающие на необходимость проведения дополнительных исследований, направленных на уточнение этого вопроса [221, 258].

В качестве поддержки принятия врачебных решений при выборе подходов к устранению статической деформации стопы разработано множество специальных алгоритмов [94, 100, 118, 126, 135, 162, 181, 198, 215, 216, 237, 251, 263, 267, 268]. Сравнительный анализ позволяет прийти к заключению об отсутствии консенсуса

по данному вопросу и актуальности исследований, направленных на их совершенствование. Бесспорным признаются лишь цель и принципиальные подходы к лечению, заключающиеся в исправлении анатомических и функциональных нарушений. Общим является понимание необходимости учета индивидуальных особенностей патологии у конкретного пациента [10, 22, 26, 27, 43, 45, 215]. Однако, единый универсальный набор критериев оценки этих особенностей в настоящее время отсутствует и продолжает оставаться предметом обсуждения. Научно-методической базой выбора способов операции в большинстве случаев является личный опыт авторов, подтверждающий их эффективность [49, 50, 52, 94, 95, 111, 118, 126, 135, 162, 181, 190, 216, 250, 251, 263, 267, 268]. Большинство исследователей обращают внимание на то, что степень деформации первого луча стопы (отраженная в актуальных диагностических классификациях) не оказывает определяющего влияния на алгоритм предоперационного планирования [27, 94, 126, 162, 198]. Для удобства сравнительной оценки и анализа критерии выбора наиболее распространенных в клинической практике хирургических техник коррекции деформации первого луча стопы представлены в таблице 1.2.

Таблица 1.2 - Критерии выбора способов хирургической коррекции первого луча стопы

Критерии	Эффективные хирургические техники, предлагаемые различными авторами		
	Coughlin M.J.	Robinson A.H.	Карданов А.А.
<b>Степень деформации</b>			
Легкая (1-я)	Остеотомии: chevron, Mitchell, или проксимальная	Остеотомия chevron	1. Восстановление капсульно-связочного баланса, 2. Экзостозэктомия 3. Дистальная остеотомия M1, либо операция Mc Bride

Продолжение таблицы 1.2

Критерии	Эффективные хирургические техники, предлагаемые различными авторами		
	Coughlin M.J.	Robinson A.H.	Карданов А.А.
Степень деформации			
Выраженная (2-я)	Остеотомии: Mitchell, или проксимальная	Остеотомия scarf	1. Восстановление капсульно-связочного баланса, 2. Экзостозэктомия 3. Дистальная или диафизарная остеотомия М1, либо операция Mc Bride
Тяжелая (3-я)	Проксимальная остеотомия или артродез 1ПФС	Остеотомии: scarf, проксимальная или Lapidus	1. Восстановление капсульно-связочного баланса, 2. Экзостозэктомия 3. Диафизарная или проксимальная остеотомия М1 4. Lapidus 5. Резекционная артропластика 1ПФС
Нестабильность ТМТ	Lapidus	Lapidus	Lapidus
Нарушение конгруэнтности 1ПФС	Латеральный релиз	Латеральный релиз	
Вальгусная деформация или избыточная длина 1 пальца			Остеотомия Akin

Отдельного внимания заслуживает трехплоскостная классификация вальгусной деформации первого пальца стопы, включающая в себя алгоритмы диагностики и предоперационного планирования [75, 92, 100, 101, 102, 103, 104, 145, 178, 181, 195, 203, 215, 263, 264]. В соответствии с ней для хирургической коррекции первого луча стопы операциями выбора являются проксимальная остеотомия М1 и артродез медиального плюсне-клиновидного сустава. Тем не менее, общего признания хирургов стопы и голеностопного сустава данная классификация в настоящее время не получила.

Таким образом, в актуальных алгоритмах предоперационного планирования отсутствует консенсус относительно индивидуальных критериев выбора

необходимых техник хирургической коррекции первого луча стопы. Приоритетность реконструкции первой плюсневой кости в рамках реализации указанных алгоритмов не вызывает сомнения. Шевронная и scarf – остеотомии являются наиболее популярными в клинической практике техниками этой реконструкции. 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. Другим аспектом реализации этой стратегии может послужить разработка и внедрение методов количественной оценки остеотомий.

#### **1.4 Моделирование остеотомий первой плюсневой кости в хирургической коррекции первого луча стопы**

Моделирование рекомендуется многими авторами в качестве эффективного подхода к предоперационному планированию остеотомий для хирургической коррекции первого луча стопы [64, 65, 66, 94, 100, 122, 132, 135, 151, 170, 171, 180, 236, 181]. До настоящего времени продолжается совершенствование этого метода, позволяющего наглядно и объективно оценить обоснованность и целесообразность выбранной хирургической техники с учетом индивидуальных особенностей. Наиболее простым техническим решением для моделирования остеотомий служит изображение трафаретов предоперационных рентгенограмм переднего отдела стопы с последующим их редактированием [100, 132]. По своей сущности такой подход является геометрическим, который позволяет более точно выбрать направление плоскостей остеотомии и величину взаимного перемещения костных фрагментов, а также оценить степень достигаемой коррекции рентгенологических показателей, характеризующих деформацию 1ЛС [100, 132]. Ввиду значительной степени погрешности в измерении ручным способом рентгенометрических параметров стопы этот вариант не отвечает современным требованиям доказательной медицины и не используется в научно-практических

целях. Критериям точности и воспроизводимости соответствуют специальные компьютерные программы, разработка и внедрение которых начались в последней декаде XX века [64, 65, 66, 99, 122, 132, 151, 170, 171, 180, 236]. Такие технологии все чаще используются в качестве системы поддержки принятия врачебных решений в травматологии и ортопедии [15, 182, 193, 197, 270]. Большинство из них предназначено для определения и контроля правильного положения различных металлических конструкций. Применение компьютерного геометрического моделирования позволило значительно улучшить результаты эндопротезирования крупных суставов за счет индивидуального подхода к выбору количественных параметров компонентов протеза и их пространственной ориентации [15]. Внедрение подобных программ в хирургию стопы находится на начальном этапе, на что указывают не многочисленные публикации [72, 73, 81, 140, 177, 180, 188, 219, 249]. Модуль планирования хирургической коррекции первого луча стопы имеется в трех программных продуктах, работающих в режиме многоплоскостной реконструкции и использующих функцию построения 2D и 3D моделей: MedCad Classic (2D), MedCad Hip (3D), TraumaCAD (2D/3 D). Существенным фактором, ограничивающим внедрение указанных программных продуктов в клиническую практику, является их поставка с условием закупки оборудования у соответствующих производителей. Кроме этого, геометрический подход к моделированию не позволяет определить степень прочности фиксации фрагментов остеотомии, проблема которой особенно актуальна для М1 и возрастает при увеличении степени деформации 1ЛС [204, 212]. Очевидным фактом является обратная зависимость между величиной угловой коррекции варусного отклонения М1 и площадью контакта между ее фрагментами [212]. Уменьшение последней отрицательно влияет на стабильность фиксации и процесс формирования костного регенерата в зоне остеотомии. Особенную важность индивидуальная количественная оценка стабильности фиксации фрагментов М1 после ее остеотомии имеет при решении вопроса о допустимой нагрузке на стопу в раннем послеоперационном периоде, которая в значительной степени определяет тактику хирургического и восстановительного лечения [8, 14, 49, 67,

71, 117, 135, 268].

Биомеханический подход к моделированию остеотомии M1 позволяет определить количественные параметры стабильности костных фрагментов. В ряде публикаций отражены результаты экспериментальных исследований, позволивших сравнить различные способы этой операции, смоделированные на кадаверном материале и искусственных муляжах M1 [55, 61, 187, 191, 192, 210, 226, 231, 234, 255, 257]. В качестве критерия сравнительной оценки в них использован параметр соотношения нагрузки и деформации. Закрепление экспериментальных образцов в испытательной установке с последующим приложением внешних усилий производилось с учетом изученных ранее биомеханических условий, соответствующих физиологической нагрузке в динамическом и статическом режимах.

На основании кадаверного биомеханического исследования было установлено, что остеотомии «scarf», «Ludloff» и «Mau» значительно превосходят по стабильности «шеvronную» и «проксимальную овальную» [234]. Максимальный показатель соотношения нагрузки к деформации при этом был в моделях остеотомии «Mau». Тем не менее, по величине максимально допустимой нагрузки, не вызывающей возникновения пластической необратимой деформации, предпочтительными оказались техники «scarf» и «Ludloff». В другом исследовании, выполненном на кадаверном материале, авторы продемонстрировали лучшие показатели стабильности модели остеотомии «scarf» по сравнению с проксимальной закрытоугольной остеотомией [212]. В обсуждении результатов они обратили внимание на зависимость абсолютных показателей стабильности от индивидуальных характеристик, обусловленных минеральной плотностью и геометрическими параметрами первой плюсневой кости, а также степенью деформации первого луча стопы.

Экспериментальное сравнение биомеханических свойств аналогичных способов остеотомии M1, выполненных на искусственных полимерных муляжах, продемонстрировало другое соотношение стабильности [255]. Наилучший ее показатель был отмечен при моделировании «проксимальной шевронной

osteotomy». При этом «дистальная шевронная» и техника «Ludloff» характеризовались одинаковым соотношением нагрузки к перемещению. Аналогичное исследование позволило авторам отнести к наиболее стабильным системы «кость-фиксаторы», образующиеся при пересечении M1 по способам «Maui», «Ludloff» и «scarf» [257]. Значительные отличия биомеханических параметров были установлены в другом экспериментальном исследовании остеотомий M1 на полимерных муляжах «Sawbone» [226]. Авторы обратили внимание на геометрические особенности модели остеотомии «Ludloff», определяющие присущую данной оперативной технике, меж фрагментарную нестабильность. Наиболее стабильной оказалась модель модифицированной техники «Maui», несмотря на наличие только одного поперечного пропила. В связи с этим исследователи пришли к заключению о влиянии второго поперечного пропила на стабильность «scarf» остеотомии только в продольном направлении. В рамках анализа результатов этого исследования авторы обратили внимание на биомеханические условия, зависящие от положения винтов, фиксирующих костные фрагменты. К подобному выводу пришли авторы других аналогичных исследований [210]. Частота возникновения нестабильности и смещения дистального винта превышала аналогичные показатели проксимального фиксатора. Более точный анализ причин отмеченных различий может быть проведен при изучении усилий напряжения, возникающих в области контакта винтов с костной тканью. Испытательные биомеханические установки не позволяют оценить указанный параметр. Кроме этого, имеются другие существенные ограничения, относящиеся к моделированию остеотомий на синтетических муляжах первой плюсневой кости: отсутствие интрамедуллярного канала, невозможность приложения продольной нагрузки на суставные поверхности, отличие прочностных свойств костной ткани от полимерного материала [192].

Внедрение в прикладные научные биомеханические исследования компьютерного моделирования, основанного на использовании конечно-элементного анализа, позволило избежать ограничений, характерных для

натурных экспериментов [180, 182]. Использование этого метода признается актуальным компонентом персонализированной медицины, основанной на использовании систем поддержки принятия врачебных решений. Метод конечных элементов позволяет провести структурный анализ механических систем. Отмечается увеличение частоты использования этого метода в прикладных биомедицинских исследованиях, в первую очередь относящихся к стоматологии и ортопедической хирургии [15, 182, 193, 197, 270]. Биомеханическое компьютерное моделирование хирургической коррекции первого луча стопы проведено в ограниченном количестве пилотных исследований [72, 73, 81, 140, 177, 180, 188, 219, 249]. Опубликованы результаты конечно-элементного моделирования шевронной остеотомии M1 [188]. В рамках исследования авторы установили, что выполнение пропилов под углом  $90^\circ$  обеспечивает более прочное механическое соединение костных фрагментов с усиленным компрессионным напряжением и уменьшенным напряжением сдвига в сравнении с остеотомией под углом  $60^\circ$ . Обоснованность сделанного авторами сравнения была подтверждена клиническими результатами лечения 51 пациентки с легкой и умеренной степенью вальгусной деформацией 1 пальца стопы. В другом исследовании авторы выполнили трехмерное конечно-элементное моделирование дистальной остеотомии M1, соответствующей «Mitchell procedure» [72]. Было установлено позитивное влияние дополнительной фиксации двумя биоабсорбируемыми спицами на стабильность головки M1. В то же время позитивного влияния на процесс регенерации костной ткани в зоне остеотомии не было выявлено, что подтвердило эффективность разгрузки переднего отдела стопы с помощью специальной обуви в раннем послеоперационном периоде. Проведенный нами библиографический поиск не обнаружил работ, посвященных конечно-элементному биомеханическому моделированию диафизарных остеотомий M1, несмотря на их популярность в клинической практике хирургической коррекции 1ЛС.

Таким образом, моделирование остеотомии M1 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.

## ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Научные положения клинического раздела диссертации основаны на анализе результатов хирургической коррекции первого луча стопы у 229 пациентов в рамках многоцентрового исследования. Лечение 97 пациенток проводилось в период с 2010 по 2019 год 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». 132 пациента находились на лечении в ГБУЗ «ГКБ им. С.С. Юдина ДЗМ» (г. Москва) в период с января 2018 по март 2019 года.

Критерием включения в исследование явилось выполнение хирургической коррекции первого луча стопы.

Критериями не включения в исследование: плоско-вальгусная деформация 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» [32].

### 2.1 Общая характеристика клинического материала

Всего в исследование было включено 229 пациентов. Для выполнения различных этапов диссертационной работы все пациенты были разделены на две части – 97 и 132 пациента в каждой.

Для оценки эффективности биомеханического моделирования на этапе предоперационного планирования проведено обследование 97 пациенток, которым была выполнена хирургическая коррекция деформации 1ЛС:

Основная группа (50 пациенток) – с использованием моделирования.

Контрольная группа (47 пациенток) – с использованием стандартного алгоритма предоперационного планирования.

Влияние scarf – остеотомии на мобильность первой плюсневой кости было изучено при анализе результатов хирургической коррекции деформаций переднего отдела у 132 пациентов (253 стопы):

Первая группа 34 (25,8%) пациента, у которых подвижность 1ПК находилась в пределах нормы.

Вторая группа 98 (74,2%) пациентов, у которых выявлена гипермобильность 1ПК.

Эффективность использования биомеханического моделирования остеотомий первой плюсневой кости изучали у 97 пациенток, которым была выполнена хирургическая коррекция деформации первого луча стопы. У этих же пациенток мы изучили эффективность оригинального алгоритма геометрического планирования scarf – остеотомии с учетом мобильности первой плюсневой кости. Подробное описание этого алгоритма дано в разделе 4.2.

При проведении исследования 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 1ПК с помощью компьютерной томографии и программной системы автоматизированного проектирования Solid Works (Dassault Systèmes, USA). Геометрическое планирование scarf – остеотомии у пациенток этой группы мы проводили при помощи оригинального алгоритма (подробно описанного в разделе 4.2). Сравнительный биомеханический анализ

стал основанием для предпочтения техники scarf – остеотомии по сравнению с шевронной. В 12 случаях были выполнены укороченные scarf – остеотомии с фиксацией одним винтом. Эти данные, также позволили определить высокую степень риска вторичных смещений у 7 пациенток, что привело к решению отказаться от одномоментной двусторонней операции и необходимости применения дополнительных средств опоры (костылей и ходунков) наряду со специальной обувью в послеоперационном периоде [35].

Указанные группы пациенток не имели статистически достоверных отличий по возрасту, росту, весу, сочетанной патологии суставов и сосудов нижних конечностей, соотношению степеней деформации ЛС, частоте встречаемости гипермобильности М1, метатарзалгии и деформации малых лучей стопы (таблица 2.1).

Таблица 2.1 - Сравнительная характеристика групп пациенток с деформацией стоп

Сравниваемые показатели	Группы пациенток	
	Основная группа N=50	Контрольная группа N=47
Средний возраст, лет	56,2 (31,6; 63,7)	54,9 (30,8; 61,4)
Средний рост, см	167,2 (154,5; 175,2)	165,9 (155,8; 177,1)
Средний вес, кг	86,5 (61,2; 92,5)	87,1 (60,4; 95,1)
<b>Частота встречаемости различных степеней деформации первого луча стопы, абс. (%)</b>		
1 степень	7 (14%)	8 (17%)
2 степень	17 (34%)	15 (31,9%)
3 степень	26 (52%)	24 (51,1%)
Частота двустороннего характера деформации стоп	46 (92%)	42 (89,4%)
Частота выявления гипермобильности М1	3 (6%)	3 (6,4%)
Частота встречаемости метатарзалгии и деформации малых лучей стопы	37 (74%)	34 (72,3%)
Показатель шкалы ACFAS Scoring Scale (Module 1)	51,4 (41,8; 53,2)	52,1 (42,5; 54,7)

## Продолжение таблицы 2.1

<b>Частота встречаемости и степень выраженности сочетанной патологии нижних конечностей, абс. (%)</b>		
Остеоартроз крупных суставов	27 (54%)	24 (51,1%)
Средний показатель шкалы LEFS	53,6 (41,2; 60,1)	54,2 (43,1; 61,9)
Варикозная болезнь	32 (64%)	29 (61,7%)
Средний показатель шкалы CIVIQ 20	62,7(47,2; 71,4)	60,9 (46,8; 70,5)

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

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 ДПОС 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. В зависимости от степени мобильности М1 пациенты были разделены на 2 группы (таблица 2.2).

Таблица 2.2 -Характеристика групп пациентов, принявших участие в исследовании

Сравниваемые показатели	Группы пациентов	
	1 группа (нормальная мобильность М1) N = 34 (63 стопы)	2 группа (гипермобильность М1) N = 98 (190 стоп)
Средний возраст, лет	42,2 (26,3; 51,5)	56,7 (28,9; 64,8)
<b>Частота встречаемости различных степеней деформации первого луча стопы, абс. (%)</b>		
1 степень	10 (28,6%)	14 (14,3%)
2 степень	24 (71,4%)	35 (35,7%)
3 степень	-	49 (50,0%)
ВСЕГО	34 (63 стопы)	98 (190 стоп)

У 34 пациентов 1-й группы (25,8%) подвижность M1 находилась в пределах нормы. Гипермобильность M1 была выявлена у 98 (74,2%) больных 2-й группы.

По количественному составу, возрасту и частоте встречаемости различных степеней деформации первого луча стопы группы значительно отличались друг от друга. Тем не менее, это не противоречило методическому подходу к решению данной задачи исследования.

Хирургическое лечение указанных пациентов проводилось с учетом известных алгоритмов предоперационного планирования [26]. Послеоперационное восстановительное лечение включало в себя: фармакотерапию (анальгетическую, антикоагулянтную, противовоспалительную, вазотропную), физиотерапевтическое лечение (магнитотерапия и терагерцевая терапия), лечебную физкультуру, ортопедический режим (с использованием специальной послеоперационной обуви, ортезов, а также средств дополнительной опоры).

## **2.2 Методика биомеханического моделирования остеотомий первой плюсневой кости**

Объективную сравнительную оценку систем «кость-фиксаторы» при выполнении наиболее распространенных в клинической практике способов остеотомий первой плюсневой кости мы провели путем решения биомеханической задачи на основе конечно-элементного моделирования, достаточно часто используемого в ортопедической биомеханике. Данный раздел диссертационного исследования выполняли на базе Образовательно-научного института наноструктур и биосистем ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского» в рамках совместной научно-исследовательской работы с сотрудниками лаборатории «Системы поддержки принятия врачебных решений»: старшим научным сотрудником, кандидатом физико-математических наук А.А. Голядкиной и старшим научным сотрудником А.В. Полиенко.

Этапы решения данной задачи исследования включали в себя: выбор математической модели; создание геометрической модели; задание свойств материалов, граничных и начальных условий, расчетных параметров; разбиение модели на конечно-элементную сетку; построение моделей – сборок систем «кость-винты» при выполнении шевронной и scarf – остеотомии с различной степенью перемещения костных фрагментов; проведение расчетов с вычислением параметров напряженно-деформированного состояния; визуализация и анализ полученных результатов.

Автором данной работы осуществлялось «моделирование остеотомии первой плюсневой кости под действием компрессионной нагрузки при следующих допущениях:

- к основанию первой плюсневой кости наложено ограничение по перемещениям (жестко фиксирована). В области сесамовидной кости (в проекции подошвенной поверхности головки первой плюсневой кости) приложена нагрузка с учетом веса пациента и распределения нагрузки на подошвенную поверхность стопы при ходьбе;

- материал костной ткани и бикортикального винта сплошной, однородный, изотропный и линейно-упругий;

- начальные напряжения в элементах отсутствуют» [30].

При моделировании решалась статическая задача теории упругости о действии компрессионной (осевой) нагрузки на объект исследования [3]. В рассматриваемой задаче выполняются следующие уравнения:

- $\sigma_{ij,j} = 0$  – уравнения равновесия;

- $\sigma_{ij} = \lambda \Theta \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij}$  – уравнения закона Гука;

- $\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i})$  – соотношения Коши,

где  $\sigma_{ij}$  – компоненты тензора напряжений;  $\varepsilon_{ij}$  – компоненты тензора

деформации;  $u_i$  – компоненты вектора перемещений;  $\lambda, \mu$  – упругие константы Ламе;  $\delta_{ij}$  – символ Кронекера;  $\Theta = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33}$  – объемное расширение.

При моделировании «в каждой точке смежных границ (костная ткань – костная ткань, костная ткань – бикортикальный винт) принимались условия полного контакта для функций перемещения, которые обеспечивают жесткое соединение между всеми элементами остеотомии и непрерывность поля деформаций при приложении нагрузки к рассматриваемым моделям» [30].

В поставленной задаче граничные условия имеют смешанный вид [3]. Граница в модели остеотомии может быть разбита на две части, так что  $S = S_\sigma \cup S_u$ .

На части границы  $S_\sigma$  действуют поверхностные силы

$$\sigma_{ij}(x_1, x_2, x_3) n_j \Big|_{S_\sigma} = P_i(x_1, x_2, x_3),$$

где  $n_j$  – компоненты вектора внешней нормали к поверхности  $S_\sigma$ ;  $P_i$  – компоненты вектора заданных на  $S_\sigma$  поверхностных сил.

На части границы  $S_u$  заданы перемещения

$$u_i(x_1, x_2, x_3) \Big|_{S_u} = u_i^*(x_1, x_2, x_3),$$

где  $u_i^*$  – компоненты вектора заданных на  $S_u$  перемещений.

На основании первой плюсневой кости наложено ограничение по перемещениям. В области сесамовидных костей (в проекции подошвенной поверхности головки первой плюсневой кости) приложена нагрузка с учетом веса пациента и распределения нагрузки на подошвенную поверхность стопы при ходьбе. Исходя из того, что на область головки первой плюсневой кости приходится около 40% веса тела, была приложена нагрузка 300 Н.

Тела первой плюсневой кости и бикортикального винта моделировались

линейно-упругим материалом с изотропными однородными свойствами (постоянные модуль Юнга и коэффициент Пуассона). Механические характеристики тканей представлены в таблице 2.3.

Таблица 2.3 - Механические свойства материалов

Тип материала	Модуль Юнга, ГПа	Коэффициент Пуассона
Компактное костное вещество	18	0,3
Медицинская (хирургическая) нержавеющей сталь (316LS / 316LVM) (бикортикальный винт)	193	0,3

Как установлено автором данной работы: «в настоящее время исследователи все чаще пытаются перейти к более сложным моделям биологических объектов, построенным индивидуально для каждого пациента. Такие индивидуальные модели могут создаваться на основе данных компьютерной и магнитно-резонансной томографии с использованием встроенного программного обеспечения томографа. Построенные таким образом модели хорошо повторяют геометрию исследуемых объектов, но совершенно не пригодны для численных расчетов ввиду их низкого качества и несовместимости форматов данных. В этом случае необходимо использовать дополнительные методы исправления и рационализации геометрии. В связи с этим необходимо разрабатывать и совершенствовать методики создания высокоточных индивидуальных моделей органов и систем человека, которые в дальнейшем могут применяться в специализированных программных продуктах для конечно-элементных расчетов» [30].

Для восстановления геометрии используется программное обеспечение Mimics или 3D Slicer, которое применяется для обработки данных компьютерной и магнитно-резонансной томографии и последующего их преобразования в 3D-модели. Для воссоздания трехмерной модели костей применяют два метода. Первый является полностью автоматизированным и осуществляется с использованием указанных выше программных пакетов. На рисунке 2.1 представлен основной интерфейс 3D Slicer.

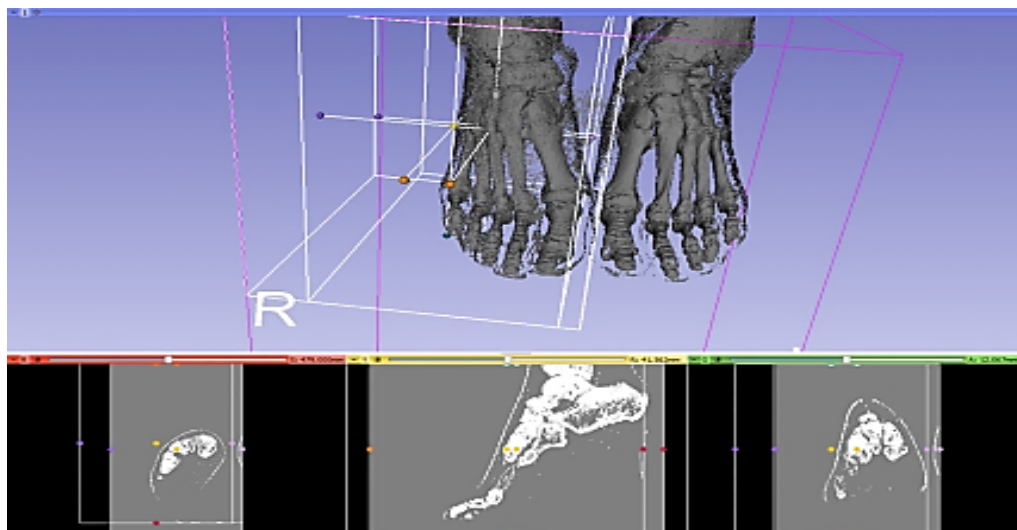


Рисунок 2.1 - Основной интерфейс 3D Slicer

Второй метод является механическим, и итоговая модель в большинстве случаев является более точной: «в этом случае данные не загружаются в *3D Slicer* или подобные программные пакеты, а обрабатываются вручную. Алгоритм построения выглядит следующим образом: томограмма интересующего нас объекта открывается встроенным редактором (как правило, такой редактор поставляется вместе с оборудованием и записывается на диск вместе со снимками), и далее все срезы в одном из направлений сохраняются в виде графических изображений. При этом направление срезов выбирается таким образом, чтобы они были перпендикулярны условной центральной оси восстанавливаемого объекта. В итоге получается набор сечений, на основе которых восстанавливается *3D*-модель изучаемого объекта, представленная на рисунках 2.2, и 2.3а. Вторая методика является более предпочтительной, так как дефекты, присутствующие на компьютерной томографии, автоматически визуализированной *3D Slicer* при восстановлении *3D*-объектов по снимкам, не позволили бы впоследствии производить конечно-элементные расчеты» [30].

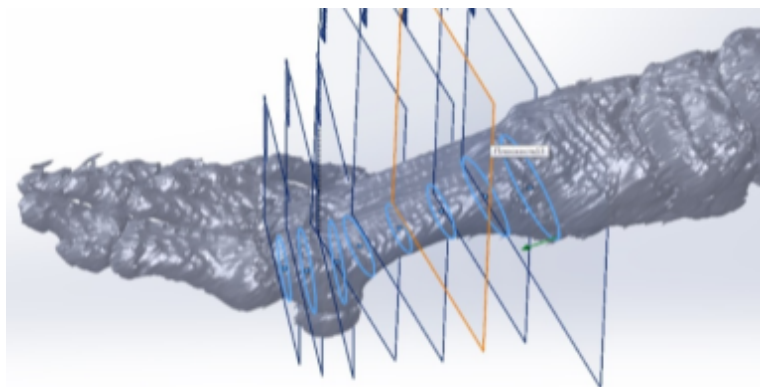
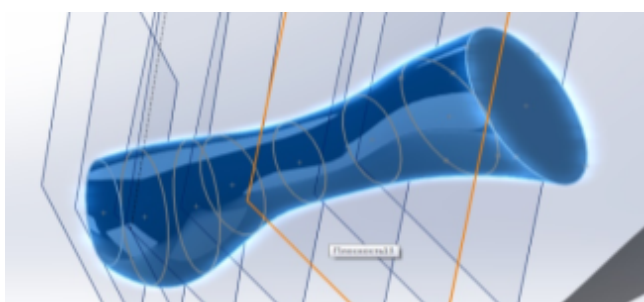


Рисунок 2.2 - Построение по сечениям модели плюсневой кости конкретного пациента



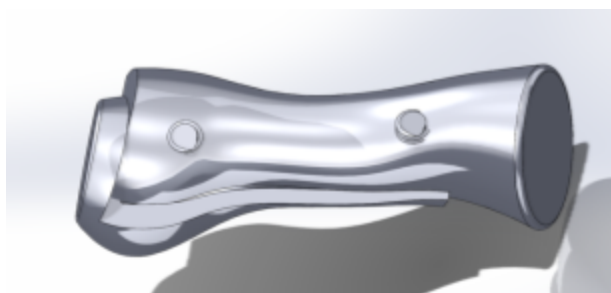
*a*



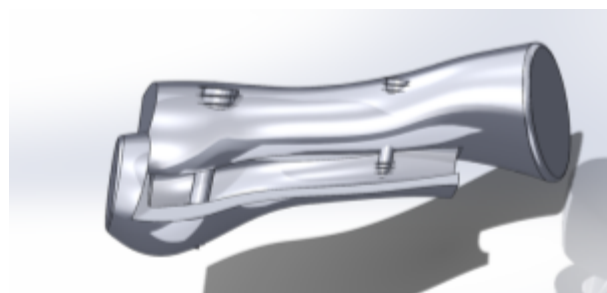
*б*

Рисунок 2.3 - Модель плюсневой кости конкретного пациента (*a*) и модель бикортикального винта (*б*)

Построение модели бикортикального винта, применяемого для остеотомии плюсневой кости, осуществлялось также в системе автоматизированного проектирования *SolidWorks* (рисунок 2.3б). Итогом построения стало создание моделей *scarf* – и *chevron* – остеотомий первой плюсневой кости со смещением костных отломков на  $1/3$  и  $2/3$  в соответствии с рисунком 2.4 для конкретного пациента.



*a*



*б*



Рисунок 2.4 - Модели остеотомий первой плюсневой кости: *a, б* – *scarf*-остеотомия со смещением костных отломков на  $1/3$  и  $2/3$  соответственно и фиксацией двумя бикортикальными винтами; *в, г* – *chevron* – остеотомия со смещением костных отломков на  $1/3$  и  $2/3$  соответственно и фиксацией одним бикортикальным винтом

Также была создана модель *slide down* – остеотомии первой плюсневой кости, используемой для коррекции значительных деформаций первого луча стопы с необходимостью перемещения дистального фрагмента практически на всю ширину поперечного сечения (рисунок 2.5).



Рисунок 2.5 - Модель *slide down* – остеотомии первой плюсневой кости с фиксацией двумя бикортикальными винтами

После создания и оптимизации моделей становится возможным их конечно-элементный анализ. Следует отметить: «метод конечных элементов находит широкое применение, поскольку позволяет численно анализировать модели практически любой сложности. Важным свойством данных методов является достоверность – возможность использования в компьютерном моделировании с достаточно большой долей уверенности в их надежности. В частности, одним из программных комплексов, использующих метод конечных элементов, является

Ansys Workbench, обладающий полным набором функций для решения, поставленных задач биомеханического моделирования условий хирургического лечения деформаций первого луча стопы» [35].

Модели были разбиты на тетраэдрическую нерегулярную сетку (рисунок 2.6) с ребром 0,001м для кости и для металлоконструкций. В среднем общее количество элементов составило 19716, а общее количество узлов 35727.

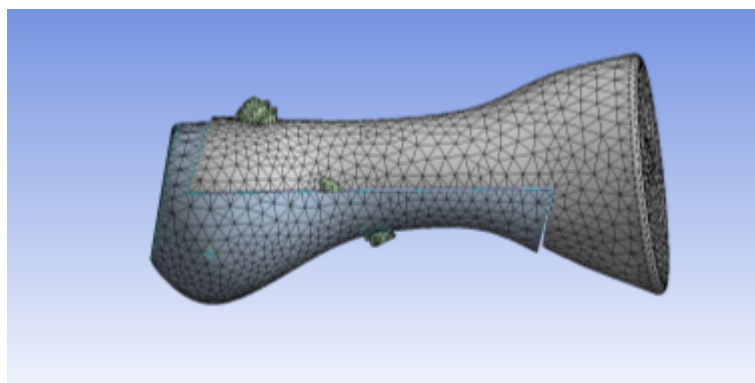


Рисунок 2.6 - Тетраэдрическая сетка на моделях

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 2.7).

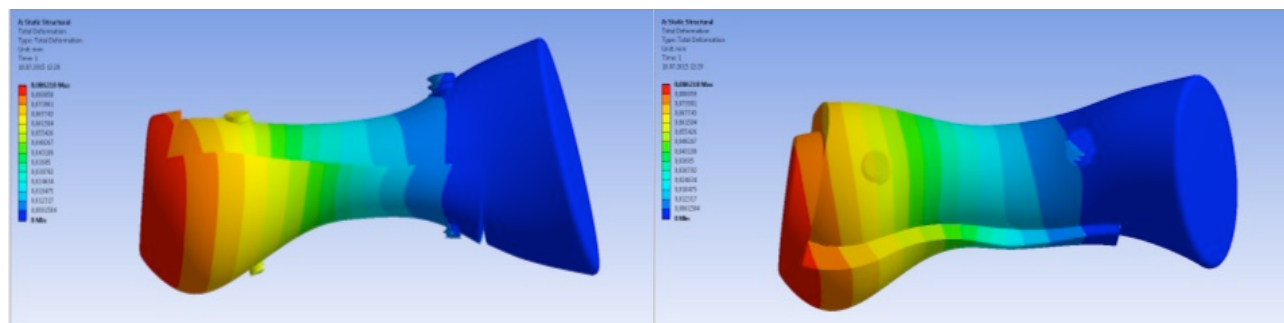


Рисунок 2.7 - Распределение значений модуля вектора перемещения в модели остеотомий первой плюсневой кости

Кроме этого, мы изучили распределение эквивалентных напряжений, максимальные значения которых возникали в ограниченных участках

диафиза первой плюсневой кости и средних частях бикортикальных винтов в соответствии с рисунком 2.8.

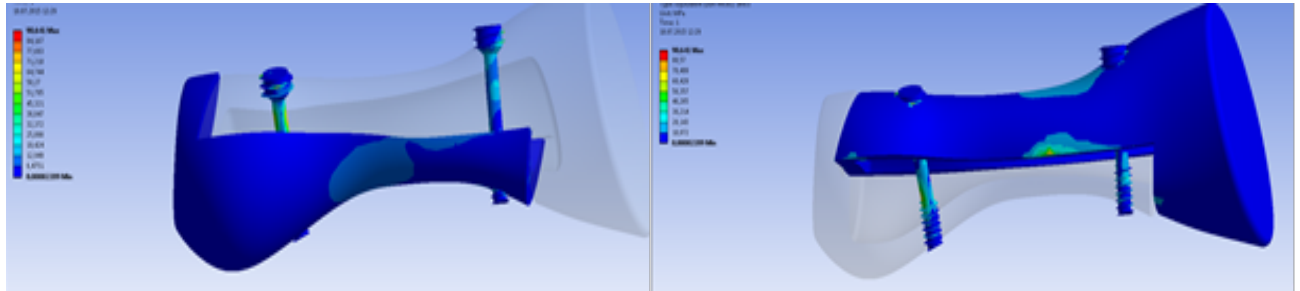


Рисунок 2.8 - Распределение значений эквивалентных напряжений в модели остеотомии первой плюсневой кости

### 2.3 Методика обследования пациентов с деформацией первого луча стопы

Обследование пациентов с деформацией первого луча стопы было направлено на определение показаний и противопоказаний к операции, выбор способов хирургической коррекции и тактики лечения. Последняя включала в себя решение вопроса об одномоментной коррекции двусторонней деформации в рамках одной операционной сессии, а также составление плана предоперационной подготовки и послеоперационного восстановительного лечения. Кроме этого, обследование проводилось с целью оценки достигнутых результатов лечения.

Клиническое, рентгенологическое, лабораторное и функциональное обследование, а также консультации смежных специалистов проводили в соответствие с актуальными порядками, стандартами, рекомендациями. В качестве руководств, содержащих подробное описание методики обследования пациентов с деформациями стопы, использовали следующие:

- Ежов М.Ю. Стопа. Дегенеративно-дистрофические заболевания стопы и голеностопного сустава. Н. Новгород, 2011. 336 с.
- Карданов А.А. Хирургическая коррекция деформаций стопы. - М.:Медпрактика-М, 2016. - 220 с.
- Бережной С. Ю. Передний отдел стопы: обследование; основы чрескожной

хирургии (иллюстрированное руководство). — Медпрактика-М Москва, 2018. — 274 с.

Жалобы пациентов, принявших участие в исследовании, включали в себя типичную триаду: боль в области первого плюснефалангового сустава, наличие косметического дефекта и проблему подбора обуви. В каждом конкретном случае выраженность и актуальность отмеченных жалоб варьировали в широких пределах. С целью детализации оценки жалоб мы применяли специальный опросник (страница 1 модуля 1 Шкалы американского колледжа хирургов стопы и голеностопного сустава (ACFAS Scoring Scale)). Дополнительно выраженность болевого синдрома оценивали при помощи визуально-аналоговой шкалы.

При сборе анамнеза обращали внимание на наследственную предрасположенность, хронологические особенности, наличие предрасполагающих и провоцирующих неблагоприятных факторов деформации первого луча стопы. Генерализованный характер гипермобильности суставов и выраженный синдром дисплазии соединительной ткани расценивали как критерии исключения из исследования. Особое внимание уделяли анамнестическим данным, касающимся сопутствующей и сочетанной патологии, оказывающей в ряде случаев существенное влияние на выбор тактики и результаты лечения.

В рамках решения вопроса о корректности сравнения результатов между сформированными клиническими группами для количественной оценки степени выраженности сочетанной патологии суставов и сосудов нижних конечностей просили пациентов заполнить опросники LEFS и CIVIQ 20. Lower Extremity Functional Scale (LEFS) – вопросник, разработанный для оценки патологии суставов нижней конечности (Binkley J.M., Stratford P.W., Lott S.A., Riddle D.L. The Lower Extremity Functional Scale (LEFS): Scale development, measurement properties and clinical application // Physical Therapy. - 1999. - Vol. 79, №4). Он состоит из 20 вопросов в виде шкал Ликерта, отражающих повседневную активность пациента. Суммарная оценка соответствует интервалу от 0 до 80 баллов (наилучший показатель). Состояние периферического венозного

кровообращения нижних конечностей оценивали по ответам на 4 вопроса по 20 пунктам шкалы CIVIQ 20 (Launois R. Construction and validation of a quality of life questionnaire in chronic lower limb venous insufficiency (CIVIQ) / R. Launois, J. Reboul-Marty, B. Henry // Qual Life Res, – 1996, Vol.5, – pp. 539–54.7). Результаты составили от максимального значения в 100 баллов (наихудшая оценка) до минимального значения в 20 баллов (наилучшая оценка). Обоснование целесообразности использования указанных шкал у пациентов с деформациями переднего отдела стопы, а также подробная характеристика самих шкал приведена в диссертационном исследовании Имамова А.М. и нашем совместном исследовании.

При осмотре обращали внимание на выраженность деформации первого луча стопы, наличие признаков воспаления и трофических нарушений мягких тканей. Отдельное внимание уделяли локализации и выраженности участков гиперкератоза. Для объективной оценки сводов стопы осмотр проводили с использованием плантоскопа. Проявления плоско-вальгусной деформации стопы расценивали как критерий исключения из исследования. В то же время сочетание деформации первого луча с малыми лучами стопы не являлось критерием исключения. При первичном и контрольном осмотрах выполняли фотографирование стоп для более наглядной сравнительной оценки.

Наряду со стандартной пальпацией выполняли специальные мануальные тесты для определения степени ригидности переднего отдела стопы, мобильности первой плюсневой кости, функциональной способности первого пальца. Последнюю определяли при помощи теста прижатия бумажной полоски. Измеряли вертикальную амплитуду тыльного смещения головки первой плюсневой кости (hM1) по методике А.А. Карданова и соавторов, подробно описанную в кандидатской диссертации Карандина А.С. («Хирургическая коррекция вальгусного отклонения первого пальца гиперэластичной стопы»). При помощи угломера измеряли амплитуду движений первого плюсне-фалангового сустава и межфалангового сустава первого пальца стопы с занесением данных в соответствующие графы шкалы ACFAS Scoring Scale (Module 1). «В случае

выявления в послеоперационном периоде гиперэкстензии первого пальца измеряли ее угол ( $\angle \text{HalExt}$ ), соответствующий тыльному сгибанию первого пальца по отношению к плоскости опоры стопы в положении стоя» [34].

Рентгенографическое исследование предполагало выполнение дорсоплантарной и латеральной проекции переднего отдела стопы под нагрузкой. В качестве критериев оценки первого луча стопы использовали следующие рентгенометрические показатели: « $\angle \text{M1P1}$  (угол между проксимальной фалангой первого пальца и первой плюсневой костью),  $\angle \text{M1M2}$  (угол между первой и второй плюсневыми костями),  $\angle \text{PASA}$  (угол наклона суставной поверхности головки первой плюсневой кости по отношению к её оси),  $\angle \text{FMDA}$  (угол деклинации первой плюсневой кости)» [26]. Полученные данные вносили в соответствующие пункты шкалы ACFAS Scoring Scale (Module 1). Обследование пациентов проводили до операции, а также через 3, 6 и 12 месяцев после операции.

При этом: «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.)» [35].

## **2.4 Методика оценки деформации и результатов хирургической коррекции первого луча стопы**

С учетом анализа данных литературы в качестве инструмента сравнительной количественной оценки состояния первого луча стопы до и после хирургической коррекции нами был выбран первый модуль шкалы американского колледжа хирургов стопы и голеностопного сустава (ACFAS Scoring Scale (Module 1)). Данный модуль шкалы состоит из двух страниц. Первая представлена опросником для пациента, а вторая включает данные объективного обследования. Каждая страница предполагает начисление максимально 50 баллов. Общее максимальное количество баллов (100) соответствует нормальному состоянию

первого луча стопы и первого плюсне-фалангового сустава. Ниже приведена указанная шкала.

### ***Страница 1: Опросник пациента***

Инструкции для пациента:

Пожалуйста, ответьте на следующие вопросы честно, в соответствии с состоянием вашей стопы.

#### 1. Боль (30 баллов):

*«В течение последнего месяца, как значимо боль в вашей стопе ограничивала вашу повседневную активность?»*

У меня нет боли при нормальной активности (30)

Я испытываю легкую эпизодическую боль без ограничения активности (22)

Я испытываю выраженную боль и заметное ограничение активности (14)

Я испытываю значительную боль и значительное ограничение активности (6)

Я испытываю тяжелую боль, ограничивающую всякую активность (0)

#### 2. Внешний вид (5 баллов)

*Как вы оцениваете внешний вид сустава большого пальца стопы?»*

Полностью удовлетворен (5)

В основном удовлетворен (4)

Затрудняюсь оценить – нейтрально (3)

В основном не удовлетворен (2)

Определенно не удовлетворен (0)

#### 3. Функциональные возможности (15 баллов)

*Как часто вы испытываете боль при ношении обуви?»*

Я способен постоянно носить любую обувь (15)

Я способен носить любую обувь большую часть времени (10)

Я способен носить только прогулочную, спортивную или не модельную обувь (2)

Я способен носить только специальную ортопедическую или индивидуальную обувь (0)» [35].

**Страница 2: Объективные параметры**

## 4. Рентгенологическая оценка (18 баллов)

*Прямая проекция (с нагрузкой в положении стоя) (12 баллов)**Угол отклонения первого пальца стопы кнаружи (6 баллов)*

0° - 20° (6)

21° - 30° (3)

≥ 31° (0)

-1° - 3° (2)

&gt; - 3° (0)

*Первый межплюсневый угол (6 баллов)*

0° - 10° (6)

11° - 19° (3)

≥ 20° (0)

&lt; 0° (0)

*Боковая проекция (6 баллов)**Угол деklinации первой плюсневой кости (6 баллов)*

16° - 24° (6)

25° - 29° (3)

≥ 29° (0)

10° - 15° (2)

&lt; 10° (0)

## 5. Функция (32 балла)

*Тест смещения бумажной полоски, прижатой большим пальцем стопы (10 баллов)*

Не подвижная - (10)

С сопротивлением - (5)

Легко - (0)

*Амплитуда движений: первый луч (17 баллов)**Тыльное сгибание первого плюсне-фалангового сустава (11 баллов)*

≥ 60° (11)

45° - 59° (8)

36° - 45° (4)

< 36° (0)

*Подошвенное сгибание первого плюсне-фалангового сустава (4 балла)*

$\geq 0^\circ$  (4)

< 0° (0)

*Разгибание межфалангового сустава первого пальца стопы (2 балла)*

*разгибается до 0° (2)*

< 0° (0)

*Хромота от боли в стопе (без обуви) (5 баллов)*

Нет - (5)

Да - (0)

## **2.5 Методы статистического анализа результатов исследования**

Статистическую обработку полученных данных проводили при помощи непараметрического метода Т-критерия теста Манна-Уитни. Выбор данного метода был сделан после предварительной проверки на нормальность распределения значений изучаемых показателей. Было выявлено отсутствие нормального распределения для большинства показателей. Реальные значения изучаемых показателей мы заменяли рангами, что способствовало сохранению большей части информации о распределении. Исходили из предположения о том, что тип распределения во всех случаях является одинаковым. Заменяв данные рангами, мы сформулировали нулевую гипотезу о случайности наблюдаемых различий. Затем по методике: «выбрали критерий, представляющий собой числовое выражение различий. После этого установили распределение величины критерия при условии справедливости нулевой гипотезы. При определении критического значения исходили из того, что оно соответствует величине, которую, по справедливости, нулевой гипотезы значение критерия превышает достаточно редко. После вычисления значения критерия для изучаемого

параметра сравнивали его с критическим. При статистической обработке полученных данных вычисляли основные вероятностные характеристики случайных величин (среднее значение, нижний (25%) и верхний (75%) квантили), которые имели достоверность не менее 95% (Р-значение  $< 0,05$ )» [23]. Для определения степени связи между изучаемыми показателями мобильности первой плюсневой кости и рентгенометрическими показателями хирургической коррекции деформации первого луча стопы при выполнении scarf – остеотомии проводили корреляционный анализ с вычислением коэффициента Пирсона –  $r$  и определением степени достоверности  $P$ . Значения коэффициента Пирсона в пределах от 0,3 до 0,7 и от -0,3 до -0,7 считали проявлением корреляционной связи средней силы, в пределах от 0,7 до 1 и от -0,7 до -1 – сильной корреляционной связи.

## ГЛАВА 3. БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ НАПРЯЖЕННО- ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ «КОСТЬ-ВИНТЫ» ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ ОСТЕОТОМИЙ ПЕРВОЙ ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ

### 3.1 Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости при коррекции легкой степени деформации первого луча стопы

Сравнительную оценку биомеханических параметров наиболее популярных в клинической практике остеотомий при коррекции легкой степени деформации первого луча стопы провели на моделях с перемещением дистального фрагмента относительно проксимального на  $1/3$  ширины поперечного сечения первой плюсневой кости.

Для модели chevron – остеотомии распределение модуля вектора перемещения характеризовалось увеличением в направлении от средней к дистальной части первой плюсневой кости с максимальными значениями в области головки (рисунок 3.1). Этот показатель на протяжении всей зоны остеотомии превышал нулевой уровень с максимальными значениями в дистальной трети.

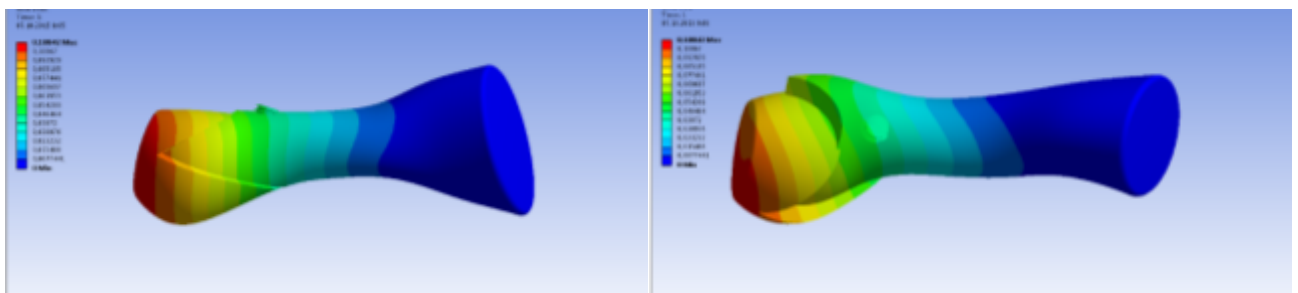


Рисунок 3.1 - Распределение значений модуля вектора перемещения при выполнении chevron – остеотомии со смещением дистального фрагмента на  $1/3$  ширины первой плюсневой кости

В модели scarf – остеотомии распределение модуля вектора перемещения также характеризовалось увеличением в направлении от средней к дистальной части первой плюсневой кости с максимальными значениями в области головки

(рисунок 3.2). В то же время этот показатель не превышал нулевого уровня на протяжении проксимальной трети зоны остеотомии. В средней трети зоны остеотомии модуль вектора перемещения имел минимальные отличия от нулевого уровня. Максимальные значения деформации имели распределение в дистальной трети остеотомии.

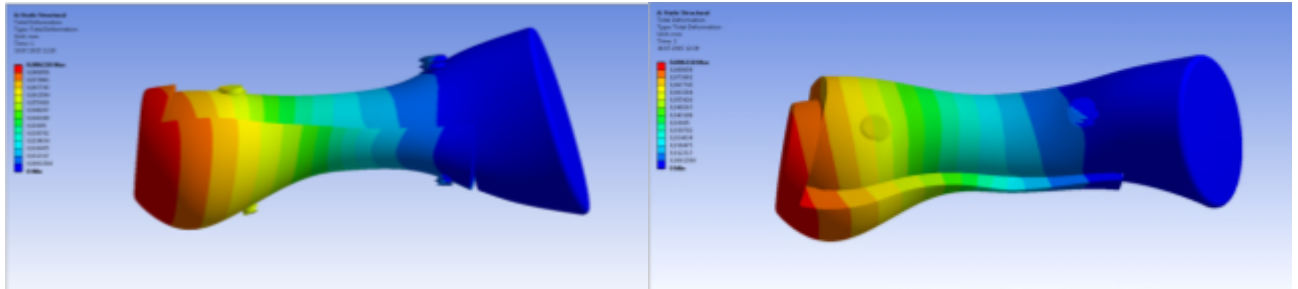


Рисунок 3.2 - Распределение значений модуля вектора перемещения при выполнении scarf – остеотомии со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины первой плюсневой кости

В модели chevron – остеотомии максимальные значения модуля вектора перемещения превосходят более чем на 20% аналогичные значения для модели scarf – остеотомии (рисунок 3.3). 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).

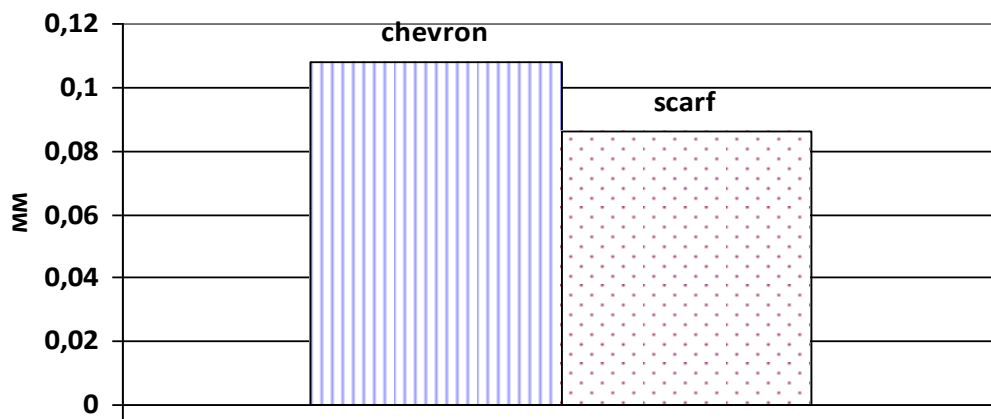


Рисунок 3.3 – Диаграмма максимальных значений модуля вектора перемещения (мм) в системе «кость-винты» при выполнении chevron и scarf – остеотомий со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины первой плюсневой кости

Для модели chevron – остеотомии была отмечена концентрация эквивалентных напряжений в средней трети плюсневой кости с максимальными

значениями на поверхности винта в зоне его контакта с костью в соответствии с рисунком 3.4. Это объясняется разницей жесткости материалов.

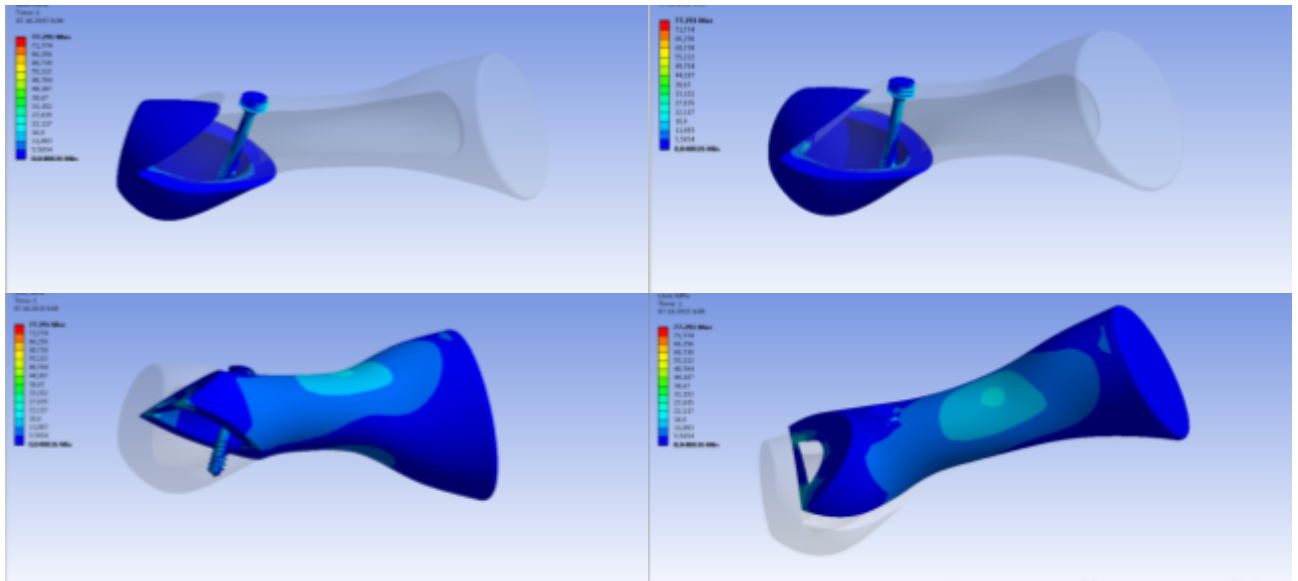


Рисунок 3.4 - Распределение эквивалентных напряжений при выполнении chevron – остеотомии со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины первой плюсневой кости

В модели scarf – остеотомии также была отмечена концентрация эквивалентных напряжений в средней трети плюсневой кости (рисунок 3.5). Однако, максимальные значения напряжений распределялись на поверхности средней части винтов и в меньшей степени в зоне их контакта с костью.

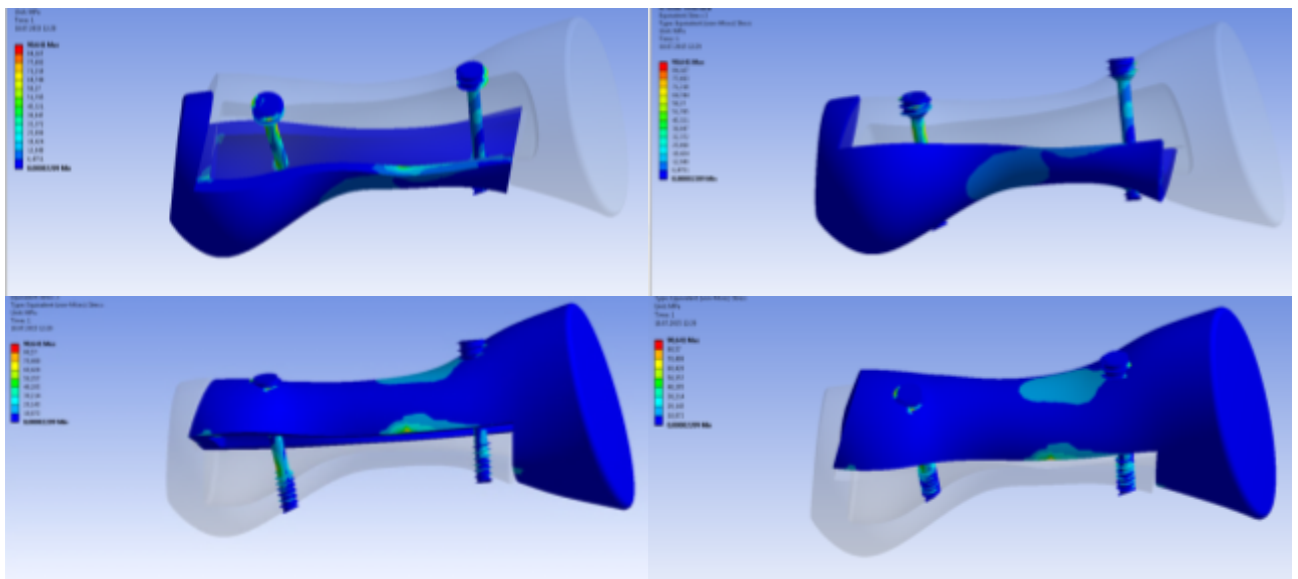


Рисунок 3.5 - Распределение эквивалентных напряжений при выполнении scarf – остеотомии со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины первой плюсневой кости

Максимальные значения эквивалентных напряжений в обеих моделях остеотомий первой плюсневой кости не превосходят 90,6 МПа (рисунок 3.6), что значительно ниже предела прочности кости и стали. В то же время, в модели scarf – остеотомии максимальные значения эквивалентных напряжений на 15% превосходят аналогичные значения для модели chevron – остеотомии.

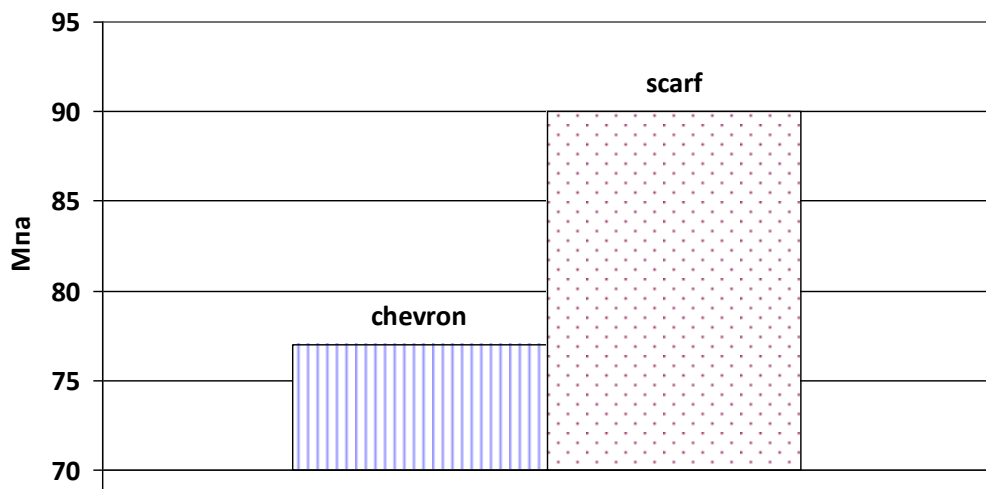


Рисунок 3.6 – Диаграмма максимальных значений эквивалентных напряжений (МПа) в системе «кость-винты» при выполнении chevron и scarf – остеотомий со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины первой плюсневой кости

### **3.2 Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости при коррекции выраженной степени деформации первого луча стопы**

Сравнительную оценку биомеханических параметров наиболее популярных в клинической практике остеотомий при коррекции выраженной степени деформации первого луча стопы провели на моделях с перемещением дистального фрагмента относительно проксимального на 2/3 ширины поперечного сечения первой плюсневой кости.

Для модели chevron – остеотомии распределение модуля вектора перемещения характеризовалось увеличением в направлении от средней к дистальной части первой плюсневой кости с максимальными значениями в области головки (рисунок 3.7). Этот показатель на протяжении всей зоны остеотомии превышал нулевой уровень с максимальными значениями в средней и

дистальной трети. Признаков нестабильности отмечено не было, так как модуль вектора перемещения винта и кости совпадали в зоне их контакта.

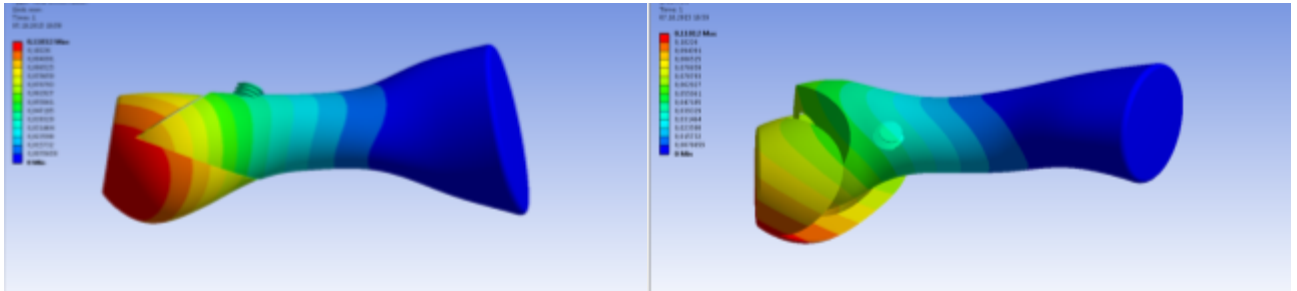


Рисунок 3.7 - Распределение значений модуля вектора перемещения при выполнении chevron – остеотомии со смещением дистального фрагмента на 2/3 ширины первой плюсневой кости

В модели scarf – остеотомии распределение модуля вектора перемещения также характеризовалось увеличением в направлении от средней к дистальной части первой плюсневой кости с максимальными значениями в области головки (рисунок 3.8). В то же время этот показатель имел минимальные отличия от нулевого уровня на протяжении проксимальной и средней трети зоны остеотомии. Максимальные значения деформации имели распределение в дистальной трети остеотомии. Признаков нестабильности отмечено не было, так как модуль вектора перемещения винтов и кости совпадали в зоне их контакта.

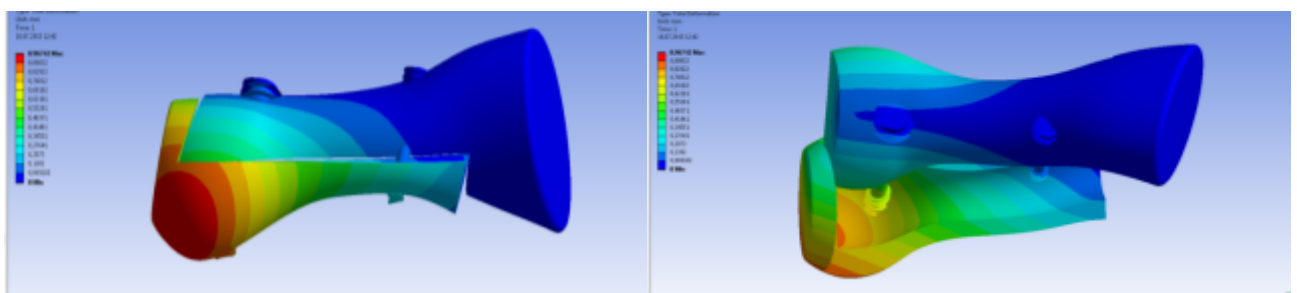


Рисунок 3.8 - Распределение значений модуля вектора перемещения при выполнении scarf – остеотомии со смещением дистального фрагмента на 2/3 ширины первой плюсневой кости

В модели chevron – остеотомии максимальные значения модуля вектора перемещения превосходят более чем на 40% аналогичные значения для модели scarf – остеотомии (рисунок 3.9). Максимальные значения модуля вектора перемещения в модели chevron – остеотомии 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.

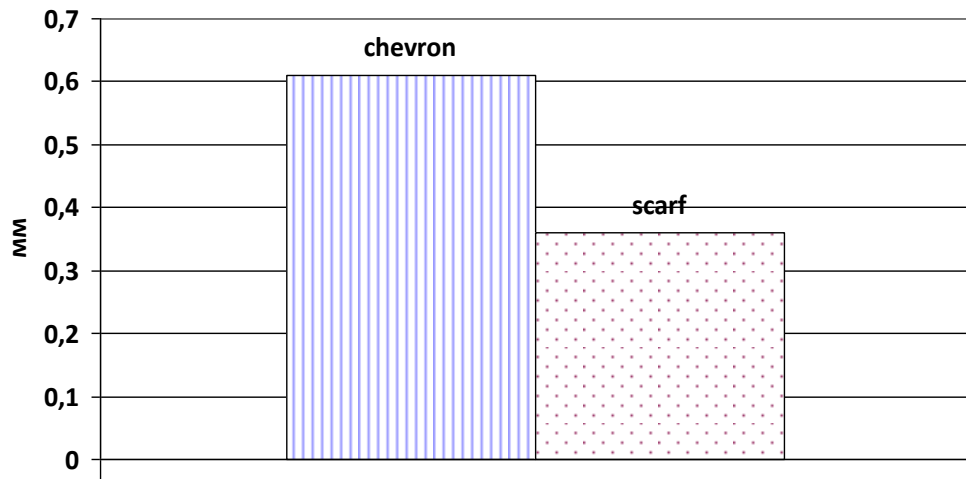


Рисунок 3.9 – Диаграмма максимальных значений модуля вектора перемещения (мм) в системе «кость-винты» при выполнении chevron и scarf – остеотомий со смещением дистального фрагмента на 2/3 ширины первой плюсневой кости

Для модели chevron – остеотомии была отмечена концентрация эквивалентных напряжений в нижней трети поверхности винта и в зоне его контакта с подошвенным участком кости (рисунок 3.10). Это объясняется разницей жесткости материалов и особенностями распределения механических усилий. Очевидно, что винт всю нагрузку принял на себя и велика вероятность его разрушения при длительных циклических нагрузках.

В модели scarf – остеотомии было отмечено равномерное распределение концентрации эквивалентных напряжений в плюсневой кости (рисунок 3.11). Максимальные значения напряжений распределялись на поверхности средней части винтов и в меньшей степени в зоне их контакта с костью, преимущественно в области нижней части проксимально расположенного винта.

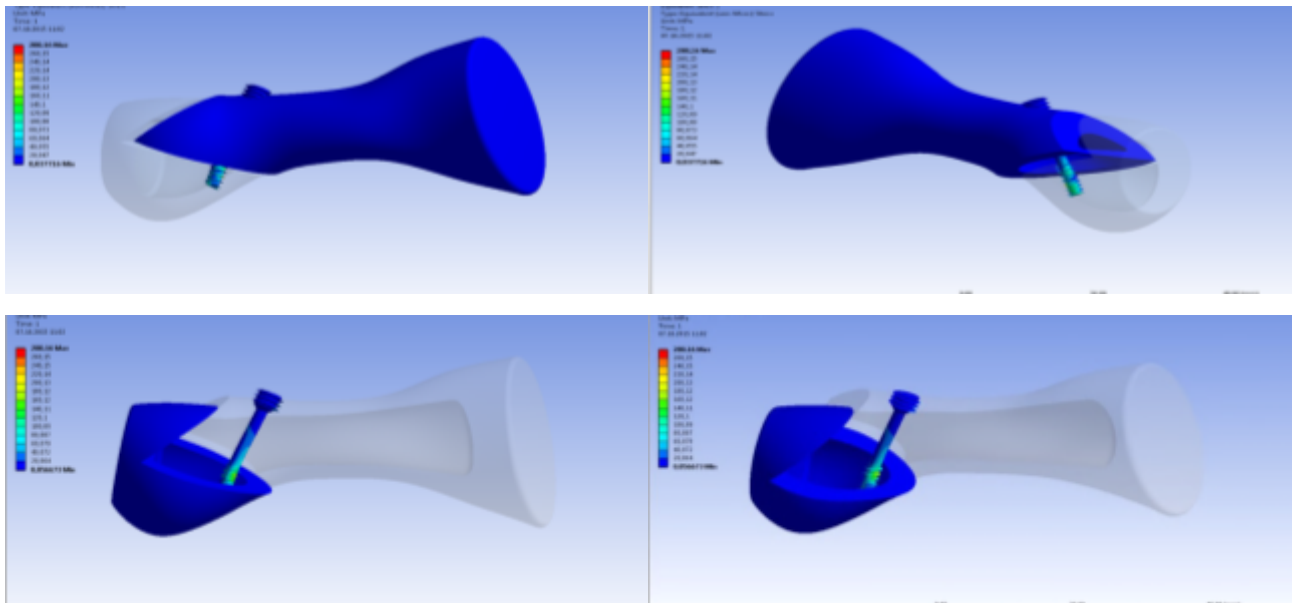


Рисунок 3.10 - Распределение эквивалентных напряжений при выполнении chevron – остеотомии со смещением дистального фрагмента на 2/3 ширины первой плюсневой кости

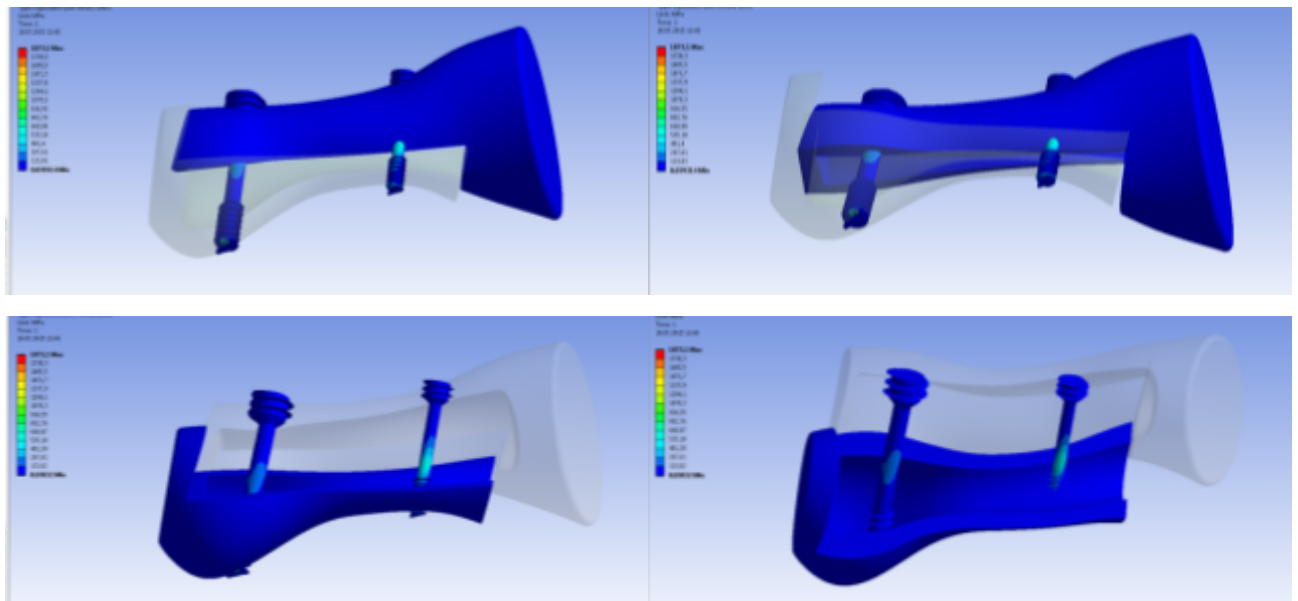


Рисунок 3.11 - Распределение эквивалентных напряжений при выполнении scarf – остеотомии со смещением дистального фрагмента на 2/3 ширины первой плюсневой кости

Максимальные значения эквивалентных напряжений в обеих моделях остеотомий первой плюсневой кости не превосходят 504 Мпа (рисунок 3.12), что ниже предела прочности стали. В то же время, модель scarf – остеотомии обладает большим потенциалом стабильности, так как ее максимальные значения эквивалентных напряжений на 17% меньше аналогичных значений для модели

chevron – остеотомии.

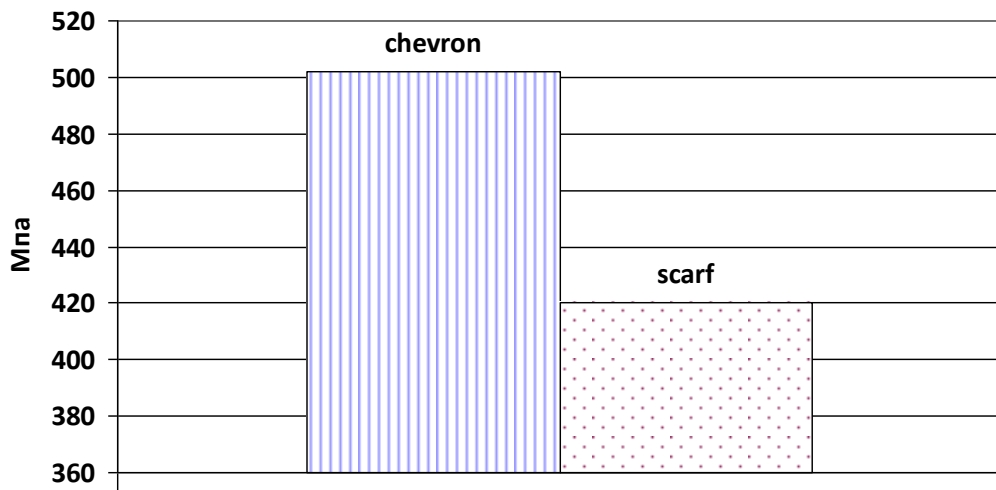


Рисунок 3.12 – Диаграмма максимальных значений эквивалентных напряжений (МПа) в системе «кость-винты» при выполнении chevron и scarf – остеотомий со смещением дистального фрагмента на 2/3 ширины первой плюсневой кости

Таким образом, подводя итоги анализа результатов, представленных в разделах 3.1. и 3.2 можно прийти к заключению 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 положение, выносимое на защиту).*

### **3.3 Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости при коррекции тяжелой степени деформации первого луча стопы**

Для коррекции тяжелой степени деформации первого луча стопы не у всех пациентов возможно использовать chevron и scarf – остеотомии из-за необходимости перемещения дистального фрагмента на всю ширину поперечного сечения плюсневой кости. При этом площадь взаимного контакта фрагментов становится нулевой, биотехническая система «кость-винты» становится нестабильной, что неизбежно приводит к отсутствию регенераторного процесса

костной ткани. В таких случаях возможно применение «slide down» остеотомии, предложенной первым президентом российской ассоциации хирургов стопы и голеностопного сустава Процко В.Г. При разработке биомеханической модели этой остеотомии мы учитывали то обстоятельство, что такая степень деформации более часто встречается у пациентов старшей возрастной категории, имеющих затруднения в использовании специальной обуви и средств дополнительной опоры. Поэтому в качестве параметров нагрузки на подошвенную поверхность головки первой плюсневой кости мы выбрали 400Н и 800Н.

Для модели slide down – остеотомии распределение модуля вектора перемещения характеризовалось увеличением в направлении от средней к дистальной части первой плюсневой кости с максимальными значениями в передне-латеральной области головки (рисунок 3.13). Этот показатель на протяжении всей зоны меж фрагментарного контакта не значительно превышал нулевой уровень. Признаков нестабильности отмечено не было, так как модуль вектора перемещения винта и кости совпадали в зоне их контакта.

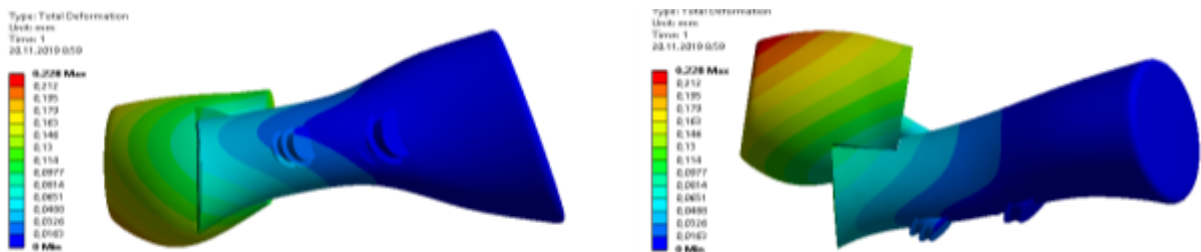


Рисунок 3.13 - Распределение значений модуля вектора перемещения при выполнении slide down – остеотомии первой плюсневой кости

В модели slide down – остеотомии максимальные значения модуля вектора перемещения имеют прямую пропорциональную зависимость от величины прикладываемой внешней нагрузки (рисунок 3.14). В то же время, максимальные величины модуля вектора перемещения в данной модели остеотомии в обоих случаях нагружения были значительно меньше уровня, оказывающего отрицательное влияние на регенерацию костной ткани в зоне меж фрагментарного контакта.

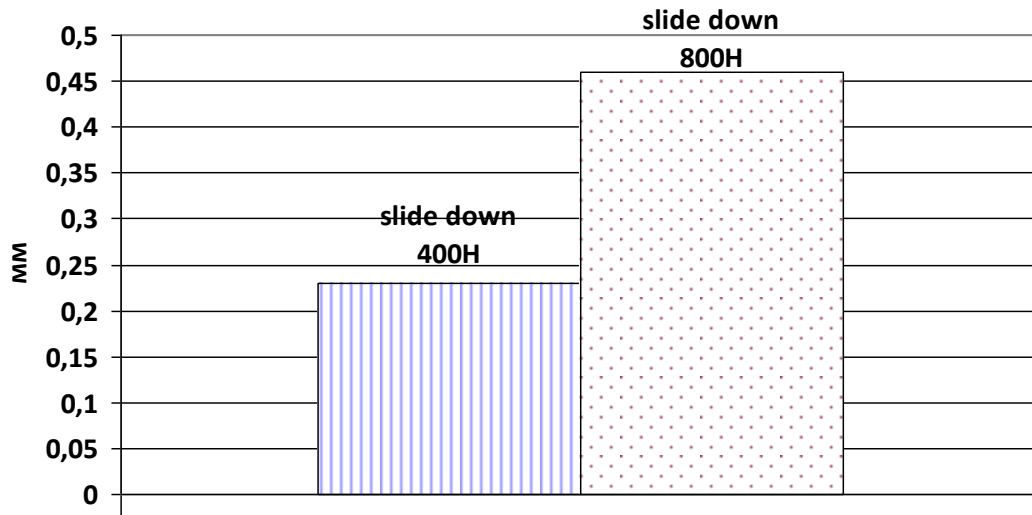


Рисунок 3.14 – Диаграмма максимальных значений модуля вектора перемещения (мм) в системе «кость-винты» при выполнении slide down – остеотомии при нагрузке на подошвенную поверхность головки первой плюсневой кости 400 и 800 Н

В модели slide down – остеотомии было отмечено равномерное распределение минимального уровня концентрации эквивалентных напряжений во всей плюсневой кости (рисунок 3.15). Умеренный уровень напряжений создавался в области латеральной половины проксимального фрагмента в средней трети плюсневой кости. Максимальные значения напряжений распределялись на поверхности средней и дистальной части винтов, в зоне их контакта с костью.

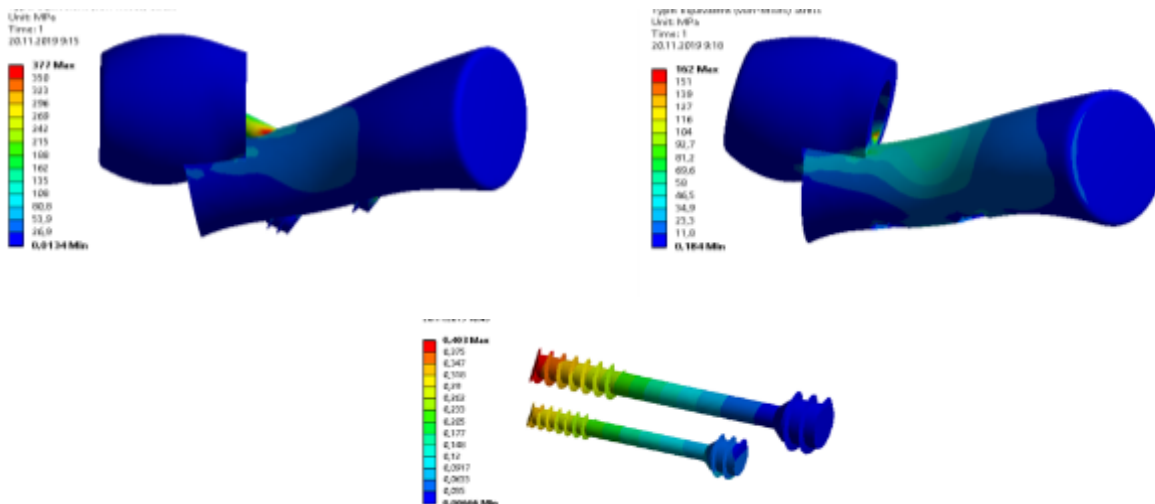


Рисунок 3.15 - Распределение эквивалентных напряжений при выполнении slide down – остеотомии первой плюсневой кости

Максимальные значения эквивалентных напряжений в обоих случаях нагружения модели *slide down* – остеотомий первой плюсневой кости не превосходят 370 МПа (рисунок 3.16), что ниже предела прочности стали. Эта модель остеотомии обладает большим потенциалом стабильности.

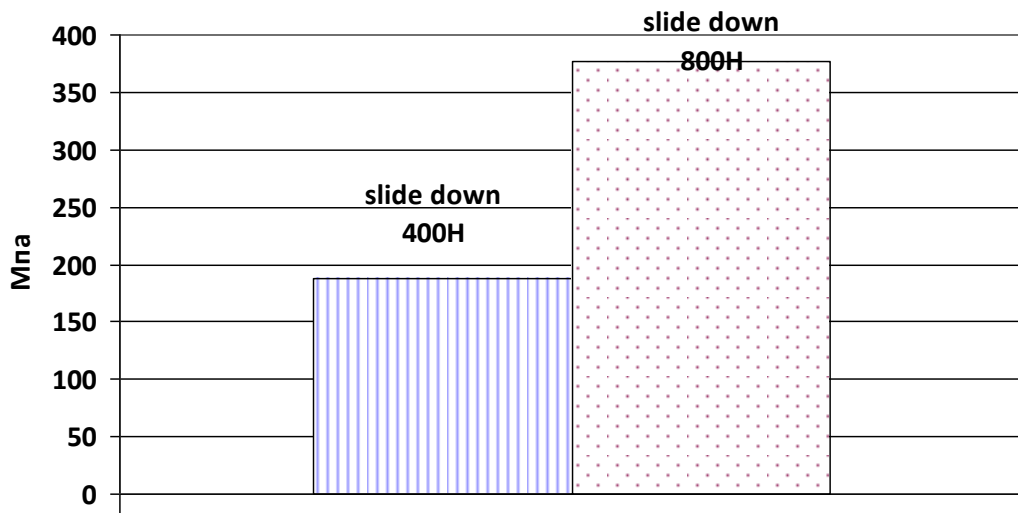


Рисунок 3.16 – Диаграмма максимальных значений эквивалентных напряжений (МПа) в системе «кость-винты» при выполнении *slide down* – остеотомии при нагрузке на подошвенную поверхность головки первой плюсневой кости 400 и 800 Н

Анализ представленных выше показателей напряженно-деформированного состояния биотехнической системы «кость-винты» при выполнении остеотомий первой плюсневой кости позволил определить, что:

- при выполнении *chevron* – остеотомии первой плюсневой кости наибольшие значения эквивалентных напряжений сконцентрированы на поверхности винта, в зоне его контакта с костью, что характеризует данную биомеханическую систему как потенциально нестабильную при длительном воздействии циклических нагрузок;

- при выполнении *scarf* – остеотомии первой плюсневой кости значения эквивалентных напряжений распределяются не только в зоне контакта винтов с костью, но также в зоне контакта костных фрагментов, что характеризует данную биомеханическую систему как потенциально стабильную при длительном воздействии циклических нагрузок;

- максимальные значения модуля вектора перемещения системы «кость-винты» при выполнении chevron и scarf – остеотомии первой плюсневой кости со смещением костных фрагментов на  $1/3$  ширины не превышают безопасного уровня для регенерации костной ткани;

- значительное увеличение показателей максимальных эквивалентных напряжений и модуля вектора перемещения при перемещении дистального фрагмента на  $2/3$  ширины в случае выполнения chevron – остеотомии первой плюсневой кости указывает на тенденцию к потере стабильности и существенному снижению запаса прочности в данной системе «кость - фиксатор» (риск возникновения необратимой пластической деформации);

- максимальные значения модуля вектора перемещения системы «кость-винты» при выполнении scarf – остеотомии первой плюсневой кости со смещением костных фрагментов на  $2/3$  ширины не превышают безопасного уровня для регенерации костной ткани;

- максимальные значения модуля вектора перемещения системы «кость-винты» при выполнении slide down – остеотомии первой плюсневой кости не превышают безопасного уровня для регенерации костной ткани и указывают на значительный запас прочности (отсутствие риска возникновения необратимой пластической деформации).

## **ГЛАВА 4. ИССЛЕДОВАНИЕ МОБИЛЬНОСТИ ПЕРВОЙ ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ПЕРВОГО ЛУЧА СТОПЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ SCARF ОСТЕОТОМИИ**

### **4.1 Оценка влияния scarf – остеотомии на мобильность первой плюсневой кости**

Мобильность первой плюсневой кости является актуальным параметром оценки анатомо-функционального состояния первого луча стопы. В обзоре литературы проведен анализ работ, посвященных этому вопросу. Гипермобильность рассматривается как причина, и как следствие деформации первого луча стопы. В ряде актуальных алгоритмов предоперационного планирования избыточная амплитуда движений головки первой плюсневой кости служит показанием к выполнению артродеза медиального плюсне-клиновидного сустава по методике Lapidus. В ряде работ указывается на уменьшение амплитуды мобильности первой плюсневой кости после выполнения scarf – остеотомии. Однако, прицельного статистического исследования такого влияния не проводилось. Для уточнения этого вопроса в рамках настоящего диссертационного исследования был проведен анализ влияния хирургической коррекции деформаций переднего отдела стопы с использованием диафизарной scarf – остеотомии на мобильность первой плюсневой кости.

Анализу подверглись клинико-рентгенологические показатели первого луча 253 стоп у 132 пациентов. В качестве клинического критерия мобильности первой плюсневой кости мы исследовали амплитуду тыльного смещения ее головки (h M1). Степень деформации и эффективность хирургической коррекции первого луча стопы оценивали по величине первого межплюсневого угла ( $\angle M1M2$ ) и угла отклонения первого пальца стопы ( $\angle M1P1$ ). Для установления статистической значимости отличий указанных показателей до и после операции проводили непараметрический анализ с вычислением критерия Манна-Уитни.

Эффективность хирургической коррекции первого луча стопы у 34

пациентов (63 стопы) с нормальной мобильностью М1 (1 группа) подтвердилась статистически значимыми изменениями клинико-рентгенометрических показателей (таблица 4.1).

Таблица 4.1 - Клинико-рентгенологические показатели у пациентов с нормальной мобильностью первой плюсневой кости до и после хирургической коррекции деформации первого луча стопы (n=63 стопы)

Клинико-рентгенологические показатели	Сроки оценки показателей		Значение критерия Манна Уитни
	До операции	После операции	
$\angle M1M2, ^\circ$	16,5 (13,4–19,7)	7,2 (5,5–9,1)	Z = 2,02 P = 0,02
$\angle M1P1, ^\circ$	28,6 (23,3–33,1)	9,1 (7,2–11,8)	Z = 1,99 P = 0,03
h M1, 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 межплюсневового угла и угла отклонения первого пальца соответствовали легкой и выраженной деформации первого луча стопы. 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 первого луча стопы.

В результате хирургической коррекции у пациентов 1 группы было достигнуто уменьшение первого межплюсневового угла в 2,3 раза (таблица 4.2). 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.

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 (таблица 4.3).

Таблица 4.2 - Степень изменения клинико-рентгенологических показателей у пациентов с нормальной мобильностью первой плюсневой кости после хирургической коррекции деформации первого луча стопы (n=63 стопы)

Клинико-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 %

Таблица 4.3 - Результаты корреляционного анализа (коэффициент Пирсона) клинико-рентгенологических показателей у пациентов с нормальной мобильностью первой плюсневой кости после хирургической коррекции деформации первого луча стопы (n=63 стопы)

Изменение показателя мобильности M1	Изменение рентгенологических показателей	
	$\Delta \angle M1M2$	$\Delta \angle M1P1$
$\Delta h M1$	0,37	0,25

Эффективность хирургической коррекции первого луча стопы у 98 пациентов (190 стоп) с гипермобильностью M1 (2 группа) также подтвердилась статистически значимыми изменениями клинико-рентгенометрических показателей (таблица 4.4). В этой группе пациентов исходные значения первого межплюсневого угла и угла отклонения первого пальца соответствовали выраженной и значительной степени деформации первого луча стопы. С учетом этого можно предположить увеличение значимости патогенетического влияния гипермобильности M1 у пациентов с выраженной степенью статической деформации первого луча стопы.

В результате хирургической коррекции у пациентов 2 группы было достигнуто уменьшение первого межплюсневого угла в 2 раза (таблица 4.5). Величина угла отклонения первого пальца уменьшилась в 3,2 раза. Амплитуда тыльного смещения головки первой плюсневой кости уменьшилась в 1,5 раза.

Таблица 4.4 - Клинико-рентгенологические показатели у пациентов с гипермобильностью первой плюсневой кости до и после хирургической коррекции деформации первого луча стопы (n=190 стоп)

Клинико-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, мм	8,9 (7,1–11,2)	5,5 (4,6–7,6)	Z = 1,35 P = 0,04

Таблица 4.5 - Степень изменения клинико-рентгенологических показателей у пациентов с гипермобильностью первой плюсневой кости после хирургической коррекции деформации первого луча стопы (n=190 стоп)

Клинико-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 «указывают на достоверную эффективность хирургической коррекции деформации 1ЛС с использованием диафизарной остеотомии scarf, которая позволяет достигнуть достоверного уменьшения мобильности первой плюсневой кости вне зависимости от ее исходного уровня» [31].

У пациентов 2 группы (с исходной гипермобильностью M1) была установлена средняя сила корреляционной связи положительной направленности между показателями изменения первого межплюсневой угла и амплитуды тыльного смещения головки M1 (таблица 4.6). Аналогичная степень и направленность корреляционной связи в этой группе пациентов характеризовала изменение мобильности M1 и угла отклонения первого пальца.

Таблица 4.6 - Результаты корреляционного анализа (коэффициент Пирсона) клинико-рентгенологических показателей у пациентов с гипермобильностью первой плюсневой кости после хирургической коррекции деформации первого луча стопы (n=190 стоп)

Изменение показателя мобильности M1	Изменение рентгенологических показателей деформации первого луча стопы	
	$\Delta \angle M1M2$	$\Delta \angle M1P1$
$\Delta h M1$	0,52	0,32

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 M1» [31].

Таким образом, 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 клинико-рентгенологических показателей*» (3-е положение, выносимое на защиту).

#### **4.2 Оценка эффективности оригинального алгоритма геометрического планирования scarf – остеотомии с учетом мобильности первой плюсневой кости**

Алгоритм геометрического планирования scarf – остеотомии многократно и подробно описан в руководствах и статьях по хирургии стопы. Индивидуальный подход к выбору направления плоскости поперечных пропилов основан на рентгенологической оценке соотношения длин плюсневых костей и углов  $\angle M1M2$  и  $\angle PASA$ . Указанные параметры имеют достаточно большие интервалы изменений.

Выбор угла наклона плоскости длинного плеча остеотомии осуществляется

эмпирически без определенного количественного алгоритма, принимая во внимание необходимость дорсализации дистального фрагмента М1 у пациентов с поллой стопой. Некоторые авторы указывают на отсутствие необходимости в наклоне плоскости длинного плеча scarf – остеотомии. Избыточное смещение в подошвенном направлении дистального фрагмента первой плюсневой кости по мнению Д.С. Якушева и В.Г. Процко является одной из причин побочного эффекта, выражающегося в избыточном разгибании первого пальца стопы (устный доклад на 3 Конгрессе Российской Ассоциации хирургов стопы и голеностопного сустава, Санкт-Петербург, 05.04.19г.). Имеются исследования, указывающие на достоверное уменьшение мобильности М1 после выполнения scarf – остеотомии. С учетом индивидуальной изменчивости этого параметра целесообразно его включение в алгоритм предоперационного планирования.

С учетом данных, представленных в предыдущем разделе диссертации (4.1), нами был разработан алгоритм индивидуального геометрического планирования scarf – остеотомии с учетом мобильности первой плюсневой кости и величины поперечного смещения дистального фрагмента. «При разработке алгоритма учитывали нормальный уровень дорсального смещения головки первой плюсневой кости (5мм), который был определен в различных независимых исследованиях. Величину необходимой плантаризации (Н) дистального фрагмента первой плюсневой кости определяли, как разницу между индивидуальной и нормальной амплитудой  $h_{M1}$ . 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)» [34] (рисунок 4.1).

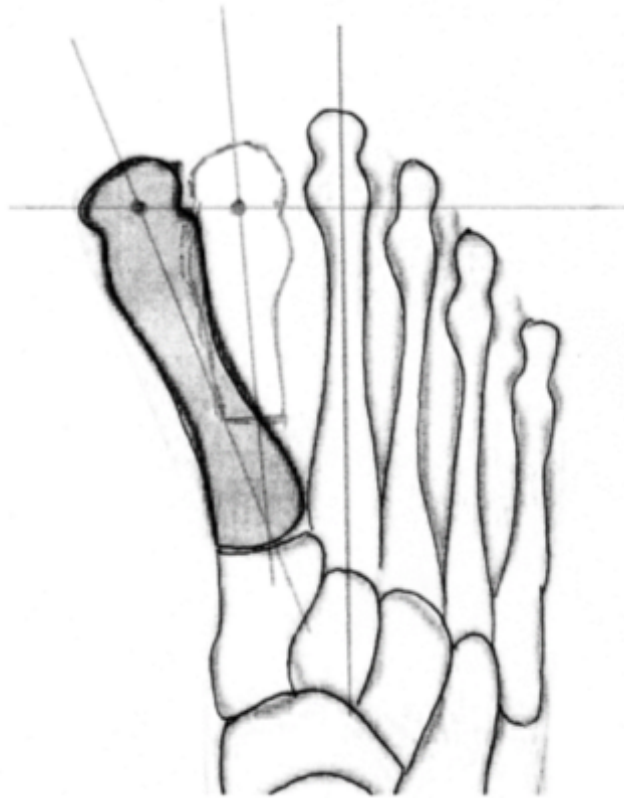


Рисунок 4.1 - Схема определения величины латерализации дистального фрагмента первой плюсневой кости при выполнении корригирующей scarf – остеотомии

Используя величины необходимой плантаризации и латерализации, вычисляли синус угла наклона длинного плеча остеотомии ( $\sin \angle \alpha = H/L$ ) с последующим определением самого угла (рисунок 4.2).



Рисунок 4.2 - Угол наклона плоскости длинного плеча scarf – остеотомии

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.

Нами определено: «рентгенологические показатели коррекции деформации первого луча стопы не имели статистически значимых отличий в обеих группах пациенток в течение первого года после операции (таблица 4.7), тем не менее, средние величины коррекции первого межплюсневого угла и угла отклонения первого пальца у пациенток основной группы превышали аналогичные значения в контрольной группе. Анализ данных, представленных в таблице 4.7, позволил сделать заключение о тенденции к уменьшению степени достигнутой хирургической коррекции в обеих группах пациенток. В то же время выраженность этой тенденции в основной группе оказалась меньшей. Снижение величины коррекции первого межплюсневого угла при сравнении ближайших (3 месяца после операции) и отдаленных (12 месяцев после операции) результатов в основной и контрольной группах составило 1,48 и 1,69 раза соответственно. Коррекция угла отклонения первого пальца уменьшилась при аналогичном сравнении в 1,08 и 1,13 раза» [34].

Таблица 4.7 - Рентгенологические показатели коррекции деформации первого луча стопы

Рентгенологические показатели коррекции деформации первого луча стопы	Группы пациенток	
	Основная группа (N=34)	Контрольная группа (N=36)
<b><math>\Delta\angle M1M2^\circ</math></b>		
Через 3 месяца после операции	8,3 (6,8; 10,1)	7,6 (6,3; 9,7)**
Через 6 месяцев после операции	7,8 (6,1; 9,5)	6,9 (5,4; 8,7)**
Через 12 месяцев после операции	5,6 (4,8; 6,1)	4,5 (4,0; 5,9)**
<b><math>\Delta\angle M1P1^\circ</math></b>		
Через 3 месяца после операции	25,8 (22,3; 28,1)	25,5 (21,8; 27,8)**
Через 6 месяцев после операции	24,7 (22,1; 26,2)	24,3 (21,9; 25,7)**
Через 12 месяцев после операции	23,9 (21,4; 24,8)	22,6 (20,9; 23,5)**

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

Изменение мобильности первой плюсневой кости в течение первого года после хирургической коррекции деформации первого луча стопы с использованием scarf – остеотомии представлено в таблице 4.8.

Таблица 4.8 - Показатели мобильности первой плюсневой кости до и в течение года после хирургической коррекции деформации первого луча стопы с использованием scarf – остеотомии

Амплитуда дорсального смещения головки М1 в сагиттальной плоскости, hM1, мм	Группы пациенток	
	Основная группа (N=34)	Контрольная группа (N=36)
Перед операцией	7,4 (6,8; 8,3)	7,2 (6,5; 8,1)**
Через 3 месяца после операции	4,3 (3,9; 4,6)	3,2 (2,6; 3,8)*
Через 6 месяцев после операции	4,8 (4,1; 5,6)	4,1 (3,9; 5,2)**
Через 12 месяцев после операции	5,3 (4,4; 5,9)	5,4 (4,7; 6,1)**

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

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 меньшим 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  $\angle \text{HalExt}$  у пациенток основной и контрольной групп находились в интервалах 4–9° и 8–17° соответственно.

Сравнительный анализ представленных результатов «позволил обратить внимание на различия клинико-рентгенологических показателей хирургической коррекции первого луча стопы, обусловленные особенностями алгоритма геометрического планирования scarf – остеотомии первой плюсневой кости. Использование актуального алгоритма позволило в большей степени и статистически значимо уменьшить амплитуду дорсального смещения головки первой плюсневой кости (ниже среднего нормального уровня). Однако, большая степень плантаризации головки М1 отрицательно повлияла на эффективность коррекции показателей  $\angle M1M2$  и  $\angle M1P1$ . К тому же через 1 год после операции степень мобильности М1 увеличилась до нормального значения» [34].

Применение предложенного нами алгоритма геометрического планирования scarf – остеотомии с учетом показателя мобильности и величины необходимой латерализации головки первой плюсневой кости позволило: «улучшить эффективность коррекции показателей деформации первого луча стопы ( $\angle M1M2$ ;  $\angle M1P1$ ). При этом удалось эффективно нормализовать мобильность М1, что подтвердилось значением  $hM1$  через 3, 6 и 12 месяцев после операции. Кроме этого, было отмечено снижение частоты возникновения и степени выраженности гиперэкстензии первого пальца стопы после выполнения scarf – остеотомии с использованием отмеченного алгоритма. Тем не менее, следует признать, что избыточная плантаризация головки М1 после выполнения ее остеотомии не является единственной причиной возникновения гиперэкстензии» [34].

Таким образом, 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 первой плюсневой кости, позволяет улучшить результаты хирургической коррекции первого луча стопы;

- избыточная плантаризация головки первой плюсневой кости при выполнении scarf – остеотомии является одним из факторов риска возникновения гиперэкстензии первого пальца;

- амплитуда дорсального смещения головки первой плюсневой кости после выполнения scarf – остеотомии характеризуется уменьшением ниже нормального значения в ближайшем послеоперационном периоде с последующей нормализацией через 6–12 месяцев после операции.

## ГЛАВА 5. ХИРУРГИЧЕСКАЯ КОРРЕКЦИЯ ДЕФОРМАЦИИ ПЕРВОГО ЛУЧА СТОПЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ОСТЕОТОМИЙ ПЕРВОЙ ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ

### 5.1 Собственный алгоритм хирургической коррекции деформации первого луча стопы

С учетом результатов биомеханического моделирования, полученных при выполнении первого этапа диссертационного исследования, нами был предложен алгоритм выбора остеотомий первой плюсневой кости. При легкой степени деформации индивидуального биомеханического моделирования не требуется. В то же время предпочтение следует отдавать укороченному варианту scarf – остеотомии с фиксацией 1 винтом (рисунок 5.1).

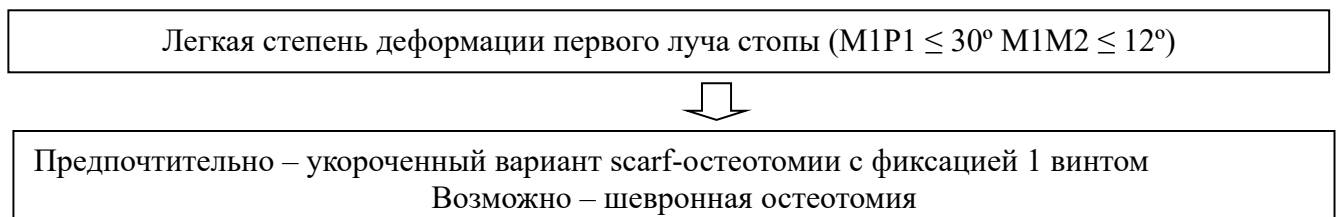


Рисунок 5.1 - Блок – схема алгоритма выбора остеотомии первой плюсневой кости на этапе предоперационного планирования хирургической коррекции легкой деформации первого луча стопы

Для иллюстрации приводим клинический пример: «пациентка П., 27 лет. Диагноз: приобретенная статическая деформация переднего отдела правой стопы» [28]. Вальгусная деформация первого пальца правой стопы. Легкая степень деформации первого луча стопы была подтверждена данными предоперационной рентгенографии (рисунок 5.2а). Выполнена укороченная scarf – остеотомия первой плюсневой кости с фиксацией 1 винтом в комбинации с чрескожной не фиксируемой остеотомией проксимальной фаланги первого пальца. Достигнута эффективная коррекция деформации, подтвержденная данными контрольной рентгенографии (рисунок 5.2б).



*a*



*б*

Рисунок 5.2 - Фотография рентгенологической характеристики степени деформации и эффективности коррекции первого луча правой стопы пациентки П. при помощи укороченного варианта остеотомии scarf с фиксацией одним винтом в комбинации с не фиксируемой чрескожной остеотомией проксимальной фаланги первого пальца (*a* – рентгенограмма переднего отдела правой стопы до операции; *б* – контрольная послеоперационная рентгенограмма переднего отдела правой

Существенной особенностью выполнения укороченной scarf – остеотомии является возможность достижения необходимой коррекции первого луча стопы через небольшой операционный доступ (2–2,5 см), что подтверждается интраоперационными фотографиями правой стопы пациентки П. (рисунок 5.3*а, б*)

*а**б*

Рисунок 5.3 - Интраоперационные фотографии правой стопы пациентки П., 27 лет (*а* – операционный доступ; *б* – положение фрагментов первой плюсневой кости после выполнения укороченной scarf – остеотомии)

Эффективность хирургической коррекции первого луча у пациентки П. была также подтверждена при сравнении фотографий правой стопы до и после операции (рисунок 5.4*а, б*).

*a**б*

Рисунок 5.4 - Фотографии правой стопы пациентки П., 27 лет (*a* – до операции; *б* – после операции)

При планировании хирургической коррекции выраженной степени деформации первого луча стопы считаем целесообразным выполнение индивидуального биомеханического моделирования (с учетом невозможности достичь благоприятных условий фиксации при использовании укороченного варианта scarf – остеотомии с фиксацией 1 винтом или шевронной остеотомии) (рисунок 5.5).



## Продолжение блок-схемы 2

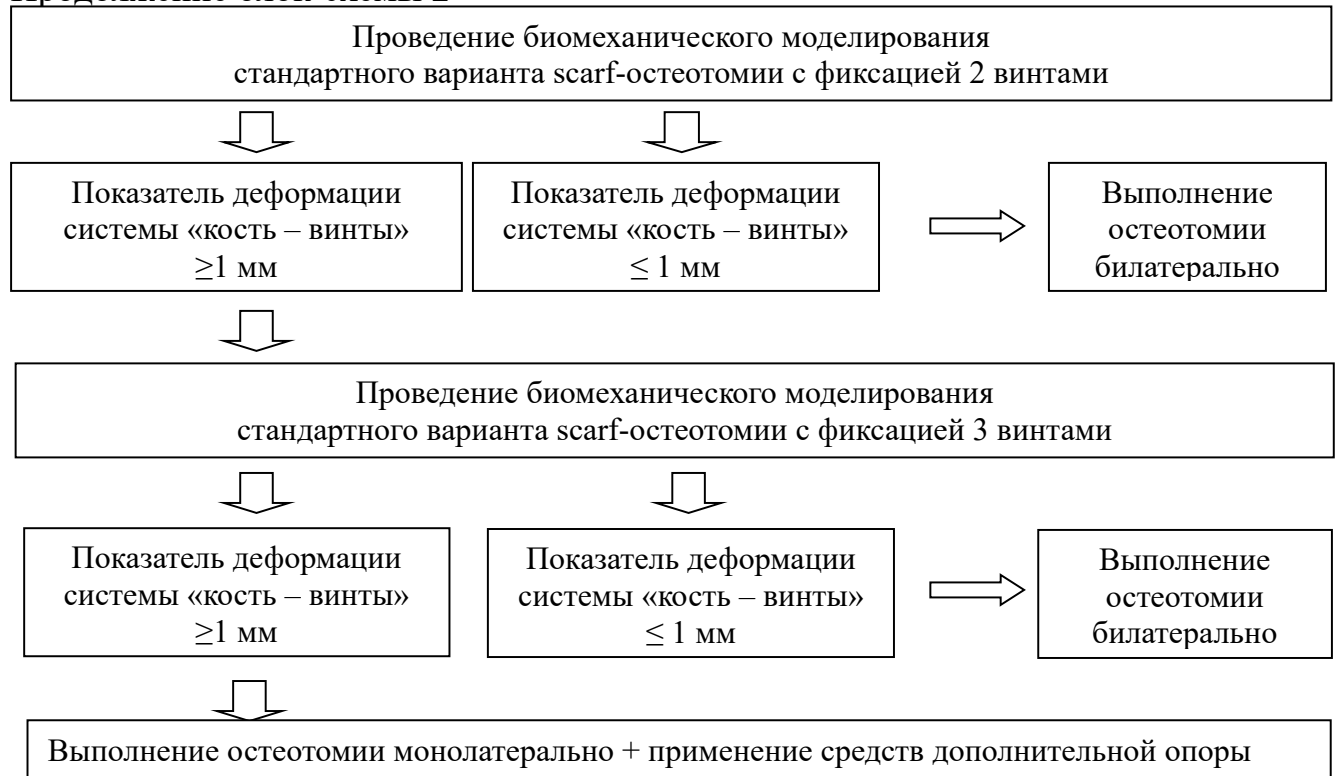


Рисунок 5.5 - Блок – схема алгоритма выбора остеотомии первой плюсневой кости на этапе предоперационного планирования хирургической коррекции выраженной степени деформации первого луча стопы

Для иллюстрации приводим клинический пример: «пациентка С., 32 лет. Диагноз: Приобретенная статическая деформация переднего отдела обеих стоп» [20]. Вальгусная деформация первых пальцев, варусная деформация пятых пальцев обеих стоп. Выраженная степень деформации первого луча обеих стоп была подтверждена данными предоперационной рентгенографии (рисунок 5.6а) Биомеханическое моделирование подтвердило возможность выполнения укороченного варианта scarf – остеотомии первой плюсневой кости с фиксацией 2 винтами на обеих стопах. Достигнута эффективная коррекция деформации, подтвержденная данными контрольной рентгенографии (рисунок 5.6б).

Пациентка использовала обувь Барука в течение 4 недель после операции. Двигательная активность в течение первых двух недель была существенно ниже привычного уровня, однако, отсутствовала необходимость в посторонней помощи и использовании средств дополнительной опоры. На протяжении 3-й и 4-й недели двигательный режим существенно расширился.

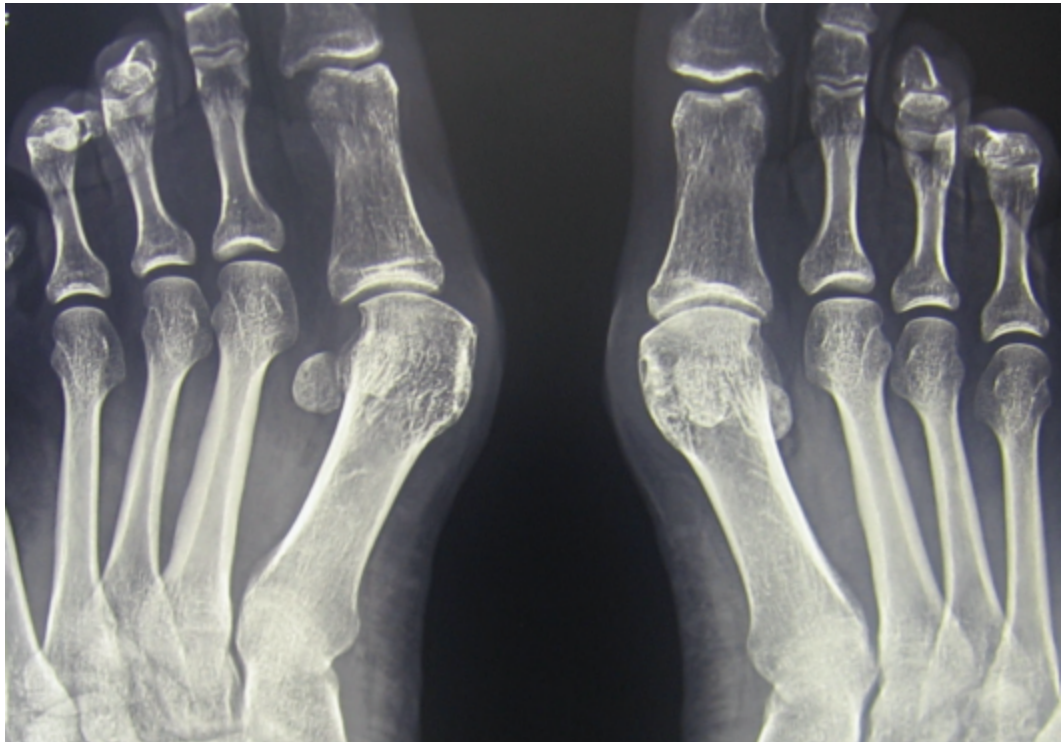
*a**б*

Рисунок 5.6 - Рентгенологическая характеристика степени коррекции первых лучей обеих стоп пациентки С. при помощи укороченного варианта остеотомии scarf с фиксацией 2 винтами (*a* – рентгенограмма передних отделов стоп до операции; *б* – контрольная послеоперационная рентгенограмма стоп)

На контрольной рентгенограмме через 3 месяца после операции, выполненной в рамках комплексной оценки ближайшего результата лечения, выявлены признаки консолидации фрагментов остеотомии первой плюсневой кости на обеих стопах без вторичного смещения (рисунок 5.7).



Рисунок 5.7 - Контрольная рентгенограмма стоп пациентки С. через 3 месяца после операции

Эффективность хирургической коррекции первого луча у пациентки С. была также подтверждена при сравнении фотографий стоп до и после операции (рисунок 5.8а б).

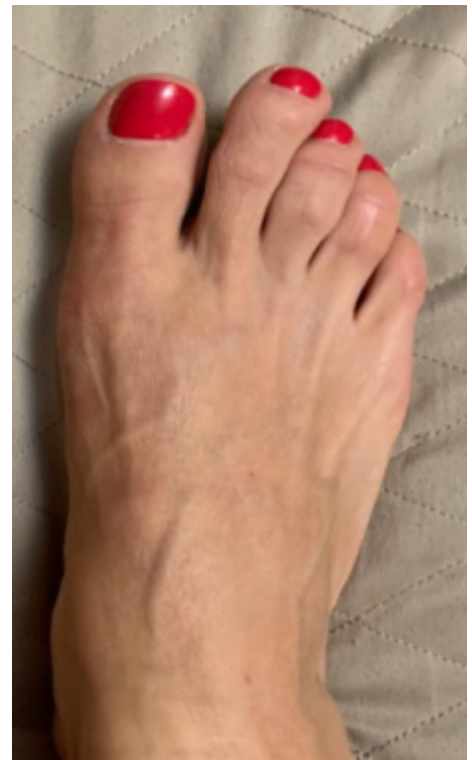
*a**б*

Рисунок 5.8 - Фотографии стоп пациентки С., 32 лет (*a* – до операции; *б* – после операции)

У пациентов с тяжелой степенью деформации первого луча стопы также считаем целесообразным выполнение индивидуального биомеханического

моделирования (с учетом невозможности достичь во всех случаях необходимой коррекции и благоприятных условий фиксации при использовании scarf – остеотомии) (рисунок 5.9).

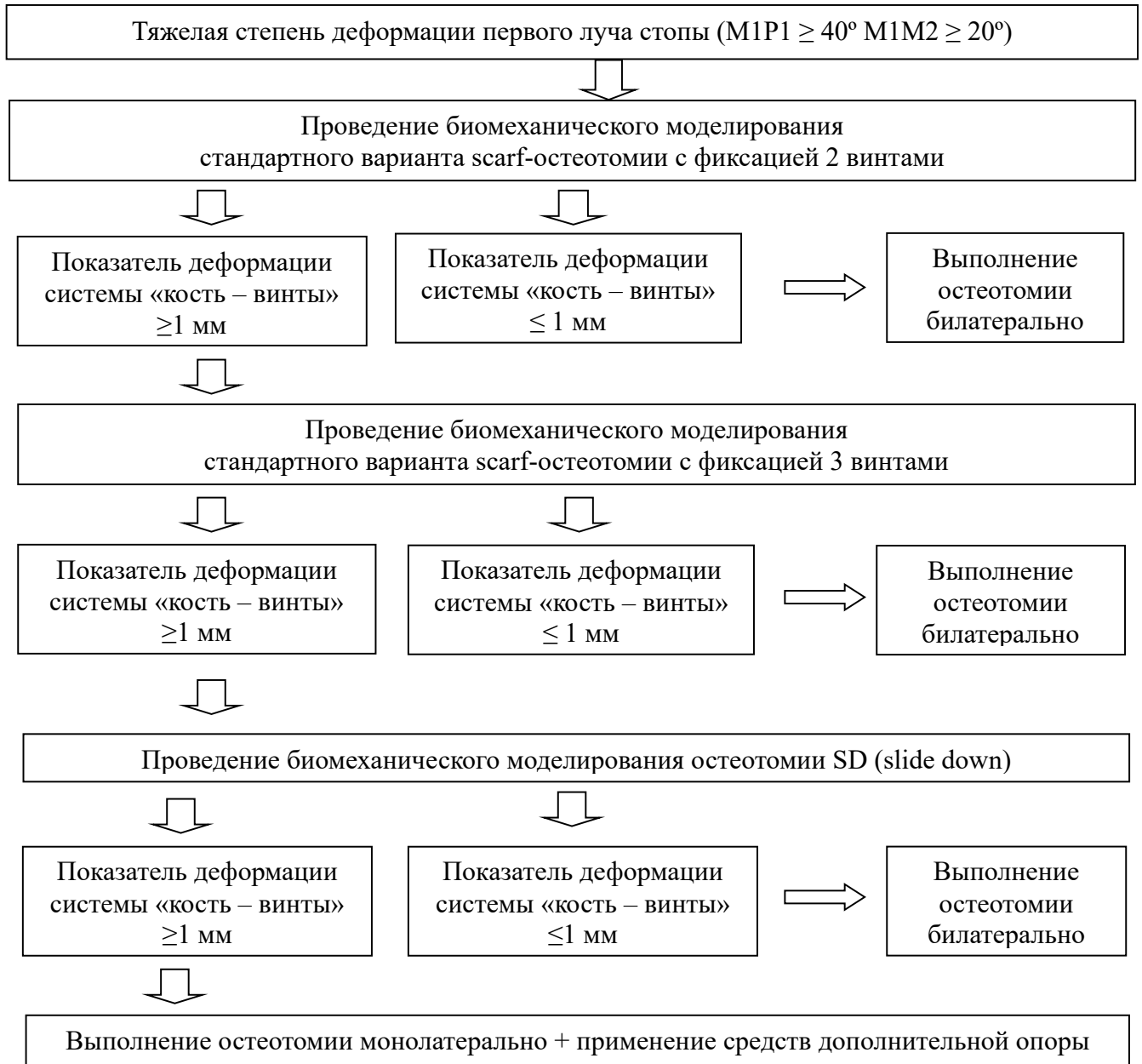


Рисунок 5.9 - Блок – схема алгоритма выбора остеотомии первой плюсневой кости на этапе предоперационного планирования хирургической коррекции тяжелой степени деформации первого луча стопы

Для иллюстрации приводим клинические примеры.

Пациентка Н., 46 лет. Диагноз: Приобретенная статическая деформация переднего отдела левой стопы. Вальгусная деформация первого пальца. Тяжелая степень деформации первого луча левой стопы была подтверждена данными

предоперационной рентгенографии (рисунок 5.10).



Рисунок 5.10 - Рентгенограмма переднего отдела левой стопы пациентки Н., выполненная на этапе предоперационного обследования

Биомеханическое моделирование подтвердило возможность выполнения стандартного варианта scarf – остеотомии первой плюсневой кости с фиксацией 3 винтами. Для ограничения нагрузки на первую плюсневую кость в раннем и ближайшем послеоперационном периоде пациентка использовала обувь Барука в течение 5 недель после операции. Несмотря на существенное ограничение двигательной активности в течение первых двух недель, пациентка обходилась без посторонней помощи и средств дополнительной опоры. В период с 3-й по 5-ю неделю пациентка С. постепенно увеличивала двигательную активность и степень нагрузки на левую стопу. На контрольной рентгенограмме через 3 месяца после операции, выполненной в рамках комплексной оценки ближайшего результата лечения, выявлены признаки консолидации фрагментов остеотомии первой плюсневой кости левой стопы без вторичного смещения (рисунок 5.11).



Рисунок 5.11 - Контрольная рентгенограмма стоп пациентки Н. через 3 месяца после операции

Эффективность хирургической коррекции первого луча у пациентки Н. была также подтверждена при сравнении фотографий стоп до и после операции (рисунок 5.12*а б*).



*а*



*б*

Рисунок 5.12 - Фотографии правой стопы пациентки Н. (*а* – до операции; *б* – после операции)

Пациентка К., 74 лет. Диагноз: «приобретенная статическая деформация переднего отдела обеих стоп. Вальгусная деформация первых пальцев, молоткообразная деформация 2, 3 пальцев» [10]. Тяжелая степень деформации первого луча обеих стоп была подтверждена данными предоперационной рентгенографии. Предоперационное геометрическое планирование показало возможность достижения необходимой коррекции при помощи slide down – остеотомии первой плюсневой кости. По результатам биомеханического моделирования было сделано заключение о нецелесообразности выполнения двусторонней коррекции в рамках одной операционной сессии в связи с необходимостью применения средств дополнительной опоры (костылей или ходунков) наряду с послеоперационной обувью Барука. С учетом выраженности болевого синдрома и проблем с подбором обуви в первую очередь была выполнена хирургическая коррекция переднего отдела левой стопы, рентгенограмма которой представлена на рисунке 5.13.



Рисунок 5.13 - Рентгенограмма переднего отдела левой стопы пациентки К., выполненная на этапе предоперационного обследования

Достигнута эффективная коррекция деформации, подтвержденная данными

контрольной рентгенографии (рисунок 5.14).



Рисунок 5.14 - Контрольная послеоперационная рентгенограмма переднего отдела левой стопы пациентки К.

В раннем и ближайшем послеоперационном периоде пациентка К. использовала обувь Барука и ходунки в течение 6 недель после операции. В связи возрастными особенностями пациентка отмечала значительное ограничение двигательной активности в течение первых 4 недель. Тем не менее, она не испытывала необходимости в постороннем уходе. В период с 4-й по 6-ю неделю пациентка К. постепенно увеличивала двигательную активность и степень нагрузки на левую стопу. Для уточнения вопроса о возможности полной нагрузки на левую стопу была выполнена контрольная рентгенография через 6 недель после операции. Признаков нарушения процесса регенерации костной ткани в зоне остеотомии и вторичного смещения фрагментов первой плюсневой кости обнаружено не было (рисунок 5.15).



Рисунок 5.15 - Контрольная рентгенограмма переднего отдела левой стопы пациентки К. через 6 недель после операции

Эффективность хирургической коррекции первого луча у пациентки К. была также подтверждена при сравнении фотографий стоп до и после операции (рисунок 5.16а*б*).



*а*



*б*

Рисунок 5.16 - Фотографии переднего отделу левой стопы пациентки К. (*а* – до операции; *б* – после операции)

Применение предложенного алгоритма повлияло на выбор способа остеотомии и хирургической тактики лечения у 50 пациенток основной группы, что оказалось наиболее оправданным в случаях средней и значительной степени деформации первого луча стопы, избыточной массы тела, уменьшения прочностных свойств костной ткани вследствие остеопороза. Такой подход «позволил обоснованно уменьшить степень операционной травмы за счет применения укороченных вариантов scarf – остеотомии с фиксацией одним бикортикальным винтом у всех пациенток с умеренной степенью и 9 пациенток со средней степенью деформации первого луча стопы. У 7 пациенток основной группы со значительной степенью деформации 1ЛС было принято решение о нецелесообразности одномоментной двусторонней операции и необходимости применения дополнительных средств опоры (костылей и ходунков) наряду со специальной обувью в послеоперационном периоде» [35]. У 47 пациенток контрольной группы предоперационное планирование проводилось с учетом известных подходов к интерпретации данных клинической и рентгенологической оценки деформации 1ЛС.

## **5.2 Оценка ближайших и отдаленных результатов хирургической коррекции деформации первого луча стопы**

Отсутствие достоверных отличий в рентгенологической динамике у пациенток основной и контрольной групп (таблица 5.1) показало, что использование стандартного (клинико-рентгенологического и геометрического) алгоритма предоперационного планирования позволяет добиться высокой эффективности устранения деформации 1ЛС.

В то же время оценка состояния первого луча и первого плюсне-фалангового сустава позволила выявить существенные и достоверные отличия значений интегрального показателя шкалы ACFAS SCORING SCALE (Module 1) между группами пациенток в ближайшем и отдаленном послеоперационном периоде (таблица 5.2). В основной группе он был больше на 8,9–11,8 баллов.

Таблица 5.1 -Рентгенологические показатели степени деформации первого луча стопы 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 M1M2 до операции °</i>	19,1 (13,2; 29,4)	18,7 (12,5; 28,9)
<b>Угол M1M2 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 M1P1 до операции °</i>	35,2 (24,7; 39,8)	34,8 (24,2; 39,5)
<b>Угол M1P1 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 (\* -  $p < 0,05$ )

Таблица 5.2 - 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	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 (\* -  $p < 0,05$ ).

Детальный анализ значимости составных критериев шкалы ACFAS

SCORING SCALE (Module 1) «позволил установить существенные отличия в динамике восстановительных процессов после хирургической коррекции первого луча стопы у пациенток основной и контрольной группы (таблицы 5.3–5.5). К моменту оценки ближайших результатов лечения (через 3 месяца после операции) в 1/5 случаев основной группы отмечались существенные ограничения амплитуды движений первого плюснефалангового сустава, что на 5,5% было меньше в сравнении с контрольной группой» [35] (таблица 5.3). Частота встречаемости отека в области ПФС1 на 3,3% была меньше у пациенток основной группы. Значимый болевой синдром отсутствовал у 88% пациенток основной и 76,6% пациенток контрольной группы. Удовлетворенность косметическим результатом операции выразили 78% пациенток основной и 61,7% пациенток контрольной группы. Не испытывали значимых затруднений при подборе обуви 82% пациенток основной и 78,7% пациенток контрольной группы.

Таблица 5.3 - Клинико-функциональные показатели через 3 месяца после хирургической коррекции деформации первого луча стопы

Клинико-функциональные критерии эффективности лечения	Группы пациенток	
	Основная группа (n=50)	Контрольная группа (n=47)
<i>Ограничение амплитуды движений первого плюсне-фалангового сустава</i>	10 (20%)	12 (25,5%)
<i>Отёк в области первого плюсне-фалангового сустава</i>	9 (18%)	10 (21,3%)
<b><i>Боль и ограничение активности</i></b>		
Нет боли, нормальная активность	23(46%)	17(36,2%)
Легкая эпизодическая боль без ограничения активности	21(42%)	19(40,4%)
Выраженная боль и заметное ограничение активности	6 (12%)	5 (10,6%)
Значительная боль и значительное ограничение активности	-	6 (12,8%)
Тяжелая боль, ограничивающая всякую активность	-	-

Продолжение таблицы 5.3

Клинико-функциональные критерии эффективности лечения	Группы пациенток	
	Основная группа (n=50)	Контрольная группа (n=47)
<i>Косметический вид</i>		
Полностью удовлетворен	17(34%)	10 (21,3%)
В основном удовлетворен	22(44%)	19 (40,4%)
Затрудняюсь оценить - нейтрально	6(12%)	13 (27,7%)
В основном не удовлетворен	5(10%)	5(10,6%)
Определенно не удовлетворен	-	-
<i>Функциональные возможности</i>		
Возможность постоянно носить любую обувь	15 (30%)	10(21,3%)
Возможность носить любую обувь в большинстве случаев	26 (52%)	27 (57,4%)
Возможность носить только прогулочную, спортивную или не модельную обувь	9(18%)	9 (19,1%)
Возможность носить только специальную ортопедическую или индивидуальную обувь	-	1 (2,2%)

Через 6 месяцев после операции в обеих группах была отмечена существенная положительная динамика (таблица 5.4). Частота встречаемости ограничения амплитуды движений первого плюснефалангового сустава уменьшилась в основной группе на 12%. Этот показатель оказался на 4,8% меньше в сравнении с аналогичным в контрольной группе пациенток. Отек в области ПФС1 отмечался у пациенток основной группы на 4,4% реже в сравнении с контрольной группой. Отсутствие значимого болевого синдрома отметили 98% пациенток основной и 74,4% пациенток контрольной группы. Удовлетворенность косметическим результатом операции выразили 86% пациенток основной и 66% пациенток контрольной группы. Не испытывали значимых затруднений при подборе обуви 92% пациенток основной и 87,2% пациенток контрольной группы.

Таблица 5.4 - Клинико-функциональные показатели через 6 месяцев после хирургической коррекции деформации первого луча стопы

Клинико-функциональные критерии эффективности лечения	Группы пациенток	
	Основная группа (n=50)	Контрольная группа (n=47)
<i>Ограничение амплитуды движений первого плюсне-фалангового сустава</i>	4 (8%)	6 (12,8%)
<i>Отёк в области первого плюсне-фалангового сустава</i>	1 (2%)	3 (6,4%)
<b><i>Боль и ограничение активности</i></b>		
Нет боли, нормальная активность	25(50%)	19(40,4%)
Легкая эпизодическая боль без ограничения активности	24(48%)	16(34,0%)
Выраженная боль и заметное ограничение активности	1 (2%)	7(14,9%)
Значительная боль и значительное ограничение активности	-	4(8,5%)
Тяжелая боль, ограничивающая всякую активность	-	1(2,2%)
<b><i>Косметический вид:</i></b>		
Полностью удовлетворен	19(38%)	11 (23,4%)
В основном удовлетворен	24(48%)	20 (42,6%)
Затрудняюсь оценить - нейтрально	4(8%)	12 (25,5%)
В основном не удовлетворен	3(6%)	4(8,5%)
Определенно не удовлетворен	-	-
<b><i>Функциональные возможности:</i></b>		
Возможность постоянно носить любую обувь	16 (32%)	10(21,3%)
Возможность носить любую обувь в большинстве случаев	30 (60%)	31 (65,9%)
Возможность носить только прогулочную, спортивную или не модельную обувь	4(8%)	5 (10,6%)
Возможность носить только специальную ортопедическую или индивидуальную обувь	-	1 (2,2%)

К моменту оценки отдаленных результатов хирургической коррекции первого луча стопы (через 1 год после операции) была отмечена более высокая частота удовлетворенности косметическим результатом у пациенток основной группы (на 12,5%) по сравнению с контрольной (таблица 5.5)

Таблица 5.5 - Клинико-функциональные показатели через 12 месяцев после хирургической коррекции деформации первого луча стопы

Клинико-функциональные критерии эффективности лечения	Группы пациенток	
	Основная группа (n=50)	Контрольная группа (n=47)
<i>Ограничение амплитуды движений первого плюсне-фалангового сустава</i>	6 (12%)	8 (17,1%)
<i>Отёк в области первого плюсне-фалангового сустава</i>	2 (4%)	5 (10,6%)
<b><i>Боль и ограничение активности</i></b>		
Нет боли, нормальная активность	27(54%)	20(42,5%)
Легкая эпизодическая боль без ограничения активности	21(42%)	19(40,4%)
Выраженная боль и заметное ограничение активности	2 (4%)	4(8,5%)
Значительная боль и значительное ограничение активности	-	3 (6,4%)
Тяжелая боль, ограничивающая всякую активность	-	1(2,2%)
<b><i>Косметический вид:</i></b>		
Полностью удовлетворен	19(38%)	12 (25,5%)
В основном удовлетворен	25(50%)	22 (46,8%)
Затрудняюсь оценить - нейтрально	3(6%)	8 (17,1%)
В основном не удовлетворен	3(6%)	4(8,5%)
Определенно не удовлетворен	-	-
<b><i>Функциональные возможности:</i></b>		
Возможность постоянно носить любую обувь	17 (34%)	11(23,4%)
Возможность носить любую обувь в большинстве случаев	29 (58%)	30 (63,8%)
Возможность носить только прогулочную, спортивную или не модельную обувь	4(8%)	5 (10,6%)
Возможность носить только специальную ортопедическую или индивидуальную обувь	-	1 (2,2%)

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» [35].

Анализ осложнений, повлиявших на результат хирургической коррекции деформации первого луча стопы у пациенток основной и контрольной групп (таблица 5.6), также подтвердил эффективность предложенного нами алгоритма предоперационного планирования.

Таблица 5.6 - Осложнения после хирургической коррекции деформации первого луча стопы (повлиявшие на результат лечения)

Осложнения	Группы пациенток	
	Основная группа (n=50)	Контрольная группа (n=47)
Вторичное смещение в зоне остеотомии первой плюсневой кости	0	1 (2,2%)
Миграция винтов	0	5 (10,6%)
Асептический некроз головки первой плюсневой кости	1 (2%)	2 (4,4%)
Артрозо-артрит первого плюснефалангового сустава,	4 (8%)	6 (12,8%)
Рецидив деформации	1 (2%)	2 (4,4%)
Перегрузочная метатарзалгия	3(6%)	6 (12,8%)
Общее количество пациентов с осложнениями, повлиявшими на исход	5 (10%)	8 (17,1%)

Общее количество осложнений у пациенток основной группы оказалось в 1,7 раза меньшим по сравнению с контрольной группой. Детальный анализ позволил обратить внимание на отсутствие осложнений, связанных с выраженной нестабильностью в зоне остеотомии первой плюсневой кости в основной группе пациенток. В то же время, такие осложнения (вторичное смещение фрагментов и миграция винтов) возникли у 6 пациенток контрольной группы (12,8%). Вдвое меньшей оказалась частота возникновения асептического некроза головки первой плюсневой кости и перегрузочной метатарзалгии у пациенток основной группы по сравнению с контрольной. Несмотря на минимальное количество случаев рецидива деформации в обеих группах пациенток, частота этого осложнения оказалась большей в 2,2 раза в контрольной группе пациенток. Анализ осложнений, оказавших значимое влияние на результат лечения, позволил сделать вывод, что индивидуальный подход к предоперационному планированию с использованием биомеханического моделирования остеотомии первой плюсневой кости способствует уменьшению риска возникновения нестабильности в системе «кость-фиксаторы», а также нарушений регенераторных процессов в зоне оперативного вмешательства. Средняя продолжительность периода восстановления опорно-двигательной функции после хирургической коррекции первого луча стопы у пациенток основной группы составила 45(36,4;57,8) дней, в то время как у пациенток контрольной группы – 52(40,2;62,1) дня. Несмотря на восстановление нормального паттерна ходьбы с перекатом стопы и привычного уровня повседневной активности, пациентки в большинстве случаев указывали на сохранение «отечности» переднего отдела стоп. Необходимость использования «просторной обуви» у пациенток основной группы имела место до 51,3 (42,2; 57,6) дня. Аналогичный показатель в контрольной группе пациенток составил 58,3 (54,1; 65,8) дней. Отмеченные отличия позволяют утверждать, что индивидуальный подход к предоперационному моделированию биомеханических условий в зоне остеотомии первой плюсневой кости способствует повышению эффективности комплексного восстановительного лечения при хирургической коррекции первого луча стопы.

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

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Настоящее исследование посвящено изучению и совершенствованию хирургической коррекции статической деформации первого луча стопы.

Актуальность темы исследования связана с высокой частотой возникновения статических деформаций переднего отдела стопы (достигающей 64% у женщин и 25% у мужчин), ежегодным интенсивным увеличением количества выполняемых операций, а также количества врачей ортопедов – травматологов, специализирующихся в хирургии стопы. Этому способствует высокая эффективность применяющихся методов лечения.

Значительные по времени и силе воздействия на подошвенную поверхность стопы на фоне нарушения механизмов статической и динамической стабилизации вызывают патологическое отклонение первой плюсневой кости в медиальном направлении, с последующим угловым смещением первого пальца стопы кнаружи. С учетом патогенетических особенностей базисной техникой хирургической коррекции деформации первого луча стопы является остеотомия первой плюсневой кости. Анализ литературы, посвященной разработке и применению более 150 известных способов этой операции, указывает на необходимость дальнейшего поиска четких количественных критериев выбора.

В качестве цели настоящего диссертационного исследования мы определили - улучшение результатов 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.

Для достижения указанной цели нами были поставлены и решены следующие задачи:

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.

Объективную сравнительную оценку систем «кость-фиксаторы» при выполнении наиболее распространенных в клинической практике способов остеотомий первой плюсневой кости мы провели путем решения биомеханической задачи на основе конечно-элементного моделирования, достаточно часто используемого в ортопедической биомеханике.

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

В результате численного эксперимента была проведена оценка напряженно-деформированного состояния (распределение значений деформации и эквивалентных напряжений) тканей первой плюсневой кости при выполнении шевронной и scarf – остеотомии с различной степенью перемещения костных фрагментов при условии приложения внешней силы величиной 300 Н со стороны подошвенной поверхности головки первой плюсневой кости.

Количественные показатели модуля вектора перемещения при смещении дистального фрагмента на 1/3 ширины M1 отличались между scarf и chevron остеотомиями, но не превышали 0,1 мм. В модели chevron-остеотомии

максимальные значения модуля вектора перемещения превосходят 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).

В случае смещения дистального фрагмента на 2/3 ширины M1 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 1/3 ширины в обеих моделях остеотомий первой плюсневой кости не превосходят 90,6 Мпа, что значительно ниже предела прочности кости и стали. В то же время, в модели scarf – остеотомии максимальные значения эквивалентных напряжений на 15% превосходят аналогичные значения для модели chevron – остеотомии.

Максимальные значения эквивалентных напряжений при смещении дистального фрагмента на 2/3 ширины в обеих моделях остеотомий первой плюсневой кости не превосходят 504 Мпа, что ниже предела прочности стали, «в то же время, модель scarf – остеотомии обладает большим потенциалом стабильности, так как ее максимальные значения эквивалентных напряжений на 17% меньше аналогичных значений для модели chevron – остеотомии» [31].

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 положение, выносимое на защиту).

Влияние хирургической коррекции деформаций переднего отдела стопы с использованием диафизарной scarf – остеотомии на мобильность первой плюсневой кости было изучено нами при анализе клинико-рентгенологических показателей 253 стоп у 132 пациентов.

Эффективность хирургической коррекции первого луча стопы у 34 пациентов (63 стопы) с нормальной мобильностью М1 (1 группа) подтвердилась статистически значимыми изменениями клинико-рентгенометрических показателей. В результате хирургической коррекции было достигнуто уменьшение первого межплюсневой угла в 2,3 раза. 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. В этой группе пациентов была установлена средняя сила корреляционной связи положительной направленности между показателями изменения первого межплюсневой угла и амплитуды тыльного смещения головки М1 (коэффициент Пирсона 0,37).

Эффективность хирургической коррекции первого луча стопы у 98 пациентов (190 стоп) с гипермобильностью М1 (2 группа) также подтвердилась статистически значимыми изменениями клинико-рентгенометрических показателей. В результате хирургической коррекции было достигнуто уменьшение первого межплюсневой угла в 2 раза. Величина угла отклонения первого пальца уменьшилась в 3,2 раза. Амплитуда тыльного смещения головки первой плюсневой кости уменьшилась в 1,5 раза. У пациентов с исходной гипермобильностью М1 была установлена средняя сила корреляционной связи положительной направленности между показателями изменения первого межплюсневой угла и амплитуды тыльного смещения головки М1 (коэффициент Пирсона 0,52). Аналогичная степень и направленность корреляционной связи в этой группе пациентов характеризовала

изменение мобильности М1 и угла отклонения первого пальца (коэффициент Пирсона 0,32). 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 клинико-рентгенологических показателей» (2-е положение, выносимое на защиту).

Нами был разработан алгоритм индивидуального геометрического планирования угла наклона плоскости длинного плеча scarf – остеотомии с учетом мобильности первой плюсневой кости и величины поперечного смещения дистального фрагмента. 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.

Анализ рентгенометрических данных позволил сделать заключение о тенденции к уменьшению степени достигнутой хирургической коррекции в обеих группах пациенток. В то же время выраженность этой тенденции в основной группе оказалась меньшей. Снижение величины коррекции первого межплюсневого угла при сравнении ближайших (3 месяца после операции) и отдаленных (12 месяцев после операции) результатов в основной и контрольной группах составило 1,48 и 1,69 раза соответственно. Коррекция угла отклонения первого пальца уменьшилась при аналогичном сравнении в 1,08 и 1,13 раза.

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 меньшим 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 M1 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 полученных данных подтвердил эффективность и целесообразность использования предложенного нами алгоритма геометрического планирования угла наклона плоскости длинного плеча scarf – остеотомии.

С учетом результатов биомеханического моделирования, полученных при выполнении первого этапа диссертационного исследования, нами был предложен алгоритм выбора способа остеотомий первой плюсневой кости. При умеренной степени деформации предпочтение отдавали укороченному варианту scarf-osteotomii с фиксацией 1 винтом. При планировании хирургической коррекции средней и значительной степени деформации первого луча стопы считаем целесообразным выполнение индивидуального биомеханического моделирования остеотомии первой плюсневой кости, эффективность использования которого была проанализирована при лечении 97 пациенток.

Применение предложенного алгоритма повлияло на выбор способа остеотомии и хирургической тактики лечения у 50 пациенток основной группы. У 47 пациенток контрольной группы предоперационное планирование проводилось с учетом известных подходов к интерпретации данных клинической и рентгенологической оценки деформации 1ЛС.

Анализ рентгенометрических показателей показал, что использование

стандартного и оригинального алгоритмов предоперационного планирования позволяет добиться высокой эффективности устранения деформации 1ЛС. В то же время детальная и комплексная оценка результатов лечения при помощи шкалы ACFAS SCORING SCALE (Module 1) выявила существенные и достоверные отличия между группами пациенток. «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 плюснефалангового сустава в 2,2 раза, уменьшению выраженности 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. Увеличение показателя удовлетворенности косметическим результатом у пациенток основной группы на 12,5% по сравнению с контрольной при сопоставимых рентгенологических критериях обусловлено лучшей динамикой уменьшения отека в области 1ПФС» [35]. Улучшение функциональных возможностей ношения обуви в основной группе на 2,6%–9,4% соответствовало лучшим показателям амплитуды движений 1ПФС.

Общее количество осложнений у пациенток основной группы оказалось в 1,7 раза меньшим по сравнению с контрольной группой. Детальный анализ позволил обратить внимание на отсутствие осложнений, связанных с выраженной нестабильностью в зоне остеотомии первой плюсневой кости в основной группе пациенток. В то же время, такие осложнения (вторичное смещение фрагментов и миграция винтов) возникли у 6 пациенток контрольной группы (12,8%). Вдвое меньшей оказалась частота возникновения асептического некроза головки первой плюсневой кости и перегрузочной метатарзалгии у пациенток основной группы по сравнению с контрольной. Несмотря на минимальное количество случаев рецидива деформации в обеих группах пациенток, частота этого осложнения оказалась большей в 2,2 раза в контрольной группе пациенток.

Анализ осложнений, оказавших значимое влияние на результат лечения, позволил сделать вывод, что индивидуальный подход к предоперационному планированию с использованием биомеханического моделирования остеотомии

первой плюсневой кости способствует уменьшению риска возникновения нестабильности в системе «кость-фиксаторы», а также нарушений регенераторных процессов в зоне оперативного вмешательства.

Средняя продолжительность периода восстановления опорно-двигательной функции после хирургической коррекции первого луча стопы у пациенток основной группы составила 45(36,4;57,8) дней, в то время как у пациенток контрольной группы – 52(40,2;62,1) дня. Несмотря на восстановление нормального паттерна ходьбы с перекатом стопы и привычного уровня повседневной активности, пациентки в большинстве случаев указывали на сохранение «отечности» переднего отдела стоп. Необходимость использования «просторной обуви» у пациенток основной группы имела место до 51,3 (42,2; 57,6) дня. Аналогичный показатель в контрольной группе пациенток составил 58,3 (54,1; 65,8) дней. Отмеченные отличия позволяют утверждать, что индивидуальный подход к предоперационному моделированию биомеханических условий в зоне остеотомии первой плюсневой кости способствует повышению эффективности комплексного восстановительного лечения при хирургической коррекции первого луча стопы.

Таким образом, достоверное улучшение клинико-функциональных показателей в периоде послеоперационного восстановительного лечения подтвердило эффективность применения биомеханического моделирования остеотомий 1ПК 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 межплюсневого 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, основанной 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 клинико-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 1ЛС (в рамках одной операционной сессии) с последующим применением средств дополнительной опоры в послеоперационном периоде.

**СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ**

ДС – деформация стопы

ДПОС – деформация переднего отдела стопы

1ЛС – первый луч стопы

М1 – первая плюсневая кость

М2 – 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

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Безгодков, Ю.А. Биомеханические исследования у больных с деформациями стоп / Ю.А. Безгодков, И.Х. Аль Двеймер, А.Г. Осланова // Реферативный журнал «Научное обозрение. Медицинские науки». - 2015. - №1. - С. 71.
2. Безгодков, Ю.А. Биомеханические исследования у больных с деформациями стоп / Ю.А. Безгодков, И.Х. Аль Двеймер, А.Г. Осланова // Современные проблемы науки и образования. - 2014. - № 2. - С. 308.
3. Безгодков, Ю.А. Совершенствование хирургического лечения Hallux Valgus / Ю.А. Безгодков, И.Х. Аль Двеймер // Современные проблемы науки и образования. - 2015. - № 6. - С. 194.
4. Безгодков, Ю.А. Способ лечения вальгусной деформации первого пальца и варусной деформации первой плюсневой кости стопы. Описание изобретения к патенту РФ № 2565374 / Ю.А. Безгодков, И.Х. Аль Двеймер, К.М. Саидова // Бюллетень «Изобретения. Полезные модели». - 2015. - №29.
5. Безгодков, Ю.А. Хирургическое лечение статических деформаций стоп / Ю.А. Безгодков, И.Х. Аль Двеймер, А.Г. Осланова, К.М. Саидова // Реферативный журнал «Научное обозрение. Медицинские науки». - 2015. - №1. - С. 70–71.
6. Безгодков, Ю.А. Хирургическое лечение статических деформаций стоп / Ю.А. Безгодков, И.Х. Аль Двеймер, А.Г. Осланова, К.М.Саидова // Современные проблемы науки и образования. - 2014. - № 3. - С. 528.
7. Бережной, С.Ю. Возможности минимально инвазивной хирургии в лечении сложных деформаций переднего отдела стопы при ревматоидном артрите / С.Ю. Бережной // Травматология и ортопедия России. - 2016. - №1. - С.46-54.
8. Бережной, С.Ю. Комментарий к статье Бойченко А.В. с соавторами «Сравнение результатов односторонней и двусторонней хирургической коррекции «hallux valgus» / С.Ю. Бережной // Травматология и ортопедия России. - 2014. - №4. - С.135-136.

9. Бережной, С.Ю. Фиксированная смещенная дистальная чрескожная остеотомия первой плюсневой кости в хирургической коррекции *metatarsus primus varus* / С.Ю. Бережной // Травматология и ортопедия России. - 2013. - №3. - С.37-44.
10. Бережной, С.Ю. Чрескожные операции в лечении статических деформаций переднего отдела стопы: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М., 2014.
11. Бережной, С.Ю. Ятрогенный *hallux varus*: причины формирования деформации, возможности чрескожной хирургической коррекции (ретроспективный анализ серии клинических наблюдений) / С.Ю. Бережной // Травматология и ортопедия России. - 2017. - №4. - С.48-57.
12. Бойченко, А.В. Повышение эффективности лечения больных *challux valgus*: дис. ... канд. мед. наук. СПб., 2016.
13. Бойченко, А.В. Сравнение результатов лечения больных с *hallux valgus* с применением различных комбинированных костно-сухожильных вмешательств / А.В.Бойченко, Е.К.Гуманенко, Л.Н.Соломин, С.Г.Парфеев, И.Э.Обухов, Е.О.Тюлькин, М.С.Белокрылова // Вестник СанктПетербургского университета. Серия 11. Медицина. - 2016.- № 1.- С. 94–103.
14. Бойченко, А.В. Сравнение результатов односторонней и двусторонней хирургической коррекции *hallux valgus* / А.В. Бойченко, Л.Н. Соломин, С.Г. Парфеев, И.Э. Обухов, М.С. Белокрылова, Т.А. Пашукова // Травматология и ортопедия России. - 2014. - № 3. - С. 44–51.
15. Боровков, А.И. Конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния эндопротеза тазобедренного сустава при двухопорном стоянии/ А.И.Боровков, Л.Б.Маслов, М.А.Жмайло, И.А.Зелинский, И.Б.Войнов, И.А.Керестень, Д.В.Мамчиц, Р.М.Тихилов, А.Н.Коваленко, С.С.Билык, А.О.Денисов // Российский журнал биомеханики. - 2018. - Т. 22, № 4. - С. 437–458.
16. Брижань, Л.К. Результаты применения нового метода лечения пациентов с вальгусной деформацией 1 пальца стопы / Л.К.Брижань, А.В.Бойченко, Д.В.Давыдов, Л.Н.Соломин, А.А.Керимов, Е.Ю.Шеянова, Е.О.Тюлькин,

М.С.Белокрылова // Клиническая медицина.- 2016.- №6 - С. 458-462.

17. Вискара, М.Э. Изучение качества жизни и функционального состояния пациентов с переломовывихами голеностопного сустава с помощью шкал и опросников: дис. ... канд. мед. наук. Москва, 2011.

18. Гамолин, С.В. Совершенствование хирургической тактики при лечении больных с поперечным плоскостопием: дис. ... канд. мед. наук. СПб., 2011.

19. Гохаева, А.Н. Метод чрескостного остеосинтеза в лечении вальгусной деформации первого пальца стопы: дис. ... канд. мед. наук. Курган, 2008.

20. Гутов, С.П. Диагностика и хирургическое лечение деструктивно-дистрофических заболеваний стопы: дис. ... докт. мед. наук. Уфа, 2011.

21. Ежов, М.Ю. Диагностика и лечение вальгусной деформации первого пальца стопы: дис. ... канд. мед. наук. Нижний Новгород, 2005.

22. Ильминский, А.В. Хирургическое лечение поперечной распластанности стопы и вальгусной деформации первого пальца: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27, 14.00.22 / Ильминский Александр Васильевич. - Курск, 2009. - 122 с.

23. Имамов, А..М. Малоинвазивное хирургическое и восстановительное лечение деформаций переднего отдела стоп: дис. ... канд. мед.наук. Саратов, 2016.

24. Карданов, А.А. Актуальные рентгеноанатомические параметры переднего отдела стопы / А.А.Карданов, Н.В.Загородний, М.П.Лукин, Л.Г.Макинян // Вестник рентгенологии и радиологии. - 2007. - № 3. - С. 58–64.

25. Карданов, А.А. О связи системной гипермобильности суставов и вальгусного отклонения первого пальца / А.А. Карданов, А.С. Карандин, А.В. Королёв, В.Н. Черноус // Травматология и ортопедия России. - 2015. - №3. - С.5-11.

26. Карданов, А.А. Оперативное лечение деформаций и заболеваний костей и суставов первого луча стопы: автореф. дис... д-ра мед. наук: 14.00.22 / Карданов Андрей Асланович. - М., 2009. - 30 с.

27. Карданов, А.А. Хирургическая коррекция деформаций стопы / А.А. Карданов. - М.:Медпрактика-М, 2016. - 220 с.

28. Кенис, В.М. Ортопедическое лечение деформаций стоп у детей с

церебральным параличом: дис. ... докт. мед. наук. СПб., 2014.

29. Корж, Н.А. Современные рентгенанатомические параметры в диагностике поперечно-распластанной деформации переднего отдела стопы / Н.А. Корж, Д.В. Прозоровский, К.К. Романенко // Травма. - 2009. - Т. 10, № 4. - С. 445–450.

30. 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.

31. 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.

32. 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.

33. 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. Саратов. - 2015. - С. 28–29

34. 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.

35. 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.

36. Леонова, С.Н. Использование биодеградируемых винтов при лечении пациентов с hallux valgus / С.Н.Леонова, И.В.Усольцев // Бюл. ВСНЦ СО РАМН. - 2016. - № 4 (110). - С. 51–55.

37. Леонова, С.Н. Использование МРТ визуализации при обследовании пациентов с hallux valgus / С.Н.Леонова, И.В.Усольцев // Медицинская визуализация. - 2016. - № 4. - С. 125–131.

38. Леонова, С.Н. Новый способ определения наклона суставной поверхности головки первой плюсневой кости при вальгусном отклонении I пальца стопы / С.Н.Леонова, И.В.Усольцев // Сибирский медицинский журнал (Иркутск) - 2014. - № 8. - С. 59–64.

39. Лукпанова, Т.Н. Лечение пациентов с вальгусной деформацией первого пальца стопы методом чрескостного остеосинтеза: дис. ... канд. мед. наук. Саратов, 2008.

40. Макинян, Л.Г. Шевронная остеотомия в хирургическом лечении вальгусного отклонения первого пальца стопы: дис. ... канд. мед. наук. Москва, 2009.

41. Математико-статистическая обработка данных медицинский исследований / В.И. Юнкеров, С.Г. Григорьев. - СПб.: ВМедА, 2002. - 266 с.

42. Машков, В.М. Опыт хирургической коррекции вальгусного отклонения первого пальца стопы у пациентов с поперечным плоскостопием и деформирующим артрозом первого плюснефалангового сустава / В.М. Машков, Е.Л. Несенюк, Е.П. Сорокин, Н.В. Безродная, И.Е. Шахматенко // Травматология и ортопедия России. - 2013. - №1. - С.72-78.

43. Оперативное лечение деформаций первого луча стопы: история и современные аспекты / А.А. Карданов, Л.Г. Макинян, М.П. Лукин. - М.: Медпрактика, 2008. - 103 с.

44. Прозоровский, Д.В. Scarf остеотомия при лечении hallux valgus / Д.В. Прозоровский, К.К. Романенко, Д.В. Ершов // Травма. - 2013. - Т. 14. - № 2. - С. 132–136.

45. Сорокин, Е.П. Клинико-биомеханическая оценка эффективности различных методик оперативного лечения вальгусного отклонения первого пальца стопы: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.15 / Сорокин Евгений Петрович. - СПб.,

2013. - 176 с.

46. Тертышник, С.С. Оперативное лечение деформаций переднего отдела стопы при hallux valgus: дис. ... канд. мед. наук. Курган, 2011.

47. Усольцев, И.В. Анализ результатов использования методики М. Maestro при хирургическом лечении вальгусной деформации пальца стопы (hallux valgus) / И.В. Усольцев, С.Н. Леонова // Кафедра травматологии и ортопедии. - 2017. - № 4 (30). - С. 42–47.

48. Усольцев, И.В. Лечение тяжелой деформации переднего отдела стопы / И.В. Усольцев, С.Н. Леонова, М.А. Косарева // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. - 2015. - №3. - С.84-85.

49. Усольцев, И.В. Проблемы диагностики и хирургического лечения вальгусного отклонения первого пальца стопы (обзор литературы) / И.В. Усольцев, С.Н. Леонова // Acta Biomedica Scientifica. - 2017. - Т. 2. № 6. - С. 69–75.

50. Усольцев, И.В. Современное хирургическое лечение деформаций переднего отдела стопы / И.В. Усольцев, С.Н. Леонова, М.А. Косарева // Бюл. ВСНЦ СО РАМН. - 2015. - № 6. - С. 40–42.

51. Усольцев, И.В. Хирургическое лечение пациентов с вальгусным отклонением первого пальца стопы: дис. ... канд.мед.наук. Новосибирск, 2018.

52. Усольцев, И.В. Хирургическое лечение тяжелой деформации переднего отдела стопы / И.В. Усольцев, С.Н. Леонова, М.А. Косарева // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. - 2015. - № 3. - С. 84–86.

53. Хренников, Я.Б. Комплексное лечение деформаций переднего отдела стоп у больных ревматоидным артритом с использованием реконструктивных и суставосберегающих операций: дис. ... канд. мед. наук. Москва, 2013.

54. Ямщиков, О.Н Хирургическое лечение переломов бедренной кости на основе компьютерного моделирования: дис. ... докт. мед. наук. Новосибирск, 2019.

55. Acevedo, J.I, Sammarco, V.J., Boucher, H.R. et al. / J.I.Acevedo, V.J.Sammarco, H.R.Boucher et al. Mechanical comparison of cyclic loading in five

- different first metatarsal shaft osteotomies // *Foot Ankle Int.*- 2002. № 23. - P 711-716.
56. Adam, S.P., Choung, S.C., Gu, Y., O'Malley, M.J. Outcomes after scarf osteotomy for treatment of adult hallux valgus deformity / S.P.Adam, S.C.Choung, Y.Gu, M.J.O'Malley // *Clin Orthop Relat Res.*- 2011.-№ 469. - P. 854–859.
57. Aiyer, A., Shub, J., Shariff, R., Ying, L., Myerson, M. Prevalence of metatarsus adductus in patients undergoing hallux valgus surgery / A.Aiyer, J.Shub, R.Shariff, L.Ying, M.Myerson // *Foot Ankle Int.* - 2014. №35(12). - P 1292–1297.
58. Aiyer, A., Shub, J., Shariff, R., Ying, L., Myerson, M. Radiographic recurrence of deformity after hallux valgus surgery in patients with metatarsus adductus / A.Aiyer, J.Shub, R.Shariff, L.Ying, M.Myerson // *Foot Ankle Int.*- 2016. № 37(2). - P. 165–171.
59. Aminian, A., Kelikian, A., Moen, T. Scarf osteotomy for hallux valgus deformity: an intermediate followup of clinical and radiographic outcomes / A. Aminian, A. Kelikian, T. Moen // *Foot Ankle Int.* - 2006. - №27. – P. 883-886.
60. Arauz, J.Y. Treatment of minimally invasive hallux valgus surgery complications, techniques in foot and ankle surgery / J.Y. Arauz // *Tech Foot Ankle Surg.* – 2017. - №16(1). – P. 11-19.
61. Arnold, H., Stukenborg-Colsman, C., Hurschler, C., Seehaus, F., Bobrowitsch, E., Waizy, H. Biomechanical in vitro - stability testing on human specimens of a locking plate system against conventional screw fixation of a proximal first metatarsal lateral displacement osteotomy / H. Arnold, C. Stukenborg-Colsman, C. Hurschler, F. Seehaus, E. Bobrowitsch, H. Waizy // *The Open Orthopedics Journal.* - 2012. - № 6. – P. 133-139.
62. Barg, A, Harmer, J.R., Presson, A.P., et al. Unfavorable outcomes following surgical treatment of hallux valgus deformity: a systematic literature review.// A. Barg, J.R. Harmer, A.P. Presson, et al // *J Bone Joint Surg.* - 2018. - №100(18). – P. 1563-1573.
63. Barouk, P., Vioreanu, M., Barouk, L.S. The short scarf 1st metatarsal osteotomy. / P. Barouk, M. Vioreanu, L.S. Barouk//, *European surgical orthopaedics and traumatology.* - 2004. - №14– P. 3433-3450.
64. Bechtold, J.E., Powless, S.H. The application of computer graphics in foot and

ankle surgical planning and reconstruction. / J.E. Bechtold, S.H. Powless // Clin. Podiatr. Med. Surg.- 1993–№10. – P. 551-562.

65. Beischer, A.D., Ammon, P., Corniou, A., Myerson, M. Threedimensional computer analysis of the modified Ludloff osteotomy / A.D.Beischer, P.Ammon, A.Corniou, M.Myerson // Foot Ankle Int. – 2005. – №26. – P.627-32.

66. Bettazzoni, F., Leardini, A., Parenti-Castelli, V., Giannini, S. Mathematical model for pre-operative planning of linear and closing-wedge metatarsal osteotomies for the correction of hallux valgus. / F. Bettazzoni, A. Leardini, V. Parenti-Castelli, S. Giannini // Med Biol Eng Comput. - 2004. - №42 (2). – P. 209 – 215.

67. Bettenhausen, D.A., Cragel, M. The offset-V osteotomy with screw fixation: a retrospective evaluation of unilateral versus bilateral surgery/ D.A. Bettenhausen, M. Cragel // J. Foot Ankle Surg. - 1997. - № 6. - P. 418-421.

68. Bierman, R.A., Christensen, J.C., Johnson, C.H. Biomechanics of the first ray. Part III. Consequences of Lapidus arthrodesis on peroneus longus function: a three-dimensional kinematic analysis in a cadaver model / R.A. Bierman., J.C. Christensen, C.H. Johnson // J Foot Ankle Surg. - 2001. - №40. – P. 125-131.

69. Bock, P., Kluger, R., Kristen, K.H., Mittlbock, M., Schuh, R., Trnka, H.J. The scarf osteotomy with minimally invasive lateral release for treatment of hallux valgus deformity: intermediate and long-term results / P. Bock, R. Kluger, K.H. Kristen, M. Mittlbock, R. Schuh, H.J. Trnka // J Bone Joint Surg Am. - 2015. - №97. – P. 1238-1245.

70. Bosch, P., Wanke, S., Legenstein, R. Hallux valgus correction by the method of Bosch: a new technique with a seven-to-ten-year follow-up / P. Bosch, S. Wanke, R. Legenstein //Foot Ankle Clin. - 2000. - №5. – P. 485-498.

71. Boychenko, A.V. Efficacy of bilateral simultaneous hallux valgus correction compared to unilateral / A.V. Boychenko, L.N. Solomin, S.G. Parfeyev, I.E. Obukhov, M.S. Belokrylova, D.V. Davidov // Foot Ankle International. - 2015. - №36(11). - P. 1339-1343.

72. Brilakis, E.V., Kaselouris, E., Markatos, K., Mastrokalos, D., Provatidis, C., Efstathopoulos, N., Chronopoulos, E. Mitchell's osteotomy augmented with bio-

absorbable pins for the treatment of hallux valgus: A comparative finite element study / E.V. Brilakis, E.Kaselouris, K.Markatos, D.Mastrokalos, C.Provatidis, N. Efstathopoulos, E. Chronopoulos // *J Musculoskelet Neuronal Interact.* – 2019 – № 19(2). – P. 234–244.

73. Budhabhatti, S.P., Erdemir, A., Petre, M. Finite element modeling of the first ray of the foot: a tool for the design of interventions / S.P. Budhabhatti, A.Erdemir, M. Petre // *J Biomech Eng.* – 2007. – № 129. – P.750–756.

74. Button, G., Pinney, S. A meta-analysis of outcome rating scales in foot and ankle surgery: is there a valid, reliable, and responsive system? / G.Button, S.Pinney // *Foot Ankle Int.* – 2004. – №25. – P.521-525.

75. Campbell, B., Miller, M.C., Williams, L., Conti, S.F. Pilot study of a 3-dimensional method for analysis of pronation of the first metatarsal of hallux valgus patients / B.Campbell, M.C.Miller, L.Williams, S.F.Conti // *Foot Ankle Int.* - 2018. - №39(12). – P. 1449-1456.

76. Cassinelli, S.J., Herman, R., Harris, T.G. Distal Metatarsal Osteotomy for Moderate to Severe Hallux Valgus / S.J. Cassinelli, R. Herman, T.G. Harris // *Foot & Ankle International.* - 2016. - №37(10). – P. 1137-1145.

77. Chandler, L.M., First metatarsal head osteotomies for the correction of hallux abducto valgus / L.M. Chandler // *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery.* - 2014. - №31(2). – P. 221-231.

78. Chang, T.J. Distal metaphyseal osteotomies in hallux abducto valgus surgery. / In: Banks AS, Downey M.S., Martin D.E., Miller S.J., editors / *McGlamry's Comprehensive Textbook of Foot and Ankle Surgery.* Third Edition. Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins. - 2001 – P. 505–527.

79. Chao, E. Biophysical stimulation on bone repair & remodelling / E. Chao // *European Cells and Materials.* - 2003. - №5(2)– P. 24-36.

80. Chen, J.Y., Ang, B.F., Jiang, L., Yeo, N.E., Koo, K., Rikhranj, I.S. Pain resolution after hallux valgus surgery / J.Y. Chen, B.F. Ang, L. Jiang, N.E. Yeo, K. Koo, I.S. Rikhranj // *Foot Ankle Int.* - 2016. - №37(10). – P. 1071-1075.

81. Cheung, J.T., Nigg, B.M. Clinical applications of computational simulation of foot and ankle / J.T. Cheung, B.M. Nigg // *Sport Sport Sport Orthop Traumatol.* – 2008. – № 23. – P. 264–271.
82. Chi, T.D., Davitt, J., Younger, A., Holt, S., Sangeorzan, B.J. Intra and inter-observer reliability of the distal metatarsal articular angle in adult hallux valgus/ T.D. Chi, J. Davitt, A. Younger, S. Holt, B.J. Sangeorzan // *Foot Ankle Int.* - 2002. - №23. – P. 722-7266.
83. Chneider, W., Aigner, N., Pingger, O., Knahr, K. Chevron osteotomy in hallux valgus. Ten-year results of 112 cases / W. Chneider, N. Aigner, O. Pinggera, K. Knahr // *J Bone Joint Surg Br.* - 2004. - №86. – P. 1016-1020.
84. Choi, G.W., Kim, H.J., Kim, T.S., et al. Comparison of the modified McBride procedure and the distal chevron osteotomy for mild to moderate hallux valgus / G.W. Choi, H.J. Kim, T.S. Kim, et al. // *J Foot Ankle Surg.* - 2016. - №55. – P. 808-811.
85. Chou, L.B., Mann, R.A., Casillas, M.M. Biplanar chevron osteotomy / L.B. Chou, R.A. Mann, M.M. Casillas // *Foot Ankle Int.* - 1998. - №19(9). – P. 579-584.
86. Coetzee, J.C. Scarf osteotomy for hallux valgus repair: the dark side / J.C. Coetzee // *Foot Ankle Int.* - 2003. - №24(1). – P. 29-33.
87. Coetzee, J.C., Rippstein, P. Surgical strategies: scarf osteotomy for hallux valgus / J.C. Coetzee, P. Rippstein // *Foot Ankle Int.* - 2007. - №28(4). – P. 529-535.
88. Condon, F., Kaliszer, M., Conhyea, D., O'Donnell, T., Shaju, A., Masterson, E. The first intermetatarsal angle in hallux valgus: an analysis of measurement reliability and the error involved / F. Condon, M. Kaliszer, D. Conhyea, T. O'Donnell, A. Shaju, E. Masterson // *Foot Ankle Int.* - 2002. - №23(8). – P. 717-721.
89. Cook, J.J. Validation of the American College of Foot and Ankle Surgeons Scoring Scales / J.J. Cook // *The Journal of Foot & Ankle Surgery.* – 2011. – №50 – P.420–429.
90. Coughlin, M.J., Anderson, R.B. Hallux valgus: etiology / M.J. Coughlin, C.L. Saltzman, R.B. Anderson, editors // *Mann's surgery of the foot and ankle.* Philadelphia: Saunders Elsevier. - 2014. - №9– P. 175–176.

91. Coughlin, M.J., Freund, E., Roger, A., Mann, A. The reliability of angular measurements in hallux valgus deformities / M.J. Coughlin, E. Freund, A. Roger, A. Mann // *Foot Ankle Int.* - 2001. - №22(5). – P. 369-379.
92. Coughlin, M.J., Jones, C.P. Hallux valgus: demographics, etiology, and radiographic assessment / Coughlin M.J., Jones C.P // *Foot Ankle Int.* - 2007. - №28(7). – P. 759-777.
93. Coughlin, M.J., Jones, C.P., Viladot, R., Glano, P., Grebing, B.R., Kennedy, M.J., Shurnas, P.S., Alvarez, F. Hallux valgus and first ray mobility: a cadaveric study / M.J. Coughlin, C.P. Jones, R. Viladot, P. Glano, B.R. Grebing, M.J. Kennedy, P.S. Shurnas,. F. Alvarez // *Foot Ankle Int.* - 2004. - №25(8). – P. 537–544.
94. Coughlin, M.J., Mann, R.A., Saltzman, C.L. Hallux Valgus. Surgery of the Foot and Ankle / M.J. Coughlin, R.A. Mann, C.L. Saltzman // Philadelphia, PA: Mosby Elsevier. - 2007. -№8 – P. 265-267.
95. Coughlin, M.J., Roger, A., Mann, A. Juvenile hallux valgus: etiology and treatment / M.J. Coughlin, A. Roger, A. Mann // *Foot Ankle Int.* - 1995. - №16(11). – P. 682-697.
96. Coughlin, M.J., Saltzman, C.L., Nunley, J.A. Angular measurements in the evaluation of hallux valgus deformities: A report of the ad hoc committee of the american orthopaedic foot & ankle society on angular measurements / M. J. Coughlin, C. L. Saltzman, J. A. Nunley // *Foot & Ankle International.* - 2002. - №23(1)– P. 68-74.
97. Crevoisier, X., Mouhsine, E., Ortolano, V., Udin, B., Dutoit, M. The scarf osteotomy for the treatment of hallux valgus deformity: a review of 84 cases / X. Crevoisier, E. Mouhsine, Ortolano, V., Udin, B., Dutoit, M. // *Foot Ankle Int.* - 2001. - №22. – P. 970-976.
98. Curtin, M., Murphy, E. P., Bryan, C. J., Moroney, P. J. Scarf osteotomy without internal fixation for correction of hallux valgus: A clinical and radiographic review of 148 cases. / M. Curtin, E. P. Murphy, C. J. Bryan, P. J. Moroney // *Foot and ankle surgery: official journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons.* - 2017. - №9.

99. Dahlen, C., Wipp, H. Computer-assisted surgical planning. 3-D software for the PC / C. Dahlen, Wipp H. // Unfallchirurg. - 2001. - №104. – P. 466-479.

100. Dayton, P., Feilmeier M. Clinical and surgical implications of first ray triplane deformity / P. Dayton, M. Kauwe, M. Feilmeier, R.Lenz // Evidence-Based Bunion Surgery: A Critical Examination of Current and Emerging Concepts and Techniques. Switzerland: Springer International. -2018. - №6.

101. Dayton, P., Kauwe, M., Feilmeier M. Is our current paradigm for evaluation and management of the bunion deformity flawed? A discussion of procedure philosophy relative to anatomy / P. Dayton, M. Kauwe, M. Feilmeier // J Foot Ankle Surg. - 2015. - №54(1). – P. 102-111.

102. Dayton, P., Kauwe, M., Feilmeier M. Clarification of the anatomic definition of the bunion deformity. J Foot Ankle Surg / P. Dayton, M. Kauwe, M. Feilmeier // - 2014. - №53(2). – P. 160-163.

103. Dayton, P., Kauwe, M., Feilmeier M., Hirschi J. Relationship of frontal Plane Rotation of First Metatarsal to Proximal Articular Set Angle and Hallux plane alignment in patients undergoing tarsometatarsal arthrodesis for hallux abducto valgus: a case series and critical review of the literature / P. Dayton, M. Kauwe, M. Feilmeier, J.Hirschi // J Foot Ankle Surg. - 2013. - №52(3). – P. 348-354.

104. DiDomenico, L., Fahim, R., Rollandini, J., Thomas, Z.M. Correction of frontal plane rotation of sesamoid apparatus during the Lapidus procedure: a novel approach / L. DiDomenico, R. Fahim, J. Rollandini, Z.M. Thomas // J Foot Ankle Surg. - 2014. - №53(2). – P. 248-251

105. Doğar, F., Ozan, F., Gürbüz, K., Ekinci, Y., Bilal, Ö., Öncel, E.S. Distal Metatarsal Osteotomy in Hallux Valgus Surgery: Chevron Osteotomy / F. Doğar, F. Ozan, K. Gürbüz, Y. Ekinci, Ö. Bilal, E.S. Öncel // J Clin Anal Med. - 2015. - №2.

106. Donnelly, R. E., Saltzman, C. L., Kile, T. A., Johnson, K. A. Modified Chevron Osteotomy for Hallux Valgus /R.E.Donnelly, C.L.Saltzman, T.A.Kile, K. A. Johnson //Foot & Ankle International. - 1994. - №. 12. – P. 642–645.

107. Doty, J.F., Coughlin, M.J. Hallux valgus and hypermobility of the first ray:

- facts and fiction / J.F. Doty, M.J. Coughlin // *Int Orthop.* - 2013. - №37. – P. 1655-1660.
108. Douthett, S.M., Plaskey, N.K., Fallat, L.M., Kish, J. Retrospective analysis of the akin osteotomy / S.M. Douthett, N.K. Plaskey, L.M. Fallat, Kish J. // *J Foot Ankle Surg.* - 2018. - №57. – P. 38-43.
109. Dullaert, K., Hagen, J., Klos, K., et al. Influence of the peroneus longus muscle on the foot under axial loading: a CT evaluated dynamic cadaveric model study / K. Dullaert, J. Hagen, K. Klos, et al. // *Clin Biomech.* - 2016. - №34. – P. 7-11.
110. Easley, M.E, Trnka H.J. Current concepts review: hallux valgus part 1: pathomechanics, clinical assessment, and nonoperative management / M.E. Easley, H.J. Trnka // *Foot Ankle Int.* - 2007. - №28(5). – P. 654-659.
111. Easley, M.E, Trnka H.J. Current concepts review: hallux valgus part II: operative treatment / M.E. Easley, H.J. Trnka // *Foot Ankle Int.* - 2007. - №28(6). – P. 748-758.
112. Enan, A., Abo-Hegy, M., Seif, H. Early results of distal metatarsal osteotomy through minimally invasive approach for mild-to-moderate hallux valgus / A.Enan, M.Abo-Hegy, H.Seif // *Acta Orthop Belg.* - 2010. - №76(4). – P. 526-535.
113. Faber, F.W., Kleinrensink, G.J., Verhoog, M.W., Vijn, A.H., Snijders, C.J., Mulder, P.G., Verhaar J.A. Mobility of the first tarsometatarsal joint in relation to hallux valgus deformity: anatomical and biomechanical aspects / F.W. Faber, G.J. Kleinrensink, M.W. Verhoog, A.H. Vijn, C.J. Snijders, P.G. Mulder, J.A. Verhaar // *Foot Ankle Int.* - 1999. - №20(10). – P. 651-656.
114. Ferrari J., Hopkinson D.A., Linney A.D. Size and shape differences between male and female foot bones: is the female foot predisposed to hallux abducto valgus deformity / J. Ferrari, D.A. Hopkinson, A.D. Linney // *J Am Podiatr Med Assoc.* -2004. - №94(5). – P. 434-452.
115. Feurstein, C., Weil, L., Weil, L.S., Klein, E.E., Argerakis, N., Fleischer, A.E. Joint manipulation under anesthesia for arthrofibrosis after hallux valgus surgery / C. Feurstein, L. Weil, L.S. Weil, E.E. Klein, N. Argerakis, A.E. Fleischer // *J Foot Ankle Surgery.* - 2016. - №55(1). – P. 76-80.

116. Fleming, J.J., Kwaadu, K.Y., Brinkley, J.C., Ozuzu, Y. Intraoperative evaluation of medial intercuneiform instability after Lapidus arthrodesis: intercuneiform hook test / J.J. Fleming, K.Y. Kwaadu, J.C. Brinkley, Y. Ozuzu // *J Foot Ankle Surg.* - 2015. - №54(3). – P. 464-472.

117. Fridman, R., Cain, J., Weil, L. Weil, L.S., Ray, T.B. Unilateral versus bilateral first ray surgery: a prospective study of 186 consecutive cases-patient satisfaction, cost to society, and complications / R. Fridman, J. Cain, L. Weil, L.S. Weil, T.B. Ray // *Foot Ankle Spec.* - 2009. - №3. - P. 123-129.

118. Gądek, A., Liszka, H., Łoboda, K. Współczesne metody leczenia operacyjnego deformacji koślawej palucha / A.Gądek, H.Liszka, K.Łoboda // *Przegląd lekarski.* – 2013. – №70 (7). – P. 468-72.

119. Galica, A, Hagedorn, T.J., Dufour, A.B., et al. Hallux valgus and plantar pressure loading: the Framingham foot study / A. Galica, T.J. Hagedorn, A.B. Dufour, et al. // *J Foot Ankle Res.* - 2013. - №6. – P. 1-18.

120. Gerbert, J., Moadab, A., Rupley, K.F. Youngswick-Austin procedure: the effect of plantar arm orientation on metatarsal head displacement / J. Gerbert, A. Moadab, K.F. Rupley // *J Foot Ankle Surg.* - 2004. - №40 (1). – P. 8 - 14.

121. Giannini, S., Faldini, C., Nanni, M., Di Martino, A., Luciani, D., Vannini, F. A minimally invasive technique for surgical treatment of hallux valgus: simple, effective, rapid, inexpensive (SERI) / S. Giannini, C. Faldini, M. Nanni, A. Di Martino, D. Luciani, F. Vannini // *Int Orthop.* - 2013. - №37. – P. 1805-1813.

122. Graves, S.C., Dutkowsky, J.P., Richardson, E.G. The Chevron bunionectomy: a trigonometric analysis to predict correction /S.C. Graves, J.P. Dutkowsky, E.G. Richardson // *Foot Ankle.* - 1993 - №14. – P. 90-96

123. Guyton, G.P. Theoretical limitations of the AOFAS scoring systems: an analysis using Monte Carlo modeling / G.P. Guyton // *Foot Ankle Int.* – 2001. – № 22. – P.779-787.

124. Hammel, E., Abi Chala, M.L., Wagner, T. Complications of first ray osteotomies: a consecutive series of 475 feet with first metatarsal Scarf osteotomy and

first phalanx osteotomy / E. Hammel, M.L. Abi Chala, T. Wagner // *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* - 2007. - №93 (7). – P. 710-719.

125. Hanf, J. R., Kashuk, K. B., Bonner, A. C., Toney, M., Schabler, J. Rigid internal fixation of the Austin Chevron osteotomy with Herbert screw fixation: A retrospective study. / J. R. Hanf, K. B. Kashuk, A. C. Bonner, M. Toney, J. Schabler // *Journal of Foot Surgery.* - 1992. - №31(5). – P. 512-518.

126. Hansen, S.T.Jr. Hallux valgus surgery. Morton and Lapidus were right / S.T.Jr. Hansen // *Clin Podiatr Med Surg.* - 1996. - №13(3). – P. 347-354.

127. Hatch, D., Santrock, R.D., Smith, B., Dayton, P., Weil, L.Jr. Triplane hallux abducto valgus classification / D. Hatch, R.D. Santrock, B. Smith, P. Dayton, L.Jr. Weil // *J Foot Ankle Surg.* - 2018. - №57(5). – P. 972-981.

128. Hatch, D.J. Radiographic assessment /D.J. Hatch // *A Critical Examination of Current and Emerging Concepts and Techniques.* Cham, Switzerland. Springer International Publishing. - 2017. – P. 61–72.

129. Holme, T.J., Sivaloganathan, S.S., Patel, B., Kunasingam, K. Third-generation minimally invasive Chevron Akin osteotomy for hallux valgus / T.J. Holme, S.S. Sivaloganathan, B. Patel, K. Kunasingam // *Foot Ankle Int.* - 2019. - №3. – P. 1-7.

130. Iyer, S., Demetracopoulos, C.A., Sofka, C.M., Ellis, S.J. High rate of recurrence following proximal medial opening wedge osteotomy for correction of moderate hallux valgus / S. Iyer, C.A. Demetracopoulos, C.M. Sofka, S.J. Ellis // *Foot Ankle Int.* - 2015. - №36(7). – P. 756-763.

131. Jahss, M.H. Hallux valgus: further considerations-the first metatarsal head / M.H. Jahss // *Foot Ankle.* - 1981. - №2. – P. 1-4.

132. Jahss, M.H., Troy, A. I., Kummer, F. Roentgenographic and mathematical analysis of first metatarsal osteotomies for metatarsus primus varus: a comparative study /M.H. Jahss, A.I. Troy, F. Kummer // *Foot Ankle.* – 1985. - №5. – P. 280-321.

133. Jentzsch, T., Renner, N., Niehaus, R. et al. The influence of the number of screws and additional surgical procedures on outcome in hallux valgus treatment / T. Jentzsch, N. Renner, R. Niehaus et al. // *Journal of Orthopaedic Surgery and Research.* –

2018. - №13(1).– P. 166-175.

134. Jeuken, R.M, Schotanus, M.G., Kort, N.P., Deenik, A, Jong, B, Hendrickx, R.P. Long-term follow-up of a randomized controlled trial comparing Scarf to Chevron osteotomy in hallux valgus correction / R.M.Jeuken, M.G. Schotanus, N.P. Kort, A. Deenik, B. Jong, R.P. Hendrickx // *Foot Ankle Int.* - 2016. - №37(7). – P. 687-695.

135. John V. Vanore. Diagnosis and treatment of first metatarsophalangeal joint disorders. Section 1: hallux valgus / John V. Vanore, Jeffrey C. Christensen, Steven R. Kravitz, John M. Schuberth, James L. Thomas, Lowell Scott Weil, Howard J. Zlotoff, Susan D. Couture // *The J. of Foot and Ankle Surg.* - 2003. - №42(3). - P. 112-123.

136. Johnson, C.H., Christensen, J.C. Biomechanics of the first ray. Part I. The effects of peroneus longus function: a three-dimensional kinematic study on a cadaver model / C.H. Johnson, J.C. Christensen // *J Foot Ankle Surg.* - 1999. - №38. – P. 313-321.

137. Jones, C.P., Coughlin, M.J., Grebing, B.R., et al. First metatarsophalangeal joint motion after hallux valgus correction: a cadaver study / C.P. Jones, M.J. Coughlin, B.R. Grebing, et al // *Foot Ankle Int.* - 2005. - №26(8). – P. 614-619.

138. Jones, S., Al Hussainy, H.A., Ali, F., Betts, R.P., Flowers, M.J. Scarf osteotomy for hallux valgus. A prospective clinical and pedobarographic study / S. Jones, H.A. Al Hussainy, F. Ali, R.P. Betts, M.J. Flowers // *J Bone Joint Surg Br* - 2004. - №86. – P. 830-836.

139. Kadakia A.R., Smerek J.P., Myerson M.S. Radiographic results after percutaneous distal metatarsal osteotomy for correction of hallux valgus deformity / A.R. Kadakia, J.P. Smerek, M.S. Myerson // *Foot Ankle Int.* - 2007. - №28(3). – P. 355-360.

140. Kai, T., Cheng-Tao, W., Dong-Mei, W., Xu, W. Primary analysis of the first ray using a 3-dimension finite element foot model / T.Kai, W.Cheng-Tao, W.Dong-Mei, W.Xu // *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* – 2005. – № 3. – P.2946-2949.

141. Katsui R., Samoto N., Taniguchi A., Akahane M., Isomoto S., Sugimoto K., Tanaka Y. Relationship between displacement and degenerative changes of the sesamoids in hallux valgus / R. Katsui, N. Samoto, A. Taniguchi, M. Akahane, S.

Isomoto, K. Sugimoto, Y. Tanaka // *Foot Ankle Int.* - 2016. - №37(12). – P. 1303-1309.

142. Kaufmann, G., Dammerer, D., Heyenbrock, F., Braitto, M., Moertlbauer, L., Liebensteiner M. Minimally invasive versus open Chevron osteotomy for hallux valgus correction: a randomized controlled trial / G. Kaufmann, D. Dammerer, F. Heyenbrock, M. Braitto, L. Moertlbauer, M. Liebensteiner // *Int Orthop.* - 2019. - №43(2). – P. 343-350.

143. Khosroabadi, A., Lamm, B. Modified percutaneous hallux abductovalgus correction / A. Khosroabadi, B. Lamm // *J Foot Ankle Surg.* - 2016. - №55(6). – P. 1336-1342.

144. Kilmartin, T.E., O’Kane, C. Combined rotation scarf and Akin osteotomies for hallux valgus: a patient focussed 9 year follow up of 50 patients / T.E. Kilmartin, C. O’Kane // *J Foot Ankle Res.* - 2010. - №3. – P. 2-12.

145. Kim, J.Y., Park, J.S., Hwang, S.K., Young, K.W., Naraghi, R., Cho, H.K., Lee, S.Y. A new measure of tibial sesamoid position in hallux valgus in relation to the coronal rotation of the first metatarsal in CT scans // J.Y. Kim, J.S. Park, S.K. Hwang, K.W. Young, R. Naraghi, H.K. Cho, S.Y. Lee // *Foot Ankle Int.* - 2015. - №36(8). – P. 944-952.

146. Kim, J.Y., Park, J.S., Hwang, S.K., Young, K.W., Sung, I.H. Mobility changes of the first ray after hallux valgus surgery: clinical results after proximal metatarsal chevron osteotomy and distal soft tissue procedure / J.Y. Kim, J.S. Park, S.K. Hwang, K.W. Young, I.H. Sung // *Foot Ankle Int.* - 2008. - № 29(5). – P. 468-472.

147. Kimura, T., Kubota, M., Suzuki, N., Hattori, A., Marumo, K. Comparison of intercuneiform 1-2 joint mobility between hallux valgus and normal feet using weightbearing computed tomography and 3-dimensional analysis / T. Kimura, M. Kubota, N. Suzuki, A. Hattori, K. Marumo // *Foot Ankle Int.* - 2018. - №39(3). – P. 355-360.

148. Kimura, T., Kubota, M., Taguchi, T., Suzuki, N., Hattori, A. Evaluation of first-ray mobility in patients with hallux valgus using weight-bearing CT and a 3-D analysis system. A comparison with normal feet / T. Kimura, M. Kubota, T. Taguchi, N. Suzuki, A. Hattori // *J Bone Joint Surg Am.* - 2017. - №99(3). – P. 247-255.

149. Klauser, H. Internal fixation of three-dimensional distal metatarsal I osteotomies in the treatment of hallux valgus deformities using biodegradable magnesium screws in comparison to titanium screws / H. Klauser // *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 2018.

150. Kristen, K.H., Berger, C., Stelzig, S., Thalhammer, E., Posch, M., Engel, A. The SCARF osteotomy for the correction of hallux valgus deformities / K.H. Kristen, C. Berger, S. Stelzig, E. Thalhammer, M. Posch, A. Engel // *Foot Ankle Int.* - 2002. - №23. – P. 221-229.

151. Kummer, F.J. Mathematical analysis of first metatarsal osteotomies / F.J. Kummer // *Foot Ankle.*-1989. - №9. – P. 281-289.

152. Kyoung, Min Lee. Reliability and relationship of radiographic measurements in hallux valgus clinical orthopaedics and related research / Kyoung Min Lee, Soyeon Ahn, Chin Youb Chung, Ki Hyuk Sung, Moon Seok Park // *The Association of Bone and Joint Surgeons.* - 2012. - № 10. – P. 2368-2376.

153. Lai, M.C., Rikhranj, I.S., Woo, Y.L., Yeo, W., Ng, Y.C., Koo, K. Clinical and radiological outcomes comparing percutaneous Chevron-Akin osteotomies versus open Scarf-Akin osteotomies for hallux valgus / M.C. Lai, I.S. Rikhranj, Y.L. Woo, W. Yeo, Y.C. Ng, K. Koo // *Foot Ankle Int.* - 2017. - №39(3). – P. 311-317.

154. LaPorta, G.A., Nasser, E.M., Mulhern, J.L., Malay, D.S. The mechanical axis of the first ray: a radiographic assessment in hallux abducto valgus evaluation / G.A. LaPorta, E.M. Nasser, J.L. Mulhern, D.S. Malay // *J Foot Ankle Surg.* - 2016. - №55. – P. 28-34.

155. Lee, H.J., Chung, J.W., Chu, I.T., Kim, Y.C. Comparison of distal chevron osteotomy with and without lateral soft tissue release for the treatment of hallux valgus / H.J. Lee, J.W. Chung, I.T. Chu, Y.C. Kim // *Foot Ankle Int.* - 2010. - №31(4). – P. 291-295.

156. Lee, K.M., Ahn, S., Chung, C.Y., Sung, K.H., Park, M.S. Reliability and relationship of radiographic measurements in hallux valgus / K.M. Lee, S. Ahn, C.Y. Chung, K.H. Sung, M.S. Park // *Clin Orthop Relat Res.* - 2012. - №470(9). – P. 2613-2621.

157. Lee, K.T., Young, K. Measurement of first-ray mobility in normal vs. hallux valgus patients / K.T. Lee, K. Young // *Foot Ankle Int.* - 2001. - №22(12). – P. 960-964.

158. Lee, M., Walsh, J., Smith, M.M., Ling, J., Wines, A., Lam, P. Hallux valgus correction comparing percutaneous Chevron/Akin (PECA) and open Scarf/Akin osteotomies / M. Lee, J. Walsh, M.M. Smith, J. Ling, A. Wines, P. Lam // *Foot Ankle Int.* - 2017. - №38(8). – P. 838-846.

159. Lee, W.E. Podiatric biomechanics. An historical appraisal and discussion of the Root model as a clinical system of approach in the present context of theoretical uncertainty. / W.E. Lee // *Clin Podiatr Med Surg.* – 2001. – №18(4). – P.555-684.

160. Leemrijse, T., Maestro, M., Tribak, K., Gombault, V., Devos Bevernage, B., Deleu, P.A. Scarf osteotomy without internal fixation to correct hallux valgus / T. Leemrijse, M. Maestro, K. Tribak, V. Gombault, B. Devos Bevernage, P.A. Deleu // *Orthop Traumatol Surg Res.* – 2012. -№ 98. – P. 921-927.

161. Lehman, D.E. Salvage of complications of hallux valgus surgery / D.E. Lehman // *Foot Ankle Clin.* - 2003. - №8(1). – P. 15-35.

162. Lin, J.S., Bustillo, J. Surgical treatment of hallux valgus: a review / J.S. Lin, J. Bustillo // *Current Opinion in Orthopaedics.* - 2007. - №18. – P. 112-117.

163. Magnan, B., Bondi, M., Mezzari, S., Bonetti, I., Samaila, E. Minimally invasive surgery of the forefoot: current concept review /B. Magnan, M. Bondi, S. Mezzari, I. Bonetti, E. Samaila // *Int J Clin Med.* - 2013. - №4(6). – P. 11-19.

164. Magnan, B., Bortolazzi, R., Samaila, E., Pezze, L., Rossi, N., Bartolozzi P. Percutaneous distal metatarsal osteotomy for correction of hallux valgus. Surgical technique / B. Magnan, R. Bortolazzi, E. Samaila, L. Pezze, N. Rossi, P. Bartolozzi // *J Bone Joint Surg Am.* - 2006. - №88. – P. 135-148.

165. Mahadevan, D., Lines, S., Hepple, S., Winson, I., Harries, W. Extended plantar limb (modified) chevron osteotomy versus scarf osteotomy for hallux valgus correction: a randomised controlled trial / D. Mahadevan, S. Lines, S. Hepple, I. Winson, W. Harries // *Foot Ankle Surg.* - 2016. - №22. – P. 109-113.

166. Mani, S.B., Lloyd, E.W., MacMahon A., Roberts, M.M., Levine, D.S., Ellis,

S.J. Modified Lapidus procedure with joint compression, meticulous surface preparation, and shear-strain-relieved bone graft yields low nonunion rate / S.B. Mani, E.W. Lloyd, A. MacMahon, M.M. Roberts, D.S. Levine, S.J. Ellis //HSS J. - 2015. - №11. – P. 243-248.

167. Mann, R.A., Rudicel, S., Graves, S.C. Repair of hallux valgus with a distal soft-tissue procedure and proximal metatarsal osteotomy. A long-term follow-up / R.A.Mann, S. Rudicel, S.C. Graves // J Bone Joint Surg Am. - 1992. - №74. – P. 124-129.

168. Marcinko, D.E., Heden, R.I., Mandel, E. Determination of the intermetatarsal angle reduction following metatarsal head osteotomies / D.E. Marcinko, R.I. Heden, E. Mandel //J. Am. Podiatry Assoc. - 1984.- №74. – P. 65-70.

169. Markowski, H.P., Bosch, P., Rannicher, V. Surgical technique and preliminary results of percutaneous neck osteotomy of the first metatarsal for hallux valgus / H.P. Markowski, P. Bosch, V.Rannicher // Foot. - 1991. - №2. – P. 93-98.

170. Mavčič, B. Geometric analysis of indications for minimally invasive distal metatarsal osteotomy in treatment of hallux valgus / B.Mavčič // J Orthop Surg Res. – 2015. – № 10. – P. 163.

171. McCarthy, A.D., Davies, M.B., Wembridge, K.R., Blundell, C. Three-dimensional analysis of different first metatarsal osteotomies in a hallux valgus model / A.D.McCarthy, M.B Davies, K.R Wembridge, C.Blundell // Foot Ankle Int. – 2008. – № 29(6). – P.606–612.

172. Menz, H.B., Roddy, E., Marshall, M., et al. Epidemiology of shoe wearing patterns over time in older women: associations with foot pain and hallux valgus / H.B. Menz, E. Roddy, M. Marshall, et al. //J Gerontol A Biol Sci Med Sci. - 2016. - №71. – P. 1682-1687.

173. Merkel, K.D., Katoh, Y., Johnson, E.W. Jr., Chao, E.Y. Mitchell osteotomy for hallux valgus: long-term follow-up and gait analysis / K.D. Merkel, Y. Katoh, E.W. Jr. Johnson, E.Y. Chao //Foot Ankle. - 1983. - №3. – P. 189–196.

174. Meyr, A.J. The etiology of hallux abductovalgus described in six pieces / A.J. Meyr // Evidence-Based Bunion Surgery: A Critical Examination of Current and

Emerging Concepts and Techniques Cham, Switzerland: Springer International Publishing. - 2017. – P. 23-41.

175. Miller, J.W. Acquired hallux varus: a preventable and correctable disorder / J.W. Miller // J Bone Joint Surg Am. - 1975. - №57. – P. 183-188.

176. Minokawa, S., Yoshimura, I., Kanazawa, K., Hagio, T., Yamamoto, T. Effect of minimally invasive distal first metatarsal osteotomy on blood flow of the metatarsal head / S. Minokawa, I. Yoshimura, K. Kanazawa, T. Hagio, T. Yamamoto // J Orthop Sci. - 2019. - №24(4). – P. 693-696.

177. Morales-Orcajo, E., Bayod, J., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., Losa-Iglesias, M., Doblare, M. Influence of first proximal phalanx geometry on hallux valgus deformity: a finite element analysis / E. Morales-Orcajo, J. Bayod, R. Becerro-de-Bengoa-Vallejo, M. Losa-Iglesias, M. Doblare // Med Biol Eng Comput. - 2015. - №53(7). – P. 645-53.

178. Mortier, J.P., Bernard, J.L., Maestro, M. Axial rotation of the first metatarsal head in a normal population and hallux valgus patients / J.P. Mortier, J.L. Bernard, M. Maestro // Orthop Traumatol Surg Res. - 2012. - №98(6). – P. 677-683.

179. Munteanu, S.E., Menz, H.B., Wark, J.D., et al. Hallux valgus, by nature or nurture? A twin study / S.E. Munteanu, H.B. Menz, J.D. Wark, et al. // Arthritis Care Res (Hoboken). - 2017. - №69. – P. 1421-1428.

180. Murphy, S. B., Kijewski, P. K., Millis, M. B., Hall, J. E., Simon, S. R., Chandler, H. P. The planning of orthopaedic reconstructive surgery using computer-aided simulation and design. Comput / S.B. Murphy, P.K. Kijewski, M.B. Millis, J.E. Hall, S.R. Simon., H. P. Chandler // Med. Imaging Graph. - 1988. - №12. – P. 33-45.

181. Myerson, M.S. Hallux valgus / M.S. Myerson / Foot and Ankle Disorders. Philadelphia: W.B. Saunders Company. - 2000. – P.213 - 288.

182. Nedoma, J., Stehlik, J., Hlavacek, I., Danek, J., Dostalova, T., Preckova, P. Mathematical and computational methods and algorithms in biomechanics of human skeletal systems: an introduction / J. Nedoma, J. Stehlik, I. Hlavacek, J. Danek, T. Dostalova, P. Preckova. - London: John Wiley & Sons. – 2011. – P. 300.

183. Nery, C., Barroco, R., Ressio, C. Biplanar chevron osteotomy / C. Nery, R. Barroco, C. Ressio // *Foot Ankle Int.* - 2002. - №23(9). - P. 792-798.

184. Nery, C., Coughlin, M.J., Baumfeld, D., Ballerini, F.J., Kobata, S. Hallux valgus in males-part 1: demographics, etiology, and comparative radiology / C.Nery, M.J. Coughlin, D. Baumfeld, F.J. Ballerini, S. Kobata // *Foot Ankle Int.* - 2013. - №34(5). – P. 629-635.

185. Nery, C., Ressio, C., de Azevedo Santa Cruz, G., de Oliveira, R.S., Chertman C. Proximal opening-wedge osteotomy of the first metatarsal for moderate and severe hallux valgus using low profile plates / C. Nery, C. Ressio, G. de Azevedo Santa Cruz, R.S. de Oliveira, Chertman C. // *Foot Ankle Surg.* - 2013. - №19. – P. 276-282.

186. Newcombe, L. Age-related differences in foot structure and function / L. Newcombe// *Gait Posture.* - 2007. - №26. – P. 68-75.

187. Newman, A.S., Negrine, J.P., Zevovic, M., Stanford, P., Walsh, W.R. A biomechanical comparison of the Z step-cut and basilar crescentic osteotomies of the first metatarsal / A.S. Newman, J.P. Negrine, M. Zevovic, P. Stanford, W.R. Walsh // *Foot Ankle Int.* - 2000. - №21. – P. 584-587.

188. Ninety-degree chevron osteotomy for correction of hallux valgus deformity: clinical data and finite element analysis / C.Matzaroglou, P.Bougas, E.Panagiotopoulos // *Open Orthop J.* – 2010. – № 4. – P.152–156.

189. Nix S., Smith M., Vicenzino B. Prevalence of hallux valgus in the general population: a systematic review and meta-analysis / S. Nix, M. Smith, B. Vicenzino // *J Foot Ankle Res.* - 2010. - №3. – P. 21-29.

190. Nyska, M. Principles of first metatarsal osteotomies / M. Nyska // *Foot Ankle Clin.* - 2001. - №6. – P. 399-408.

191. Nyska, M., Trnka, H.J., Parks, B.G., Myerson, M.S. Proximal metatarsal osteotomies: a comparative geometric analysis conducted on Sawbone models / M.Nyska, H.J.Trnka, B.G.Parks, M.S. Myerson // *Foot Ankle Int.* – 2002. – №23. – P. 938-945.

192. Nyska, M., Trnka, H.J., Parks, B.G., Myerson, M.S. The Ludloff metatarsal

osteotomy: guidelines for optimal correction based on a geometric analysis conducted on a Sawbone model / M.Nyska, H.J.Trnka, B.G.Parks, M.S. Myerson // *Foot Ankle Int.* – 2003 – № 24 – P.34-39.

193. O’Toole, R.V., Jaramaz, B., DiGioia, A.M., Visnic, C.D., Reid, R.H. Biomechanics for preoperative planning and surgical simulations in orthopaedics // R.V. O’Toole, B. Jaramaz, A.M. DiGioia, C.D. Visnic, R.H. Reid // *Comput. Biol. Med.* - 1995. - №25. – P. 183–191.

194. Okuda, R., Kinoshita, M., Yasuda, T., Jotoku, T., Kitano, N., Shima H. Postoperative incomplete reduction of the sesamoids as a risk factor for recurrence of hallux valgus / R. Okuda, M. Kinoshita, T. Yasuda, T. Jotoku, N. Kitano, Shima H. // *J Bone Joint Surg Am.* - 2009. - №91(7). – P. 1637-1645.

195. Okuda, R., Kinoshita, M., Yasuda, T., Jotoku, T., Kitano, N., Shima H. The shape of the lateral edge of the first metatarsal head as a risk factor for recurrence of hallux valgus / R. Okuda, M. Kinoshita, T. Yasuda, T. Jotoku, N. Kitano, Shima H. // *J Bone Joint Surg Am.* - 2007. - №89(10). – P. 2163-2172.

196. Okuda, R., Kinoshita, M., Yasuda, T., Jotoku, T., Shima, H., Takamura, M. Hallux valgus angle as a predictor of recurrence following proximal metatarsal osteotomy / R. Okuda, M. Kinoshita, T. Yasuda, T. Jotoku, H. Shima, M. Takamura // *J Orthop Sci.* - 2011. - №16. – P. 760-764.

197. Paley, D., Herzenberg, J.E., Tetsworth, K., McKie, J., Bhave, A. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies / D. Paley, J.E. Herzenberg, K. Tetsworth, J. McKie, A. Bhave // *Orthop Clin North Am.* - 1994. - №25. – P. 425-465.

198. Palladino, S.J. Preoperative evaluation of the bunion patient / S.J. Palladino // *Textbook of Bunion Surgery. Third Edition. Philadelphia: W.B. Saunders Company.* - 2001. – P.3 - 71.

199. Park, C.H., Cho, J.H., Moon, J.J., Lee, W.C. Can double osteotomy be a solution for adult hallux valgus deformity with an increased distal metatarsal articular angle / C.H. Park, J.H. Cho, J.J. Moon, W.C. Lee // *J Foot Ankle Surg.* - 2016. - №55. – P. 188-192.

200. Park, C.H., Lee, W.C. Is double metatarsal osteotomy superior to proximal chevron osteotomy in treatment of hallux valgus with increased distal metatarsal articular angle / C.H.Park, W.C.Lee // J Foot Ankle Surg. - 2018. - №57. – P. 241-246.

201. Pehlivan, O., Akmaz, I., Solakoglu, C., Kiral, A., Kaplan, H. Proximal oblique crescentic osteotomy in hallux valgus / O. Pehlivan, I. Akmaz, C. Solakoglu, A. Kiral, H. Kaplan / J Am Podiatr Med Assoc. - 2004. - № 94. – P. 43-46.

202. Pentikainen, I., Ojala, R., Ohtonen, P., Piippo, J., Leppilahti, J. Preoperative radiological factors correlated to long-term recurrence of hallux valgus following distal chevron osteotomy / I. Pentikainen, R. Ojala, P. Ohtonen, J. Piippo, J. Leppilahti // Foot Ankle Int. -2014. - №35(12). – P. 1262-1267.

203. Perera, A.M., Mason, L., Stephens, M.M. The pathogenesis of hallux valgus / A.M. Perera, L. Mason, M.M. Stephens //J Bone Joint Surg. -2011. - №93(17). – P. 1650-1661.

204. Perren, S.M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology / S.M. Perren // J Bone Joint Surg Br. -2002. - №84. – P. 1093-1110.

205. Perugia, D., Basile, A., Gensini, A., Stopponi, M., Simeonibus, A.U. The scarf osteotomy for severe hallux valgus / D. Perugia, A. Basile, A. Gensini, M. Stopponi, A.U. Simeonibus // Int Orthop. - 2003. - №27. – P. 103-106.

206. Pinsker, E., Daniels, T. AOFAS Position Statement Regarding the Future of the AOFAS Clinical Rating Systems / E.Pinsker, T.Daniels // Foot Ankle Int. – 2011 – № 32. – P. 841-842.

207. Pique-Vidal, C., Maled-Garcia, I., Arabi-Moreno, J., Vila, J. Radiographic angles in hallux valgus: differences between measurements made manually and with a computerized program / C. Pique-Vidal, I. Maled-Garcia, J. Arabi-Moreno, J. Vila // Foot Ankle Int. - 2006. - №27. – P. 175-180.

208. Pique-Vidal, C., Sole, M.T., Antich, J. Hallux valgus inheritance: pedigree research in 350 patients with bunion deformity / C. Pique-Vidal, M.T. Sole, J. Antich //J Foot Ankle Surg. - 2007. - №46. – P. 149-154.

209. Pochatko, D.J., Schlehr, F.J., Murphey, M.D., Hamilton, J.J. Distal chevron osteotomy with lateral release for treatment of hallux valgus deformity / D.J. Pochatko, F.J. Schlehr, M.D. Murphey, J.J. Hamilton // *Foot Ankle Int.* - 1994. - №15(9). – P. 457-461.

210. Popoff, I., Negrine, J.P., Zecovic, M., Svehla, M., Walsh, W.R. The effect of screw type on the biomechanical properties of SCARF and crescentic osteotomies of the first metatarsal / I. Popoff, J.P. Negrine, M. Zecovic, M. Svehla, W.R. Walsh // *J Foot Ankle Surg.* - 2003. - №42. – P.161-164.

211. Prissel, M.A., Hyer, C.F., Grambart, S.T., et al. A multicenter, retrospective study of early weightbearing for modified Lapidus arthrodesis / M.A. Prissel, C.F. Hyer, S.T. Grambart, et al. // *J Foot Ankle Surg.* - 2016. - №55. – P. 226-229.

212. Prosche, H., Fuhrmann, R.A., Linb, W., Fröber R. The postoperative stability of the first metatarsal / H. Prosche, R.A. Fuhrmann, W. Linb, R. Fröber // *Eur. J. Anat.* - 2004. - № 8(2). - P. 55-59.

213. Pydah, S.K., Toh, E.M., Sirikonda, S.P., Walker, C.R. Intermetatarsal angular change following fusion of the first metatarsophalangeal joint / S.K. Pydah, E.M. Toh, S.P. Sirikonda, C.R. Walker // *Foot Ankle Int.* - 2009. - №30(5). – P. 415-418.

214. Ray, J.J., Koay, J., Dayton, P.D., Hatch, D.J., Smith, B., Santrock, R.D. Multicenter early radiographic outcomes of triplanar tarsometatarsal arthrodesis with early weightbearing / J.J. Ray, J. Koay, P.D. Dayton, D.J. Hatch, B. Smith, R.D. Santrock // *Foot Ankle Int.* - 2019. - №40(8). – P. 955-960.

215. Richardson, E.G. Disorders of the hallux. / E.G. Richardson // *Campbell's operative orthopaedics*. Philadelphia: Mosby Elsevier. - 2008. - №4. - P. 4471–586.

216. Robinson, A.H., Limbers, J.P. Modern concepts in the treatment of hallux valgus / A.H. Robinson, J.P. Limbers // *J Bone Joint Surg Br.* - 2005. - №87. – P. 1038-1045.

217. Rockett, M.S., Goss, L.R. Midshaft first-ray osteotomies for hallux valgus / M.S. Rockett, L.R. Goss // *Clin Podiatr Med Surg.* - 2005. - №22. – P. 169-195.

218. Rodríguez-Reyes, G., Lopez-Gavito, E., Perez-Sanpablo, A.I., et al. Dynamic

plantar pressure distribution after percutaneous hallux valgus correction using the Reverdin-Isham osteotomy / G. Rodríguez-Reyes E., Lopez-Gavito, A.I. Perez-Sanpablo, et al // *Rev Invest Clin.* - 2014. - №1. – P. 79-84.

219. Roling, B.A., Christensen, J.C., Johnson, C.H. Biomechanics of the first ray. Part IV: the effect of selected medial column arthrodeses. A three-dimensional kinematic analysis in a cadaver model / B.A. Roling, J.C. Christensen, C.H. Johnson // *J Foot Ankle Surg.* - 2002. - №41(5). – P. 278-285.

220. Roukis, T.S. Percutaneous and minimum incision metatarsal osteotomies: a systematic review / T.S. Roukis // *J Foot Ankle Surg.* - 2009. - №48(3). – P. 380-387.

221. Roukis, T.S., Landsman, A.S. Hypermobility of the first ray: a critical review of the literature / T.S. Roukis, A.S. Landsman // *J Foot Ankle Surg.* - 2003. - №42. – P. 377-390.

222. Roukis, T.S., Scherer, P.R., Anderson, C.F. Position of the first ray and motion of the first metatarsophalangeal joint / T.S. Roukis, P.R. Scherer, C.F. Anderson // *J Am Podiatr Med Assoc.* - 1996. - №86(11). – P. 538-546.

223. Rush, S.M., Christensen, J.C., Johnson, C.H. Biomechanics of the first ray. Part II: Metatarsus primus varus as a cause of hypermobility / S.M. Rush, J.C. Christensen, C.H. Johnson // *A three-dimensional kinematic analysis in a cadaver model. J Foot Ankle Surg.* - 2000. - №39. – P. 68–77.

224. Sammarco, G.J., Brainard, B.J., Sammarco, V.J. Bunion correction using proximal chevron osteotomy / G.J. Sammarco, B.J. Brainard, V.J. Sammarco // *Foot Ankle.* - 1993. - №14. – P. 8-14.

225. Sammarco, G.J., Russo-Alesi, F.G. Bunion correction using proximal chevron osteotomy: a single-incision technique / G.J. Sammarco, F.G. Russo-Alesi // *Foot Ankle Int.* - 1998. - №7. - P. 430-437.

226. Sammarco, V.J., Acevedo, J. Stability and fixation techniques in first metatarsal osteotomies / V.J. Sammarco, J. Acevedo // *Foot Ankle Clin.* - 2001. - №6. – P. 409-432.

227. Sanhudo, J.A. Correction of moderate to severe hallux valgus deformity by a modified chevron shaft osteotomy / J.A Sanhudo // *Foot Ankle Int.* - 2006. - №27. – P.

581-585.

228. Santrock, R.D, Smith, B., Hatch, D.J., Dayton, P.D. Anatomic triplane hallux abducto valgus classification / R.D. Santrock, B. Smith, D.J. Hatch, P.D. Dayton // PVB Working Group Recommendations. - 2017. - №2.

229. Saragas, N.P. Technique tip: preventing «troughing» with the scarf osteotomy / N.P. Saragas // Foot Ankle Int. - 2005. - №26. – P. 779-780.

230. Schneider, W., Aigner, N., Pinggera, O., Knahr, K. Chevron osteotomy in hallux valgus. Ten-year results of 112 cases / W. Schneider, N. Aigner, O. Pinggera, K. Knahr // J Bone Joint Surg Br. - 2004. - №86. – P. 1016-1020.

231. Schuh, R., Hofstaetter, J.G., Benca, E., et al. Biomechanical analysis of two fixation methods for proximal chevron osteotomy of the first metatarsal / R. Schuh, J.G. Hofstaetter, E. Benca, et al. //Int Orthop. - 2014. - №38. – P. 983-989.

232. Schuh, R., Hofstaetter, S.G., Adams, S.B. Jr., Pichler, F., Kristen, K.H., Trnka, H.J. Rehabilitation after hallux valgus surgery: importance of physical therapy to restore weight bearing of the first ray during the stance phase / R. Schuh, S.G. Hofstaetter, S.B. Jr. Adams, F. Pichler, K.H. Kristen, H.J. Trnka // Phys Ther. -2009. - №89. – P. 934-945.

233. Schuh, R., Williger, M., Hlinka, J., Ristl, R., Windhager, R., Wanivenhaus, A. Angular correction and complications of proximal first metatarsal osteotomies for hallux valgus deformity / R. Schuh, M. Williger, J. Hlinka, R. Ristl, R. Windhager, A. Wanivenhaus // Int Orthop. - 2013. - №37(9). – P. 1771-1780.

234. Scott, A.T., DeOrio, J.K., Montijo, H.E., Glisson, R.R. Biomechanical comparison of hallux valgus correction using the proximal chevron osteotomy fixed with a medial locking plate and the Ludloff osteotomy fixed with two screws / A.T.Scott, J.K.DeOrio, H.E.Montijo, R.R. Glisson // Clin Biomech (Bristol, Avon). – 2010. – № 25(3). – P. 271–276.

235. Scranton, P.E. Jr., Rutkowski, R. Anatomic variations in the first ray: part II. Disorders of the sesamoids / P.E. Jr. Scranton, R. Rutkowski // Clin Orthop Relat Res. - 1980. - №151. – P. 256-264.

236. Seki, H., Oki, S., Suda, Y., et al. Three-dimensional analysis of the first

metatarsal bone in minimally invasive distal linear metatarsal osteotomy for hallux valgus / H. Seki, S. Oki, Y.Suda, et al. // *Foot Ankle Int.* - 2019. – P. 1-10.

237. Sharma, J., Aydogan, U. Algorithm for severe hallux valgus associated with metatarsus adductus / J. Sharma, U. Aydogan // *Foot Ankle Int.* - 2015. - №36(12). – P. 1499-1503.

238. Shchepkina, E.A. The analysis of new technique of hallux valgus treatment / A.V. Boychenko, L.N. Solomin // 34th SICOT Orthopaedic World Congress. - Hyderabad, India. - 2013. - №1. - P. 17.

239. Shibuya, N., Kitterman, R.T., LaFontaine, J., Jupiter, D.C. Demographic, physical, and radiographic factors associated with functional flatfoot deformity / N. Shibuya, R.T. Kitterman, J. LaFontaine, D.C. Jupiter // *J Foot Ankle Surg.* - 2014. - №53. – P. 168-172.

240. Shurnas, P.S., Watson, T.S., Crislip, T.W. Proximal first metatarsal opening wedge osteotomy with a low-profile plate / P.S. Shurnas, T.S. Watson, T.W. Crislip // *Foot Ankle Int.* - 2009. - №30(9). – P. 865-872.

241. Smith, A.M., Alwan, T., Davies, M.S. Perioperative complications of the Scarf osteotomy / A.M. Smith, T. Alwan, M.S. Davies // *Foot Ankle Int.* - 2003. - №24(3). – P. 222-227.

242. Smith, B.W., Coughlin, M.J. The first metatarsocuneiform joint, hypermobility, and hallux valgus: what does it all mean / B.W. Smith, M.J. Coughlin // *Foot Ankle Surg.* - 2008. - №14. – P. 138-141.

243. Smith, J.T., Bluman, E.M. Hallux valgus and hallux varus / J.T. Smith, E.M. Bluman // *Orthopaedic Knowledge Update: Foot and Ankle.* Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons. -2014. - №5– P. 183–191.

244. Smith, S.E., Landorf, K.B., Butterworth, P.A., Menz, H.B. Scarf versus chevron osteotomy for the correction of 1-2 intermetatarsal angle in hallux valgus: a systematic review and meta-analysis / S.E. Smith, K.B. Landorf, P.A. Butterworth, H.B. Menz // *J Foot Ankle Surg.* - 2012. - № 51. – P. 437-444.

245. Smith, W.B., Hyer, C.F., DeCarbo, W.T., Berlet, G.C., Lee, T.H. Opening

wedge osteotomies for correction of hallux valgus: a review of wedge plate fixation / W.B. Smith, C.F. Hyer, W.T. DeCarbo, G.C. Berlet, T.H. Lee // *Foot Ankle Spec.* - 2009. - №2. – P. 277-282.

246. Solomon, M.G. Complications in minimal incision surgery / M.G. Solomon // *Clin Podiatr Med Surg.* - 1991. - №8(1). – P. 221-242.

247. Talbot, K.D., Saltzman, C.L. Assessing sesamoid subluxation: how good is the AP radiograph / K.D. Talbot, C.L. Saltzman // *Foot Ankle Int.* - 1998. - №19(8). – P. 547-554.

248. Tanaka, Y., Takakura, Y., Kumai, T., Samoto, N., Tamai, S. Radiographic analysis of hallux valgus. A two-dimensional coordinate system / Y. Tanaka, Y. Takakura, T. Kumai, N. Samoto, S. Tamai // *J Bone Joint Surg Am.* - 1995. - №77. – P. 205-213.

249. Tao, K., Wang, C.T., Wang D. M., Wang, X. Primary analysis of the first ray using a 3-dimension finite element foot model / K.Tao, C.T.Wang, D.M.Wang, X.Wang // *Conference proceedings IEEE engineering medicine biological society Shangha.* – 2005. – P.2946–2949.

250. Tenenbaum, S.A., Herman, A., Bruck, N., Bariteau, J.T., Thein, R., Coifman, O. Foot width changes following hallux valgus surgery / S.A. Tenenbaum, A. Herman, N. Bruck, J.T. Bariteau, R. Thein, Coifman O. // *Foot Ankle Int.* - 2018. - №39(11). – P. 1272-1277.

251. Thomas, N., Joseph, M.D. Kenneth, J.M. Decision Making in the Treatment of Hallux Valgus / N. Thomas, M.D. Joseph, J.M. Kenneth // *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases.* - 2017. - № 65. – P. 19-23.

252. Tonogai, I., Wada, K., Higashino, K., Fukui, Y., Sairyō, K. Location and direction of the nutrient artery to the first metatarsal at risk in osteotomy for hallux valgus / I. Tonogai, K. Wada, K. Higashino, Y. Fukui, K. Sairyō // *Foot Ankle Surg.* - 2018. - №24. – P. 460-465.

253. Trnka, H.J. Osteotomies for hallux valgus correction / H.J. Trnka // *Foot Ankle Clin.* - 2005. - №10. – P. 15-33.

254. Trnka, H.J., Muhlbauer, M., Zembsch, A., Hungerford, M., Ritschl, P., Salzer, M. Basal closing wedge osteotomy for correction of hallux valgus and metatarsus primus varus: 10- to 22-year follow-up / H.J. Trnka, M. Muhlbauer, A. Zembsch, M. Hungerford, P. Ritschl, M. Salzer // *Foot Ankle Int.* - 1999. - №20(3). – P. 171-177.

255. Trnka, H.J., Parks, B.G., Ivanic, G. Six first metatarsal shaft osteotomies: Mechanical and immobilization comparisons / H.J. Trnka, B.G. Parks, G. Ivanic // *Clin Orthop Relat Res.* - 2000. - №381. – P. 256-265.

256. Trnka, H.J., Zembsch, A., Wiesauer, H., Hungerford, M., Salzer, M., Ritschl, P. Modified Austin procedure for correction of hallux valgus / H.J. Trnka, A. Zembsch, H. Wiesauer, M. Hungerford, M. Salzer, P. Ritschl // *Foot Ankle Int.* - 1997. - №18(3). – P. 119-127.

257. Unal, A.M., Baranm, O., Uzun, B., Turan, A.C. Comparison of screw-fixation stabilities of first metatarsal shaft osteotomies: A biomechanical study / A.M. Unal, O. Baranm, B. Uzun, A.C. Turan // *Acta Orthop Traumatol Turc. Papers.* - 2010. - №44(1). – P. 70-75.

258. Van Beek, C., Greisberg, J. Mobility of the first ray: review article / C. Van Beek, J. Greisberg // *Foot Ankle Int.* - 2011. - №32. – P. 917-922.

259. Van Groningen B., van der Steen M.C., Reijman M., Bos J., Hendriks J.G. Outcomes in chevron osteotomy for hallux valgus in a large cohort / B. van Groningen, M.C. van der Steen, M. Reijman, J. Bos, J.G. Hendriks // *Foot (Edinb).* - 2016. - №29. – P. 18-24.

260. Veri, J.P., Pirani, S.P., Claridge, R. Crescentic proximal metatarsal osteotomy for moderate to severe hallux valgus: a mean 12.2-year follow-up study / J.P. Veri, S.P. Pirani, R. Claridge // *Foot Ankle Int.* - 2001. - №22(10). – P. 817-822.

261. Viehe, R., Haupt, D.J., Heaslet, M.W., Walston S. Complications of screw-fixed chevron osteotomies for the correction of hallux abducto valgus / Viehe, R., Haupt, D.J., Heaslet, M.W., S. Walston // *Journal of the American Podiatric Medical Association.* – 2003. - №№1-6. – P. 499-502.

262. Voellmicke, K.V., Deland, J.T. Manual examination technique to assess dorsal

instability of the first ray / K.V. Voellmicke, J.T. Deland // *Foot Ankle Int.* - 2002. - №23(11). – P. 1040-1041.

263. Wagner, P., Ortiz, C., Wagner, E. Rotational osteotomy for hallux valgus: a new technique for primary and revision cases / P. Wagner, C. Ortiz, E. Wagner // *Tech Foot Ankle Surg.* - 2017. - №16. – P. 3-10.

264. Weber, A.K., Hatch, D.J., Jensen, J.L. Use of the first ray splay test to assess transverse plane instability before first metatarsocuneiform fusion / A.K. Weber, D.J. Hatch, J.L. Jensen // *J Foot Ankle Surg.* - 2006. - №45(4). – P. 278-282.

265. Wilkinson, S.V., Jones, R.O., Sisk, L.E., Sunshein, K.F., van Manen, J.W. Austin bunionectomy: postoperative MRI evaluation for avascular necrosis / S.V. Wilkinson, R.O. Jones, L.E. Sisk, K.F. Sunshein, J.W. van Manen // *J Foot Surg.* - 1992. - №31(5). – P. 469-477.

266. Wulker, N. Failures of hallux valgus surgery / N. Wulker // *Orthopade.* - 2011. - № 40(5). – P. 384-391.

267. Wulker, N., Mittag, F. The treatment of hallux valgus / N.Wulker, F. Mittag // *Dtsch Arztebl Int.* - 2012. - №109. – P.857-867.

268. Yu, G.V., Johng, B., Freireich, R. Surgical management of metatarsus adductus deformity / G.V. Yu, B. Johng, R. Freireich // *Clin Podiatr Med Surg.* - 1987. - №4. – P. 207-232.

269. Yucel, I, Tenekecioglu, Y, Ogut, T, Kesmezacar, H. Treatment of hallux valgus by modified McBride procedure: a 6-year follow-up / I.Yucel, Y.Tenekecioglu, T.Ogut, H. Kesmezacar // *J Orthop Traumatol.* - 2010. - №11. – P. 89-97.

270. Zdravkovic, V., Bilic, R. Computer-assisted preoperative planning (CAPP) in orthopaedic surgery / V. Zdravkovic, R. Bilic // *Comput. Methods Programs Biomed.* - 1990. - №32. – P. 141–146.

271. Zelen, C.M., Young, N.J. Alternative Methods in Fixation for Capital Osteotomies in Hallux Valgus Surgery / C.M. Zelen, N.J. Young // *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery.* - 2013. - №3. – P. 295-306.