

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ВОЕННОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
ВОЕННО-МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ ИМЕНИ С. М. КИРОВА
МИНИСТЕРСТВА ОБОРОНЫ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

ЖУМАГАЗИЕВ

Саян Елемесьевич

СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ МЕТОДИК АРТРОДЕЗА ГОЛЕНОСТОПНОГО
СУСТАВА ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С ДЕФОРМИРУЮЩИМ АРТРОЗОМ
(КЛИНИКО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

3.1.8. Травматология и ортопедия

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание ученой степени

кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук профессор
В.В. Хоминец

Санкт-Петербург — 2023

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	5
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	15
1.1 Исторические аспекты артродеза голеностопного сустава	15
1.1.1 Доступы к голеностопному суставу при артродезе.....	16
1.1.2 Контакт обработанных суставных поверхностей.....	18
1.1.3 Необходимость применения костной пластики.....	19
1.1.4 Остеотомия малоберцовой кости	20
1.1.5 Способы фиксации артродезируемых поверхностей.....	22
1.2 Современные тенденции артродеза голеностопного сустава.....	29
1.3 Биомеханические исследования, направленные на оценку стабильности фиксации голеностопного сустава при артродезе	45
1.4 Резюме	51
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	53
2.1 Структура и общая характеристика диссертационного исследования.....	53
2.2 Характеристика разработанной пластины для артродеза голеностопного сустава	55
2.3 Метод биомеханического моделирования.....	57
2.4 Метод стендового испытания	62
2.4.1 Проведение эксперимента.....	65
2.5 Общая характеристика клинической части исследования.....	67
2.6 Методы обследования пациентов.....	72
2.6.1. Клинический метод исследования	72
2.6.2. Рентгенологический метод исследования	75
2.7 Статистический метод	79
ГЛАВА 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПЕРЕДНЕЙ ПЛАСТИНЫ, КОМБИНИРУЕМОЙ С ДВУМЯ СПОНГИОЗНЫМИ ВИНТАМИ, ДЛЯ АРТРОДЕЗА ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА.....	80

3.1 Сравнительное напряженно-деформированное состояние системы «кость — имплантат» при фиксации голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами и передней пластиной, комбинированной с двумя спонгиозными винтами.....	80
3.1.1 Результаты сравнительного анализа полей перемещений системы «кость — имплантат» исследуемых моделей	81
3.1.2 Результаты сравнительного анализа эквивалентных напряжений в имплантатах исследуемых моделей	84
3.1.3 Результаты сравнительного анализа эквивалентных напряжений таранной и большеберцовой костей исследуемых моделей.....	92
3.1.4 Результаты сравнительного анализа наибольшего контактного давления на границе большеберцовой и таранной костей исследуемых моделей.....	97
3.2 Сравнительное напряженно-деформированное состояние системы «кость — имплантат» при фиксации голеностопного сустава разработанной пластиной, комбинированной с двумя спонгиозными винтами, и пластиной серийного производства	99
3.3 Сравнительное исследование стабильности фиксации голеностопного сустава при артродезе в эксперименте.....	106
3.3.1 Результаты стендового испытания на моделях артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами	106
3.3.2 Результаты стендового испытания на моделях артродеза голеностопного сустава пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами	109
3.3.3 Сравнение результатов стендового испытания на моделях артродеза голеностопного сустава.....	110
ГЛАВА 4. СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ЭФФЕКТИВНОСТИ АРТРОДЕЗА ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА ТРЕМЯ СПОНГИОЗНЫМИ ВИНТАМИ И ПЛАСТИНОЙ В КОМБИНАЦИИ С ДВУМЯ СПОНГИОЗНЫМИ ВИНТАМИ.....	113

4.1	Общая характеристика изученных показателей у пациентов обеих клинических групп до операции.....	113
4.2	Результаты лечения пациентов после артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами.....	115
4.2.1	Способ артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами	115
4.2.2	Исходы лечения пациентов второй клинической группы	120
4.3	Оценка результатов лечения пациентов, которым выполнен артродез голеностопного сустава с применением пластины и двумя спонгиозными винтами.....	128
4.3.1	Способ артродеза голеностопного сустава пластиной и двумя спонгиозными винтами	128
4.3.2	Исходы лечения пациентов первой клинической группы	129
4.4	Сравнительный анализ эффективности артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами и пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами.....	135
4.5	Применение новой оригинальной передней пластины для артродеза голеностопного сустава	140
	ЗАКЛЮЧЕНИЕ	144
	ВЫВОДЫ	154
	ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	156
	СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ.....	158
	СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	159
	ПРИЛОЖЕНИЕ А. ШКАЛА ДЛЯ ОЦЕНКИ И ФУНКЦИИ СОСТОЯНИЯ ЗАДНЕГО ОТДЕЛА СТОПЫ (ШКАЛА AOFAS)	188

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Одной из актуальных проблем современной травматологии и ортопедии является лечение пациентов с деформирующим артрозом голеностопного сустава [56, 88, 104, 247]. В настоящее время около 1% населения всей планеты страдают данной патологией [243, 54]. При этом, в отличие от заболеваний других суставов, в 70–78% случаев артроз голеностопного сустава носит посттравматический характер [212, 243]. Повреждения в области голеностопного сустава являются распространенными и по данным В.Р. Waterman и соавт. (2010) составляют около 20% всех травм опорно-двигательного аппарата [254]. Частота возникновения посттравматического артроза голеностопного сустава варьирует от 15 до 60% случаев, который при III–IV стадии заболевания является причиной инвалидизации [33, 40, 25, 8, 228, 155, 218, 80]. Другой наиболее распространенной причиной развития артроза служит ревматоидный артрит (до 12% случаев). Частота первичного деформирующего артроза голеностопного сустава составляет 7–9% [212].

По данным специальной литературы, основными хирургическими методами лечения пациентов с деформирующим артрозом голеностопного сустава III–IV стадии являются артродез и тотальное эндопротезирование [138, 220, 234, 6, 100]. Последний метод был предложен в 1970 г. в качестве альтернативы артродезированию голеностопного сустава. Он позволяет сохранить подвижность, разгрузить суставы среднего отдела стопы и задержать прогрессирование дегенеративных изменений в них, восстановить нормальную походку [147]. По данным медицинской литературы, критерии отбора пациентов для эндопротезирования довольно жесткие: возраст старше 50 лет, индекс массы тела до 30 кг/м², минимальная деформация заднего отдела стопы (до 20°), низкая повседневная активность и сохранение более чем 2/3 амплитуды движений в голеностопном суставе [71]. Однако, несмотря на растущую популярность и

обнадеживающие результаты лечения пациентов, тотальное эндопротезирование по-прежнему связано с высокой частотой ревизионных операций. По данным литературы, частота последних составляет 4–28% случаев [144, 150, 116, 244]. При этом наиболее частыми причинами ревизионных вмешательств являются разрушение установленных конструкций, асептическая нестабильность их компонентов и перипротезная инфекция [101, 71, 146]. Поэтому, вопреки аргументам в пользу тотального эндопротезирования, данные литературы свидетельствуют о том, что к этой операции следует подходить очень взвешено.

Артродез голеностопного сустава по-прежнему остается «золотым стандартом» в лечении пациентов с терминальными стадиями деформирующего артроза голеностопного сустава [200, 157, 94, 160, 234]. За последнее десятилетие отмечается тенденция к увеличению количества выполненных операций артрорезирования голеностопного сустава [185, 166]. Так, например, А. Milstrey с группой авторов в 2021 г. на основании данных регистра Германии выявил, что за последние 10 лет частота артрореза голеностопного сустава увеличилась на 31%, в то же время частота эндопротезирования снизилась на 39%. Основными целями этой операции являются образование костного анкилоза голеностопного сустава в функционально-выгодном положении и удовлетворительное восстановление опорной функции конечности.

За более чем 140-летний период существования операции артрореза голеностопного сустава в качестве метода лечения деформирующего артроза разработано и предложено множество методик и способов его выполнения, а также большое количество имплантатов для фиксации большеберцовой и таранной костей. Именно жесткая фиксация указанных костей создает возможность для формирования анкилоза голеностопного сустава в оптимальные сроки. Наиболее полно этому критерию отвечает применение винтов и пластин, обеспечивающих достаточную стабильность и оптимальную компрессию между анкилозируемыми поверхностями большеберцовой и таранной костей [200, 119, 237]. Однако, по последним данным, частота несостоятельности артрореза большеберцово-таранного сочленения достигает 15% [138, 158, 146]. В связи с

этим поиск оптимального имплантата, позволяющего обеспечить плотный костный контакт между большеберцовой и таранной костями и стабильную их фиксацию до полного сращения, продолжается, а проблема надежности фиксации голеностопного сустава при артродезе требует новых решений.

Степень разработанности темы исследования

Артродез голеностопного сустава остается наиболее часто применяемым способом хирургического лечения пациентов с поздними стадиями деформирующего артроза [157, 94, 160, 166]. Повышение эффективности при данной операции достигается плотным костным контактом между артродезируемыми поверхностями и стабильной их фиксацией до образования анкилоза большеберцово-таранного сочленения. Для этого предложены и разработаны различные внутренние фиксаторы (винты, пластины, интрамедуллярные стержни), аппараты внешней фиксации (Илизарова, Ассоциации остеосинтеза (АО), Taylor и др.), а также их комбинации. При этом на сегодняшний день наиболее распространенными и обоснованными с точки зрения последующего восстановления функции являются винты [200, 118, 237]. Однако следует отметить, что при применении винтов у пациентов с остеопорозом были отмечены более высокие показатели несращения голеностопного сустава [240]. К тому же М.М. Betz и соавт. (2013) и Р.М. Mitchell и соавт. (2017) утверждают, что фиксация голеностопного сустава винтами не обеспечивает достаточной жесткости и первичной стабильности при выраженных деформациях сустава, плохом качестве кости и остеопорозе [58, 167]. Кроме того, в биомеханических исследованиях доказаны преимущества фиксации большеберцовой и таранной костей пластиной и спонгиозными винтами по сравнению с фиксацией только пластиной или только спонгиозными винтами [69]. Таким образом, проблема фиксации голеностопного сустава при артродезе требует дальнейшего изучения и совершенствования характеристик жесткости и надежности в системе «кость —

имплантат». Данную проблему можно решить применением для артродеза голеностопного сустава передней пластины в комбинации со спонгиозными винтами, однако в настоящее время отсутствует экспериментально-клиническое обоснование использования данной комбинации фиксаторов. Отмеченные положения определили цель и задачи настоящего исследования.

Цель исследования

На основании экспериментальных биомеханических и клинических исследований определить предпочтительный способ артродеза голеностопного сустава у пациентов с деформирующим артрозом III–IV стадии.

Задачи исследования

1. Провести анализ результатов лечения пациентов с деформирующим артрозом голеностопного сустава III–IV стадии после его артродеза тремя спонгиозными винтами.
2. Разработать специальную пластину и предложить другой способ артродеза голеностопного сустава на основании биомеханического моделирования, изучения напряжения и деформации, возникающих в системе «имплантаты — большеберцовая и таранная кости» при опорных нагрузках.
3. Провести сравнительное исследование прочности фиксации голеностопного сустава предложенными способами путем биомеханических испытаний, выполненных на высокоточных виртуальных моделях и специальных стендах.
4. Провести клиническую апробацию нового способа артродеза пластиной и двумя спонгиозными винтами при лечении пациентов с деформирующим артрозом голеностопного сустава III–IV стадии и оценить его эффективность.

Научная новизна исследования

1. Разработан способ выполнения артродеза голеностопного сустава с использованием трех спонгиозных винтов (патент РФ на изобретение № 2633945).

2. Исследована и внедрена в клиническую практику новая оригинальная пластина для артродеза голеностопного сустава (патент РФ на полезную модель № 216491).

3. Впервые на основании биомеханического моделирования изучены напряжения и деформации, возникающие в системе «имплантаты — большеберцовая и таранная кости» при опорных нагрузках.

4. Впервые произведен сравнительный биомеханический анализ стабильности фиксации при артродезе голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами, передней пластиной серийного производства и разработанной пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами, методом конечных элементов.

5. На основе полученных данных разработаны предложения по совершенствованию операционной техники и способа артродеза голеностопного сустава.

6. Проведено сравнительное исследование прочности фиксации голеностопного сустава предложенными способами путем биомеханических испытаний, выполненных на модели с изучением относительной деформации на стендах.

Теоретическая и практическая значимость работы

1. Разработанные способы артродеза голеностопного сустава при лечении пациентов с поздними стадиями деформирующего артроза позволяют улучшить результаты за счет одномоментной компрессии между замыкаемыми поверхностями сустава и последующего надежного удержания таранной кости в заданном положении.

2. Оригинальная передняя пластина за счет своих конструктивных особенностей позволяет добиться достаточной степени фиксации и компрессии большеберцовой и таранной костей, а анатомически заданный угол между длинным и коротким плечами пластины дает возможность установить таранную кость в правильное для артродеза положение.

3. Биомеханические испытания моделей различных вариантов фиксации голеностопного сустава при артродезе, проведенные при помощи испытательных машин и специальных программных пакетов, позволили изучить прочностные свойства разработанного имплантата при разных нагрузках и определить оптимальный вариант фиксации большеберцовой и таранной костей.

4. При клинической апробации предложенного способа фиксации голеностопного сустава для артродеза установлено, что при его применении статистически значимо сокращаются время хирургического вмешательства и продолжительность работы с электронно-оптическим преобразователем.

Методология и методы исследования

Проведенное исследование включало две последовательные и взаимосвязанные части: экспериментальную и клиническую.

Методология диссертационной работы на первом этапе предусматривала изучение медицинской литературы, посвященной проблеме артродезирования голеностопного сустава при лечении пациентов с поздними стадиями деформирующего артроза. В результате были выделены перспективные современные способы и имплантаты, применяемые для фиксации большеберцовой и таранной костей, что позволило определить цель и задачи исследования, дизайн научного поиска и методы его реализации.

На следующем этапе собственных исследований были проведены биомеханические эксперименты методом конечных элементов на модели артродеза голеностопного сустава с использованием различных вариантов его фиксации: тремя спонгиозными винтами, четыре варианта фиксации

предложенной пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами, а также пластиной серийного производства. В ходе этих экспериментов оценивали в сравнительном плане наибольшие поля перемещений, максимальные эквивалентные напряжения в имплантатах и костях, наибольшее контактное давление на границе большеберцовой и таранной костей. Полученные данные позволили сделать вывод о преимуществах разработанной пластины, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами с точки зрения биомеханики.

В ходе третьего этапа диссертационного исследования были произведены сравнительные стендовые испытания на моделях артродеза голеностопного сустава, фиксированных тремя спонгиозными винтами и разработанной пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами. Сравнивали смещение на границе большеберцовой и таранной костей в условиях статической и циклической осевых нагрузок, создаваемых испытательными машинами. Результаты проведенного эксперимента позволили сделать вывод о биомеханических преимуществах фиксации пластины, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами.

На завершающих этапах работы было проведено сравнительное клиническое исследование в двух группах пациентов. В первую (основную) группу были включены 14 пациентов, которым была выполнена операция артродеза голеностопного сустава пластиной и двумя спонгиозными винтами. Оценку результатов лечения проводили с использованием балльных шкал ВАШ (визуальная аналоговая шкала) и AOFAS (American Orthopaedic Foot and Ankle Society), изучали частоту и сроки формирования анкилоза, частоту инфекционных и неинфекционных осложнений, а также время хирургического вмешательства и продолжительность работы с электронно-оптическим преобразователем. Во вторую клиническую группу (сравнения) были включены 36 пациентов, которым были выполнены операции артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами. Функциональные исходы у этих пациентов оценивали по аналогичной с первой группой методике. Затем был выполнен сравнительный анализ полученных показателей в каждой из групп. Также с учетом данных экспериментальной части настоящего исследования разработана новая пластина

для артродеза голеностопного сустава. Биомеханические свойства, обеспечиваемые новой конструкцией, в сравнении с тремя спонгиозными винтами и современным аналогом (пластина серийного производства) изучены в эксперименте. Разработанная оригинальная пластина для артродеза голеностопного сустава была апробирована в клинике, доказав свою эффективность.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Разработанная оригинальная пластина для артродеза голеностопного сустава (патент РФ на полезную модель № 216491) по результатам компьютерного моделирования и данным клинической апробации является эффективным фиксатором при лечении пациентов с деформирующим артрозом в терминальной стадии.

2. Использованная биомеханическая модель артродеза голеностопного сустава более устойчива к осевым статическим и циклическим нагрузкам при фиксации пластиной и двумя спонгиозными винтами по сравнению с вариантом фиксации тремя спонгиозными винтами. Так, при статической нагрузке наибольшая амплитуда смещений на границе большеберцовой и таранной костей в случае применения трех спонгиозных винтов составила 0,289 мм, пластины и двух спонгиозных винтов — 0,111 мм, а относительная деформация — 1,2 и 0,42%, соответственно. При циклической нагрузке амплитуда смещения составила 0,106 мм при фиксации голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами и 0,03 мм — пластиной и винтами.

3. Практическое применение предложенных способов артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами и пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами, позволяют добиться у профильных пациентов хороших и удовлетворительных функциональных исходов лечения, а при фиксации вторым вариантом сокращается время хирургического

вмешательства и продолжительность работы с электронно-оптическим преобразователем по сравнению с первым ($p < 0,05$).

Апробация результатов диссертационного исследования

По теме диссертационного исследования опубликовано 10 печатных работ, в том числе 3 статьи в рецензируемых научных журналах, рекомендованных ВАК РФ и 2 патента РФ: патент РФ на изобретение № 2633945 «Способ выполнения артрореза голеностопного сустава с использованием трех спонгиозных винтов», патент РФ на полезную модель № 216491 «Пластина для артрореза голеностопного сустава».

Результаты диссертационной работы доложены на Ежегодной научно-практической конференции с международным участием «Вреденовские чтения» (Санкт-Петербург, 2021), Седьмом Всероссийском конгрессе с международным участием «Медицинская помощь при травмах. Новое в организации и технологиях. Вопросы профессионального медицинского образования в России» (Санкт-Петербург, 2022), Всероссийской конференции молодых ученых «Вреденовские игры» (Санкт-Петербург, 2022).

Результаты диссертационного исследования внедрены в практику работы клиники военной травматологии и ортопедии Военно-медицинской академии им. С.М. Кирова, а также используются при обучении ординаторов, адъюнктов (аспирантов) и травматологов-ортопедов, проходящих усовершенствование по программам дополнительного образования.

Личное участие автора

Тема и план диссертации, ее основные идеи и содержание разработаны совместно с научным руководителем. Автор самостоятельно осуществил аналитический обзор отечественной и зарубежной медицинской литературы. В

результате анализа сформулировал проблемные задачи и, таким образом, аргументировал актуальность темы настоящего исследования, определил цель, задачи, предмет и методические принципы исследования. Непосредственно принимал участие в построении компьютерной модели для анализа методом конечных элементов, а также в конструировании моделей для проведения эксперимента на специальных испытательных машинах. Участвовал в большинстве оперативных вмешательств по теме исследования, осуществил сбор первичных данных, обработку с использованием методов системного анализа и статистических методов. Автором были сформулированы выводы, практические рекомендации и основные положения, выносимые на защиту, подготовлен текст диссертационной работы. Помимо этого, диссертант принимал непосредственное участие в подготовке статей, тезисов на конференции и заявок на изобретения, а также выступал с научными докладами по результатам проведенных исследований.

Объем и структура диссертации

Материалы диссертации представлены на 189 страницах. Диссертация состоит из введения, обзора литературы, описания материала и методик исследования, двух глав собственных исследований, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка литературы и приложения. Работа содержит 13 таблиц, 45 рисунков. Список литературы включает 272 источника, из них 40 отечественных и 232 иностранных авторов.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1 Исторические аспекты артрореза голеностопного сустава

Впервые термин «артрорез» ввел австрийский хирург E. Albert в 1878 г. Он произвел резекцию суставного хряща и тонкого слоя субхондральной кости коленных и голеностопных суставов (ГСС) с целью их анкилозирования пациентке с последствиями полиомиелита [24]. Однако значительно раньше, в 1861 г. русский хирург Ю.К. Шимановский рекомендовал выполнять анкилоз таранно-берцового сочленения при короткой культе на уровне сустава Шопара со сгибательной контрактурой ГСС для улучшения опороспособности [24]. В 1879 г. L.V. Lesser после освобождения суставных концов от хряща выполнял фиксацию ГСС металлическим гвоздем, вбитым в таранную кость через наружную лодыжку [11]. Впервые в России операцию артрореза с целью стабилизации стопы выполнил К.К. Рейер, сделав по этому поводу доклад-демонстрацию двоих пациентов на заседании Русского хирургического общества имени Н.И. Пирогова в 1883 г. [24]. В конце XIX и начале XX века артрорез ГСС и суставов заднего отдела стопы в основном выполняли при деформациях стоп после полиомиелита [21, 83, 165].

Первые публикации об артрорезе в качестве метода лечения пациентов с последствиями переломов области голеностопного сустава начали появляться в научной литературе в 30-х годах XX века [3, 1, 113]. J.S. Speed и соавт. (1936) подробно описали как показания к выполнению артрореза голеностопного сустава, так и оперативную технику его выполнения. Она включала продольный передний доступ латеральнее сухожилий разгибателей, удаление суставного хряща, при необходимости остеотомию малоберцовой кости и удлинение ахиллова сухожилия, исправление положения таранной кости, забор свободного костного трансплантата из передней поверхности большеберцовой кости размером 2,5×5 см с последующим его низведением в заранее подготовленный желоб таранной кости, иммобилизацию голеностопного сустава гипсовой

повязкой [222]. В.Д. Чаклин (1936) считал, что «артродез с целью получить анкилоз сустава является наилучшим выходом для пациента, который получил консервативное лечение перелома лодыжек, не избавившись от болевого синдрома» [39]. В своей хирургической практике он применял артродез голеностопного сустава по способу К. Biesalski и J. Lorthioir. В 1910 г. именно К. Biesalski разработал способ артротенодеза голеностопного сустава. Из продольного переднего доступа в нижней трети голени отсекал сухожилия разгибателей пальцев и стопы от мышечных брюшек. Затем из поперечного доступа по передней поверхности ГСС удалял суставной хрящ, формировал канал в большеберцовой кости, через него проводил отсеченные сухожилия и подшивал их к надкостнице. J. Lorthioir в 1911 г. предложил способ артродеза, связанный с извлечением таранной кости и ее реимплантацией после удаления суставного хряща [11].

1.1.1 Доступы к голеностопному суставу при артродезе

Для выполнения артродеза голеностопного сустава хирургами были предложены различные доступы. Передний продольный доступ впервые описан W.S. Campbell в 1929 г. Он выполнял доступ медиальнее малоберцовой кости на 2 см. Т. Hallock (1945) рекомендовал доступ между длинным разгибателем большого пальца и длинным разгибателем пальцев. В свою очередь, Т. Nicola (1945) предложил выполнять передний доступ между передней большеберцовой мышцей и длинным разгибателем большого пальца [75]. По этой методике его продолжают выполнять и в настоящее время [83, 165]. J. Charnley (1951) осуществлял передний доступ к голеностопному суставу в поперечном направлении, пересекая сухожилия разгибателей стопы.

В 1908 г. J.E. Goldthwait впервые описал латеральный (или трансфибулярный) доступ с остеотомией малоберцовой кости в нижней трети для артродеза голеностопного и подтаранного суставов. Т. Horwitz (1942) выполнял доступ вдоль задней границы малоберцовой кости в нижней трети и заканчивал

над кубовидной костью с последующей остеотомией малоберцовой кости. J.C. Adams (1948) описал продольный доступ в проекции дистальной трети малоберцовой кости, отступая 2 см книзу от ее верхушки, затем осуществлял ее резекцию [44].

Некоторые хирурги применяли задний доступ для артрореза. В 1956 г. O.S. Staples впервые описал задний доступ для артрореза большеберцово-таранно-пяточного сустава по медиальному краю ахиллова сухожилия [225]. A.A. White (1974) рекомендовал доступ по латеральному краю ахиллова сухожилия с Z-образным рассечением последнего для артрореза голеностопного сустава [259]. G.S. Gruen и D.C. Mears (1991) рекомендовали задний срединный доступ с остеотомией пяточной кости в месте прикрепления ахиллова сухожилия [103]. G.M. Russotti и соавт. (1988) и T.A. Kile и K.A. Johnson (1994) сообщили о заднем доступе с продольным разделением ахиллова сухожилия [137].

Медиальный доступ впервые был описан F. Koenig и P. Schaefer в 1929 г. Его выполняли на 2 см выше и сзади медиальной лодыжки, изгибали вверх на уровне лодыжки с последующим низведением до ладьевидно-клиновидного сустава. Broomhead и соавт. (1932) выполняли его между задним краем дистального метаэпифиза (ДМЭ) большеберцовой кости и ахилловым сухожилием с продлением по нижнему краю лодыжки до уровня таранно-ладьевидного сустава. E.L. Ralston (1951) выполнял доступ на 4 дюйма выше и на 1 дюйм позади медиальной лодыжки, затем изгибал его вперед и вниз через середину большеберцовой кости и продлевал его назад к пяточной кости [75].

В 1983 г. D. Schneider впервые выполнил артроскопический артрорез голеностопного сустава. Автор сообщил о более быстром сращении и более краткосрочном послеоперационном восстановлении, чем при открытом способе артрореза [74]. M.S. Myerson и S.M. Allon в 1989 г. впервые предложили концепцию подготовки суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей артроскопическим способом с последующей фиксацией их двумя винтами под рентгеноскопическим контролем [179]. Через пару лет, в 1991 г., M.S. Myerson и G. Quill впервые провели сравнительное исследование, направленное на оценку результатов артрорезирования голеностопного сустава

артроскопическим и открытым способами [178]. Авторы сообщили, что средний срок анкилозирования при первом способе составил 8,7 недель, а при втором — 14,5 недель. С тех пор, по мере развития артроскопического оборудования, увеличилась популярность артродезирования голеностопного сустава с применением артроскопии [92].

В связи с преимуществами артроскопического способа артродеза большеберцово-таранного сочленения как минимально-инвазивного, с одной стороны, техническими сложностями и дорогостоящим оборудованием для ее выполнения, с другой стороны, G.D. Paremain с группой авторов в 1992 г. предложил мини-артротомический способ артродеза с фиксацией большеберцовой и таранной костей двумя винтами. При данном способе риск повреждения мягких тканей также сведен к минимуму, при этом нет необходимости использовать артроскопию. Таким образом, мини-артротомический доступ представляет собой компромисс между открытым и артроскопическим способами. Авторы использовали два доступа по 1,5 см: переднемедиальный и переднелатеральный — и применили данный способ артродеза у 15 пациентов. Формирование анкилоза достигли у 100 % пациентов, при этом средний срок сращения составил 6 недель [192].

1.1.2 Контакт обработанных суставных поверхностей

Первые предложенные техники артродеза голеностопного сустава не отличались сложностью его выполнения. Они заключались в удалении хряща с суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей или их экономной резекцией с последующей фиксацией конечности гипсовой повязкой. Однако в последующем возникал дефект в связи с уменьшением объема таранной кости и увеличением размеров «вилки» голеностопного сустава. Результаты лечения таких пациентов имели значительную частоту несращений, деформаций вследствие утраты оптимального положения стопы относительно голени [11]. Именно поэтому хирурги сводили усовершенствования к тому, чтобы обеспечить

как можно лучший контакт между артродезируемыми поверхностями и достаточную иммобилизацию. Особые надежды они возлагали на применение трансплантатов, которые помимо фиксации стимулировали процесс сращения. Так, Ю.Ю. Джанелидзе в 1928 г. предложил фрагментировать таранную кость после удаления с нее суставного хряща на кусочки размером 0,5–1,0 см, затем плотно заполнял ими «вилку» голеностопного сустава. Следующий способ улучшения фиксации большеберцовой и таранной костей исследователи видели в обработке суставных поверхностей для улучшения их взаимного сцепления. О. Vulpius (1913) предлагал удалять суставной хрящ в виде бороздок, островков, Г.С. Бом (1931) рекомендовал частично фрагментировать суставные поверхности [3], а Г.А. Альбрехт (1926) высекал из блока таранной кости пирамиду и соответствующее ей ложе на поверхности большеберцовой кости [11].

1.1.3 Необходимость применения костной пластики

Многие авторы рекомендовали использовать костный ауто трансплантат из большеберцовой, малоберцовой костей или гребня подвздошной кости с целью восполнения дефектов костной ткани после удаления суставного хряща и субхондральной кости. J.S. Speed и соавт. (1936, 1949), R. Watson-Jones (1955) применяли кортикально-губчатый костный трансплантат с передней поверхности нижней трети большеберцовой кости, формировали паз в таранной кости и в него перемещали полученный фрагмент [222]. При этом R. Watson-Jones (1955) фиксировал перемещенный костный трансплантат винтами к большеберцовой и таранной костям. В свою очередь R.N. Hatt (1940), H.A. Brittain (1942), J.S. Barr (1953), A. Soren (1968) перемещали данный трансплантат сквозь суставные поверхности в сформированный паз таранной кости. W.E. Gallie в 1948 г. описал способ артродеза ГСС с использованием двух трансплантатов из средней трети большеберцовой кости. Автор укладывал их в сформированные пазы в передненаружной и передневнутренней поверхности сустава. J.C. Kennedy (1960)

модифицировал предыдущий способ. Он дополнительно выполнял обработку суставных поверхностей и скреплял их металлической скобой. К.Н. Pridie в 1953 г. описал следующий метод артродеза голеностопного сустава: после остеотомии медиальной лодыжки и отведения ее вниз он формировал туннель диаметром 25 мм с помощью сверла в поперечном направлении изнутри кнаружи с последующим заполнением его цилиндрическим аутотрансплантатом из большеберцовой кости. В свою очередь M.R. Hone (1968) забирал трансплантат цилиндрической формы из сустава в корональной плоскости и, повернув его на 90° вокруг своей длинной оси, помещал его в туннель в сагиттальной плоскости. В 1957 г. Г.Г. Слесарев предложил заполнять образовавшийся по передней поверхности диастаз между артродезируемыми поверхностями трансплантатом в форме клина из большеберцовой кости с последующей фиксацией ГСС стержнем [32].

В 1956 г. O.S. Staples выполнял остеотомию задней поверхности большеберцовой кости в нижней трети, таранной кости с формированием желоба бугра пяточной кости [225]. К месту остеотомии укладывал кортикально-губчатый аутотрансплантат из гребня подвздошной кости и фиксировал его металлическим винтом к большеберцовой кости. A.A. White (1974) устанавливал два трикортикальных костных трансплантата из гребня подвздошной кости в форме подковы на место образовавшегося дефекта. C.J. Campbell и соавт. (1974) передним продольным доступом формировали в ДМЭ большеберцовой кости и блоке таранной кости паз прямоугольной формы. Аутотрансплантат из гребня подвздошной кости разделяли таким образом, чтобы его губчатая поверхность соприкасалась с губчатой поверхностью подготовленного ложа. Затем им плотно заполняли сформированный паз, при этом суставной хрящ не удаляли.

1.1.4 Остеотомия малоберцовой кости

J.E. Goldthwait в 1908 г. впервые выполнил остеотомию малоберцовой кости, чтобы обеспечить тесный контакт таранной кости в «вилке» голеностопного сустава. Н.А. Гуревич в 1924 г. впервые предложил использовать

остеотомированный фрагмент малоберцовой кости в качестве аутотрансплантата. После ее остеотомии он формировал ложе на наружной поверхности большеберцовой, таранной и пяточной костей, удалял хрящ с суставных поверхностей, резецировал внутреннюю поверхность остеотомированной наружной лодыжки и последнюю укладывал в подготовленное ложе [11]. В 1942 г. Т. Horwitz описал способ артродеза голеностопного сустава, при котором после остеотомии малоберцовой кости в нижней трети он продольно расщеплял остеотомированный участок [124]. После удаления суставного хряща медиальную половину расщепленной малоберцовой кости использовал как свободный костный аутотрансплантат, пересекающий голеностопный сустав спереди, а латеральную половину прикладывал к латеральным поверхностям большеберцовой и таранной костей. Фиксацию фрагментов малоберцовой кости выполнял толстыми кетгутовыми швами.

С тех пор остеотомия малоберцовой кости как один из этапов выполнения артродеза голеностопного сустава стала стандартной процедурой. Были описаны различные варианты этой методики. J.C. Adams (1948) фиксировал остеотомированный фрагмент малоберцовой кости двумя винтами к большеберцовой кости и одним винтом к таранной. Он проанализировал результаты лечения 30 пациентов, которым был выполнен артродез голеностопного сустава в его модификации. Анкилоз состоялся у 28 пациентов в среднем за 13 недель. Ф.Р. Богданов (1952) выполнял косую остеотомию малоберцовой кости без повреждения ее связочного аппарата и укладывал ее в подготовленный паз по латеральной поверхности большеберцовой и таранной костей. Дополнительно низводил свободный костный аутотрансплантат из переднелатеральной поверхности дистального метафиза большеберцовой кости и внедрял его в заранее подготовленный паз в шейке таранной кости [2]. А.Е. Данилова (1964) представила отдаленные результаты артродеза голеностопного сустава по методу Ф.Р. Богданова у 36 пациентов [11]. У 33 пациентов автор отметила отличные и хорошие результаты со средним сроком наблюдения 5,4 года. Н.Ж. Wilson (1969) выполнял остеотомию малоберцовой кости пополам по вертикали, разделяя ее на переднюю и заднюю части [261]. На

расстоянии 6,5 см от верхушки наружной лодыжки производил отсечение передней части в поперечном направлении и фиксировал последнюю винтами к большеберцовой и таранной костям по медиальной поверхности в заранее подготовленное ложе. С.Е. Graham (1970) после остеотомии малоберцовой кости на расстоянии 10 см от ее верхушки выполнял рассверливание большеберцово-таранного сустава из латерального доступа в передней и задней части сустава диаметром 1/2 дюйма, в образовавшиеся отверстия вводил трансплантаты, приготовленные из средней трети диафиза малоберцовой кости, а остеотомированный фрагмент малоберцовой кости фиксировал к большеберцовой и таранной костям винтами. Подобную технику описали С.Е. Ottolenghi и соавт. (1970). Хирурги использовали один костный трансплантат из диафиза малоберцовой кости без ее остеотомии в нижней трети и применили данную методику у 9 пациентов, 8 из которых отметили отличный результат.

И все же фиксация голеностопного сустава с помощью описанных выше техниками и гипсовой повязкой оказалась недостаточной для своевременного и успешного анкилозирования.

1.1.5 Способы фиксации артродезируемых поверхностей

Ряд исследователей для усиления фиксации большеберцово-таранного сочленения стали применять так называемый компрессионный метод. В 1945 г. R. Anderson предложил использовать метод компрессии на голеностопном суставе для ускорения сращения большеберцовой и таранной костей [51]. Автор вводил в большеберцовую кость два стержня Штейнмана (или спицы Киршнера), в таранную и пяточную кость по одному стержню (или спице) с последующей гипсовой иммобилизацией голеностопного сустава.

Большой вклад в развитие компрессионного метода артродеза голеностопного сустава внес сэр John Charnley, который в 1951 г. продемонстрировал его ценность в достижении анкилоза большеберцово-таранного сочленения. Он впервые применил одноплоскостной аппарат внешней

фиксации собственной конструкции для артродеза, который состоял из двух стержней. Дистальный стержень автор проводил через таранную кость, проксимальный — через дистальный отдел большеберцовой кости с последующей фиксацией их между собой компрессионными зажимами. J. Charnley считал, что данный метод обеспечивает хорошую иммобилизацию, устранение всех видов деформаций, плотный контакт между артродезируемыми поверхностями и успешное анкилозирование. Такого же мнения придерживались С. Eggers, Т. Shindler (1949). А.Н.С. Ratliff (1959) проанализировал результаты лечения 16 пациентов с посттравматическим артрозом ГСС, оперированных этим способом [204]. У всех пациентов костный анкилоз ГСС состоялся. Также автор отметил хорошие и отличные результаты в 100% случаев. К. Jansen (1962) выполнил артродез ГСС аппаратом J. Charnley трансфибулярным доступом 12 пациентам. Только в 1 случае потребовался повторный артродез, который был выполнен по той же методике, в результате чего через 3 месяца состоялся костный анкилоз [128].

М.Р. Verhelst и соавт. (1976) в своем исследовании сравнили 3 способа артродеза ГСС трансфибулярным доступом. Первый способ включал остеотомию малоберцовой кости, перемещение ее вниз и фиксацию ее винтами к большеберцовой и таранной костям (способ J.C. Adams). Второй — остеотомия малоберцовой кости, удаление остеотомированного фрагмента и фиксация артродезируемых поверхностей тремя металлическими скобами. И наконец, третий способ, заключающийся в удалении остеотомированного фрагмента малоберцовой кости с последующей фиксацией ГСС аппаратом J. Charnley. Авторы пришли к выводу, что компрессионный артродез голеностопного сустава аппаратом J. Charnley является наилучшим способом по сравнению с двумя предыдущими. Преимущества его включали ранее анкилозирование сустава (в среднем 4 месяца) по сравнению с предыдущими методами (в среднем 7 и 5 месяцев соответственно), отсутствие болевого синдрома в послеоперационном периоде, снижение риска раневых осложнений ввиду удаления фрагмента малоберцовой кости [248].

В 1960-х годах Ассоциация остеосинтеза предложила стандартизированный одноплоскостной аппарат для артродеза ГСС. Данный аппарат состоял из двух стержней Штейнмана, проведенных через нижнюю треть большеберцовой кости и через таранную кость во фронтальной плоскости, фиксированных между собой компрессионными зажимами [177].

В нашей стране впервые компрессионный артродез ГСС одноплоскостным аппаратом выполнил Н.Д. Флоренский в 1953 г. Автор проводил одну спицу через пяточную кость и вторую — через проксимальный метафиз большеберцовой кости, резецировал суставные поверхности, после чего выполнял компрессию специальными приборами, названными им ретракторами, закрепленными на спицах [34].

Однако, несмотря на полученные приемлемые результаты, данный аппарат не обеспечивал удержания стопы в заданном положении [30] и достаточной ротационной стабильности [217]. Г.А. Илизаров и Г.В. Окулов в 1959 г. впервые применили метод чрескостного компрессионного остеосинтеза при артродезе ГСС разработанным аппаратом [17]. Авторы выполняли остеотомию малоберцовой кости в нижней трети, удаление суставного хряща, фиксацию фрагмента малоберцовой кости к большеберцовой и таранной костям кетгутowymi швами. Затем проводили пару перекрещивающихся спиц через таранную кость и большеберцовую кость на расстоянии 10–15 см от суставной щели, которые в натянутом положении фиксировали в кольцах аппарата. Наружную лодыжку фиксировали путем проведения через нее спицы с упорной площадкой. По описанной методике были оперированы 24 пациента. Средний срок фиксации в аппарате составил 31,4 дня. Во всех случаях после снятия аппарата определялся костный анкилоз ГСС.

В дальнейшем травматологи разработали различные варианты монтажа аппарата Илизарова. Так, например, О.Ш. Буачидзе и Г.А. Оноприенко (1981) оптимальной методикой операции и монтажа считали следующие действия. Передним доступом производили удаление суставного хряща, временную фиксацию голеностопного сустава спицами в функционально-выгодном положении. Затем проводили две пары перекрещивающихся спиц на

большеберцовой кости в надлодыжечной области и на границе средней и нижней трети и одну пару через пяточную с последующей их фиксацией в кольцах аппарата [5].

В целях предотвращения нежелательных смещений при применении одноплоскостного аппарата Н.А. Поляк в 1962 г. разработал свой аппарат внешней фиксации. Он использовал три гвоздя Штейнмана диаметром 3 мм, которые проводил через большеберцовую, таранную и плюсневые кости с последующей их фиксацией стяжными винтами. И.Г. Гришин в 1963 г. предложил аппарат разработанной конструкции для артродеза ГСС [10]. Он проводил один металлический стержень диаметром 4 мм через пяточную кость, второй — через тело таранной кости, а третий — через большеберцовую кость.

Некоторые хирурги для компрессионного артродеза ГСС применяли аппарат Hoffmann. Исследователи проводили три стержня через большеберцовую кость, два — через таранную или пяточную кости, два — через плюсневые кости и собирали двусторонний треугольный или четырехугольный аппарат [182, 246, 133]. У аппарата Hoffmann выделяли несколько преимуществ по сравнению с аппаратом Charnley. Аппарат Hoffmann имеет универсальные шарниры, в связи с чем допускалась ошибка при установке штифтов, что особенно важно при артродезе ГСС, где расположение их должно быть точным. Штифты с резьбой предотвращают скольжение. Аппарат более жесткий, а значит, снижает необходимость в применении гипсовой повязки. Он более универсален, что позволяет выполнять коррекцию варусно-вальгусного и переднезаднего смещения [182, 246, 133].

Для улучшения биомеханики фиксации также был разработан треугольный аппарат внешней фиксации Calandrucio, обеспечивающий многоплоскостную компрессию. При фиксации данным аппаратом применяли стержни Штейнмана: два стержня проводили параллельно через большеберцовую кость, два — через таранную кость [260]. R.F. Malarkey и соавт. (1991) выполнили артродез голеностопного сустава 12 пациентам данным аппаратом. Частота костного сращения составила 92% [159].

Опыт использования аппаратов внешней фиксации Calandruccio и Hoffmann продемонстрировал высокие показатели формирования анкилоза ГСС. Однако применение их было связано с высокой частотой возникновения инфекционно-воспалительных осложнений мест выхода стержней из-за их большого диаметра [129, 110].

В зарубежной литературе в 1990-х годах появился интерес к применению аппарата Илизарова для артрореза голеностопного сустава. По данным некоторых авторов, использование циркулярного аппарата обеспечивает жесткую внешнюю фиксацию во всех плоскостях с минимальной частотой осложнений со стороны мягких тканей и применимо к широкому кругу пациентов со сложными деформациями, которым требуется артрорез ГСС. Так, Е.Е. Johnson и соавт. (1992) сообщили, что анкилоз ГСС был достигнут через 7 месяцев у 4 пациентов с инфицированным несращением и через 3,5 месяца у 2 пациентов по поводу первично выполненного артрореза [129]. В. J. Hawkins и соавт. (1994) выполнили артрорез ГСС аппаратом Илизарова у 21 пациента со сложной патологией области голеностопного сустава и получили хорошие результаты у 16 [110].

Параллельно с развитием аппаратов внешней фиксации для артрореза ГСС постоянно совершенствовались и внутренние фиксаторы. G. Imhäuser (1969) и M.P. Verhelst (1976) использовали скобы Blount для выполнения артрореза большеберцово-таранного сочленения [127, 248]. Н. Zimmermann в 1973 г. впервые выполнил артрорез голеностопного сустава винтами. Н. Wagner и Н.G. Rock в 1982 г. впервые описали способ артрореза тремя спонгиозными винтами [250]. Первый винт вводили с латеральной поверхности таранной кости в большеберцовую, второй — с переднелатеральной поверхности дистального метафиза большеберцовой кости в переднюю часть тела таранной кости, а третий — с переднемедиальной поверхности дистального метафиза большеберцовой кости в заднюю часть тела таранной кости. С тех пор было предложено много различных модификаций этого способа. С.D. Morgan и соавт. (1985) и R.C. Maurer и соавт. (1991) применяли два перекрещивающихся винта, введенных с дистального метафиза большеберцовой кости в таранную [174, 162],

а R.A. Mann и соавт. (1990) вводили два винта с наружной поверхности таранной кости в большеберцовую [161]. D.A. Dennis и соавт. (1990) после остеотомии малоберцовой кости в нижней трети использовали два перекрещивающихся спонгиозных винта, один из которых вводили с латеральной поверхности таранной кости в большеберцовую [85]. U. Holz (1990) выполнял фиксацию голеностопного сустава двумя спонгиозными винтами диаметром 6,5 мм, введенными с передней поверхности дистального метафиза большеберцовой кости в задний отдел таранной после остеотомии малоберцовой кости [122], а E.S. Holt и соавт. (1991) дополнительно вводили третий винт с наружной поверхности латеральной лодыжки в таранную кость в поперечном направлении [121]. R.P. Hendrickx и соавт. (2011) описали фиксацию большеберцовой и таранной костей тремя винтами диаметром 4,5 мм [114]. Исследования, проведенные D.J. Ogilvie-Harris и соавт. (1994), показали, что большей стабильности можно добиться за счет увеличения количества винтов и особенностей последовательности их введения [188]. H. Zwipp и соавт. (1999) и H. Thermann и соавт. (1996), в свою очередь, с целью повышения первичной стабильности фиксации применили четыре спонгиозных винта диаметром 6,5 мм для анкилозирования голеностопного сустава [238].

Однако, несмотря на преимущества применения винтов, биомеханические исследования, проведенные D.B. Thordarson и соавт. (1992), показали, что такая фиксация оказалась ненадежной у пациентов с остеопорозной костью. Стремясь увеличить стабильность до наступления анкилоза, исследователи предложили дополнительно к винтам использовать пластины. Пластины также могут использоваться как самостоятельные фиксаторы.

H. Mittelmeier и соавт. в 1973 г. впервые применили клинковую пластину для артродеза ГСС как по латеральной, так и по медиальной поверхности [168]. P.E. Scranton и соавт. в 1980 г. использовали Т-образную пластину по медиальной поверхности, при этом выполняя остеотомию медиальной лодыжки для плотного прилегания пластины [217]. Другие авторы предложили технику артродезирования Т-образной пластиной через латеральный [251] и передний

доступы [209]. D.S. Mears и соавт. в 1984 г. описали способ артрореза узкой динамической компрессионной пластиной с двумя отверстиями передним доступом [163]. D.T. Sowa и соавт. (1989) применили модифицированную педиатрическую клинковую пластину через передний доступ [221], а G.S. Gruen и D.C. Mears (1991), T.W. Hanson и соавт. (2002) — 95° клинковую пластину через задний доступ [109]. C. Plaass и соавт. (2009) разработали систему двойной фиксации большеберцовой и таранной костей пластинами с угловой стабильностью через передний доступ [199]. А. Mohamedean и соавт. (2010) сообщили о применении узкой динамической компрессионной пластины с двумя изгибами [169].

Ряд авторов с целью усиления стабильности фиксации суставных концов применяли трансартикулярно костные штифты или металлические интрамедуллярные стержни. Так, E. Lexer в 1906 г. впервые произвел артрорез голеностопного и подтаранного суставов костным штифтом из малоберцовой кости с надкостницей, который вводился через пяточную и таранную кости в большеберцовую [203]. Н.А. Богораз (1917) дополнительно из переднего продольного доступа выполнял удаление суставного хряща. В свою очередь, З.И. Карташев (1951) использовал в качестве штифта консервированный трансплантат от трупа, а Г.М. Тер-Егизаров (1953) — пластинку из плексигласа. Другой отечественный хирург — Г.С. Бом (1931) — забирал трансплантат из большеберцовой кости по передней поверхности и низводил его вниз сквозь таранную кость в пяточную. В 1924 г. И.А. Голяницкий предложил вводить аутооттрансплантат в таранную и пяточную кости с задней поверхности ДМЭ большеберцовой кости, а М.О. Фридланд в 1928 г. — через внутреннюю лодыжку [11]. В 1960 г. В.И. Фишкин описал способ артрореза ГСС гвоздем с анкерным устройством собственной разработки [11].

Немецкий хирург Gerhardt Küntscher в 1960 г. впервые описал технику фиксации большеберцово-таранно-пяточного сочленения интрамедуллярным коническим стержнем без блокирования [143, 176]. D.A. Carrier и С.М. Harris (1991) фиксировали данное сочленение двумя стержнями Steinmann диаметром

6 мм [64]. Т. Mückley и соавт. в 1993 г. привели стандартизованную методику артродезирования большеберцово-таранного сочленения антеградным канюлированным интрамедуллярным компрессионным стержнем из титанового сплава, заблокированным в таранной кости и верхней трети большеберцовой [176]. К.А. Johnson в 1994 г. разработал прямой ретроградный интрамедуллярный стержень с блокированием для артродеза большеберцово-таранно-пяточного сочленения. Т.А. Kile и соавт. (1994) при использовании данного имплантата получили удовлетворительные результаты у 26 пациентов (87%) из 30.

Таким образом, история развития артродеза ГСС как одного из методов хирургического лечения пациентов с деформирующим артрозом в терминальной стадии насчитывает более 140 лет. За это время предложены и разработаны, по данным отечественных авторов, свыше 100, а по данным иностранных авторов — около 40 способов его выполнения. Такое множество методик артродезирования было обусловлено большим количеством неудовлетворительных результатов лечения и послеоперационных осложнений. Тем не менее, учитывая значительные ограничения для применения эндопротезирования, а также плохую выживаемость эндопротезов ГСС на современном этапе развития травматологии и ортопедии, артродез остается методом выбора в лечении пациентов с терминальными стадиями деформирующего артроза.

1.2 Современные тенденции артродеза голеностопного сустава

В настоящее время артродез голеностопного сустава, по данным медицинской литературы, является «золотым стандартом» в лечении пациентов с деформирующим артрозом III–IV стадии [200, 157, 94, 160, 234]. На сегодняшний день в клинической практике используют много вариантов методик этого оперативного пособия, основная цель которого — образование костного анкилоза большеберцово-таранного сочленения в функционально-выгодном положении и удовлетворительное восстановление функции конечности. Для решения этой

задачи при выполнении операции артродеза ГСС соблюдают следующие принципиальные положения, сформулированные еще в 1949 г. D.J. Clissan и сохраняющие свою актуальность до сих пор [70]. К ним относят максимально возможное удаление суставного хряща и кист, выведение стопы в функционально выгодное положение относительно голени, увеличение площади контакта между анкилозируемыми поверхностями костей при помощи костной пластики, стабильная фиксация большеберцовой и таранной костей в заданном положении до полного сращения [83].

В настоящее время для артродеза голеностопного сустава используют следующие доступы: открытые (передний, латеральный (или трансфибулярный) с сохранением или без сохранения дистального отдела малоберцовой кости, задний, медиальный и их комбинации), мини-артротомический и артроскопический (передний, задний) [35, 183, 194, 49, 149]. Анализ специальной литературы показал, что важным при доступе является выбранный способ фиксации.

В систематическом обзоре, проведенном S.V.M. Neuvèl и соавт. (2021), отмечено, что наиболее часто используемым доступом в современной хирургии является передний. Одно из его преимуществ заключается в том, что он обеспечивает отличную визуализацию операционного поля, особенно при коррекции различных деформаций. Среди других преимуществ выделяют сохранение малоберцовой кости и медиальной лодыжки, возможность дальнейшего выполнения эндопротезирования, а также сохранение ахиллова сухожилия, играющего дополнительную роль в компрессии между анкилозируемыми поверхностями. С другой стороны, при нем есть риск повреждения переднего сосудисто-нервного пучка [233, 119]. Другие хирурги предпочитают латеральный (трансфибулярный) доступ переднему. Причина заключается в том, что данный доступ обеспечивает хороший обзор поверхностей как переднего, так и заднего отделов голеностопного сустава, представляет меньшую опасность для сосудисто-нервных структур, имеется возможность использования свободного аутотрансплантата малоберцовой кости, а также сохраняются мягкие ткани по передней поверхности в случае выполнения

эндопротезирования в дальнейшем [161, 233, 66, 223]. Однако при данном доступе травмируются мягкотканые структуры, окружающие наружную лодыжку, высок риск повреждения малоберцовой артерии, поверхностного малоберцового или икроножного нерва, неполноценно удаляется суставной хрящ и устраняются деформации медиальном отделе сустава, а также нарушается целостность дистального отдела малоберцовой кости, сохранение которой имеет большое значение для эндопротезирования голеностопного сустава [139, 66]. Частота анкилозирования при переднем и трансфибулярном (латеральном) доступах составила 98 и 96%, соответственно, по результатам систематического обзора, проведенного S.V.M. Neuvet и соавт. в 2021 г. [119].

Некоторые авторы предпочитают задний доступ для артродеза большеберцово-таранного сустава при скомпрометированных мягких тканях по передней, латеральной или медиальной поверхности в результате травмы, хирургического вмешательства или инфекционного поражения [38, 183, 105, 267, 42]. В клиническом исследовании, проведенном M.D. Hammit и соавт. (2006), продемонстрировано, что этот доступ имеет низкий уровень первичных осложнений со стороны раны [108]. Кроме того, исследование по оценке перфузии кожного покрова вокруг ахиллова сухожилия, проведенное Н. Yeres в 2010 г., подтверждает, что заднемедиальная и заднелатеральная поверхности голеностопного сустава имеют хорошо развитую сосудистую сеть, а бассейн локализован на задней срединной линии [266]. Также среди преимуществ данного доступа выделяют возможность укрытия имплантатов и костных трансплантатов мягкими тканями, доступ к голеностопному и подтаранному суставам, одномоментное выполнение при необходимости удлинения ахиллова сухожилия и остеотомии малоберцовой кости [105, 42]. К недостаткам относят неполный обзор голеностопного сустава, необходимость выполнения тенотомии ахиллова сухожилия и непреднамеренное повреждение подтаранного сустава [83].

По данным медицинской литературы, к изолированному медиальному доступу редко прибегают в артродезировании голеностопного сустава. Так, J.M. Schuberth и соавт. (2005) применили его у 13 пациентов с частотой сращения

в 92% случаев [216]. Они отметили, что преимуществом данного доступа являются хорошая визуализация операционного поля и удобство при подготовке суставных поверхностей по сравнению с латеральным доступом. И в то же время при данном доступе существует высокая вероятность повреждения заднего сосудисто-нервного пучка. Возможно поэтому большинство травматологов-ортопедов медиальный доступ комбинируют с латеральным [15, 26, 52, 239, 171].

На сегодняшний день артроскопический артродез голеностопного сустава приобрел популярность благодаря накопленному клиническому опыту и усовершенствованию инструментария для его выполнения [242]. Т.Н. Мок и соавт. (2020) провели систематический обзор и метаанализ исследований, опубликованных с 1990 г., в котором авторы сравнивали результаты открытого и артроскопического методов артродеза голеностопного сустава. Исследователи пришли к выводу, что при артроскопическом артродезе частота анкилозирования голеностопного сустава была значимо выше, в то время как частота послеоперационных осложнений, время обескровливания жгутом, кровопотеря и продолжительность госпитализации значимо меньше, чем при открытой операции [170]. Аналогичные результаты были получены и другими исследователями [4, 123, 193, 53, 7, 43, 62, 264]. Однако, несмотря на очевидные преимущества, данная методика может сопровождаться рядом осложнений, частота которых достигает 24% [193]. Наиболее частыми осложнениями были несращение, замедленное сращение и инфекция [170]. Во время выполнения доступов без учета анатомического строения области или ошибок повышен риск повреждения икроножного, поверхностного и глубокого малоберцовых и подкожного нервов [79]. Также, по данным U. Cottino и соавт. (2012), J.A. Piraino и соавт. (2017), противопоказаниями к артроскопическому способу для выполнения артродеза являются активный инфекционный процесс в области оперативного вмешательства, аваскулярный некроз таранной кости и/или обширные дефекты костной ткани более 30%, варусная или вальгусная деформация стопы более 15° [76, 198].

Минимально инвазивный (или мини-артротомический) способ артродеза голеностопного сустава применили J. Ahmad и S. Raikin (2016) [47]. Авторы отметили анкилоз у всех 16 пациентов при среднем сроке его формирования 11,4 недели. Противопоказания мини-артротомического способа артродеза аналогичны артроскопическому [224].

Перед окончательной фиксацией большеберцово-таранного сочленения необходимо установить стопу (и таранную кость) относительно голени (большеберцовой кости) в функционально выгодном положении. По данным большинства исследователей, оптимальным положением для артродеза голеностопного сустава является нейтральное сгибание стопы в сагиттальной плоскости с нейтральной или небольшой вальгусной (до 5°) деформацией во фронтальной плоскости, $5-10^\circ$ наружной ротацией в горизонтальной плоскости [63, 263, 104, 165, 147, 45]. Неоптимальное положение стопы за пределами этих значений может стать причиной нарушения биомеханики ходьбы, а также большей нагрузки на смежные суставы, включая коленный. Например, перемещение кпереди таранной кости под большеберцовой может привести к прыгающей походке за счет уменьшения плеча рычага икроножно-камбаловидного комплекса. Кроме того, по данным некоторых исследователей, при фиксации стопы в некорректном положении отмечены менее благоприятные результаты и более выраженная степень артроза подтаранного сустава [63, 72, 239]. По мнению Н.А. King и соавт. (1980), Grunfeld R. и соавт. (2014), следует избегать анкилозирования голеностопного сустава в эквинусном положении любой ценой, поскольку это приведет к грубому нарушению походки во время упора пяточной области, потому что средний отдел стопы не в состоянии выполнить достаточное тыльное сгибание [140, 104]. И наоборот, при фиксации стопы в тыльно-сгибательной установке возникает болевой синдром в пяточной области вследствие стрессового перелома пяточной кости или атрофии жировой подушки [202]. По данным J.S. Wayne (1997), D.R. Sturnick (2017) и C.L. Reeves (2020), вальгусная позиция стопы более 5° приводит к возникновению болевого синдрома в коленном суставе и переднем отделе стопы, стрессовых переломов

второй плюсневой кости, развитию и прогрессированию вальгусной деформации коленного сустава, плоскостопия и остеоартроза в суставе Шопара [255, 230, 205]. И, с другой стороны, исследование, проведенное в 2015 г. O. Chalayon и коллегами, показало двукратное увеличение риска несращения после артрореза голеностопного сустава с варусной установкой стопы [65].

В настоящее время, по данным мировой литературы, отсутствует единое мнение об использовании костно-пластических материалов при артрорезе голеностопного сустава. Несмотря на это, в клинической практике широко применяются различные материалы для костной пластики: биологические (ауто-, аллотрансплантаты, биологически активные вещества, обладающие свойствами факторов роста), искусственные (или синтетические) заменители костной ткани, а также композиционные (смесь синтетических и/или биологических материалов) [36, 18, 191, 84, 111, 215].

Костные аутоотрансплантаты характеризуются остеокондуктивными и остеоиндуктивными свойствами и отсутствием иммунологических реакций и являются «золотым стандартом» материала для костной ткани. При их применении отмечается снижение частоты нарушения консолидации, поэтому очевидно, что они являются предпочтительным костно-пластическим материалом при артрорезе [50, 130, 201]. Донорскими участками, по данным медицинской литературы, являются гребень подвздошной кости, проксимальный и дистальный отделы большеберцовой кости, малоберцовая кость в нижней трети [249, 262, 102]. Аутоотрансплантаты из крыла подвздошной кости наиболее распространены. К их преимуществам можно отнести легкость доступа для забора, незначительную болезненность после операции, а также наличие большого количества как кортикальной, так и губчатой кости [46, 249, 191]. Гистологические исследования, проведенные J. Nahne и соавт. (2007), показывают, что костная ткань гребня подвздошной кости отличается от большеберцовой кости наличием в ней значительного количества гемопоэтического костного мозга с большей остеогенной активностью [107]. С другой стороны, S.R. Nodzo с коллегами (2014) оценили результаты применения

губчатого аутотрансплантата, взятого с помощью системы «риммер — ирригатор — аспиратор», из бедренной кости. Они выявили, что применение данной методики сопровождается более высокой частотой анкилоза голеностопного сустава по сравнению с применением аутотрансплантата из гребня подвздошной кости [184]. Недостатки заключаются в ограниченности количества данного материала, необходимость выполнения отдельного хирургического доступа и наличия специального оборудования, что увеличивает время операции, а также повышает риск повреждения нервов и/или сосудов и патологический перелом кости в месте забора [120].

Качество костных аллотрансплантатов значительно усовершенствовано за годы исследований, и в настоящее время их часто используют в хирургии стопы и голеностопного сустава для оптимизации сращения [84, 120]. С. Schlickewei и соавт. (2022) провели исследование, цель которого — выяснить, влияет ли деминерализованный костный матрикс DBX (Synthes, США) на частоту несращений и осложнений при артроскопическом артродезе голеностопного сустава. В результате проведенной работы авторы не выявили статистически значимого различия частоты несращений и осложнений при применении данного материала и без него [214]. С другой стороны, T.J. Dekker и соавт. (2017) использовали аллогенный клеточный костный трансплантат *mar3*, содержащий кортикальные губчатые костные чипсы (остеоиндуктивный каркас), деминерализованную костную матрицу (остеоиндуктивный потенциал) и жизнеспособные мультипотентные взрослые клетки-предшественники (остеогенез) [84]. S. Hollawell с группой авторов (2019) применили аллогенный костный матрикс, состоящий из периостальной, губчатой и кортикальной крошки [120]. Данный костно-пластический материал содержит фактор роста эндотелия сосудов, фактор роста тромбоцитов, основной фактор роста фибробластов и маркеры мезенхимальных стволовых клеток. Оба исследователя использовали вышеперечисленные материалы у пациентов с несращениями или замедленными сращениями большеберцово-таранного сочленения, а также высоким риском несращения. Авторы обоих исследований сделали вывод, что применение данных

аллогенных материалов является эффективным способом увеличения частоты анкилоза голеностопного сустава у пациентов данной категории.

В последнее время, по данным специальной литературы, увеличивается количество исследований, направленных на изучение роли различных веществ, стимулирующих образование кости (факторы роста). К факторам роста относят костный морфогенетический белок, трансформирующийся фактор роста бета, тромбоцитарный фактор роста, фактор роста эндотелия сосудов. Эти субстанции обладают остеоиндуктивными свойствами, иницирующими и/или усиливающими естественный процесс костеобразования [18, 232]. J.G. DeVries и соавт. (2018) представили исследование, в котором оценили частоту анкилозирования голеностопного, подтаранного, таранно-ладьевидного и пяточно-кубовидного суставов в отдельности и совместно и изучили осложнения при применении аллогенного морфогенетического белка у 29 пациентов. Частота анкилоза составила 90%, а осложнения наблюдали в 14% случаев [86].

Синтетические костно-пластические материалы на сегодняшний день привлекают пристальное внимание исследователей для лечения костных дефектов и несращений костей в качестве альтернативы ауто- и аллотрансплантатам. К ним относят сульфат кальция, фосфат кальция, трикальцийфосфат, гидроксиапатит, биостекла и стеклокерамику. Трикальцийфосфат и гидроксиапатит обладают высоким сродством с костной тканью и способностью к биодеградации [18, 95]. По мнению J. Wee и соавт. (2017), идеальный синтетический заменитель кости должен обладать остеоиндуктивными и остеоиндуктивными свойствами, хорошей биосовместимостью, легкостью обращения и формования для заполнения костных дефектов, а также быть рентгеноконтрастным. Однако синтетические костно-пластические материалы обладают только остеоиндуктивными свойствами, но в сочетании с факторами роста (например, костными морфогенетическими белками) они способны проявлять еще и остеогенные свойства. Такие композиционные материалы в настоящее время разрабатываются и в будущем могут стать альтернативой костным ауто- и аллотрансплантатам [256, 197]. Так, в проспективном рандомизированном

контролируемом исследовании, проведенном T.R. Daniels и соавт. в 2019 г., была продемонстрирована сопоставимая частота анкилозирования голеностопного сустава, средняя оценка по шкалам ВАШ, AOFAS и опроснику SF-12 при применении рекомбинантного фактора роста тромбоцитов (rhPDGF-BB) в комбинации с бета-трикальцийфосфатом (β -TSP)-коллагеновой матрицей и костного аутотрансплантата [81]. Отметим, что на сегодняшний день существует множество различных вариантов синтетических заменителей костной ткани, которые требуют дальнейшего изучения.

С целью окончательной фиксации достигнутого оптимального положения таранной кости относительно большеберцовой применяют винты, пластины, интрамедуллярные стержни, аппараты внешней фиксации, а также их комбинации [23, 35, 19, 73, 210, 226, 234, 237, 253].

По данным современной медицинской литературы, наиболее часто применяемыми фиксаторами для артродеза голеностопного сустава являются винты [265, 139, 237]. Так, A. Henricson и соавт. в 2018 г. изучили данные Шведского регистра и выявили, что использование винтов для артродеза ГСС составило 64% случаев из 1716 операций данного типа [115]. Этот метод относится к наиболее дешевым, требует меньшего расслоения мягких тканей, позволяют обеспечить достаточную стабильность и оптимальную компрессию между анкилозируемыми поверхностями большеберцовой и таранной костей [265, 139, 237].

Ортопеды в своей клинической практике для фиксации большеберцовой и таранной костей применяют два, три или четыре винта различного диаметра (4,5; 6,0; 6,5; 7,0 или 7,3 мм) с полной или частичной резьбой передним, трансфибулярным или комбинированными доступами. В единичных источниках имеются сведения о применении хирургами винтов с полной резьбой [114]. На наш взгляд, использование винтов с полной резьбой не совсем оправдано, поскольку они не позволяют достичь эффективной компрессии. С другой стороны, возможно, в фазе резорбции костных трансплантатов полная резьба позволяет защитить их от неконтролируемого сминания и потери коррекции

положения анкилозируемых костей. Следует отметить, что сами авторы не приводят какого-либо обоснования для применения этих винтов. Подавляющее большинство исследователей используют для артродеза винты именно с неполной резьбой [265, 271, 208]. Так, D.Y. Lee с группой авторов (2020) выполнили артродез голеностопного сустава с применением трех спонгиозных канюлированных винтов диаметром 6,5 мм с частичной резьбой. Они вводили один винт в направлении с задней поверхности ДМЭ большеберцовой кости в шейку таранной и два винта с латеральной поверхности таранной кости в большеберцовую. Авторы на основании оценки сращения большеберцовой и таранной костей по данным компьютерной томографии выявили, что через 4 месяца полное сращение достигнуто в 21 наблюдении, а частичное сращение — в 6 случаях. Анкетирование по шкале AOFAS составило до операции 58,8, а после операции — 79,83 балла. Три канюлированных винта диаметром 7,3 мм с частичной резьбой для фиксации голеностопного сустава через передний доступ применял и R.G. Rogero и соавт. (2020). Они отметили формирование анкилоза большеберцово-таранного сочленения в 97,5% случаев, а оценка по шкале ВАШ снижена с $8,6 \pm 1,2$ до $3,7 \pm 3,0$ балла в до- и послеоперационном периодах, соответственно. Н. Zwirp (2017) выполнил артродез голеностопного сустава четырьмя спонгиозными винтами диаметром 6,5 мм с неполной резьбой передним доступом у 93 пациентов. Автор показал, что анкилоз достигнут в 99% случаев через 8 ± 2 недели, а оценка по шкале AOFAS показала до операции 36, а после операции 85 баллов.

Другие исследователи фиксировали голеностопный сустав для артродезирования двумя канюлированными винтами диаметром 7,0 мм с частичной резьбой и сравнили результаты исследования при выполнении переднего и трансфибулярного доступов [139]. Они продемонстрировали, что частота анкилоза большеберцово-таранного сочленения передним доступом составила 89,5%, трансфибулярным — 95,5%, а среднее время формирования анкилоза — 13,5 и 11,8 недели, соответственно. При этом средний балл по шкале AOFAS до хирургического вмешательства был равен 39,8 при выполнении

переднего доступа, 44,5 — при выполнении трансфибулярного доступа, а после операции — 58,3 и 60,7 баллов, соответственно. Также средняя оценка по шкале ВАШ до операции составила 5,18 и 4,87 балла, а после операции — 1,46 и 1,27 балла, соответственно. Авторы пришли к выводу, что артродез ГСС как передним, так и трансфибулярным доступом показал хорошие клинические результаты.

С другой стороны, при применении винтов у пациентов с остеопорозом были отмечены более высокие показатели несращения ГСС [240]. Альтернативным является фиксация пластинами. По мнению М.М. Betz с группой авторов (2013), она обладает большей стабильностью и жесткостью по сравнению с винтами [58].

Согласно медицинской литературе, пластины для артродеза ГСС в настоящее время применяют по передней, задней и латеральной поверхностям [227, 119, 186]. Выбор пластины обычно определяется характером деформации, предпочитаемым доступом, а также состоянием мягкотканного покрова области ГСС. J.C. Coetzee и соавт. (2020) представили результаты артродеза голеностопного сустава пластиной по передней поверхности. Частота анкилозирования ГСС составила 98% сроком до 3 месяцев, а анкетирование по шкале AOFAS показала до операции 38,3, а после операции — 82,5 балла. В 2017 г. W.W. Flint с группой авторов проанализировал результаты лечения 60 пациентов, которым была выполнена фиксация большеберцовой и таранной костей двумя пластинами, предложенными С. Plaass, из переднего доступа [96]. Частота анкилоза голеностопного сустава составила 95% при среднем сроке формирования 11,7 недель. Средняя оценка по шкале ВАШ уменьшилась с 7,4 до 2,1 балла.

Некоторые хирурги фиксируют большеберцовую и таранную кости для артродеза пластиной по латеральной поверхности. В клиническом исследовании, проведенном G.D. Wera с коллегами в 2007 г., авторы привели клинические и рентгенологические результаты 20 пациентов, которым выполнен артродез большеберцово-таранного сочленения с использованием клинковой пластины

[258]. Консолидация была достигнута в 100% случаев при среднем сроке 3,9 месяца, а средняя оценка по шкале AOFAS — 78,25 баллов. В свою очередь, Z. Shi и соавт. (2011) применили в своей практике плечевую проксимальную пластину по латеральной поверхности у 18 пациентов. Сращение голеностопного сустава подтверждено в среднем через 12 недель у 100% пациентов, а средний показатель по шкале AOFAS был увеличен с $43,5 \pm 10,2$ до $83,0 \pm 6,3$ [219].

Установку пластины по задней поверхности для артродеза большеберцово-таранного сочленения, по данным научной литературы, применяют редко. Так, В.А. Zelle и соавт. (2014) выполнили артродез голеностопного сустава клинковой 95-градусной пластиной задним доступом, при котором формирование анкилоза было достигнуто в 95% случаев [267]. Другие авторы использовали заднелатеральный доступ к голеностопному суставу и фиксировали большеберцово-таранное сочленение предложенной ими пластиной Talarlock® с хорошими клиническими и рентгенологическими результатами [105].

Несмотря на положительные моменты их использования, они являются более жесткими конструкциями, чем винты, что может обеспечить лучшие показатели сращения. Авторы отмечают и негативные аспекты. Это обширное рассечение мягких тканей, необходимое для установки пластины, и относительная большая масса имплантата, которые могут способствовать более высокому риску развития инфекционных осложнений и создавать проблемы с заживлением мягких тканей [265].

Перспективным является применение для артродеза передней пластины в комбинации со спонгиозными винтами. В биомеханической работе I.S. Tarkin с группой авторов (2007) доказал, что комбинация пластины и трех спонгиозных винтов обеспечивает бóльшую жесткость, чем три спонгиозных винта. С. Clifford и соавт. (2015) в проведенном биомеханическом исследовании также отметили бóльшую жесткость при фиксации большеберцовой и таранной костей передней пластиной и одним спонгиозным винтом по сравнению с фиксацией только пластиной. Несмотря на наличие в специальной литературе данных о биомеханических преимуществах аугментации передней пластиной при артродезе

голеностопного сустава винтами, клинические исследования, сравнивающие данный способ с фиксацией винтами, являются единичными [131]. Отметим, что в доступной литературе мы не нашли сведений о сравнительной длительности оперативного вмешательства и лучевой нагрузке.

По сравнению с другими методами фиксации интрамедуллярные стержни обладают более высокой жесткостью на изгибание, повышенной стабильностью при ротации и способностью к динамической компрессии [67, 61]. С другой стороны, на сегодняшний день интрамедуллярная фиксация для артродеза большеберцово-таранно-пяточного сустава показана только при определенных клинических ситуациях. К ним относится деформирующий артроз голеностопного и подтаранного суставов, несостоявшийся анкилоз или неудачное эндопротезирование голеностопного сустава, аваскулярный некроз таранной кости, нейроартропатия Шарко [83, 90, 226]. Противопоказаниями являются отсутствие патологии подтаранного сустава, дефект костной ткани пяточной кости с потерей ее высоты, дефект костной ткани большеберцовой кости в дистальном отделе с угловой деформацией, а также активный инфекционный процесс в области заднего отдела стопы [236, 59].

В настоящее время используют изогнутые или прямые гвозди, выбор которых является предпочтением оперирующего хирурга. Применение прямых гвоздей связано с потенциальным риском повреждения латеральной подошвенной артерии и нерва, гипертрофии кортикального слоя или стрессовых переломов большеберцовой кости и подошвенного прорыва из-за плохой кортикальной фиксации в медиальной части пяточной кости [241, 195]. Точка входа для прямых гвоздей находится на медиальном крае переднего отростка пяточной кости, который имеет физиологический вальгус около 12° по отношению к большеберцовой кости. Авторы отмечают, что прямые гвозди обеспечивают меньшую фиксацию кости по сравнению с их изогнутыми аналогами, которые вводятся вдоль пяточной оси. Кроме того, применение прямых гвоздей также может привести к усилению нагрузки на кончик гвоздя и остаточной варусной установки заднего отдела стопы.

Изогнутые гвозди были разработаны, чтобы приспособить латеральное смещение пяточной кости по отношению к анатомической оси большеберцовой кости. Латеральная точка ввода уменьшает риск плохого захвата пяточной кости, а также снижает риск травмы сосудистых структур [176]. Особенностью интрамедуллярного стержня Hindfoot Arthrodesis Nail является 12-градусный изгиб, соответствующий физиологическому вальгусу заднего отдела стопы по отношению к большеберцовой кости, а также различные варианты фиксации его в большеберцовой, таранной и пяточной костях. Последние включают в себя блокирующие винты, спиральный клинок, а также их комбинацию, которые обеспечивают повышенную стабильность [203]. В.Н. Lee и соавт. (2018) использовали данный стержень в своей клинической практике у 20 пациентов [148]. Значение показателя по шкале AOFAS существенно увеличилась с $54,20 \pm 15,71$ в дооперационном периоде до $76,0 \pm 11,63$ баллов в послеоперационном периоде, а средняя оценка по шкале ВАШ уменьшилась с $7,41 \pm 2,12$ до $1,77 \pm 2,77$ баллов, соответственно. Анкилоз был достигнут в 100% случаев.

М. Richter и соавт. (2016) и J.R. Steele и соавт. (2020) весьма позитивно характеризуют анатомическую систему для артродеза большеберцово-таранно-пяточного сустава (A3 Fusion Nail, Stryker). В ней ретроградный интрамедуллярный стержень имеет двойной дистальный изгиб (один направлен назад под углом 15° и один — латерально под углом 10°) для лучшей фиксации в пяточной кости и небольшой проксимальный изгиб для выравнивания с большеберцовой костью. Дистальные винты выровнены с осями таранной и пяточной костей с целью увеличения прочности и стабильности фиксации. Кроме того, внутри штифта под винтом пяточной кости имеется компрессионный болт, который используют для механической компрессии подтаранного и голеностопного суставов [207, 226].

Другие авторы для фиксации большеберцово-таранно-пяточного сустава предлагают использовать систему DynaNail TTC Fusion System (MedShape), особенностью которой является наличие внутри стержня нитилового элемента

(никель-титановый сплав). Последний представляет собой металл с памятью формы, который растягивают во время операции до 6 мм в зависимости требуемой величины динамической компрессии. После введения стержня и дистального блокирования в пяточной кости осуществляют компрессию с помощью внешнего устройства с последующим блокированием в большеберцовой кости. Таким образом, нитиловый элемент разгружается, при этом обеспечивая продолжительную компрессию в послеоперационном периоде [125]. S.E. Ford и соавт. (2019) применили данный имплантат для артродеза у 33 пациентов. Анкилоз состоялся в 91% наблюдений [97].

A. Perez-Aznar с коллегами (2021) выполнил артродез с применением интрамедуллярных стержней Expert Nan (Depuy Synthes) и T2 (Stryker). У 92% пациентов был достигнут анкилоз большеберцово-таранно-пяточного сустава. Анкетирование по шкале AOFAS до операции выявило значение 18,8 баллов, а после операции — 66,5, по шкале ВАШ — 8,7 и 2,7 балла, соответственно [196].

Однако, несмотря на совершенствование вышеперечисленных имплантатов, одним из наиболее частых осложнений данного метода является несращение в одном или обоих суставах, частота которого достигает 48% [125]. Другими часто встречающимися осложнениями являются глубокая и поверхностная инфекция, анкилозирование в неправильном положении, миграция металлоконструкций (переломы стержня и/или винтов), болевой синдром по подошвенной поверхности стопы [87, 203, 93, 148, 117, 151].

Чрескостный остеосинтез аппаратами внешней фиксации для артродеза голеностопного сустава в некоторых случаях является методом выбора. По данным медицинской литературы, артродез голеностопного сустава аппаратом Илизарова показан при значительном дефекте костей, скомпрометированном состоянии мягких тканей в области оперативного вмешательства, аваскулярном некрозе таранной кости, многоплоскостных деформациях, значительном укорочении конечности, неудачных предшествующих операциях, острой и хронической инфекции голеностопного сустава, а также у пациентов с сопутствующими заболеваниями (сахарный диабет, заболевания периферических

сосудов, полиневропатия) [135, 173, 156, 211, 237, 206, 253]. Другими преимуществами этого метода являются возможность ранней осевой нагрузки в послеоперационном периоде, исправления неправильного положения заднего и переднего отделов стопы. При этом большинство авторов предпочитают аппарат Илизарова [14, 29, 173, 156, 237, 206, 152, 253], другие — аппарат внешней фиксации Ассоциации остеосинтеза (АО) [136, 231, 211], аппарат внешней фиксации Taylor [190], гибридный аппарат внешней фиксации [142, 89].

В. Li и соавт. (2022) привели результаты эффективности артрореза ГСС аппаратом Илизарова при лечении 63 пациентов с терминальными стадиями варусного деформирующего артроза. Сращение большеберцовой и таранной костей было достигнуто у всех пациентов при среднем сроке $12,43 \pm 1,99$ недели. Средний балл по шкале AOFAS на заключительном осмотре увеличился с $42,14 \pm 8,66$ до $80,90 \pm 6,80$, а средний балл по шкале ВАШ — с $7,29 \pm 1,27$ до $2,24 \pm 0,94$, соответственно. J. Li и соавт. (2022) также применили аппарат Илизарова при лечении 72 пациентов пожилого возраста с деформирующим артрозом ГСС [153]. Анкилоз подтвержден у всех пациентов при среднем сроке $12,43 \pm 1,99$ недели. Средняя оценка по шкале AOFAS составила до операции $42,14 \pm 8,66$ балла, а после операции — $80,90 \pm 6,80$, средняя оценка по шкале ВАШ составила $7,29 \pm 1,27$ и $2,24 \pm 0,94$ балла, соответственно.

По данным J. Moore и соавт. (2015) и M. Rüschemschmidt и соавт. (2020), артрорез голеностопного сустава аппаратом внешней фиксации при острой и хронической инфекции является методом выбора. Хирурги, занимающиеся лечением данной патологии, приводят частоту анкилозирования голеностопного сустава от 69 до 100%, при этом рецидив инфекционного процесса возникает в 4,5–22,8% случаев, а частота осложнений — до 62% случаев [172, 231, 211, 68].

M. Rozis с коллегами (2020) выполнил артрорез голеностопного сустава комбинированным способом. Первым этапом исследователи фиксировали большеберцовую и таранную кости двумя спонгиозными винтами 6,5 мм с неполной резьбой по технике R.A. Mann, а затем фиксировали голеностопный сустав аппаратом Илизарова. Среднее время внешней фиксации составило

11,2±2,1 недели. 71,6% пациентов после операции нагружали оперированную конечность полностью. Анкилоз состоялся у всех пациентов через 6 месяцев. Через 12 месяцев после артродеза средние балльные значения по шкале AOFAS составили 82,65.

В то же время, несмотря на преимущества данного метода, при применении аппаратов внешней фиксации выделяют ряд недостатков. К ним относят громоздкость аппаратов, неудобство для пациентов и необходимость постоянной санации мест проведения спиц [152]. Также при использовании аппаратов внешней фиксации частота осложнений составляет более 50%. Наиболее частыми осложнениями при фиксации голеностопного сустава внешним фиксатором являются воспаление вокруг спиц и стержней и несращение [173].

1.3 Биомеханические исследования, направленные на оценку стабильности фиксации голеностопного сустава при артродезе

Так как артродез голеностопного сустава неизменно присутствует в арсенале хирургического лечения пациентов с терминальными стадиями деформирующего артроза, то и имплантаты, применяемые для фиксации большеберцовой и таранной костей неуклонно совершенствуются и модифицируются. На фоне анонсирования новых имплантатов в специальной литературе постоянно появляются исследования, посвященные определению их стабильности для фиксации ГСС при артродезе путем сравнительных биомеханических испытаний [69, 106]. В последнее время, по данным мировой литературы, сравнительный биомеханический анализ различных типов металлических фиксаторов выполняют с помощью экспериментальных стендовых испытаний на трупах или на пенополиуретановых моделях костей, либо методами вычислительного (математического) анализа [134, 69, 252, 37].

Для проведения биомеханических исследований многие авторы используют свежемороженые трупные кости, имеющие различное качество костной ткани,

что может оказывать влияние на результаты исследования [99, 98, 134]. Другие авторы используют пластиковые модели костей различных производителей, которые, конечно, отличаются от натуральной человеческой кости по своим механическим характеристикам. С другой стороны, они позволяют максимально исключить влияние индивидуального качества самой кости на результат исследования [31, 181, 69].

В одной из первых работ, посвященной сравнительной оценке стабильности фиксации голеностопного сустава двумя спонгиозными винтами диаметром 6,5 мм и аппаратом Calandruccio, D.B. Thordarson и соавт. (1992) сделали вывод, что фиксация винтами является более стабильной. Также авторы указали на значимость качества трупной кости в этом исследовании. Экспериментальные исследования, проведенные D.J. Ogilvie-Harris и соавт. (1994), показали, что 3 винта обеспечивают более высокую жесткость по сравнению с 2 винтами [188]. В работе, выполненной R.L. Friedman с коллегами (1994), было доказано, что использование двух винтов, установленных под разными углами, обеспечивает более жесткую фиксацию, чем параллельно введенные винты [99]. S. Nasson и соавт. (2001) провели биомеханическое исследование, в котором сравнивали стабильность фиксации голеностопного сустава двумя спонгиозными перекрещивающимися винтами диаметром 6,5 мм с частичной резьбой и клинковой пластиной, установленной по латеральной поверхности [181]. Авторы пришли к выводу, что винты обеспечивали лучшую жесткость при тыльном сгибании и вальгусной нагрузке, в то время как жесткость была одинаковой при подошвенном сгибании, варусной нагрузке, внутренней и наружной ротации. Другое биомеханическое исследование, выполненное T. Ogut и соавт. в 2009 г., представило результаты жесткости фиксации голеностопного сустава пятью канюлированными винтами диаметром 6,5 мм и гибридным кольцевым аппаратом внешней фиксации [189]. Было отмечено, что существенной разницы в значениях жесткости при изгибании и кручении при всех видах нагрузок не выявлено. Однако жесткость на изгибание, обеспечиваемая аппаратом внешней фиксации, при подошвенном сгибании и эверсии была на 44 и 66% выше, чем при фиксации

винтами. Авторы сделали вывод, что фиксацию аппаратом можно с уверенностью использовать в ситуациях, когда фиксация винтами противопоказана. М.Е. Verend и соавт. (1997), в свою очередь, сравнили фиксацию голеностопного сустава двумя канюлированными спонгиозными винтами диаметром 6,5 мм с неполной резьбой и интрамедуллярным стержнем с блокированием [57]. Авторы определили жесткость фиксации вышеперечисленными способами при следующих видах нагрузок: тыльное и подошвенное сгибание, эверсия и инверсия. В результате проведенного исследования было выявлено, что интрамедуллярный стержень обеспечивал более жесткую фиксацию при всех видах нагружения по сравнению с двумя винтами.

С.Л. Kestner и соавт. (2013) сравнили жесткость на изгибание и кручение при фиксации большеберцово-таранного сочленения одной пластиной Tornier Stabilis и двумя пластинами Integra Tibiaxys, установленными по передней поверхности, при подошвенном и тыльном сгибании, эверсии и инверсии. Авторы пришли к выводу, что при всех видах нагрузках жесткость последнего варианта фиксации в 1,5–3 раза больше жесткости при фиксации одной пластиной. И в то же время экспериментальные исследования, проведенные М.М. Betz и соавт. (2013), доказали, что две пластины Integra Tibiaxys обеспечивают повышенную стабильность и жесткость фиксации по сравнению с тремя спонгиозными винтами диаметром 6,5 мм [58].

Пять различных техник фиксации голеностопного сустава при артродезе были исследованы С. Clifford и соавт. в 2015 г. В это исследование авторы включили три компрессионных винта, переднюю пластину, латеральную пластину, переднюю пластину в сочетании с одним компрессионным винтом, а также латеральную пластину в сочетании с одним компрессионным винтом. Исследователи пришли к выводу, что при использовании передней либо латеральной пластины в комбинации с компрессионным винтом значительно увеличивается жесткость на изгибание, в то время как применение трех компрессионных винтов обеспечило жесткость, аналогичную той, которую обеспечивают передние и латеральные пластины без компрессионных винтов.

В настоящее время продолжается разработка имплантатов для артродеза голеностопного сустава. Так, в 2018 г. N. Guttesk и соавт. разработали пластину Talarlock® (Intercus), с помощью которой фиксировали большеберцовую и таранную кости по заднелатеральной поверхности, и провели сравнительное биомеханическое исследование в сопоставлении с фиксацией с тремя спонгиозными винтами диаметром 6,5 мм. В итоге отмечено, что фиксация предложенной пластиной жестче, чем фиксация тремя винтами [106].

В последнее время существенно возросло значение методов математического анализа в биомеханических исследованиях. Компьютерные модели на основе математических моделей способны в той или иной мере описать механику работы различных частей человеческого организма, в том числе голеностопного сустава. Также компьютерное моделирование позволяет избежать проведения экспериментов на трупах. Одним из наиболее эффективных методов математического моделирования является метод конечных элементов (МКЭ), основное преимущество которого — универсальность. Математические основы данного метода были сформулированы в 1943 г. R. Courant [77], а термин «метод конечных элементов» впервые ввел R. Clough в 1960 г. Впервые в ортопедической литературе в 1972 г. была представлена модель длинных костей человека. При ее построении авторы использовали двумерную геометрию и однородные, изотропные, эластичные свойства кости [60]. Общее описание принципов, возможностей и ограничений МКЭ в ортопедической биомеханике представили в 1983 г. R. Huiskes и E.Y. Chao. По данным A. Erdemir и соавт. (2012), с 1980 по 2009 г. количество исследований по всему миру с использованием МКЭ увеличилось в геометрической прогрессии. Данный метод позволяет выполнить математическое моделирование различных объектов со сложной геометрической формой и представляет собой численный метод решения дифференциальных уравнений [91]. На сегодняшний день МКЭ является наиболее распространенным средством для анализа напряженно-деформированного состояния опорно-двигательного аппарата, а также имплантатов, фиксирующих кости [13, 16, 141, 91, 270, 252].

При выполнении нагружений в конструкциях в ее материалах возникают напряжения. Распределение этих напряжений, их величина и ориентация по всей конструкции зависят не только от конфигурации нагружения, но также от ее геометрии и свойств составляющих материалов. Кроме того, на напряжения влияют взаимодействие конструкции с окружающей средой и физические условия на границах между различными материалами. Распределение напряжений оценивается с помощью математической модели, которая имитирует реальную структуру с определенной степенью детализации. Математические описания зависят от требуемого уровня детализации и обычно основываются на экспериментально определенных данных. В процессе решения структурные описания объединяются в математические уравнения, основанные на теориях механики твердого тела [126, 187].

При использовании МКЭ сначала определяется модель как геометрический объект. Затем эта модель (математически) делится на ряд блоков (конечных элементов), соединенных в определенных (например, угловых) местах, называемых узловыми точками, или узлами. Этот процесс называется дискретизацией. Конечные элементы могут иметь различные форму и размеры. Граничные условия и конфигурации нагружения численно определяются как перемещения и силы, соответственно, в граничных узлах. Каждому элементу ставится в соответствие один или несколько параметров (например, модуль упругости, коэффициент Пуассона), определяющие поведение его материала. При этом все элементы и узлы нумеруются. После этого специальная программа вычисляет показатели жесткости каждого элемента и создает сетку элемента за счет взаимных сил и перемещений в каждом узле. Для каждого отдельного конечного элемента формируется уравнение. В итоге МКЭ решает большое количество уравнений, которые управляют равновесием сил в узлах элементов. На следующем этапе происходит объединение отдельных конечных элементов в конечно-элементную сетку (ансамблирование) и составляется общая система уравнений равновесия всей конечно-элементной модели исследуемого деформируемого тела. Последняя, с математической точки зрения, является

системой линейных алгебраических уравнений всей модели. В заключении выполняется анализ интересующих величин из полученного решения. Длительность анализа зависит от количества применяемых элементов и типа элемента [13, 16, 268, 187].

В настоящее время существует большое число программных средств для проведения расчетов: Abaqus FEA, Ansys, Comsol Multiphysics, Cosmos, DSM FEM, FEM models, Elmer FEM, LibMesh, Solid Works, FRANC2D/3D, Freefem, Z88 и др. [268, 187].

Первое биомеханическое исследование, в котором был применен МКЭ при артродезе голеностопного сустава, выполнили А.А. Vázquez и группа авторов в 2003 г. Авторы определили исходную стабильность фиксации большеберцово-таранного сочленения двумя перекрещивающимися винтами, введенными под углами, равными 30° , 45° и 60° , между винтом и продольной осью большеберцовой кости путем измерения микродвижений. В результате проведенного исследования авторы пришли к выводу, что введение винтов на 30° по отношению к оси большеберцовой кости способствует более стабильной фиксации голеностопного сустава [245]. А. Alonso-Vázquez и соавт. (2004) в результате математического анализа методом конечных элементов доказали, что исходная стабильность фиксации ГСС тремя винтами выше, чем двумя винтами [48].

В последующем метод конечных элементов при анализе распределения внутренних напряжений и деформированного состояния костей и распределения напряжений внутренней фиксации продемонстрировал результаты, которые трудно получить обычными методами механических экспериментов. М. Zhu и соавт. (2018) разработали модель артродеза ГСС двумя спонгиозными винтами предложенной комбинацией с двумя ранее применявшимися комбинациями [270]. Авторы пришли к выводу, что предложенная ими комбинация введения двух винтов способствует большей первоначальной стабильности. Другие исследователи провели биомеханический анализ, в котором сравнивали стабильность фиксации голеностопного сустава тремя винтами в пяти разных комбинациях методом конечных элементов. При этом они акцентировали

внимание на винт, введенный с заднемедиальной или заднелатеральной поверхности ДМЭ большеберцовой кости в шейку и головку таранной. Исследователи сделали вывод, что с точки зрения биомеханики фиксация большеберцовой и таранной костей тремя винтами, один из которых введен с заднемедиальной поверхности пилона, является более стабильной [252].

1.4 Резюме

Проведенный анализ медицинской литературы по артродезированию голеностопного сустава как одного из оперативных методов лечения пациентов с терминальными стадиями деформирующего артроза показал, что с момента его внедрения и по настоящее время предложено множество вариантов и способов его выполнения. На основании постоянного анализа результатов лечения, ошибок и осложнений, возникающих после выполнения артродеза ГСС, были сформулированы важные принципы, приводящие к достижению костного анкилоза в функционально-выгодном положении и удовлетворительному восстановлению функций конечности. Предложенные доступы для выполнения артродеза большеберцово-таранного сочленения применяются авторами в зависимости от возникшей клинической ситуации или выбор их руководствуется личным опытом хирурга-ортопеда. В настоящее время среди авторов существует единое мнение относительно способа подготовки суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей, а также оптимального положения стопы относительно голени.

Однако с целью стабильной фиксации большеберцовой и таранной костей в оптимальном положении до полного сращения продолжается поиск и постоянное совершенствование имплантатов для артродезирования голеностопного сустава. Предложены различные фиксаторы для артродеза большеберцово-таранного сочленения: винты, пластины, интрамедуллярные стержни, аппараты внешней фиксации. Наиболее часто применяемыми фиксаторами и биомеханически

обоснованными для последующей функции являются винты и пластины. Тем не менее ряд исследователей приводят данные о потере корректного положения анкилозируемых костей в процессе лечения, обусловленной миграцией фиксаторов. Особенно часто подобная проблема возникает при начале осевой нагрузки (через 1,5–2,0 месяца после операции). Причинами могут быть плохое качество кости, недостаточный контакт между костями, лизис используемых при артродезировании костных трансплантатов, контрактуры суставов переднего отдела стопы. Вышеуказанные ограничения движений не позволяют обеспечить перекат стопы во время ходьбы, а циклическая нагрузка при этом приводит к расшатываю конструкции. Для решения перечисленных проблем, а именно проблемы надежности фиксации голеностопного сустава и снижения количества осложнений, необходима разработка конструкций и технологий артродезирования при лечении пациентов с терминальными стадиями деформирующего артроза. Новые имплантаты для фиксации большеберцовой и таранной костей предполагают их тщательную оценку качества, исходя из данных биомеханики.

В последние годы все чаще используется в ходе доклинических испытаний компьютерное моделирование. Оно направлено на выявление наибольших напряжений, возникающих в исследуемых металлоконструкциях при проведении физиологических нагрузок. Последние могут вызвать разрушение костной ткани и/или перелом металлофиксаторов.

Таким образом, актуальность перечисленных проблем и нерешенность некоторых вопросов лечения пациентов с данной патологией послужили основанием для предложений новых решений. Предлагаемые решения, в свою очередь, позволят усовершенствовать технику артродеза голеностопного сустава, выработать его оптимальный вариант и, как следствие, улучшить функциональные и рентгенологические результаты лечения.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1 Структура и общая характеристика диссертационного исследования

Настоящая работа состояла из пяти этапов, объединенных общей целью и задачами. На первом этапе выполнен анализ профильной отечественной и зарубежной литературы, изучены исторические аспекты эволюции операции артродеза голеностопного сустава при лечении пациентов с терминальными стадиями деформирующего артроза. Проанализированы и выделены преимущества и недостатки современных имплантатов, применяемых при артродезе голеностопного сустава. По результатам изучения научной литературы выявлено, что в настоящее время для фиксации большеберцово-таранного сочленения применяются преимущественно винты. Однако, по мнению ряда авторов научных публикаций, фиксация ГСС только винтами не обеспечивает достаточной жесткости и первичной стабильности при выраженных деформациях сустава, плохом качестве кости и остеопорозе. Помимо этого, на основании изученной литературы констатирована недостаточность достоверных данных, касающихся биомеханических характеристик системы «имплантат — кость» при фиксации ГСС пластиной и двумя спонгиозными винтами, а также отмечено отсутствие информации в отношении продолжительности операции и длительности рентгеновского излучения. На основании анализа медицинской литературы была обоснована необходимость совершенствования методик артродеза голеностопного сустава и разработки оригинального имплантата для его выполнения.

Второй этап нашего исследования включал создание математической (виртуальной) модели передней пластины для артродеза голеностопного сустава, разработанной сотрудниками кафедры военной травматологии и ортопедии (ВТО) Военно-медицинской академии имени С.М. Кирова (ВМедА) совместно с компанией «Остеомед». На кафедре математической теории упругости и биомеханики Саратовского национального исследовательского государственного

университета имени Н.Г. Чернышевского были изучены напряжения и деформации модели фиксации голеностопного сустава передней пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами диаметром 6,5 мм при приложении различных видов нагрузок: вальгусная нагрузка, варусная нагрузка, тыльное сгибание, подошвенное сгибание, инверсия, эверсия, нагрузка при ходьбе. Выделены и проанализированы максимальные перемещения в разработанных моделях, наибольшие напряжения (по Мизесу) в костях и фиксаторах, а также наибольшее контактное давление на границе большеберцовой и таранной костей. После этого проведены сравнительные биомеханические испытания данной модели с моделью фиксации голеностопного сустава с использованием трех спонгиозных винтов диаметром 6,5 мм и пластиной серийного производства.

В ходе третьего этапа диссертационного исследования были произведены сравнительные стендовые испытания моделей фиксации голеностопного сустава 3-мя спонгиозными винтами и пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами при помощи специальных испытательных машин. В испытательной лаборатории «Механическая лаборатория им. профессора Н.А. Белелюбского» Петербургского государственного университета путей сообщения Императора Александра I была исследована механическая стабильность представленных металлофиксаторов. Проанализирована амплитуда смещения на границе большеберцовой и таранной костей, и рассчитана относительная деформация исследуемых фиксаторов голеностопного сустава.

На четвертом этапе произведен анализ результатов лечения 36 пациентов с деформирующим артрозом ГСС, которым выполнен артродез тремя спонгиозными винтами. Выполнен анализ функциональных и анатомических результатов лечения пациентов, выраженности болевого синдрома, частоты инфекционных осложнений, а также наличия неинфекционных послеоперационных осложнений, таких как замедленная консолидация и несращения.

Пятый этап нашего исследования включал проведение клинического исследования метода фиксации пластиной и двумя винтами и клиническую апробацию разработанной передней пластины в комбинации с двумя спонгиозными винтами при лечении пациентов с деформирующим артрозом ГСС

на базе кафедры и клиники военной травматологии и ортопедии ВМедА. Всего было прооперировано 14 пациентов, из них 1 — с применением разработанной пластины. Оценивали функциональные и анатомические результаты лечения пациентов, удовлетворенность результатом лечения, выраженность болевого синдрома, наличие инфекционных и неинфекционных осложнений. После этого был произведен сравнительный анализ результатов лечения профильных пострадавших, оперированных предложенными способами.

2.2 Характеристика разработанной пластины для артродеза голеностопного сустава

Сотрудниками кафедры ВТО ВМедА совместно с компанией «Остеомед» разработана оригинальная пластина для артродеза голеностопного сустава. Последняя состоит из титанового сплава Ti6Al4V по ГОСТ Р ИСО 5832-3 (патент РФ на полезную модель № 216491) (рисунок 2.1) [28]. Имплантат L-образной формы с заданным анатомическим углом позволяет установить его в оптимальное положение с минимальным профилем над голеностопным суставом. На длинном плече пластины расположены комбинированные отверстия, позволяющие использовать как винты с угловой стабильностью, так и кортикальные.



Рисунок 2.1 — Передняя пластина для артродеза голеностопного сустава

Предполагаемыми преимуществами данной пластины:

- возможность достигнуть достаточной степени фиксации большеберцовой и таранной костей, спонгиозные винты и пластина устанавливаются из одного переднего доступа в удобном положении пациента лежа на спине. Это позволяет значительно сократить время операции (отсутствие необходимости менять положение пациента во время операции, например, как при артродезе тремя спонгиозными винтами) и уменьшить лучевую нагрузку на хирургическую бригаду;
- конструктивные особенности, позволяющие обеспечить межкостную компрессию, избежать проникновения винтов в суставы стопы, не заинтересованные в артродезе;
- короткое и расширенное таранное плечо пластины позволяет расположить его на шейке таранной кости, исключив возникновение импинджмент-синдрома между пластиной и ладьевидной костью при движении в таранно-ладьевидном суставе;
- заданные углы для введения блокируемых винтов создают благоприятные условия для предотвращения их вырывания, особенно из остеопорозной кости;
- достаточно низкий профиль позволяет избежать возникновения конфликта между пластиной и сухожилиями на передней поверхности голеностопного сустава;
- анатомически заданный угол между большеберцовым и таранным плечами пластины позволяет не только установить таранную кость в правильное для артродеза положение, но и подвергать пластину минимальному моделированию, что способствует сохранению ее прочностных характеристик;
- использование винтов диаметром 3,5 мм обеспечивает сохранность массива кости, особенно в зоне контакта между большеберцовой и таранной костями.

2.3 Метод биомеханического моделирования

Биомеханические исследования на основе МКЭ выполнены на кафедре математической теории упругости и биомеханики Саратовского национального исследовательского государственного университета имени Н.Г. Чернышевского.

Для создания виртуальных моделей артродеза ГСС использовали компьютерные томограммы (КТ) данной области. КТ-граммы левого голеностопного сустава (серия из 1051 аксиального снимка) пациента, 1967 г.р., загружены в программный пакет Mimics (Materialise, Бельгия). В результате первичной обработки в данной программе были получены поверхностные модели дистальной трети большеберцовой и таранной костей, которые после этого загружены в программный пакет 3Matic (Materialise, Бельгия). В данной программе путем преобразования поверхностных моделей получены твердотельные, которые затем были экспортированы в формат Step. Последний представляет собой универсальный стандарт обмена данных модели изделия. Твердотельные 3D-модели винтов и пластин для артродеза ГСС были построены в системе автоматизированного проектирования SolidWorks (Dassault Systemes, США) с применением реальных моделей и данных каталога медицинского оборудования (рисунок 2.2). Для получения моделей винтов применяли спонгиозные винты диаметром 6,5 мм с неполной резьбой и длиной резьбовой части 16 мм, кортикальные винты диаметром 3,5 мм, винты с угловой стабильностью диаметром 3,5 мм. Для построения моделей пластин применяли разработанную пластину на три отверстия в длинном плече (далее пластина), разработанную пластину на четыре отверстия в длинном плече (далее длинная пластина), пластину фирмы Arthrex. В этой же системе твердотельные модели имплантатов и костей были совмещены. Таким образом, виртуально смоделировано шесть вариантов фиксации ГСС при артродезе в функционально-выгодном положении.

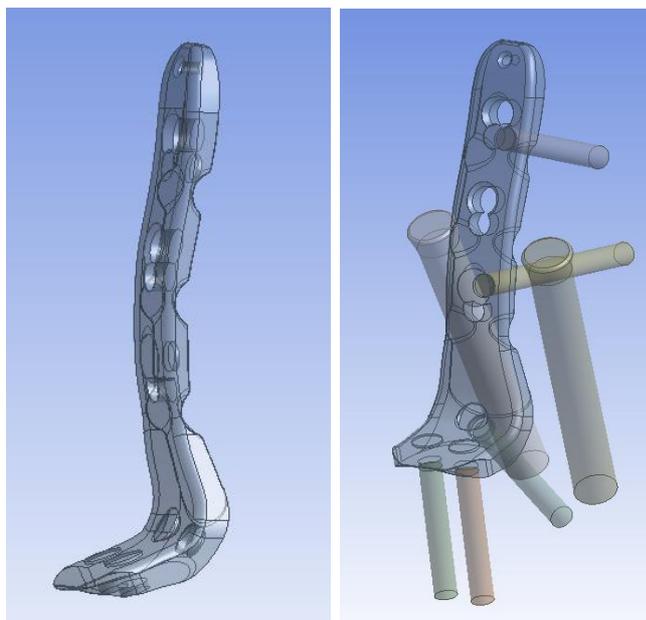


Рисунок 2.2 — Биомеханические модели разработанной пластины с винтами для артродеза голеностопного сустава, построенные методом конечных элементов

Модели выполнены следующим образом.

Первый вариант — фиксация ГСС тремя спонгиозными винтами (патент РФ на изобретение № 2633945) [27]. Два спонгиозных винта введены через передний край дистального метаэпифиза большеберцовой кости на 3 см выше суставной щели в блок таранной кости. Третий винт вводили через центральную часть заднего отдела дистального метаэпифиза большеберцовой кости на расстоянии 3,0 см выше щели голеностопного сустава в шейку таранной кости (рисунок 2.3, *а*).

Второй и третий варианты — пластиной, комбинированной с двумя спонгиозными винтами. После установки двух спонгиозных винтов через передний край дистального метаэпифиза большеберцовой кости в блок таранной выполнена дополнительная фиксация пластиной. Сначала введен один кортикальный винт через отверстие на изгибе пластины в блок таранной кости и два винта с угловой стабильностью через короткое плечо пластины в шейку таранной кости. Затем выполнена фиксация имплантата к большеберцовой кости винтом с угловой стабильностью через дистальное отверстие и кортикальным винтом через проксимальное отверстие пластины (второй вариант, рисунок 2.3, *б*) или двумя винтами с угловой стабильностью (третий вариант, рисунок 2.3, *в*).

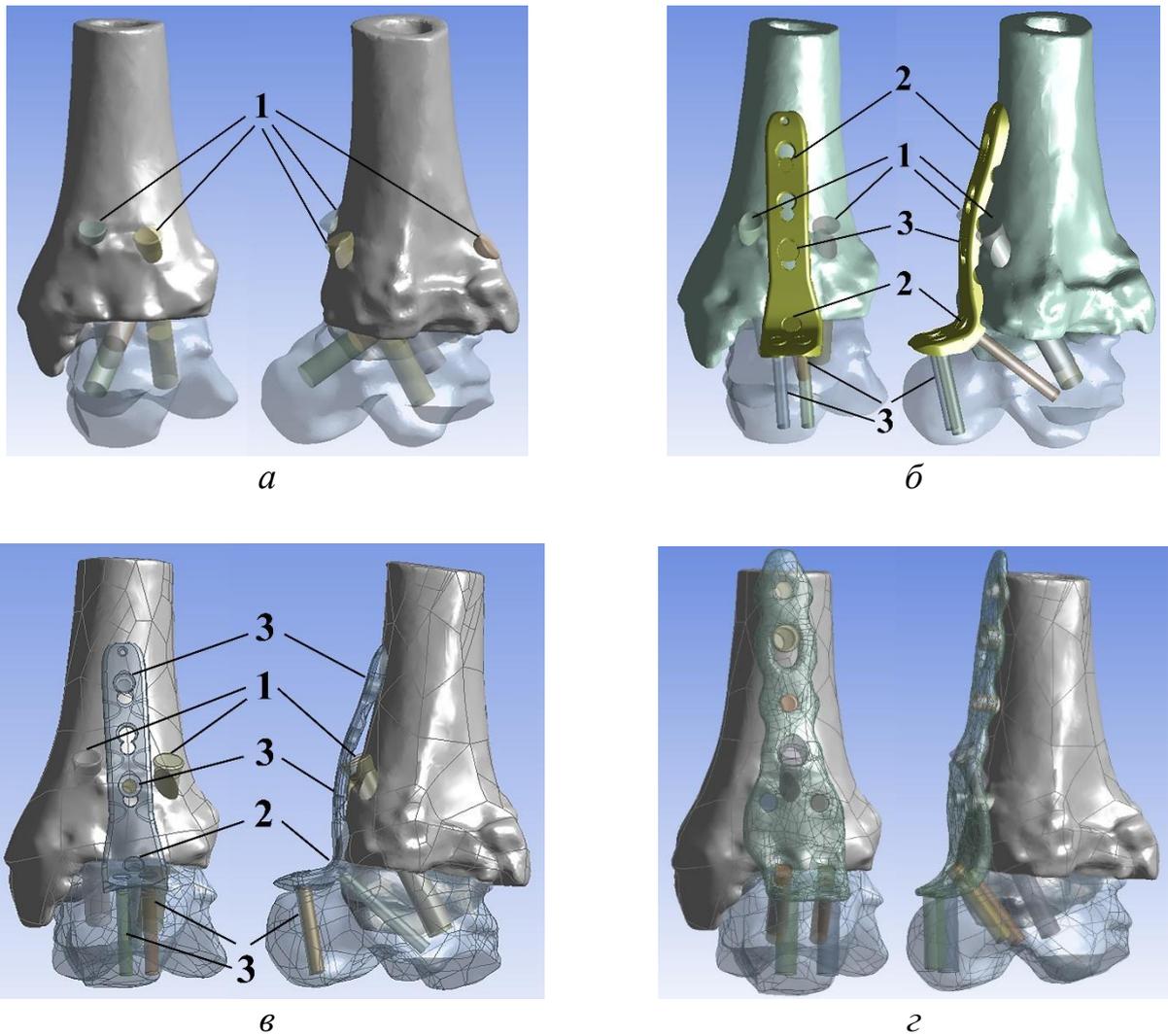


Рисунок 2.3 — Виртуальные модели в двух проекциях (прямой и боковой) артродеза голеностопного сустава: *а* — тремя спонгиозными винтами; *б* — разработанной пластиной и двумя спонгиозными винтами, проксимальный винт кортикальный; *в* — разработанной пластиной и двумя спонгиозными винтами, проксимальный винт с угловой стабильностью; *г* — пластиной серийного производства. 1 — спонгиозный винт; 2 — кортикальный винт; 3 — винт с угловой стабильностью

Четвертый вариант — фиксация голеностопного сустава длинной пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами; винт, введенный через проксимальное отверстие длинного плеча пластины, является кортикальным. Пятый вариант аналогичен четвертому, за исключением винта, введенного в проксимальное отверстие длинного плеча пластины, здесь использовали винт с угловой стабильностью. Следует отметить, что последние четыре различных

варианта исследовали для определения наиболее оптимальной системы фиксации голеностопного сустава.

Шестой вариант — фиксация большеберцово-таранного сочленения пластиной серийного производства. Установку этой пластины осуществляли согласно методике, описанной в руководстве по технике применения этого имплантата. Сначала фиксировали пластину к таранной кости четырьмя винтами с угловой стабильностью, затем — шестью винтами к большеберцовой кости (рисунок 2.3, *з*). Данная пластина является имплантатом серийного производства для артродеза ГСС.

Задачи о нагружении системы «кость — фиксаторы» внешними силами и моментами в статической постановке подробно описаны в работе А.В. Доля и соавт. (2018) [12]. Они были решены численно методом конечных элементов в специальной компьютерной программе Ansys (Ansys Inc., США). Оси системы координат, относительно которых задавались внешние нагрузки, были направлены следующим образом: ось z — вдоль оси большеберцовой кости и вертикально вверх, ось y — вдоль оси стопы в направлении от пяточной кости к пальцам, а ось x — перпендикулярно обеим осям y и z (рисунок 2.4).

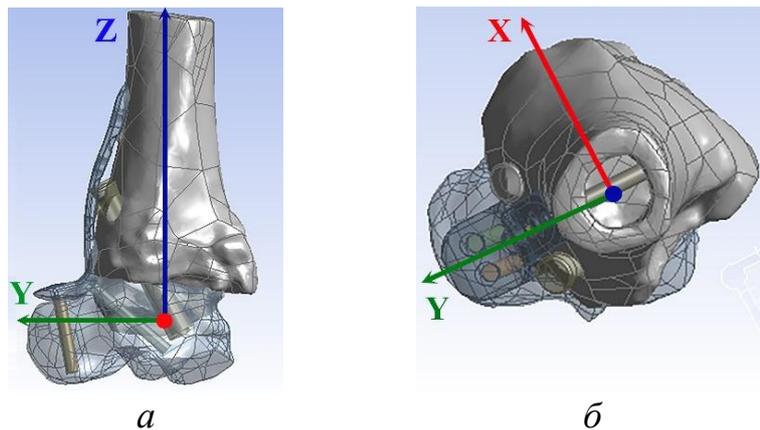


Рисунок 2.4 — Оси системы координат модели, относительно которых задавались внешние нагрузки: *a* — вид сбоку; *б* — вид сверху

В качестве внешних нагрузок использовали силу, действующую вдоль оси большеберцовой кости и моделирующую половину веса тела человека в условиях жесткой фиксации таранной кости к горизонтальной плоскости, а также

изгибающие и скручивающие моменты величиной 10 Н·м. Именно подобное усилие рекомендовано в работе по исследованию голеностопного сустава методом конечных элементов [270]. Изгибающие и скручивающие моменты прикладывали к нижней трети большеберцовой кости и действовали в следующих направлениях: вальгусная нагрузка, варусная нагрузка, тыльное сгибание, подошвенное сгибание, инверсия, эверсия (таблица 2.1). Также было исследовано поведение систем фиксации рассматриваемыми конструкциями под действием нагрузки, возникающей при ходьбе (вес тела, умноженный на 3,3) [257].

Согласно данным ранее проведенных исследований, при моделировании нагружений кости и металлофиксаторы считались изотропными и линейно-упругими [270, 252]. Количественными характеристиками упругих свойств изотропного материала являются модуль Юнга и коэффициент Пуассона. Механическими свойствами материалов по модулю Юнга для большеберцовой кости были 837 МПа, для таранной кости — 13 000 МПа, для имплантатов (сплав титана) — 110 000 МПа, а по коэффициенту Пуассона были одинаковыми и составляли 0,3 [270, 252].

Таблица 2.1 — Исследованные внешние нагрузки

Номер	Вид нагрузки	Величина нагрузки	Направление нагрузки
1	Варусная	400 Н + момент 10 Н·м	Вокруг оси y
2	Вальгусная	400 Н + момент 10 Н·м	Вокруг оси y
3	Тыльное сгибание	400 Н + момент 10 Н·м	Вокруг оси x
4	Подошвенное сгибание	400 Н + момент 10 Н·м	Вокруг оси x
5	Эверсия	400 Н + момент 10 Н·м	Вокруг оси z
6	Инверсия	400 Н + момент 10 Н·м	Вокруг оси z

При выполнении исследования учитывали контактное взаимодействие между большеберцовой и таранной костями, а также между костями и системами фиксации, рекомендованные М. Zhu и соавт. Свойства контактных пар были следующими: «кость — кость» — с трением, коэффициент трения 0,1; «кость —

винт» — с трением, коэффициент трения 0,5; «винт — пластина» — полный контакт без трения и проскальзывания [270].

Резьбу на винтах моделировали инструментом Ansys, имитирующим резьбовое соединение [154]. На торцы головок винтов прикладывали давление величиной 50 МПа, имитирующее стягивающее усилие. Эти параметры были заданы для стандартизации эксперимента и взяты из аналогичных исследований других авторов [270, 252].

Для наибольшей приближенности исследования к реальным биологическим объектам был проведен анализ необходимой сеточной сходимости [16]. Он позволил определить характерный размер элемента вычислительной сетки, мало влияющей на результаты моделирования. Также вычислительная сетка существенно сгущалась в области резьбы винтов, чтобы с высокой точностью можно было учесть резьбовое контактное взаимодействие между винтом и костью. Общее количество конечных элементов для каждой из моделей составило порядка 600 000, что соответствовало порядка 1 900 000 узлам.

2.4 Метод стендового испытания

В этом исследовании использовали 4 пенополиуретановых муляжа большеберцовой кости и 4 — таранной (производитель — ООО «НПК Персей»). Данные модели были обклеены стеклотканью слой за слоем до приобретения параметров жесткости, сходной с натуральной костью, при четырехточечном изгибе. В специальной литературе имеются данные о механических характеристиках натуральной кости при четырехточечной деформации [78, 112]. Мы достигали подобные характеристики путем обклеивания пенополиуретана стеклотканью в один слой, два слоя и т.д., пока не достигли механических свойств, близких к человеческой кости, указанных в литературе. В качестве исследуемых имплантатов применили спонгиозные винты диаметром 6,5 мм с неполной резьбой и длиной резьбовой части 16 мм, разработанную переднюю пластину для артродеза ГСС, кортикальные винты диаметром 3,5 мм, винты с

угловой стабильностью диаметром 3,5 мм. Две модели задействовали для артродеза ГСС с применением 3-х спонгиозных винтов, две — для артродеза голеностопного сустава разработанной пластиной и 2-мя спонгиозными винтами.

Для оценки именно характеристик фиксаторов мы исключили фактор компрессии между анкилозируемыми поверхностями костей. Для этого при подготовке моделей между дистальной суставной поверхностью большеберцовой кости и верхней суставной поверхностью таранной кости устанавливали мягкую пенополиуретановую прокладку толщиной 5 мм, имитирующую дефект, возникающий после удаления суставных поверхностей. Устанавливали большеберцовую кость и таранную в оптимальное для анкилоза соотношение. При этом угол между линиями, проведенными вдоль оси большеберцовой кости и оси шейки таранной кости на рентгенограмме в боковой проекции, составил 110° .

Следующим этапом выполняли 2 модели артродеза голеностопного сустава. Первая модель — фиксация голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами по методике кафедры. Сначала вводили два спонгиозных винта на 2,5–3 см выше суставной щели, через передний край дистального метаэпифиза большеберцовой кости в блок таранной кости. Третий винт вводили через центральную часть заднего отдела дистального метаэпифиза большеберцовой кости на расстоянии 3 см выше щели голеностопного сустава в шейку таранной кости (рисунки 2.5, а, 2.6, а).

Вторая модель — фиксация голеностопного сустава пластиной. В первую очередь, выполняли фиксацию большеберцовой кости к таранной двумя спонгиозными винтами. Эти винты вводили через передний край дистального метаэпифиза большеберцовой кости в блок таранной кости. Во вторую очередь, фиксировали пластину к таранной кости одним кортикальным винтом, введенным через отверстие на изгибе пластины, и двумя винтами с угловой стабильностью, введенными через короткое плечо пластины. Затем фиксировали имплантат к большеберцовой кости одним кортикальным винтом через проксимальное отверстие пластины и одним винтом с угловой стабильностью через дистальное отверстие (рисунки 2.5, б, 2.6, б).

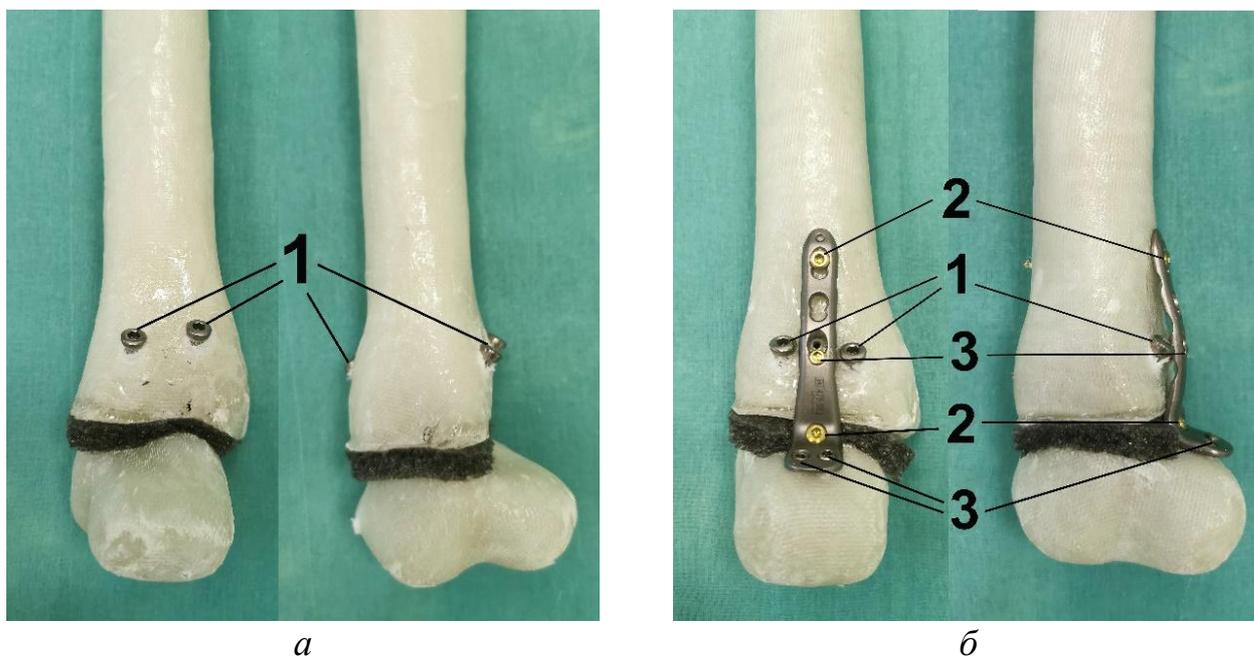


Рисунок 2.5 — Модели в двух проекциях (прямой и боковой) артродеза голеностопного сустава: *а* — тремя спонгиозными винтами; *б* — разработанной пластиной и двумя спонгиозными винтами. 1 — спонгиозный винт; 2 — кортикальный винт; 3 — винт с угловой стабильностью



Рисунок 2.6 — Рентгенограммы моделей в двух проекциях (прямой и боковой) артродеза голеностопного сустава: *а* — тремя спонгиозными винтами; *б* — разработанной пластиной и двумя спонгиозными винтами

2.4.1 Проведение эксперимента

Исследования были выполнены на базе испытательной лаборатории «Механическая лаборатория им. профессора Н.А. Белелюбского» Петербургского государственного университета путей сообщения Императора Александра I. Проведено по одному эксперименту в статическом режиме и по одному эксперименту в циклическом режиме для каждой модели. Статические испытания проводили на испытательной машине Shimadzu EZ Test 5 kN фирмы Shimadzu (Япония), а динамические — на испытательной машине Zwick Amsler 250 НВ фирмы Zwick (Германия). Для удобства и надежности фиксации каждого образца в испытательной машине была изготовлена оснастка в виде сдавленного с одной стороны отрезка металлической трубы. Закрепление в оснастке проксимального конца большеберцовой кости на расстоянии 12 см от дистальной суставной поверхности выполняли с помощью смеси на основе эпоксидной смолы. Дистальную часть таранной кости помещали на 1 см в металлическую трубу и фиксировали также с помощью смеси на основе эпоксидной смолы. Вид установки модели № 2 в испытательных машинах представлен на рисунке 2.7.

Деформации исследуемых конструкций определяли с помощью измерительной системы Imetrum Dynamic Monitoring Station, которая представляет собой бесконтактный видеоэкстензометр для мультиточечного измерения положения, деформации и вращения конструкций (изделий). Измерительная система состоит из последовательного проведения эксперимента, съемки видеофрагмента с последующим анализом с помощью специализированного программного обеспечения, установленного в контроллер. Так как данная система работает не с объектом испытания, а с его изображением, то необходимо обозначить точки, которые программное обеспечение будет отслеживать в ходе эксперимента. Разметку образцов при статической осевой нагрузке выполняли следующим образом. На латеральной и медиальной поверхности моделей большеберцовой и таранной костей отмечали отслеживаемые точки: на границе передней и средней трети дистального метаэпифиза большеберцовой кости (position 1), средней и задней трети

дистального метаэпифиза большеберцовой кости (position 3), в центре таранной кости (position 2), задней трети таранной кости (position 4). В качестве примера разметка образцов представлена на рисунке 2.8.

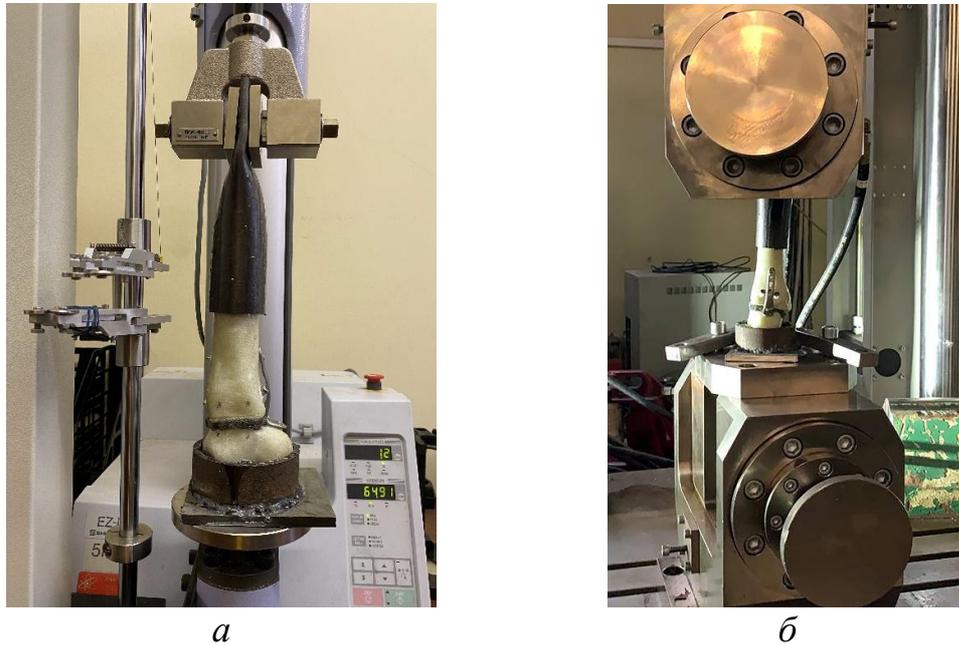


Рисунок 2.7 — Схема установки модели № 2: *а* — в испытательную машину Shimadzu EZ Test 5 kN; *б* — в испытательную машину Zwick Amsler 250 НВ

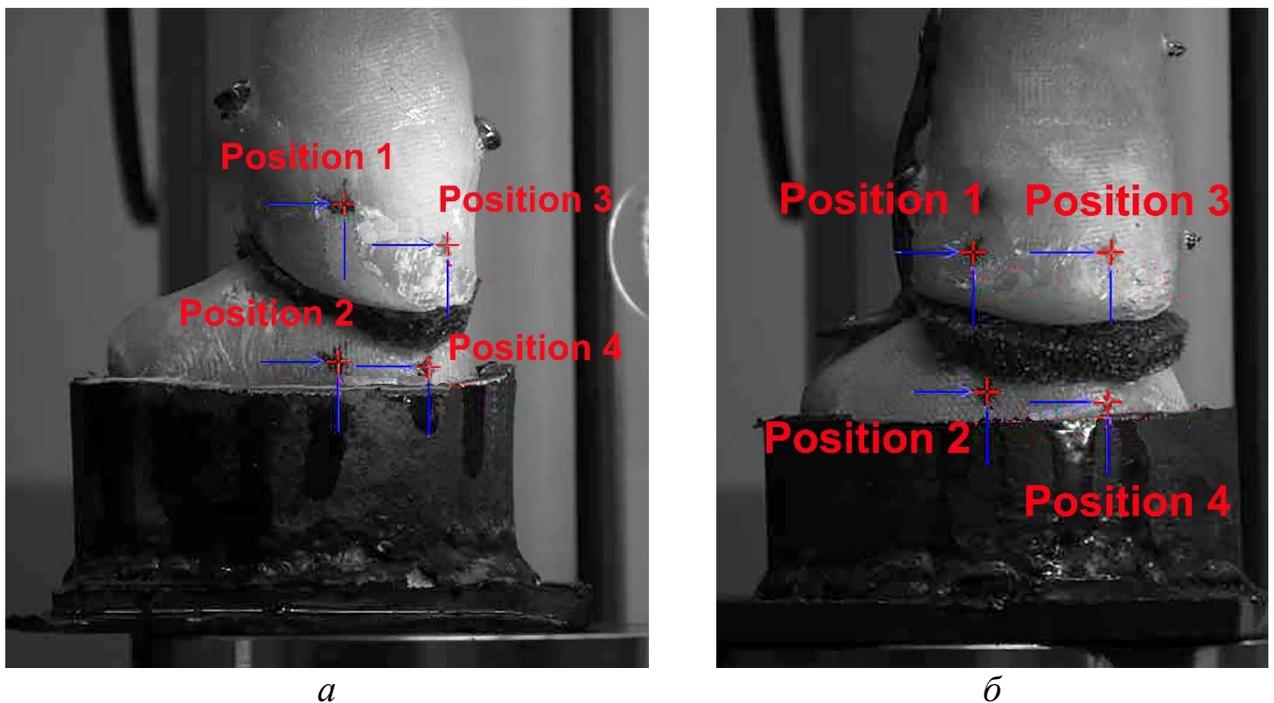


Рисунок 2.8 — Отслеживаемые точки измерительной системы Imetrum Dynamic Monitoring Station на моделях большеберцовой и таранной костей по внутренней поверхности: *а* — 1-я модель; *б* — 2-я модель

После установки отслеживаемых точек на моделях система Imetrum Dynamic Monitoring Station фиксирует координаты положения этих точек при проведении нагрузки от 0 до 800 ньютонов (Н). Затем программное обеспечение рассчитывает изменение положения каждой точки в миллиметрах при минимальной и максимальной нагрузках. Последнее позволяет рассчитать изменение расстояния между отслеживаемыми точками, что является показателем амплитуды смещения на границе большеберцовой и таранной костей. На основании этих данных рассчитывали относительную деформацию при применении исследуемых фиксаторов для артрореза голеностопного сустава.

Исследуемые модели были протестированы при статической и динамической (циклической) осевой нагрузке. При проведении статической осевой нагрузки образцы устанавливали в испытательную машину Shimadzu EZ Test 5 kN и нагружали вертикально вдоль механической оси большеберцовой кости до 800 Н со скоростью 1 мм/мин. Для проведения динамической нагрузки на образцы вертикально вдоль механической оси большеберцовой кости, проходящей через центр кости, прикладывали циклические нагрузки от 20 до 800 Н с частотой 2 Гц ступенями через каждые 5600 циклов: 20–200 (250), 20–400, 20–600, 20–800 Н.

2.5 Общая характеристика клинической части исследования

Клиническая часть настоящей работы представляет собой наблюдательное когортное исследование. Она основана на результатах артрорезирования 50 пациентов с деформирующим артрозом голеностопного сустава III и IV стадии (по классификации Kellgren–Lawrence). Все пациенты получили хирургическое лечение в клинике ВТО ВМедА в период с 2009 по 2022 г. Пострадавшие были разделены на две сравниваемые группы (таблица 2.2). В первую, основную, группу вошли 14 пострадавших с деформирующим артрозом голеностопного сустава III и IV стадии, которым был выполнен артрорез с применением передней

пластины в комбинации с 2-мя спонгиозными винтами. Вторую группу (группу сравнения) составили 36 пациентов с деформирующим артрозом голеностопного сустава III и IV стадии, оперированные 3-мя спонгиозными винтами. Все пострадавшие, включенные в проводимое исследование, были госпитализированы в плановом порядке.

Возраст обследованных пациентов варьировал от 27 до 70 лет, а средний возраст составил $49,4 \pm 11,2$ лет.

Из данных видно, что большинство пострадавших составили лица трудоспособного возраста от 31 до 60 лет — 38 пациентов (76%), а в возрасте старше 60 и до 30 лет — соответственно, 10 (20%) и 2 пациента (4%). Правостороннее поражение голеностопного сустава отмечалось у 28 (56%), левостороннее — у 22 (44%) пациентов. Работающих пациентов было 41 (82%), остальные 9 (18%) были неработающими или пенсионерами.

Таблица 2.2 — Распределение пациентов по возрасту и полу

Возраст, лет	Основная группа (n=14)				Группа сравнения (n=36)				ВСЕГО (n=50)	
	мужчины		женщины		мужчины		женщины		абс. число	%
	абс. число	%	абс. число	%	абс. число	%	абс. число	%		
18–29	–	–	–	–	1	2,8	1	2,8	2	3,8
30–39	3	21,4	1	7,1	1	2,8	5	13,9	10	18,9
40–49	3	21,4	2	14,3	4	11,1	5	13,9	15	28,3
50–59	–	–	2	14,3	5	13,9	7	19,4	16	30,1
≥ 60	2	14,3	1	7,1	4	11,1	3	8,3	10	18,9
ИТОГО	8	57,2	6	42,8	15	41,7	21	58,3	53	100

У подавляющего большинства пациентов (n=47, 94%) деформирующий артроз голеностопного сустава имел вторичный характер вследствие полученной ранее травмы. Первичный деформирующий артроз диагностирован у 2 пациентов

(4%), у 1 пациента (2%) деформирующий артроз развился на фоне асептического некроза таранной кости. Причинами развития терминальной стадии посттравматического артроза ГСС явились перелом лодыжек в 34 случаях (72,3%), перелом ДМЭ большеберцовой кости в 6 (12,8%), перелом таранной кости в 3 (6,4%), повреждения связочного аппарата в 4 (8,5%) наблюдениях.

Изучение анамнеза наблюдаемых пациентов позволило нам выявить методы первичного лечения травм области голеностопного сустава, приведших к развитию артроза III–IV стадии и установке стопы в порочном положении (таблица 2.3). До артродеза голеностопного сустава 21 (44,7%) пациентам проведено консервативное лечение. Им выполняли закрытую репозицию, иммобилизацию голеностопного сустава гипсовой повязкой, физиотерапевтические процедуры, лечебную физкультуру, назначали прием нестероидных противовоспалительных препаратов, хондропротекторов. Остальным 26 (55,3%) пострадавшим ранее были выполнены операции в различных медицинских учреждениях от одного до двух раз. Оперативные вмешательства включали: закрытую (n=1) или открытую (n=18) репозицию лодыжек и заднего края дистального метаэпифиза большеберцовой кости, из них остеосинтез малоберцовой кости пластиной (n=15), винтами (n=1) и спицами (n=1), остеосинтез внутренней лодыжки винтом (n=11), заднего края винтом (n=8), фиксацию дистального межберцового синдесмоза винтом (n=13); открытую репозицию дистального метаэпифиза большеберцовой кости и остеосинтез пластиной (n=2), винтами (n=1), аппаратом внешней фиксации (n=2); открытую репозицию и остеосинтез таранной кости винтами (n=1); артроскопию голеностопного сустава (n=1), удаление металлоконструкций (n=16). При этом у 15 (60%) пострадавших отмечена неправильная репозиция костей, образующих голеностопный сустав.

Таблица 2.3 — Методы первичного лечения травм области голеностопного сустава у наблюдаемых пациентов

Методы лечения	Локализация повреждения	Число пациентов			
		Первая группа		Вторая группа	
		абс. число	%	абс. число	%
Консервативное лечение	Повреждения связочного аппарата	1	7,7	3	8,8
	Переломы лодыжечного сегмента	4	30,8	10	29,4
	Переломы ДМЭ большеберцовой кости	–	–	1	2,9
	Переломы таранной кости	–	–	2	6,0
	Всего	5	38,5	16	47,1
Оперативное лечение	Переломы лодыжечного сегмента	6	46,2	14	41,2
	Переломы ДМЭ большеберцовой кости	2	15,3	3	8,8
	Переломы таранной кости	–	–	1	2,9
	Всего	8	61,5	18	52,9
ИТОГО		13	100	34	100

На рисунках 2.9 и 2.10 представлены диаграммы, из которых видно, что статистически значимые различия между двумя группами по методам лечения до поступления в клинику и локализации повреждений первичной травмы отсутствуют. Таким образом, обе клинические группы сопоставимы по данным параметрам.

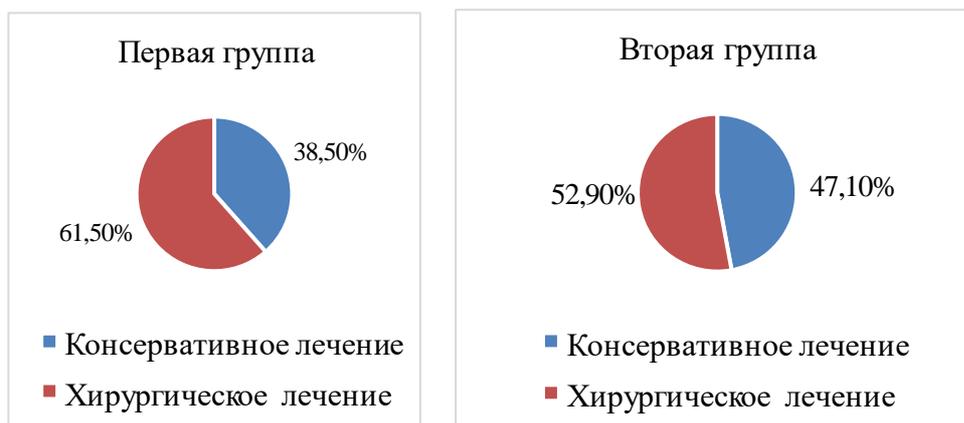


Рисунок 2.9 — Методы лечения до поступления в клинику в изучаемых группах
($p > 0,05$, критерий хи-квадрат Пирсона)

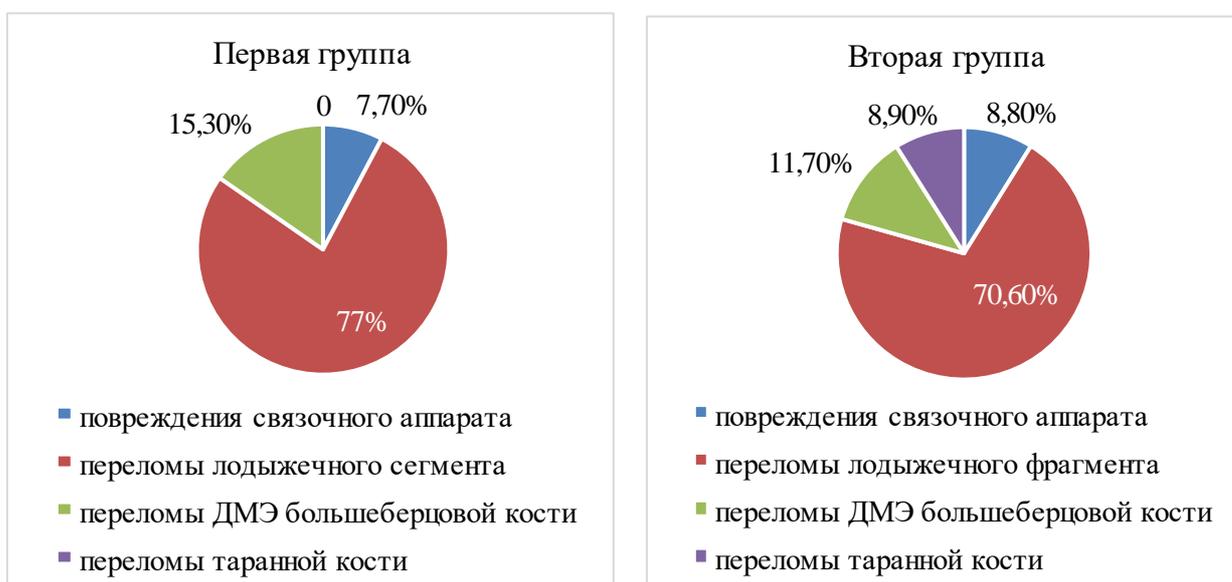


Рисунок 2.10 — Локализация повреждений в изучаемых группах
($p > 0,05$, критерий хи-квадрат Пирсона)

Сроки, прошедшие с момента получения травмы до включения в исследование и хирургического лечения, у обследованных пациентов широко варьировали. Так, наименьший временной промежуток от травмы до госпитализации в клинику и артрореза равен 1-му году, в то время как наибольший достигал 43 лет. Срок развития деформирующего артроза после травмы составил $Me=48$ [18; 152] месяцев, при этом после хирургического лечения он составил $Me=72$ [18; 180] месяцев, а после консервативного — $Me=36$ [20; 84] месяцев. Низкоэнергетичный характер травмы, незначительное смещение

отломков и отсутствие подвывиха стопы обусловили более длительные сроки развития артроза после консервативного лечения. И, с другой стороны, меньшие сроки формирования терминальных стадий деформирующего артроза после хирургического лечения, предположительно, обусловлены неправильной репозицией костей, образующих голеностопный сустав.

2.6 Методы обследования пациентов

Для оценки эффективности хирургического лечения пациентов с деформирующим артрозом голеностопного сустава III и IV стадии применяли комплексное обследование, состоящее из клинических, лучевых и инструментальных методов исследования. Пациенты обеих групп обследованы до оперативного лечения, на следующие сутки после оперативного вмешательства, через 6, 10 недель, 6, 12, 24 месяца и на контрольном осмотре после проведенных операций. В сроки до оперативного лечения, 6, 12, 24 месяца и на контрольном осмотре после артродеза проводили анкетирование по шкале AOFAS, а также шкале ВАШ болевого синдрома и опрос пациентов по телефону.

Следует также отметить, что все операции артродеза ГСС предложенными способами выполнялись одной бригадой хирургов в одном медицинском учреждении. Поэтому разница в полученных результатах, связанная с различной техникой операций и разным оборудованием, исключена.

2.6.1. Клинический метод исследования

У всех пациентов при поступлении в клинику в ходе опроса фиксировали жалобы и выясняли анамнез заболевания. Физикальное обследование проводили по общепринятой методике. Оценивали обстоятельства получения травмы, последующее лечение, сроки возникновения симптомов заболевания, их динамику, сопутствующие заболевания. Жалобы на боль, уменьшение амплитуды

движений в пораженном суставе, а также нарушение опороспособности нижней конечности были предъявлены всеми пациентами. При опросе уточняли характер и локализацию болевого синдрома, необходимость в использовании дополнительной опоры, ограничения в повседневной физической активности и спорте.

Осмотр пациентов выполняли стоя, сидя и лежа. Нижние конечности осматривали для оценки кожных покровов, наличия или отсутствия деформаций на уровне бедра или голени, сопутствующих заболеваний (варикозная болезнь, атеросклероз), заболеваний кожи, неврологической патологии. Затем оценивали деформации заднего отдела стопы (варусная, вальгусная, эквинусная), форму переднего и среднего отделов стопы.

Методом пальпации определяли болезненность разных отделов стопы и голени. У всех пациентов выявляли ее при пальпации в проекции суставной щели голеностопного сустава.

Амплитуду активных и пассивных движений в ГСС измеряли по стандартной методике с помощью гониометра. Измерение выполняли в положении сидя, при этом коленный сустав сгибали до 90° . Центр вращения гониометра устанавливали на наружной лодыжке, одно плечо устанавливали по оси голени (линии, соединяющей головку и наружную лодыжку малоберцовой кости), второе — параллельно пятой плюсневой кости.

Оценку движений в подтаранном суставе определяли следующим образом: одной рукой фиксировали область голеностопного сустава, другой удерживали пяточную область и выполняли инверсию и эверсию. Суммарная амплитуда движений в подтаранном суставе норме составляет от 5° до 15° [22, 164]. Измерение этих движений заднего отдела стопы производили в положении пациента стоя с помощью гониометра.

Обследование в предоперационном периоде включало общеклинический и биохимический анализы крови, общий анализ мочи, коагулограмму, электрокардиографию. Все пациенты консультированы терапевтом для выявления сопутствующей патологии. Также при необходимости обследуемые дополнительно были осмотрены врачами других специальностей

(эндокринологом, неврологом, хирургом, клиническим фармакологом, ангиохирургом). Для решения вопроса о виде необходимой анестезии все пациенты были осмотрены врачом-анестезиологом.

Оценку выраженности болевого синдрома и функционального состояния стопы осуществляли с помощью данных анкетирования по шкалам ВАШ и AOFAS до оперативного лечения, затем в сроки 6, 12, 24 месяца и на контрольном осмотре после выполненных вмешательств.

Визуально-аналоговая шкала интенсивности болевого синдрома представляет собой линию длиной 10 см (рисунок 2.11). Пациент ставил на ней маркировку, соответствующую выраженности испытываемых им в данный момент болей. Один балл на этой линии соответствует одному сантиметру. При этом полное отсутствие боли обозначается цифрой 0, а максимально выраженное болевое ощущение — числом 10. Слабую боль устанавливают до 2 см, умеренную — от 2 до 4 см, сильную — от 4 до 6 см, сильнейшую — от 6 до 8 см и невыносимую — до 10 см.

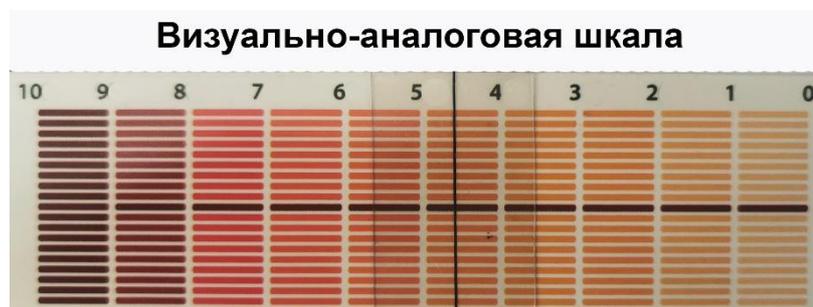


Рисунок 2.11 — Визуально-аналоговая шкала интенсивности болевого синдрома

Анкетирование по шкале, предложенной Американским ортопедическим обществом стопы и голеностопного сустава (American Orthopaedic Foot and Ankle Society, AOFAS), использовали для оценки функционального состояния (приложение А). Наилучший результат равен 100 баллам, наихудший — 0 баллов. При получении значений балльных показателей от 75 до 96 отмечается хороший результат, от 51 до 74 — удовлетворительный, менее 50 — неудовлетворительный. В некоторых случаях опрос выполняли по телефону при невозможности явки пациента в клинику.

2.6.2. Рентгенологический метод исследования

Всем пациентам выполняли рентгенографию обоих голеностопных суставов в прямой и боковой проекциях с захватом стопы стоя с полной нагрузкой на конечности. Рентгенологическое исследование проводили перед оперативным вмешательством, на следующие сутки после оперативного вмешательства, через 6 и 10 недель, 6, 12, 24 месяца и на контрольном осмотре. При анализе рентгенограмм пациентов перед оперативным вмешательством оценивали стадию деформирующего артроза голеностопного сустава по рентгенологической классификации J.H. Kellgren и J.S. Lawrence (1957) [132], фронтальный медиальный большеберцово-таранный угол на обоих голеностопных суставах, сагиттальный большеберцово-таранный угол на здоровой конечности. При анализе рентгеновских снимков пациентов в послеоперационном периоде оценивали следующие показатели: 1) признаки костного анкилоза голеностопного сустава (отсутствие суставной щели, наличие костных балок, пересекающих область сустава); 2) сагиттальный большеберцово-таранный угол на оперированной конечности; 3) суммарную подвижность суставов среднего отдела стопы в сагиттальной плоскости.

В нашем исследовании мы использовали классификацию J.H. Kellgren и J.S. Lawrence (1957), в соответствии с которой выделяют четыре стадии деформирующего артроза.

0 стадия — отсутствие рентгенологических признаков.

I стадия — подозрение на сужение суставной щели, линейный остеосклероз в субхондральных отделах, появление маленьких краевых остеофитов.

II стадия — сужение суставной щели, очевидные остеофиты.

III стадия — значительное сужение суставной щели, выраженный субхондральный остеосклероз, умеренный, но многочисленный остеофитоз, незначительная деформация эпифизов.

IV стадия — суставная щель прослеживается с трудом, выраженный остеофитоз, деформация эпифизов.

С целью анализа положения стопы относительно оси голени проводили измерение фронтального медиального большеберцово-таранного угла (МБТУ) и сагиттального большеберцово-таранного угла (БТУ). Фронтальный МБТУ измеряли на рентгенограмме голеностопного сустава в прямой проекции. В норме он составляет от 88° до 93° [55, 180]. Этот угол образован линией, проходящей через середину диафиза большеберцовой кости на расстоянии 8 и 13 см от суставной поверхности таранной кости, и линией, проходящей параллельно суставной поверхности блока таранной кости (рисунок 2.12) [235, 229]. Сагиттальный БТУ измеряли по рентгенограмме голеностопного сустава в боковой проекции стоя по методике, описанной В.Ф. Morrey и G.P. Wiedeman в 1980 г. Он образован анатомической осью большеберцовой кости и длинной осью таранной кости (рисунок 2.13) [175, 213]. Последняя проходит через центры головки и шейки таранной кости. В норме сагиттальный БТУ составляет от 105° до 116° [145, 20].

На рентгенограмме в боковой проекции определяли суммарную подвижность суставов среднего отдела стопы. Для этого измеряли угол между длинной осью таранной кости и осью первой плюсневой кости в положении

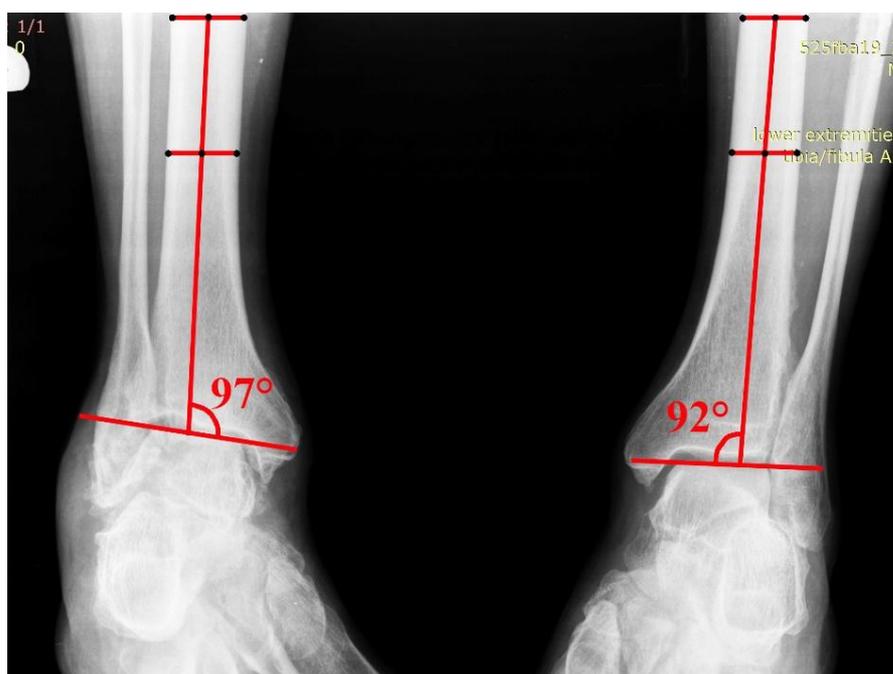


Рисунок 2.12 — Измерение фронтального медиального большеберцово-таранного угла на рентгенограмме голеностопных суставов в прямой проекции

максимального тыльного и подошвенного сгибания (рисунок 2.14) и затем складывали полученные значения углов [41, 272]. Ось первой плюсневой кости проводили через центры диафиза последней в проксимальной и дистальной третях [82, 145].



Рисунок 2.13 — Измерение сагиттального большеберцово-таранного угла на рентгенограмме правого голеностопного сустава в боковой проекции



Рисунок 2.14 — Измерение суммарной подвижности суставов среднего отдела стопы в сагиттальной плоскости: *а* — тыльное сгибание; *б* — подошвенное сгибание

Время работы с применением электронно-оптического преобразователя

В настоящее время применение электронно-оптического преобразователя (ЭОП) в травматологии и ортопедии в целом, и при артродезе голеностопного сустава, в частности, позволяет повысить качество оперативного вмешательства. Последнее достигается интраоперационным контролем правильного позиционирования стопы относительно голени, полноценности заполнения костными аутотрансплантатами образовавшегося дефекта после удаления суставного хряща, а также оптимального положения имплантатов. Применение ЭОП при данной операции потребовалось у всех пациентов. Следует также отметить, что мы использовали ЭОП в режиме рентгенографии (одно рентгеноскопическое исследование) и в режиме рентгеноскопии для контроля проведения направляющих спиц.

Компьютерная томография голеностопных суставов

Компьютерно-томографическое обследование голеностопных суставов и стоп выполнено у 41 (77%) пациента в предоперационном периоде (рисунок 2.15). Главным преимуществом компьютерной томографии (КТ) является возможность детального изучения суставной поверхности костей, образующих голеностопный сустав. КТ позволяет точно оценить объем потери костной массы, наличие кист, а также наличия и стадии артроза подтаранного сустава и сустава Шопара, что может быть важным для предоперационного планирования.

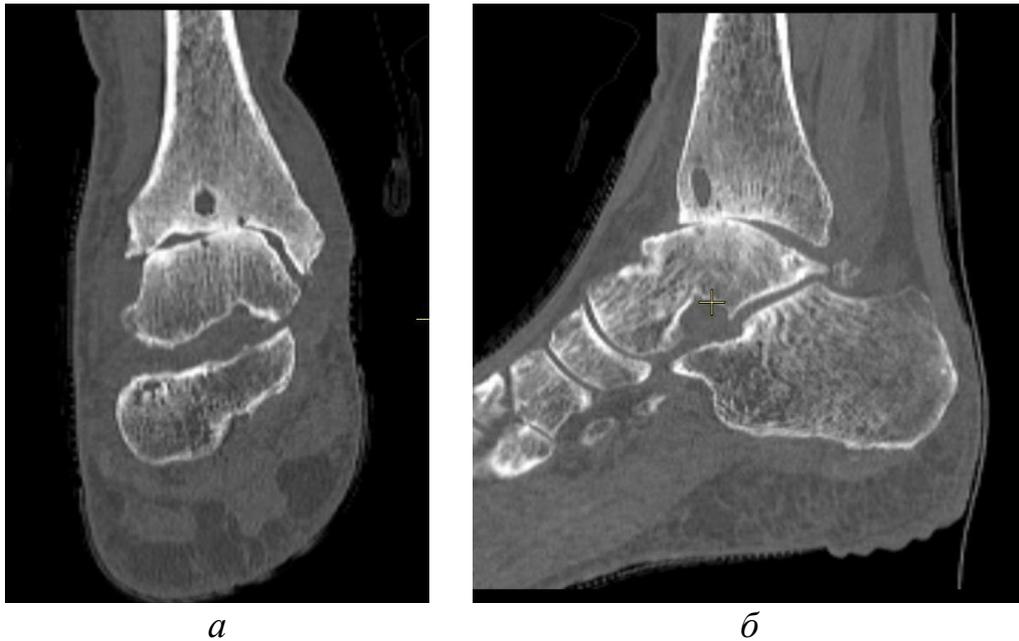


Рисунок 2.15 — Компьютерные томограммы голеностопного сустава в прямой (*а*) и боковой (*б*) проекциях пациента с посттравматическим деформирующим артрозом IV стадии

2.7 Статистический метод

Сделанные выводы и основные положения нашей диссертационной работы основываются на проведенной статистической обработке полученных данных с использованием соответствующих задач специальных методов и инструментов. Ввод, хранение, первичную обработку и сортировку таких данных осуществляли с помощью персонального компьютера и табличного редактора Excel из состава офисного приложения Microsoft Office. Рассчитаны минимальные и максимальные значения, среднее значение, стандартное отклонение, медиана, 25-й и 75-й перцентили. Анализ типа распределения полученных результатов производили с помощью критерия Шапиро–Уилка. В работе использованы следующие статистические методы: для сравнения качественных данных — критерий хи-квадрат Пирсона, для сравнения количественных данных — критерий Манна–Уитни, для сравнения количественных показателей в динамике — критерий Уилкоксона. Статистически значимыми считались различия между показателями при уровне вероятности $p < 0,05$.

ГЛАВА 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПЕРЕДНЕЙ ПЛАСТИНЫ, КОМБИНИРУЕМОЙ С ДВУМЯ СПОНГИОЗНЫМИ ВИНТАМИ, ДЛЯ АРТРОДЕЗА ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА

3.1 Сравнительное напряженно-деформированное состояние системы «кость — имплантат» при фиксации голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами и передней пластиной, комбинированной с двумя спонгиозными винтами

В данном разделе представлены результаты биомеханических исследований, выполненных на построенных методом конечных элементов моделях голеностопного сустава, фиксированных тремя спонгиозными винтами (1-й вариант) и передней пластиной в сочетании с двумя спонгиозными винтами. Последнюю систему фиксации моделировали в разных вариантах, ранее описанных в главе 2 диссертационной работы. Так, 2-й вариант — фиксация голеностопного сустава пластиной, комбинированной с двумя спонгиозными винтами, проксимальный винт кортикальный. 3-й вариант — фиксация с применением пластины в комбинации с двумя спонгиозными винтами, проксимальный винт с угловой стабильностью. 4-й вариант — фиксация длинной пластиной и двумя спонгиозными винтами, проксимальный винт — кортикальный, а 5-й вариант аналогичен четвертому, за исключением винта, введенного в проксимальное отверстие длинного плеча пластины, здесь использовали винт с угловой стабильностью.

Систему «кость — имплантат» исследовали при следующих видах нагрузок: вальгусная нагрузка, варусная нагрузка, тыльное сгибание, подошвенное сгибание, инверсия, эверсия с силой 400 Н, а также под действием нагрузки, возникающей при ходьбе. По результатам численных расчетов анализировали наибольшие поля перемещений, максимальные эквивалентные напряжения в имплантатах и костях, наибольшее контактное давление на границе большеберцовой и таранной костей.

3.1.1 Результаты сравнительного анализа полей перемещений системы «кость — имплантат» исследуемых моделей

В результате исследования получены типичные поля полных перемещений для всех моделей. Максимальное перемещение для модели с фиксацией тремя спонгиозными винтами получено при тыльном сгибании стопы и составило 1,2 мм, а минимальное — при эверсионной нагрузке (0,71 мм). При динамической нагрузке перемещение составило 0,57 мм (рисунок 3.1). На представленных рисунках с полями перемещений или напряжений слева показана цветовая шкала значений исследуемого параметра. Максимальное и минимальное перемещение для модели с фиксацией спонгиозные винты и пластина, где проксимальный винт, фиксирующий пластину был кортикальным (2-й вариант), также получены при тыльном сгибании стопы и эверсии и составили 0,99 и 0,71 мм соответственно. При динамической нагрузке этот показатель был 0,38 мм (рисунок 3.2). При варианте фиксации голеностопного сустава спонгиозными винтами и пластиной, где использовали проксимальный винт с угловой стабильностью (3-й вариант), максимальное перемещение отмечено при тыльном сгибании стопы и составило 1,04 мм, минимальное — при подошвенном сгибании (0,75 мм), а при динамической нагрузке — 0,36 мм (рисунок 3.3). При нагрузке, имитирующей тыльное сгибание стопы, в варианте фиксации длинной пластиной и 2-мя спонгиозными винтами с проксимальным кортикальным винтом (4-й вариант) зарегистрировано наибольшее перемещение (1,3 мм), а при эверсионной нагрузке — наименьшее (0,68 мм). Максимальное перемещение для модели с фиксацией длинной пластиной и проксимальным винтом с угловой стабильностью (5-й вариант) получено при вальгусной нагрузке и составило 0,98 мм, а минимальное — при эверсионной (0,6 мм). Также отмечено, что максимальные перемещения во всех моделях получены в дистальной трети большеберцовой кости выше мест введения имплантатов. На рисунках 3.1–3.3 это красный, желтый цвета.

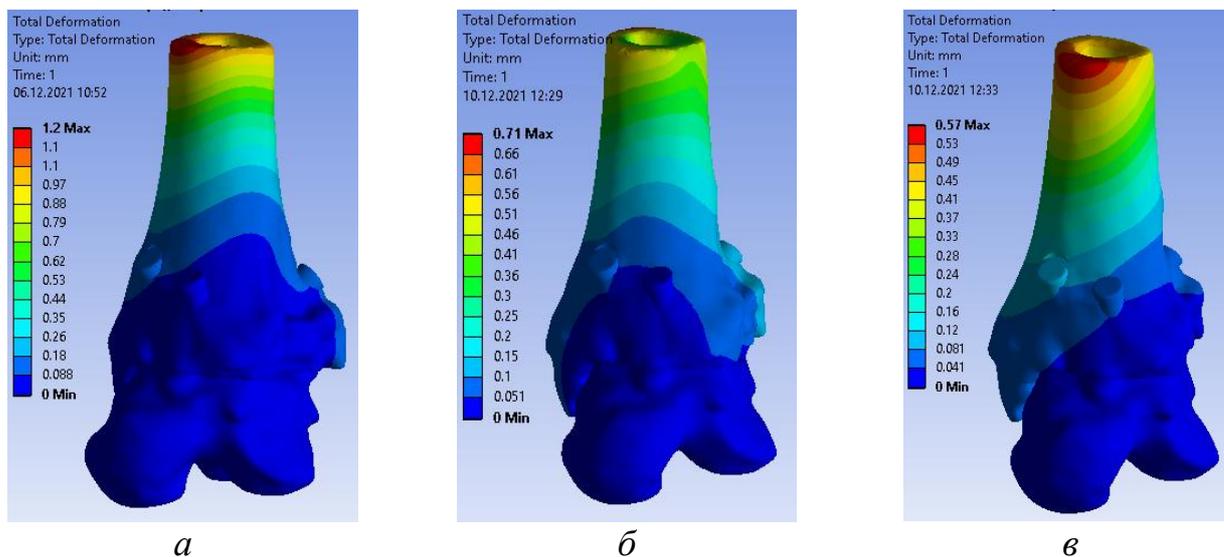


Рисунок 3.1 — Поля перемещений в системе «кость — имплантат» при фиксации голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами, мм:

a — тыльное сгибание; *б* — эверсия; *в* — нагрузка при ходьбе

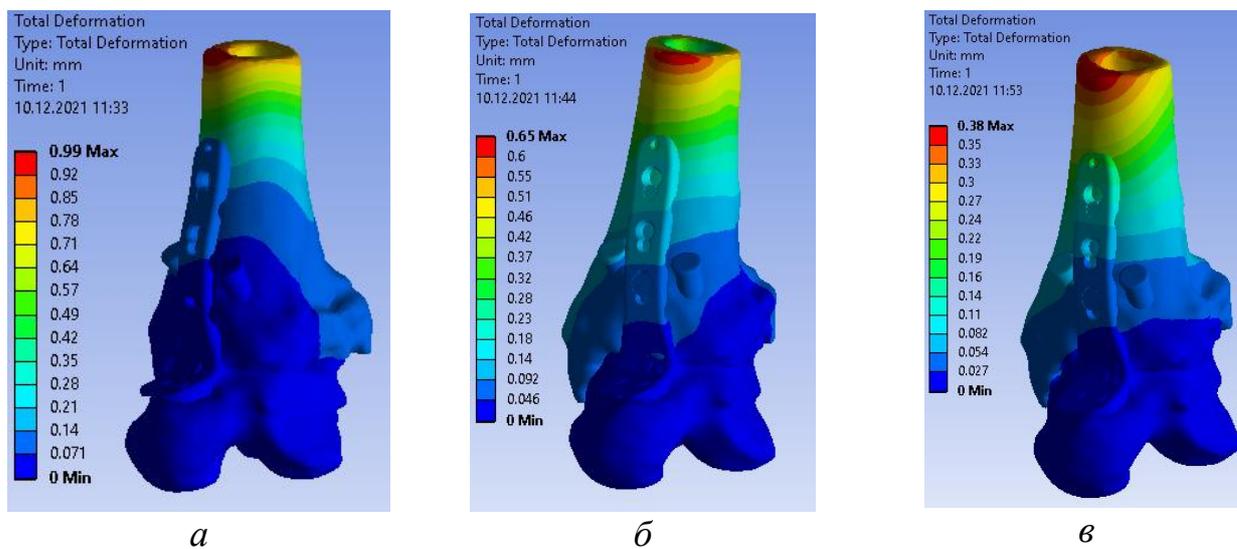


Рисунок 3.2 — Поля перемещений в системе «кость — имплантат» при фиксации голеностопного сустава пластиной и двумя спонгиозными винтами, проксимальный винт — кортикальный, мм:

a — тыльное сгибание; *б* — эверсия; *в* — нагрузка при ходьбе

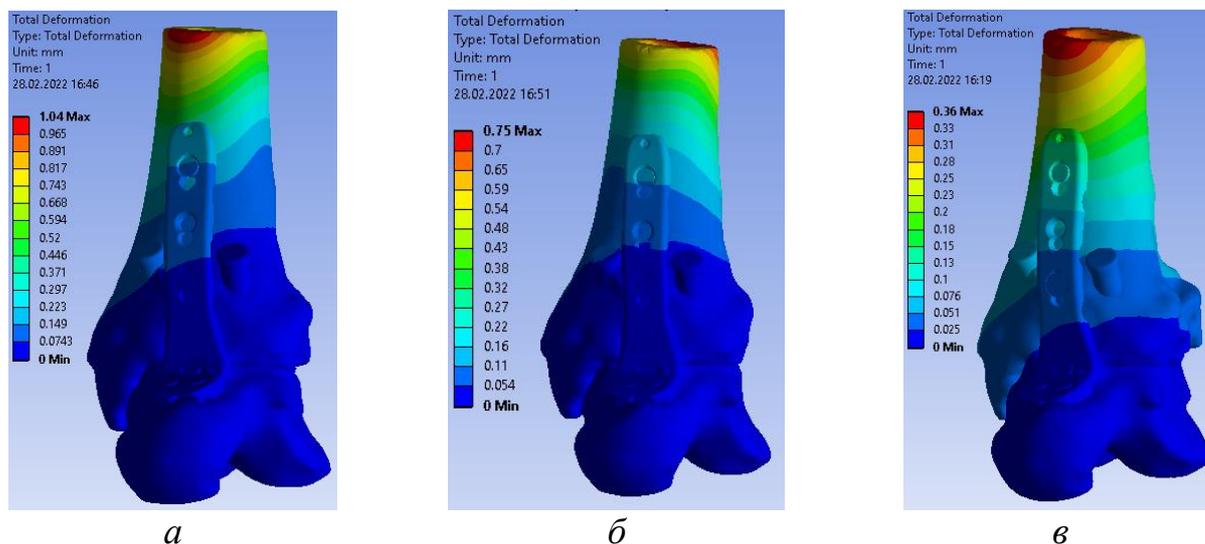


Рисунок 3.3 — Поля перемещений в системе «кость — имплантат» при фиксации голеностопного сустава пластиной и двумя спонгиозными винтами, проксимальный винт с угловой стабильностью, мм:

а — тыльное сгибание; *б* — подошвенное сгибание; *в* — нагрузка при ходьбе

Полученные результаты свидетельствуют, что значения максимальных перемещений при фиксации ГСС пятью исследуемыми системами конструкций были практически одинаковыми. Тем не менее наименьшие значения данного показателя получены при фиксации длинной пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами и проксимальным винтом с угловой стабильностью (5-й вариант) при большинстве видов нагружений. При тыльном сгибании стопы зарегистрированы наибольшие значения перемещений для большинства рассмотренных моделей. Так, при фиксации тремя спонгиозными винтами оно составило 1,2 мм, пластиной и проксимальным кортикальным винтом — 0,99 мм, пластиной и проксимальным винтом с угловой стабильностью — 1,04 мм, длинной пластиной и проксимальным кортикальным винтом — 1,3 мм. А при фиксации длинной пластиной и проксимальным винтом с угловой стабильностью данный параметр отмечен при вальгусной нагрузке и составил 0,98 мм. Полученные данные обобщены в таблице 3.1. Таким образом, полученные результаты свидетельствуют, что длинная пластина в комбинации с двумя спонгиозными винтами и проксимальным винтом с угловой стабильностью показала высокую стабильность по сравнению с другими исследуемыми системами фиксации.

Таблица 3.1 — Наибольшие перемещения в моделях
системы «кость — имплантат», мм

Модели	Варусная нагрузка	Вальгусная нагрузка	Тыльное сгибание	Подошвенное сгибание	Эверсия	Инверсия	Нагрузка при ходьбе
3 спонгиозных винта	1,1	1	1,2	0,81	0,74	0,71	0,57
Пластина, проксимальный винт кортикальный	1,02	0,89	0,99	0,78	0,65	0,67	0,38
Пластина, проксимальный винт с угловой стабильностью	1,1	0,87	1,04	0,75	0,78	0,76	0,36
Длинная пластина, проксимальный винт кортикальный	0,96	1	1,3	0,83	0,68	0,72	0,52
Длинная пластина, проксимальный винт с угловой стабильностью	0,8	0,98	0,79	0,64	0,6	0,66	0,36

3.1.2 Результаты сравнительного анализа эквивалентных напряжений в имплантатах исследуемых моделей

Анализ эквивалентных напряжений (по Мизесу) в системах «кость — имплантат» представляет собой наибольший интерес, так как именно данные

характеристики могут свидетельствовать о надежности металлоконструкции и сроке ее службы.

Наибольшие значения напряжений в имплантатах при установке трех спонгиозных винтов выявлены при варусной нагрузке и составили 147 МПа (рисунок 3.4, *а*), а наименьшие — при вальгусной нагрузке (92 МПа) (рисунок 3.4, *б*). При динамической нагрузке максимальное напряжение составило 126 МПа (рисунок 3.4, *в*). Также отмечено, что при всех видах нагрузок максимальные напряжения зафиксированы в проксимальных двух третях винтов (см. рисунок 3.4).

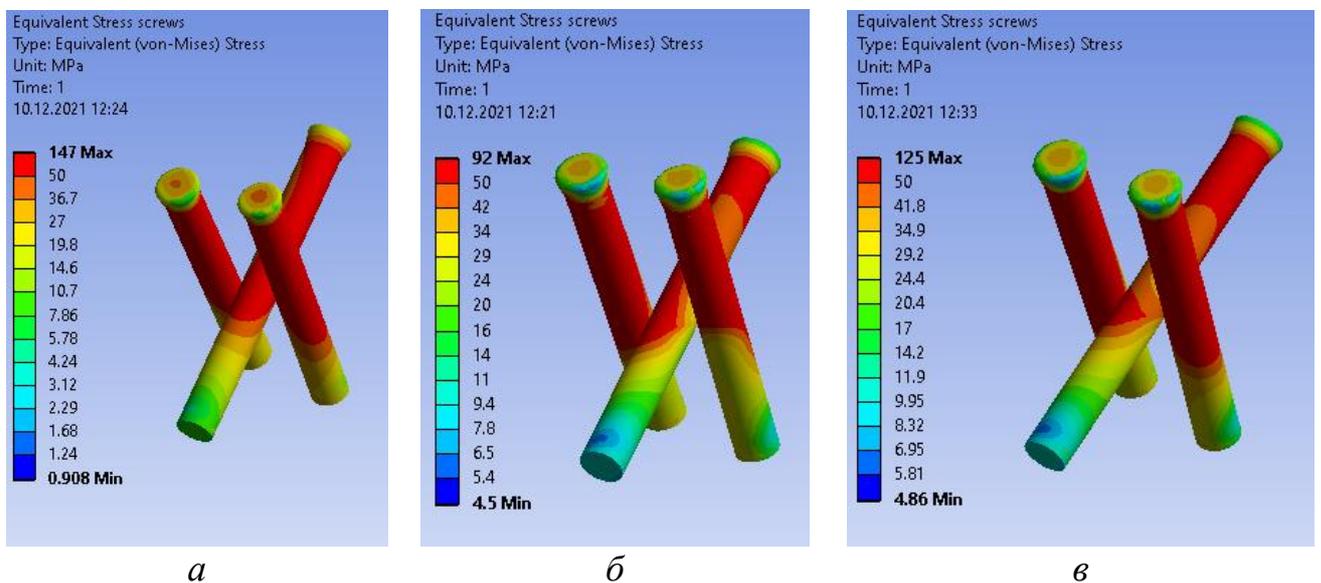


Рисунок 3.4 — Поля эквивалентных напряжений (в МПа) при фиксации голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами: *а* — варусная нагрузка; *б* — вальгусная нагрузка; *в* — нагрузка при ходьбе

При фиксации большеберцовой и таранной костей пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами, и проксимальным кортикальным винтом (2-й вариант) максимальное эквивалентное напряжение (МЭН) зарегистрировано при тыльном сгибании стопы (124 МПа), а минимальное — при подошвенном (68 МПа). При нагрузке, имитирующей ходьбу, наибольшее напряжение составило 117 МПа (рисунок 3.5, *в*). Следует отметить, что в области проксимального кортикального винта, фиксирующего пластину к большеберцовой кости, сконцентрировано (флажок max) максимальное эквивалентное напряжение.

Локализация эквивалентных напряжений данной системы фиксации представлена рисунке 3.5. Наиболее нагруженными являются места, окрашенные в красный цвет.

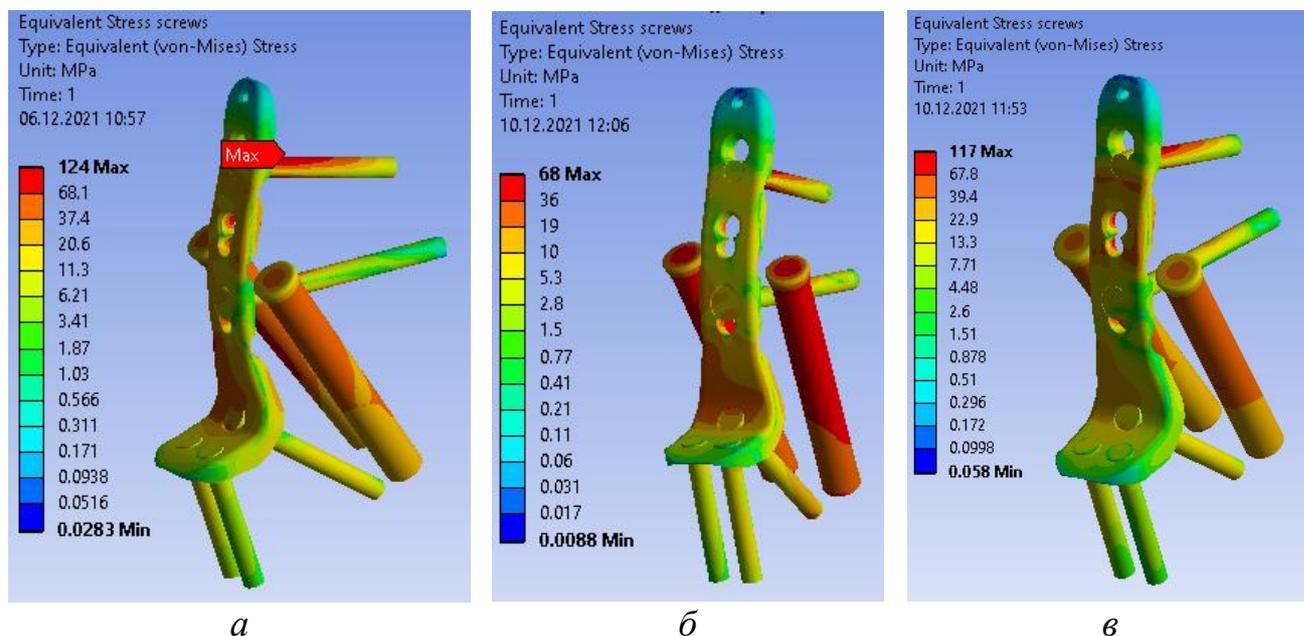


Рисунок 3.5 — Локализация эквивалентных напряжений в имплантатах (в МПа) при фиксации голеностопного сустава пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами, и проксимальным кортикальным винтом:
а — тыльное сгибание; *б* — подошвенное сгибание; *в* — нагрузка при ходьбе

На рисунке 3.6 проиллюстрированы напряжения по Мизесу для 3-го варианта при тыльном сгибании, а также при нагрузке, имитирующей ходьбу. При тыльном сгибании стопы максимальное напряжение составило 331 МПа, минимальное при подошвенном сгибании — 130 МПа, а при нагрузке, имитирующей ходьбу, — 232 МПа. В данной модели также следует отметить, что максимальное эквивалентное напряжение зафиксировано (флажок max) в области проксимального винта с угловой стабильностью, фиксирующего пластину к большеберцовой кости.

Наибольшие значения напряжений в имплантатах при установке длиной пластины, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами, и проксимального кортикального винта (4-й вариант) отмечены при тыльном сгибании стопы и составили 231 МПа, а наименьшие — в подошвенном (81 МПа). При нагрузке, имитирующей ходьбу, наибольшее напряжение по Мизесу составило 118 МПа (рисунок 3.7).

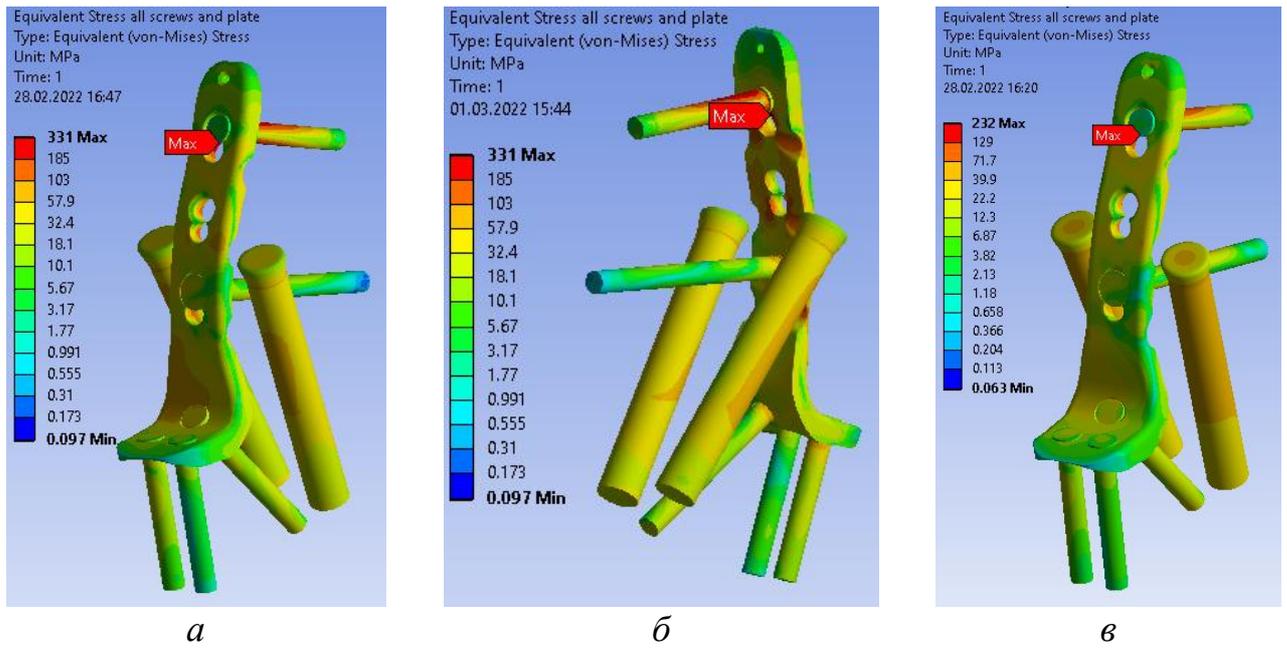


Рисунок 3.6 — Поля эквивалентных напряжений в имплантатах (в МПа) при фиксации голеностопного сустава пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами, и проксимальным винтом с угловой стабильностью:

a — тыльное сгибание; *б* — нагрузка при ходьбе

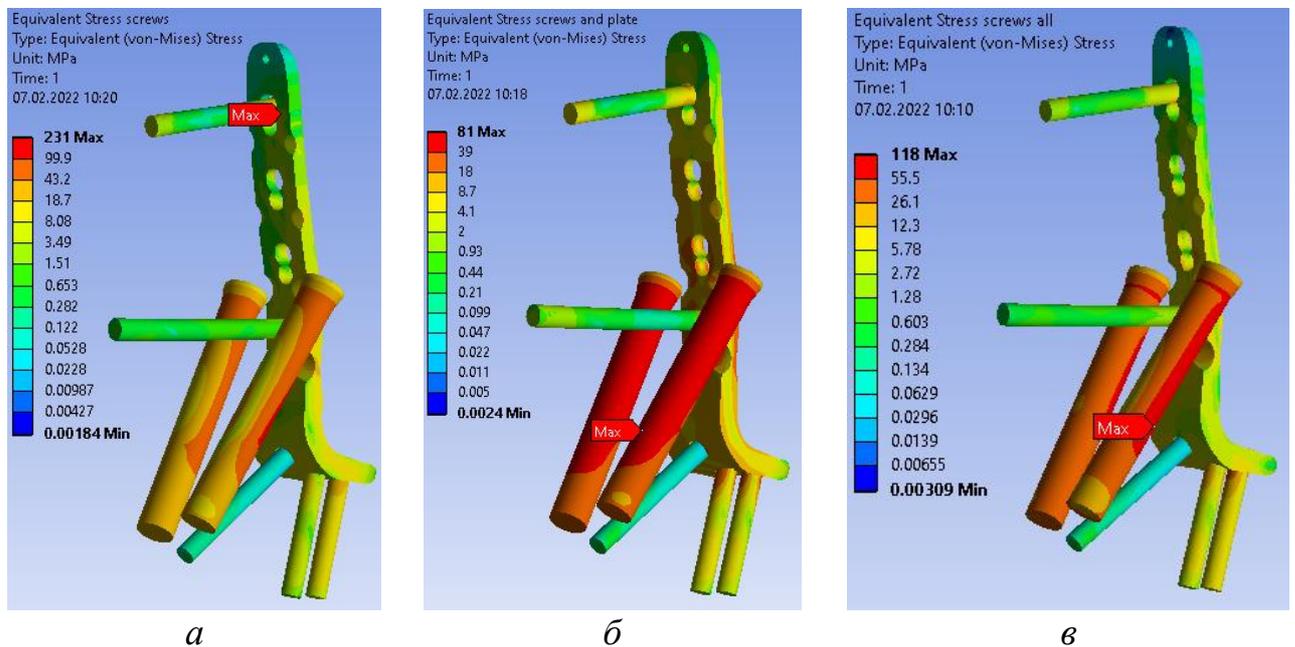


Рисунок 3.7 — Поля эквивалентных напряжений в имплантатах (в МПа) при фиксации голеностопного сустава длинной пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами, и проксимальным кортикальным винтом:

a — тыльное сгибание; *б* — подошвенное сгибание; *в* — нагрузка при ходьбе

При фиксации голеностопного сустава длинной пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами, и проксимальным винтом с угловой стабильностью (5-й вариант) наибольшее значение МЭН зарегистрировано также при тыльном сгибании стопы (337 МПа), а минимальное — при подошвенном (135 МПа). При нагрузке, имитирующей ходьбу, наибольшее напряжение составило 260 МПа. Следует также отметить, что винты с угловой стабильностью, фиксирующие пластину к таранной кости, при всех видах статических нагрузок испытывают наибольшие напряжения по сравнению с другими областями конструкций (рисунок 3.8, *а*). С другой стороны, при динамической нагрузке максимальное напряжение сконцентрировано в области проксимального винта, фиксирующего пластину к большеберцовой кости (рисунок 3.8, *б*).

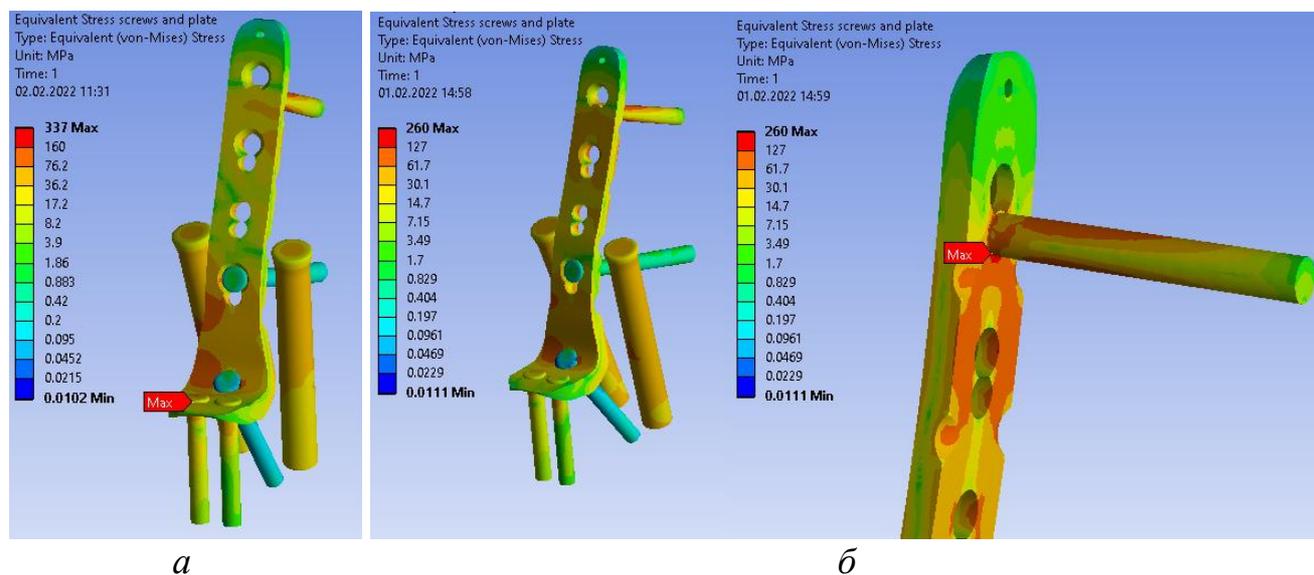


Рисунок 3.8 — Поля эквивалентных напряжений в имплантатах (в МПа) при фиксации голеностопного сустава длинной пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами, и проксимальным винтом с угловой стабильностью:

а — тыльное сгибание; *б* — нагрузка при ходьбе

Анализ эквивалентных напряжений в имплантатах проводится для определения их наибольших значений и сравнения с пределом прочности (с коэффициентом запаса прочности, равным 3) [9]. Имплантаты изготовлены из титанового сплава марки Ti6Al4V, предел прочности которого составляет 970 МПа [269]. Таким образом, допускаемое напряжение составляет не более

323 МПа. Следует отметить, что эквивалентные напряжения в первом, втором и четвертом вариантах рассмотренных конструкций не превышают допускаемых для титанового сплава. Это означает, что при рассмотренных нагрузках системы фиксации обеспечивают достаточную прочность. Во второй и четвертой моделях МЭН сконцентрировано в области проксимального винта, фиксирующего пластину к большеберцовой кости, и составляет 124 и 231 МПа, соответственно. Необходимо подчеркнуть, что при фиксации ГСС длинной пластиной данный показатель в 2 раза выше, чем при фиксации стандартной пластиной. В то же время в 1-й модели максимальное эквивалентное напряжение сосредоточено в области всех трех установленных винтов в двух проксимальных третях. Имплантаты оказались менее нагруженными при первом варианте фиксации при вальгусной нагрузке и подошвенном сгибании стопы, при втором и четвертом вариантах — при подошвенном сгибании стопы.

Отдельно стоит отметить, что при фиксации большеберцовой и таранной костей стандартной и длинной пластинами и проксимальным винтом с угловой стабильностью (3-й и 5-й варианты) МЭН в имплантатах превышают допускаемое напряжение. Наибольшие напряжения в модели фиксации пластиной и проксимальным винтом с угловой стабильностью (3-й вариант) обнаружены при тыльном сгибании стопы в области проксимального винта, фиксирующего пластину к большеберцовой кости (см. рисунок 3.7, *a*). А максимальные напряжения при установке длинной пластиной и проксимальным винтом с угловой стабильностью (5-й вариант) отмечены при тыльном сгибании стопы в зоне дистальных винтов, фиксирующих пластину к таранной кости (рисунок 3.9, *a*). При нагрузке, имитирующей подошвенное сгибание стопы, вышеперечисленные системы конструкций испытывали наименьшие напряжения.

На основании вышеизложенного выявлено, что при фиксации большеберцовой и таранной костей пластиной, комбинированной с двумя спонгиозными винтами, и проксимальным кортикальным винтом (2-й вариант) максимальное напряжение в 2,5 раза ниже, чем при фиксации стандартной и длинной пластинами и проксимальным винтом с угловой стабильностью (3-й и 5-й

варианты). Данный параметр при фиксации длинной пластиной и проксимальным кортикальным винтом (4-й вариант) оказался в 1,5 раза ниже, чем при фиксации длинной пластиной и проксимальным винтом с угловой стабильностью (5-й вариант).

Отметим, что при нагрузке, имитирующей ходьбу, максимальные напряжения при 2-м варианте были меньшими, чем при других вариантах. Особенно большая разница отмечена между вариантом фиксации пластиной и двумя спонгиозными винтами, при которой проксимальный винт был винтом с угловой стабильностью, и пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами и проксимальным кортикальным винтом.

Эквивалентные напряжения в исследуемых конструкциях при разных видах нагружений приведены на рисунке 3.9. Для большей наглядности сравнения полученных результатов МЭН в имплантатах были построены диаграммы с медианой их значений при всех видах нагрузок (рисунок 3.10). Как видно из рисунка 3.10 наименьшее значение медианы МЭН выявлено при 2-м варианте фиксации (114 [99; 123] МПа) против 126 [95; 139] МПа при 1-м варианте, 267 [204; 291] МПа при 3-м варианте, 118 [113; 158] МПа при 4-м варианте и 247 [203; 260] МПа при 5-м варианте.

Таким образом, сопоставляя результаты исследований по распределению напряжений, можно заключить, что вариант фиксации ГСС предложенной пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами и проксимальным кортикальным винтом (2-й вариант), с точки зрения прочности имплантатов, оказался более предпочтительным при всех видах нагружений.

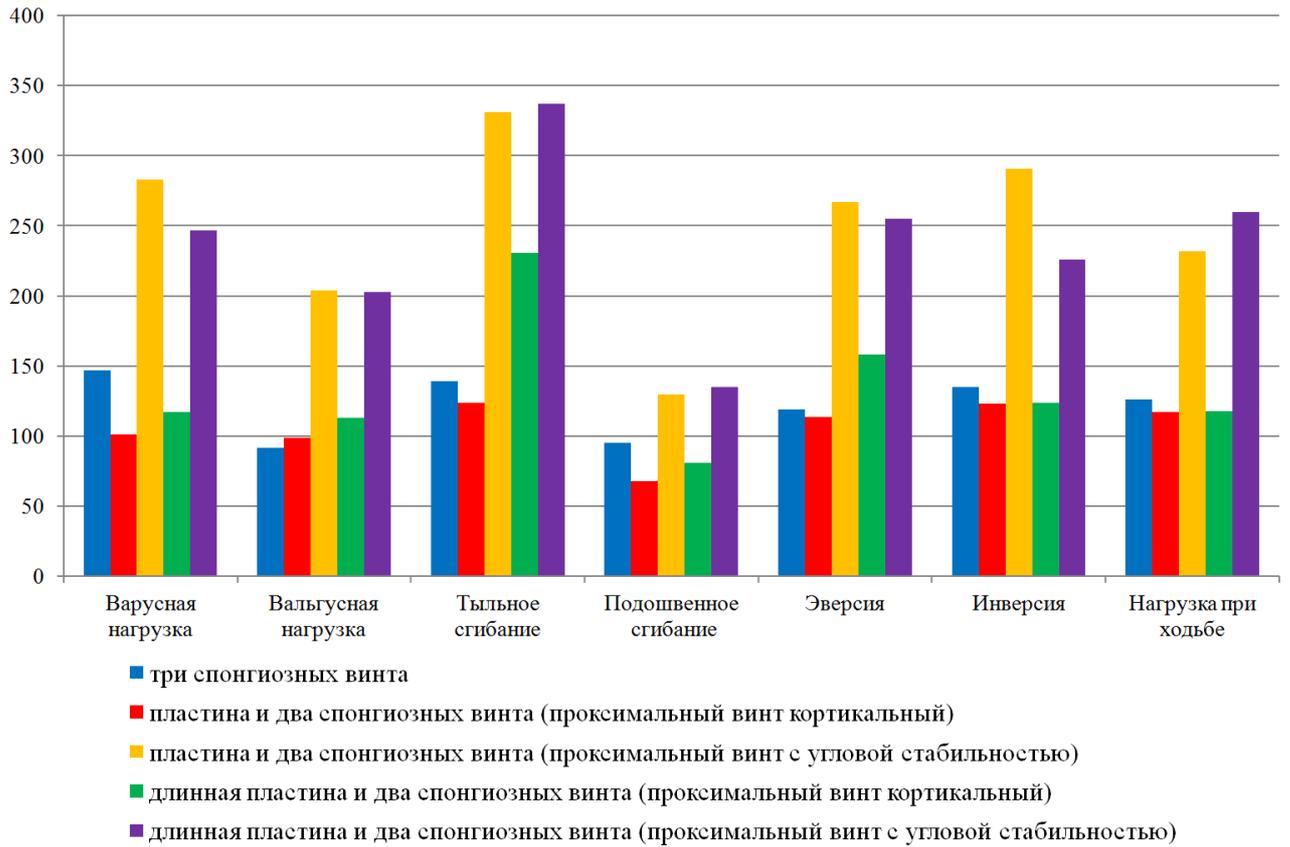


Рисунок 3.9 — Максимальные эквивалентные напряжения в исследуемых имплантатах (в МПа) при различных видах нагрузок на голеностопный сустав

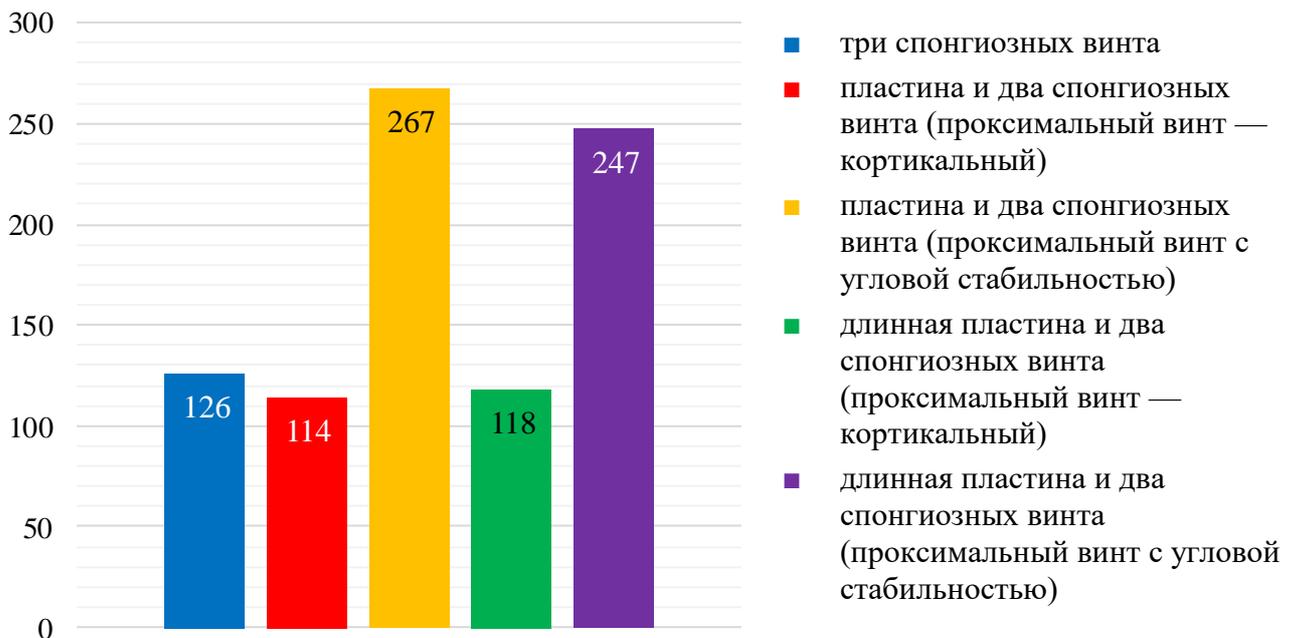


Рисунок 3.10 — Медианы максимальных эквивалентных напряжений в исследуемых имплантатах (в МПа) при различных видах нагрузок на голеностопный сустав

3.1.3 Результаты сравнительного анализа эквивалентных напряжений таранной и большеберцовой костей исследуемых моделей

В результате исследования эквивалентных напряжений в таранной кости при фиксации ГСС тремя спонгиозными винтами наибольшие нагрузки наблюдали при нагрузке, имитирующей ходьбу, а наименьшие — при вальгусной нагрузке, которые составили 58 и 28 МПа, соответственно.

Полученные результаты свидетельствуют, что МЭН в таранной кости во 2-м варианте зафиксированы при тыльном сгибании стопы (46 МПа), а минимальные — при подошвенном сгибании (20 МПа). Для 3-го варианта наибольшие напряжения в таранной кости отмечены при приложении вальгусной нагрузки, а наименьшие — при приложении варусной нагрузки и составили 65 и 47 МПа, соответственно. Как и в предыдущем случае, в 4-м и 5-м вариантах наибольшие нагрузки наблюдали при вальгусной нагрузке (51 и 50 МПа, соответственно), а наименьшие — при варусной нагрузке (34 и 35 МПа, соответственно).

При сравнении результатов эквивалентных напряжений в таранной кости отмечено, что последняя оказалась менее нагруженной в случае фиксации голеностопного сустава передней пластиной, комбинированной с двумя спонгиозными винтами, и верхним кортикальным винтом (2-й вариант) в сравнении с другими моделями (рисунки 3.11, 3.12). Так, медиана эквивалентных напряжений в таранной кости при 2-м варианте составила 28 [28; 45] МПа, при 1-м варианте — 47 [30; 50] МПа, при 3-м варианте — 56 [54; 58] МПа, при 4-м варианте — 44 [40; 51] МПа и при 5-м варианте — 43 [40; 50] МПа. Необходимо подчеркнуть, что МЭН в таранной кости при нагрузке, имитирующей ходьбу, во 2-м варианте фиксации голеностопного сустава оказались в 2 раза меньше, чем при других вариантах фиксации (рисунок 3.11), а при приложении варусной нагрузки и подошвенном сгибании стопы — в 1,5 раза меньше, чем при других вариантах фиксации.

Результаты исследования максимальных эквивалентных напряжений (по Мизесу) в таранной кости, а также медианы их значений представлены на рисунках 3.11 и 3.12.

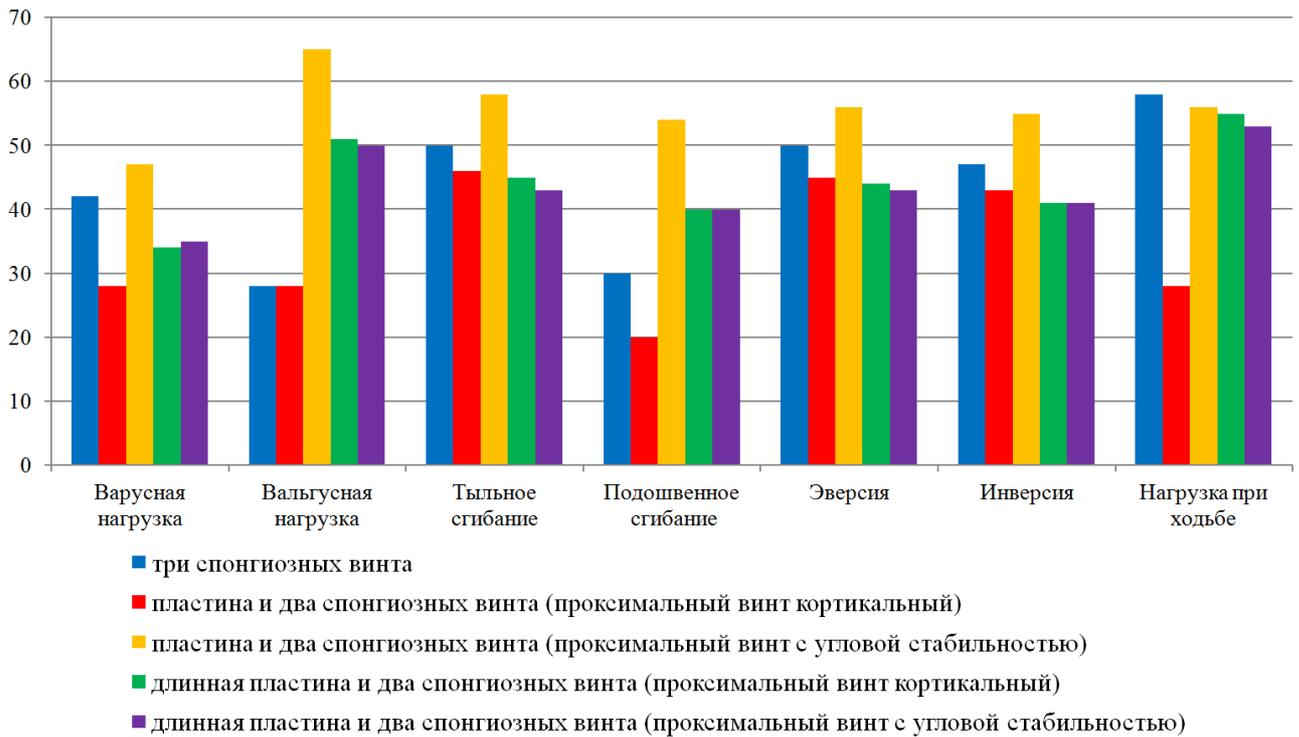


Рисунок 3.11 — Максимальные эквивалентные напряжения в таранной кости (в МПа) при использовании различных вариантов фиксации и нагрузок на голеностопный сустав

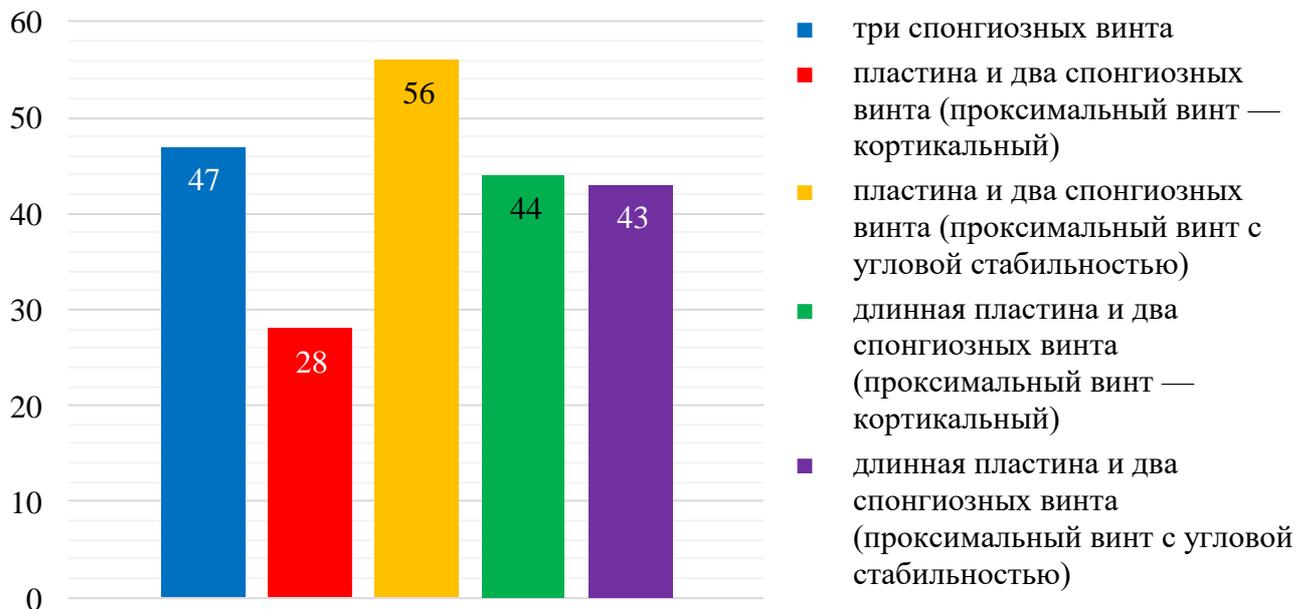


Рисунок 3.12 — Медианы МЭН в таранной кости (в МПа) при использовании различных вариантов фиксации и нагрузок на голеностопный сустав

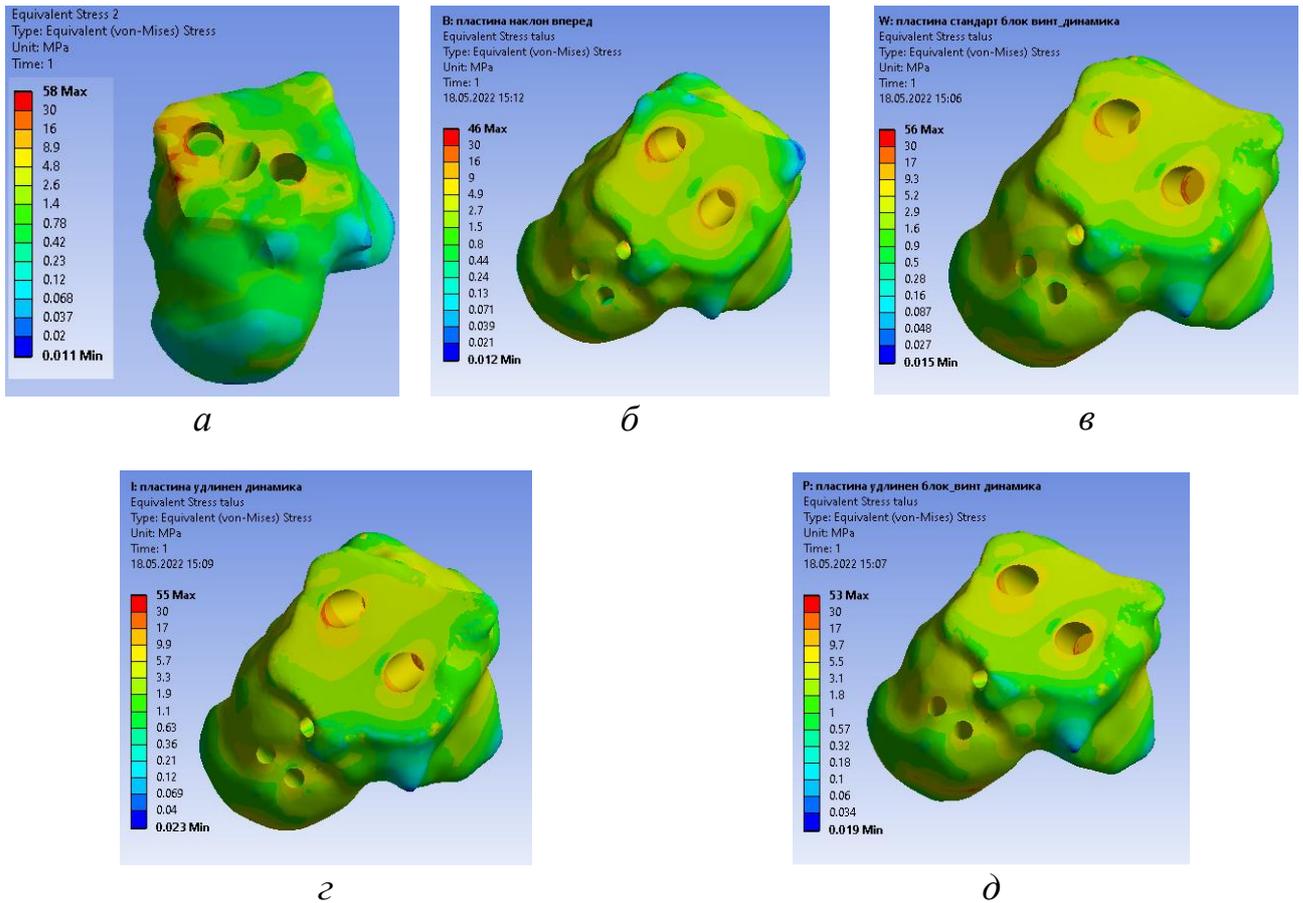


Рисунок 3.13 — Эквивалентные напряжения (в МПа) в таранной кости во время нагрузки, имитирующей ходьбу: *а* — 1-й вариант; *б* — 2-й вариант; *в* — 3-й вариант; *г* — 4-й вариант; *д* — 5-й вариант

Эквивалентные напряжения в большеберцовой кости оказались ниже, чем в таранной кости при соответствующих нагрузках. Стоит только отметить, что при рассмотрении всех вариантов фиксации голеностопного сустава пластинами выявлено, что отверстие в большеберцовой кости под проксимальный винт, фиксирующий пластину к ней, испытывает наибольшие напряжения в сравнении с другими областями кости (рисунок 3.14). Этот вывод справедлив для всех рассмотренных видов нагрузок. Так, во втором варианте оно составило 33 МПа, в третьем — 65 МПа, в четвертом — 22 МПа и в пятом — 31 МПа.

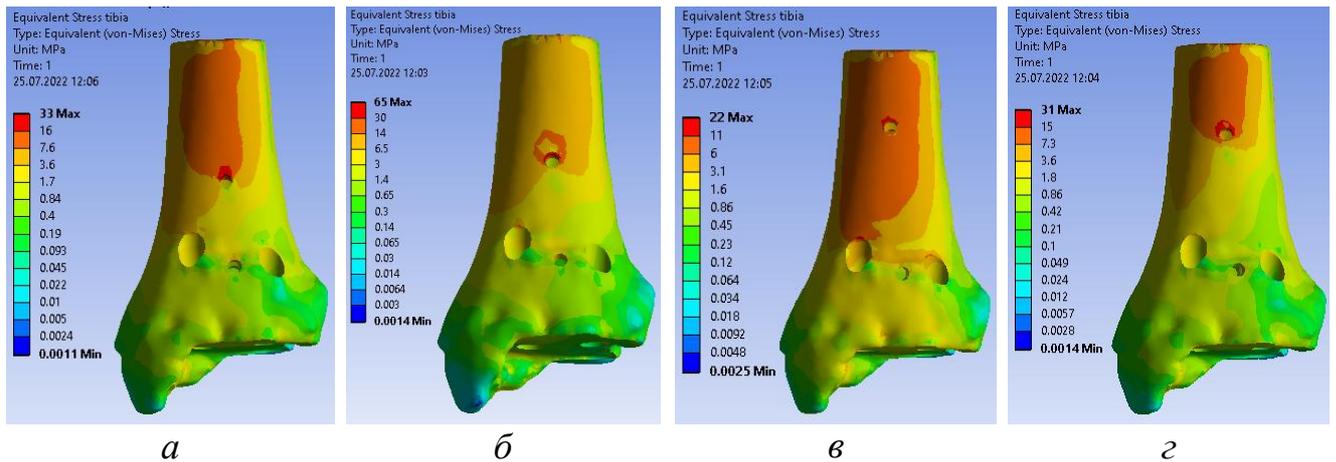


Рисунок 3.14 — Эквивалентные напряжения (в МПа) в большеберцовой кости во время нагрузки, имитирующей тыльное сгибание стопы: *а* — пластина и два спонгиозных винта, проксимальный винт — кортикальный; *б* — пластина и два спонгиозных винта, проксимальный винт с угловой стабильностью; *в* — длинная пластина и два спонгиозных винта, проксимальный винт — кортикальный; *г* — длинная пластина и два спонгиозных винта, проксимальный винт с угловой стабильностью

При исследовании эквивалентных напряжений в большеберцовой кости выявлено, что все модели голеностопного сустава, фиксированные исследуемыми конструкциями, за исключением пластины, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами и проксимальным винтом с угловой стабильностью, имеют практически схожие значения при всех видах нагрузок, кроме тыльного сгибания стопы (рисунок 3.15). При последней нагрузке наименьшее значение напряжения в большеберцовой кости зафиксированы при 1-м и 4-м вариантах, а наибольшее — при 3-м варианте (см. рисунок 3.14).

Максимальные напряжения в большеберцовой кости при всех видах нагружений продемонстрированы на рисунке 3.15, а медианы этих значений — на рисунке 3.16.

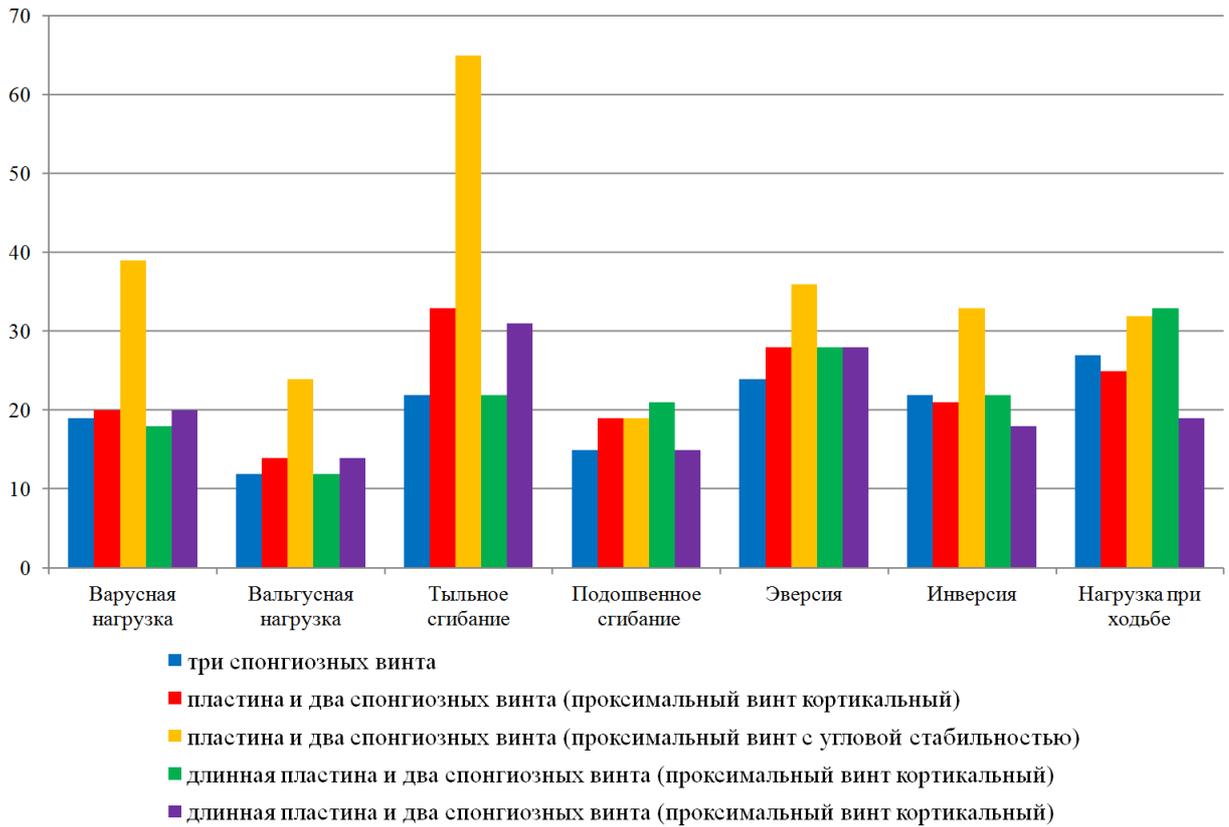


Рисунок 3.15 — Максимальные эквивалентные напряжения в большеберцовой кости (в МПа) при использовании различных вариантов фиксации и нагрузок на голеностопный сустав

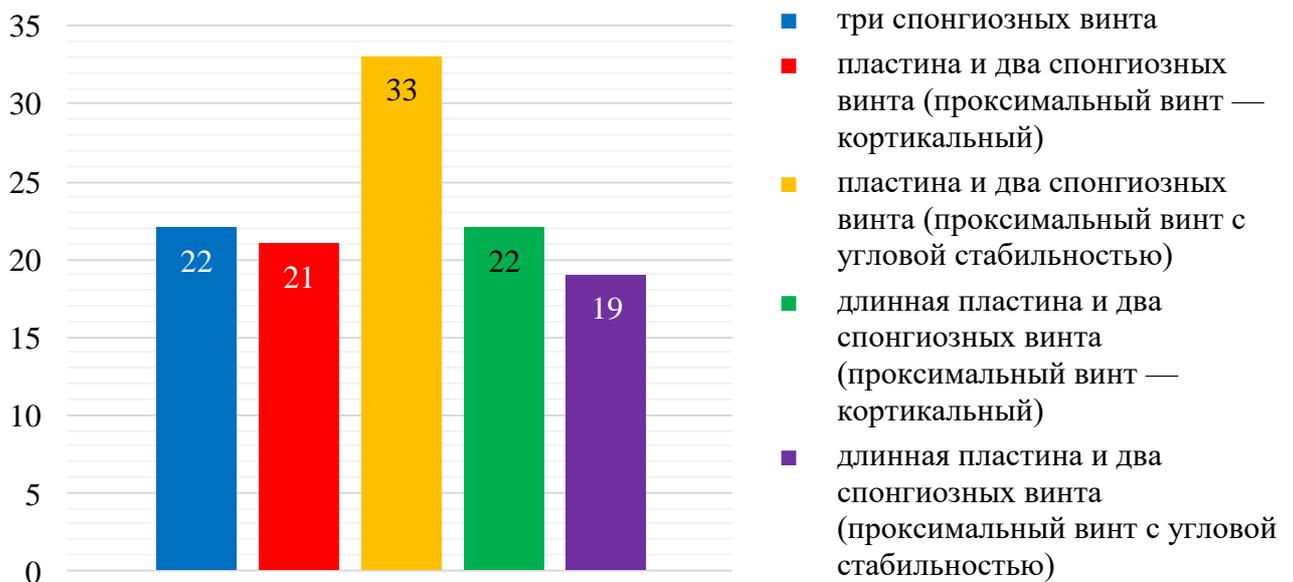


Рисунок 3.16 — Медианы МЭН в большеберцовой кости (в МПа) при использовании различных вариантов фиксации и нагрузок на голеностопный сустав

3.1.4 Результаты сравнительного анализа наибольшего контактного давления на границе большеберцовой и таранной костей исследуемых моделей

Следующим этапом работы было исследование наибольшего контактного давления на границе большеберцовой и таранной костей при различных видах нагрузок. Полученные результаты свидетельствуют, что данный параметр при фиксации всеми исследуемыми имплантатами был практически одинаков. Наибольшие значения контактного давления при всех вариантах фиксации голеностопного сустава были выявлены при варусной нагрузке. Так, при первом варианте фиксации оно составило 34 МПа, при втором, третьем и пятом — 31 МПа, а в четвертом 32 МПа. Модели фиксации голеностопного сустава пластиной и двумя спонгиозными винтами показали несколько лучшие биомеханические характеристики для большинства видов нагрузок по сравнению с тремя спонгиозными винтами. Отметим, что избыточное контактное давление при нагрузках является неблагоприятным фактором, так как может привести к локальному остеолитису и потере коррекции положения анкилозируемых костей.

Показатели наибольшего контактного давления на границе большеберцовой и таранной костей при различных видах нагрузок приведены в таблице 3.2, а медианы этих значений — на рисунке 3.17.

Таким образом, полученные результаты показали, что наиболее предпочтительным с точки зрения биомеханики является вариант артродеза ГСС предложенной пластиной, комбинированной с двумя спонгиозными винтами, и проксимальным кортикальным винтом.

Таблица 3.2 — Контактное давление на границе большеберцовой и таранной костей при использовании различных вариантов фиксации и нагрузок на голеностопный сустав, МПа

Модели	Варусная нагрузка	Вальгусная нагрузка	Тыльное сгибание	Подошвенное сгибание	Эверсия	Инверсия	Нагрузка при ходьбе
3 спонгиозных винта	34	16	32	29	31	29	32
Пластина, проксимальный винт кортикальный	31	16	26	29	30	21	29
Пластина, проксимальный винт с угловой стабильностью	31	25	30	30	31	27	30
Длинная пластина, проксимальный винт кортикальный	32	16	31	28	30	24	31
Длинная пластина, проксимальный винт с угловой стабильностью	31	16	24	29	30	20	29

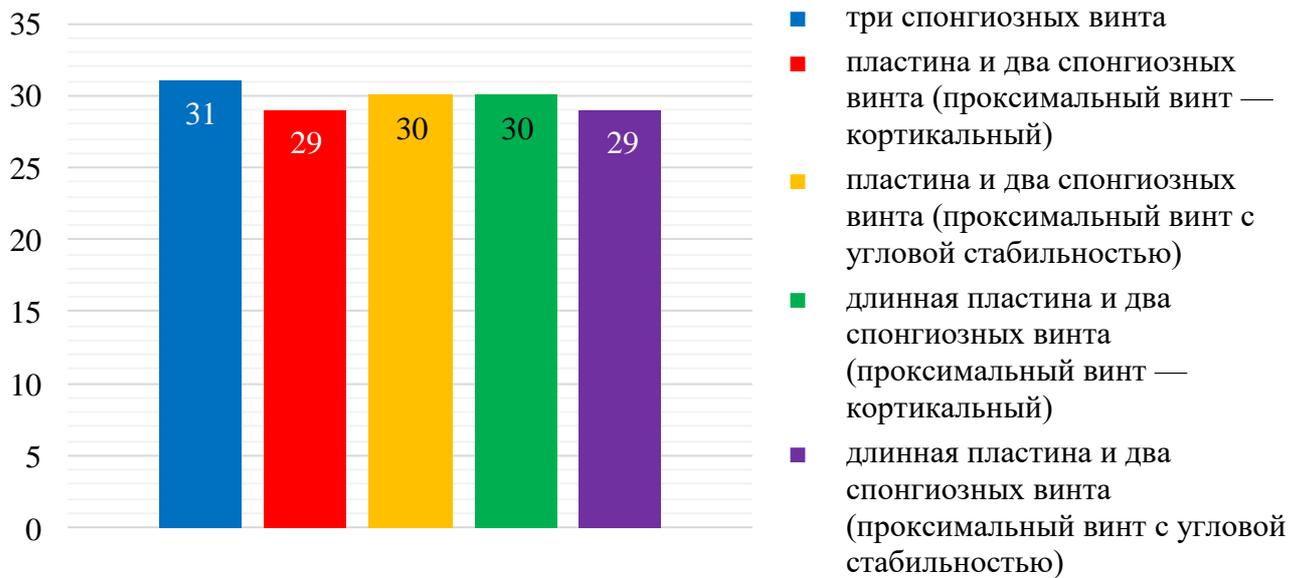


Рисунок 3.17 — Медианы контактного давления на границе большеберцовой и таранной костей кости (в МПа) при использовании различных вариантов фиксации голеностопного сустава

3.2 Сравнительное напряженно-деформированное состояние системы «кость — имплантат» при фиксации голеностопного сустава разработанной пластиной, комбинированной с двумя спонгиозными винтами, и пластиной серийного производства

В данном разделе продемонстрированы результаты сравнительного анализа биомеханического моделирования голеностопного сустава при фиксации разработанной пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами (проксимальный винт — кортикальный) и пластиной серийного производства методом конечных элементов. На систему «кость — имплантат» прикладывали вальгусную, варусную нагрузку, тыльное, подошвенное сгибание, инверсию, эверсию силой 400 Н, а также нагрузку, имитирующей ходьбу. Оценивали наибольшие поля перемещений, максимальные эквивалентные напряжения в имплантатах и костях, а также наибольшее контактное давление на границе большеберцовой и таранной костей.

В результате исследования получены поля полных перемещений для этих моделей (таблица 3.3). Из данных таблицы видно, что максимальное и минимальное перемещение для модели с фиксацией пластиной серийного

Таблица 3.3 — Наибольшие перемещения в моделях системы «кость — имплантат», мм

Модели	Варусная нагрузка	Вальгусная нагрузка	Тыльное сгибание	Подошвенное сгибание	Эверсия	Инверсия	Нагрузка при ходьбе
Пластина, проксимальный винт кортикальный	1,02	0,89	0,99	0,78	0,65	0,67	0,38
Пластина серийного производства	0,79	0,55	0,65	0,35	0,73	0,81	0,39

производства получены при инверсии и подошвенном сгибании и составили 0,81 и 0,55 мм соответственно, а при динамической нагрузке — 0,39 мм. Установлено, что значения максимальных перемещений при фиксации голеностопного сустава пластиной серийного производства были наименьшими по сравнению с пластиной, комбинированной с двумя спонгиозными винтами. В то же время наибольшие значения перемещений исследуемых моделей при динамической нагрузке практически одинаковы. Таким образом, полученные результаты свидетельствуют, что стабильность разработанной пластины в комбинации с двумя спонгиозными винтами оказалась несколько ниже по сравнению с пластиной серийного производства.

При изучении эквивалентных напряжений, возникающих в пластине серийного производства, выявлено, что наибольшие показатели зафиксированы при эверсии и составили 280 МПа (рисунок 3.18, *а*), а наименьшие — при подошвенном сгибании (169 МПа) (рисунок 3.18, *б*). Максимальное напряжение в данной системе при ходьбе составило 169 МПа (рисунок 3.18, *в*). Необходимо также отметить, что максимальные эквивалентные напряжения сконцентрированы в области проксимального винта, фиксирующего пластину к большеберцовой кости, при всех видах нагрузок, за исключением подошвенного

сгибания стопы (рисунок 3.19, *а*, *б*). При данном нагружении напряжения сконцентрировано в месте введения двух дистальных винтов в большеберцовую кость (рисунок 3.19, *в*).

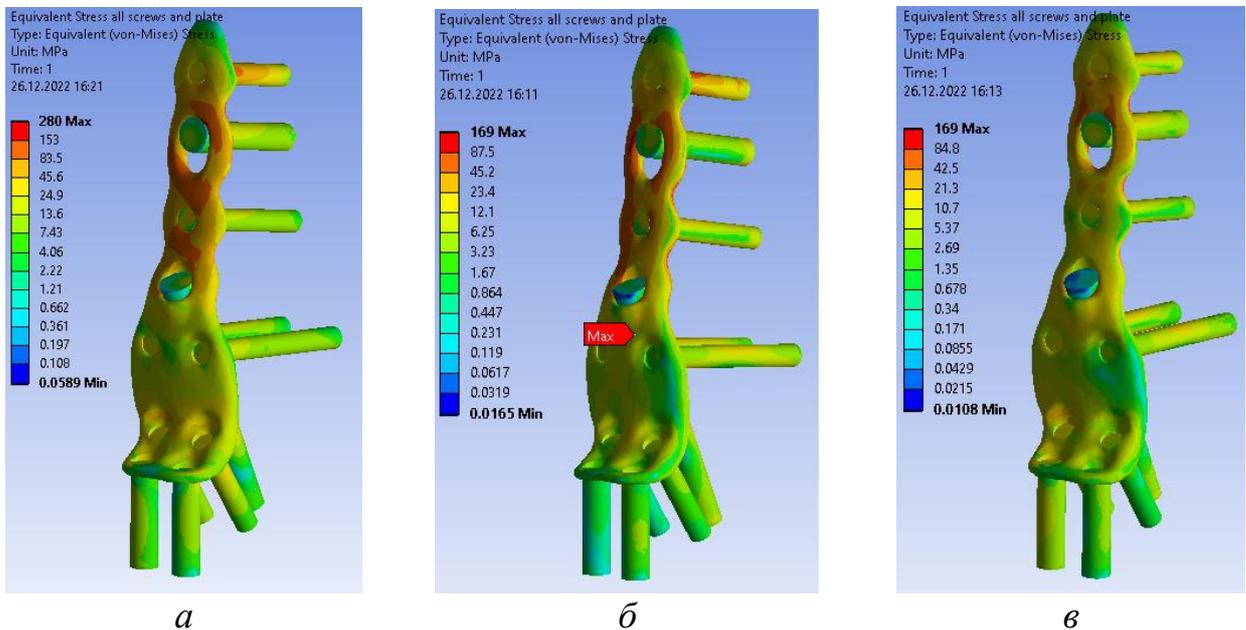


Рисунок 3.18 — Локализация эквивалентных напряжений в имплантатах (в МПа) при фиксации голеностопного сустава пластиной фирмы Arthrex:
а — эверсия; *б* — подошвенное сгибание; *в* — нагрузка при ходьбе

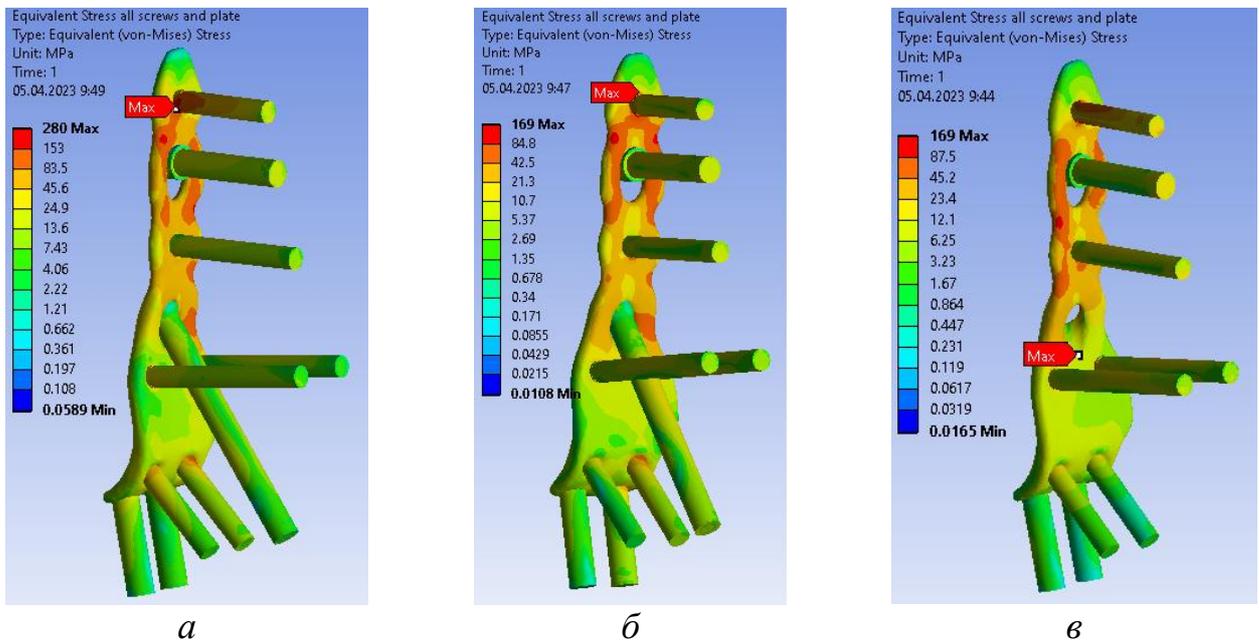


Рисунок 3.19 — Максимальное эквивалентное напряжение в имплантатах (в МПа) при фиксации голеностопного сустава пластиной серийного производства:
а — эверсия; *б* — нагрузка при ходьбе; *в* — подошвенное сгибание

Сравнительный анализ эквивалентных напряжений в имплантатах показал, что при фиксации большеберцовой и таранной костей разработанной пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами и проксимальным кортикальным винтом этот показатель был более чем в 2 раза ниже, нежели при фиксации пластиной серийного производства при всех видах статических нагрузений. Так, при нагрузке, имитирующей эверсию, напряжение во 2-м варианте составило 114 МПа, а в 6-м — 280 МПа, при инверсии — 123 и 268 МПа соответственно. При варусной нагрузке данный параметр при 2-м и 6-м вариантах фиксации был 101 и 236 МПа соответственно, а при вальгусной — 99 и 224 МПа. Значение максимального напряжения при тыльном сгибании стопы во 2-м варианте составило 124 МПа, а в 6-м — 201 МПа, при подошвенном сгибании — 68 и 169 МПа, соответственно. Следует также подчеркнуть, что при нагрузке, имитирующей ходьбу, максимальные напряжения при 2-м варианте были меньшими в 1,5 раза, чем при 6-м варианте, и составили 117 и 169 МПа, соответственно.

На рисунке 3.20 проиллюстрированы максимальные эквивалентные напряжения в исследуемых имплантатах при различных видах нагрузок.

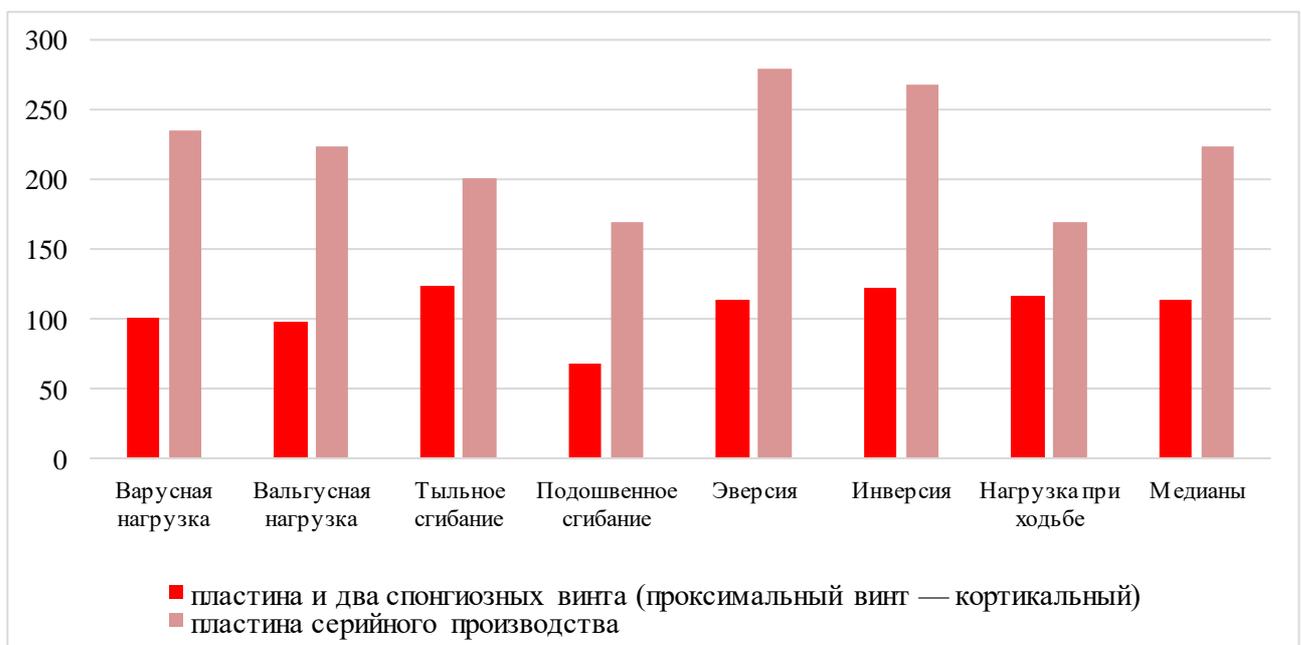


Рисунок 3.20 — Максимальные эквивалентные напряжения в исследуемых имплантатах (в МПа) при различных видах нагрузок на голеностопный сустав

Данные наибольших напряжений в таранной кости при исследуемых видах нагрузок и фиксации ГСС изучаемыми конструкциями представлены на рисунке 3.21. В результате исследования эквивалентных напряжений в таранной кости при фиксации ГСС пластиной серийного производства наибольшие нагрузки наблюдали при вальгусной нагрузке и эверсии, а наименьшие — при варусной нагрузке, значения которых составили 51 и 44 МПа, соответственно (см. рисунок 3.21).

Из полученных сравнительных результатов видно, что таранная кость была менее нагруженной при фиксации ГСС пластиной, комбинированной с двумя спонгиозными винтами, в сравнении с пластиной серийного производства. Необходимо подчеркнуть, что максимальные напряжения в таранной кости, возникающие при вальгусной, варусной нагрузке, подошвенном сгибании, а также при нагрузке, имитирующей ходьбу, во 2-м варианте фиксации оказались почти в 2 раза меньшими, чем при фиксации пластиной серийного производства.

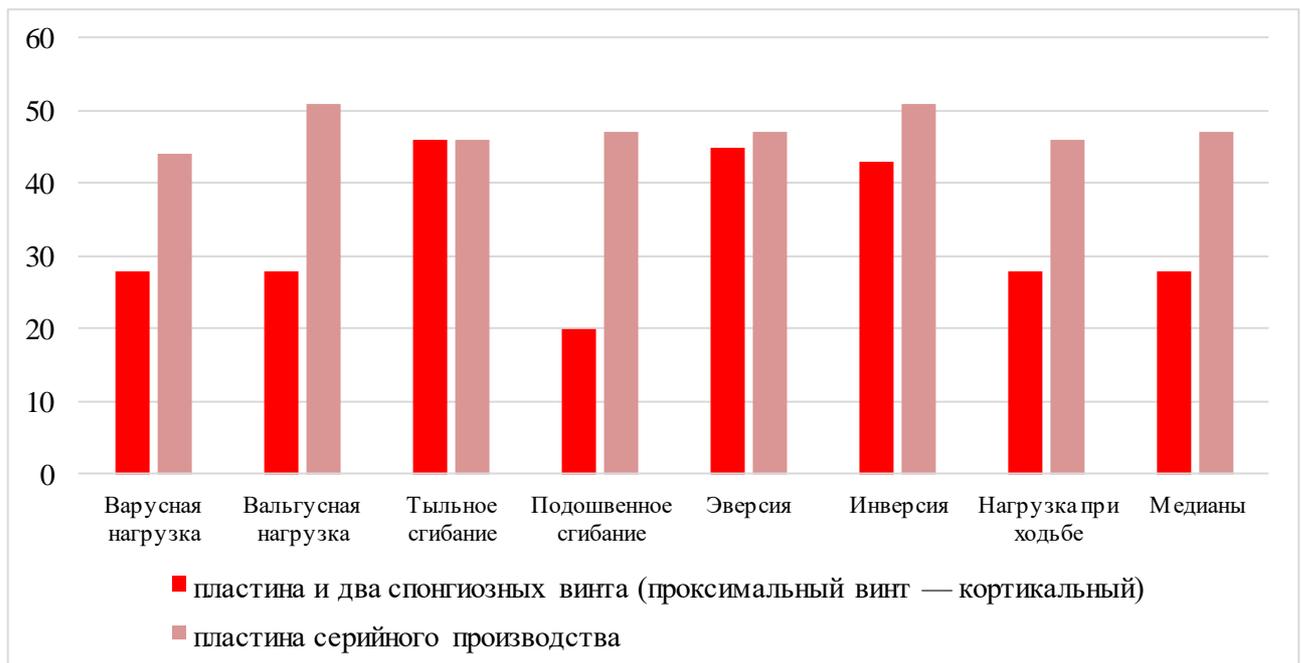


Рисунок 3.21 — Максимальные эквивалентные напряжения в таранной кости (в МПа) при использовании исследуемых вариантов фиксации и нагрузок на голеностопный сустав

Максимальные напряжения в большеберцовой кости при всех видах нагрузений продемонстрированы на рисунке 3.22. Как видно из данных рисунка, при тыльном сгибании стопы отмечено наибольшее значение напряжения большеберцовой кости, а при вальгусной нагрузке — наименьшее, при установке пластины серийного производства, показатели которых составили 32 и 23 МПа, соответственно. При сравнении данных результатов модели голеностопного сустава, фиксированного исследуемыми конструкциями, имеют практически схожие значения напряжений при тыльном сгибании и эверсионной нагрузке. При ходьбе данный параметр оказался ниже при фиксации большеберцово-таранного сочленения пластиной серийного производства (17 и 25 МПа, соответственно). А при остальных исследуемых видах нагрузок (вальгусная, варусная, подошвенное сгибание, инверсия) большеберцовая кость оказалась менее напряженной при фиксации пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами, и проксимальным кортикальным винтом. Таким образом, фиксация ГСС разработанной пластиной и двумя спонгиозными винтами вызывает меньшие нагрузки в большеберцовой кости по сравнению с исследуемой пластиной.

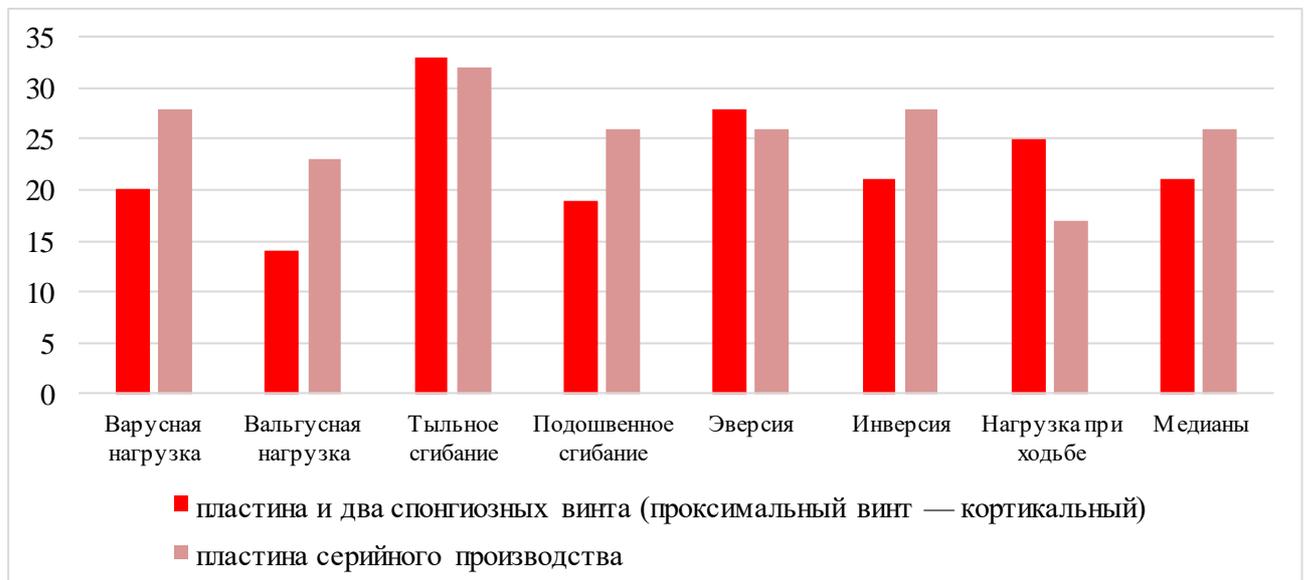


Рисунок 3.22 — Максимальные эквивалентные напряжения в большеберцовой кости (в МПа) при использовании исследуемых вариантов фиксации и нагрузок на голеностопный сустав

Что касается контактного давления на границе большеберцовой и таранной костей, то значения данного показателя представлены в таблице 3.4. Полученные результаты свидетельствуют, что данный параметр при фиксации исследуемыми имплантатами был практически одинаков, за исключением вальгусной и инверсионной нагрузок. Абсолютные значения контактного давления при фиксации пластиной и двумя спонгиозными винтами оказались меньшими, чем при фиксации исследуемой пластиной. Таким образом, модель голеностопного сустава, фиксированного пластиной и двумя спонгиозными винтами, показала несколько лучшие значения данной биомеханической характеристики по сравнению пластиной серийного производства.

Таблица 3.4 — Контактное давление на границе большеберцовой и таранной костей кости при использовании исследуемых вариантов фиксации и нагрузок на голеностопный сустав, МПа

Модели	Варусная нагрузка	Вальгусная нагрузка	Тыльное сгибание	Подошвенное сгибание	Эверсия	Инверсия	Нагрузка при ходьбе
Пластина, проксимальный винт кортикальный	31	16	26	29	30	21	29
Пластина серийного производства	30	25	26	29	30	28	29

Таким образом, сопоставляя результаты сравнительного исследования по напряженно-деформированному состоянию системы «кость — имплантат», можно заключить, что вариант фиксации голеностопного сустава предложенной пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами, с точки зрения биомеханики, оказался более предпочтительным по сравнению с фиксацией пластиной серийного производства.

3.3 Сравнительное исследование стабильности фиксации голеностопного сустава при артродезе в эксперименте

В данном разделе продемонстрированы результаты сравнительного эксперимента, выполненного на двух сериях пенополиуретановых моделях. Выполнены две модели артродеза голеностопного сустава: 1-я модель — тремя спонгиозными винтами, 2-я модель — пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами и проксимальным кортикальным винтом (последний вариант в такой комбинации признан предпочтительным на основании результатов математического анализа). После этого к моделям прикладывали осевую нагрузку в статическом и циклическом режимах, ориентированную вдоль механической оси большеберцовой кости. Затем фиксировали взаимные перемещения большеберцовой и таранной костей. Представлены данные по амплитуде смещений на границе большеберцовой и таранной костей, и рассчитаны относительные деформации двух исследуемых вариантов фиксации голеностопного сустава при артродезе.

3.3.1 Результаты стендового испытания на моделях артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами

Измерительной системой Imetrum зарегистрированы изменения положения отслеживаемых точек на медиальной и латеральной поверхностях большеберцовой и таранной костей. Затем были оценены изменения расстояния между этими точками. Эти расстояния представляют собой амплитуду смещений на границе большеберцовой и таранной костей.

Как ранее было продемонстрировано во второй главе диссертационного исследования, необходимо было выполнить разметку образцов путем обозначения точек на них, для того чтобы программное обеспечение измерительной системы отслеживало их при проведении эксперимента. Разметка была следующей: на

границе передней и средней трети дистального метаэпифиза большеберцовой кости (position 1), средней и задней трети дистального метаэпифиза большеберцовой кости (position 3), в центре таранной кости (position 2), задней трети таранной кости (position 4) по латеральной и медиальной поверхности, соответственно.

Следует отметить, что при проведении статической осевой нагрузки силой 800 Н наибольшие перемещения наблюдали между точками 3-й и 4-й позиций на медиальной поверхности, а наименьшие — между точками 3-й и 4-й позиций на латеральной поверхности, которые составили 0,289 и 0,069 мм, соответственно. Наибольшая относительная деформация отмечена при данной нагрузке между точками 3-й и 4-й позиций на медиальной поверхности (1,2%), а наименьшая — между точками 3-й и 4-й позиций на латеральной поверхности (0,23%).

Полученные в ходе эксперимента данные продемонстрированы в таблице 3.5.

Таблица 3.5 — Результаты стендового испытания на 1-й модели артродеза голеностопного сустава при статической осевой нагрузке

Положение точки на моделях костей	Отслеживаемая точка, позиция	Координаты положения точки (мм) при вертикальном усилии		Изменение положения точки, мм	Изменение расстояния между точками, мм	Относительная деформация, %
		0 Н	800 Н			
На медиальной поверхности	1-я	27,918	27,428	-0,490	0,146	0,48
	2-я	-2,753	-3,097	-0,344		
	3-я	19,951	19,377	-0,538	0,289	1,20
	4-я	-4,044	-4,294	-0,249		
На латеральной поверхности	1-я	34,673	34,162	-0,511	0,088	0,30
	2-я	5,187	4,764	-0,423		
	3-я	38,939	38,476	-0,463	0,069	0,23
	4-я	8,879	8,347	-0,532		

При проведении циклической осевой нагрузки измерены смещения на границе большеберцовой и таранной костей. Они были зарегистрированы при минимальном (F_{\min}) и максимальном (F_{\max}) нагружениях во всех исследуемых нагрузочных диапазонах.

В первом диапазоне при нагрузке силой в 200 Н амплитуда смещений большеберцовой и таранной костей составила 0,012 мм. В последующих нагрузочных диапазонах отмечалось увеличение амплитуды смещений. Так, во втором диапазоне при нагрузке с силой 400 Н амплитуда смещений увеличилась в 3,5 раза по сравнению с первым, в третьем диапазоне при нагрузке с силой 600 Н — в 2 раза по сравнению со вторым, а при максимальной нагрузке силой в 800 Н — в 1,5 раза по сравнению с предыдущим. Также следует отметить, что значение амплитуды смещений в последнем нагрузочном диапазоне почти в 9 раз превосходило аналогичное значение в первом диапазоне (0,106 и 0,012 мм, соответственно), а разница данных параметров составила 0,094 мм. Результаты измерений представлены в таблице 3.6. Таким образом, увеличение прикладываемой нагрузки на модели артродеза ГСС приводило к увеличению амплитуды смещений большеберцовой и таранной костей.

Таблица 3.6 — Смещения на границе большеберцовой и таранной костей модели артродеза голеностопного сустава при проведении динамической осевой нагрузки, мм

Нагрузка, кгс	Смещения при F_{\min}	Смещения при F_{\max}	Амплитуда смещений
2–20	0,020	0,045	0,012
2–40	0,187	0,269	0,041
2–60	0,138	0,293	0,078
2–80	0,050	0,261	0,106

3.3.2 Результаты стендового испытания на моделях артродеза голеностопного сустава пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами

Во второй серии экспериментов статические и циклические нагрузки испытывали на моделях артродеза голеностопного сустава пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами.

Выявлено, что максимальное перемещение на 2-й модели артродеза ГСС при проведении статической осевой нагрузки силой 800 Н зафиксировано между точками 3-й и 4-й позиций на латеральной поверхности (0,111 мм), а рассчитанная относительная деформация на этом уровне составила 0,42%. Результаты измерений, выполненных аналогично таковым в первой серии эксперимента, представлены в таблице 3.7.

Таблица 3.7 — Результаты стендового испытания на 2-й модели артродеза голеностопного сустава при статической осевой нагрузке

Положение точки на моделях костей	Отслеживаемая точка, позиция	Координаты положения точки (мм) при вертикальном усилии:		Изменение положения точки, мм	Изменение расстояния между точками, мм	Относительная деформация, %
		0 Н	800 Н			
На медиальной поверхности	1-я	19,002	18,534	-0,468	0,010	0,03
	2-я	-8,447	-8,924	-0,478		
	3-я	18,874	18,335	-0,540	0,000	0
	4-я	-10,413	-10,952	-0,540		
На латеральной поверхности	1-я	27,365	26,595	-0,770	0,005	0,02
	2-я	2,001	1,236	-0,765		
	3-я	29,537	28,859	-0,678	0,111	0,42
	4-я	2,992	2,425	-0,567		

Аналогично первой серии экспериментов зарегистрированы амплитуды смещений на границе большеберцовой и таранной костей при циклической нагрузке в четырех возрастающих диапазонах. Амплитуда смещений большеберцовой и таранной костей в первом нагрузочном диапазоне силой в 200 Н составила 0,008 мм. При приложении к модели максимальной силы второго нагрузочного диапазона амплитуда смещений увеличилась в 1,5 раза по сравнению с первым, в третьем диапазоне при нагрузке с силой 600 Н — в 1,2 раза по сравнению со вторым, а при максимальной нагрузке силой в 800 Н — в 2 раза по сравнению с предыдущим. Необходимо также отметить, что абсолютная величина амплитуды смещений в четвертом нагрузочном диапазоне в 3,5 раза больше, чем в первом диапазоне (0,03 и 0,008 мм, соответственно). При этом разница указанных показателей составила 0,022 мм. Полученные данные обобщены в таблице 3.8. Таким образом, увеличение прикладываемой нагрузки на модели артродеза ГСС приводило к увеличению амплитуды смещений большеберцовой и таранной костей.

Таблица 3.8 — Смещения на границе большеберцовой и таранной костей модели артродеза голеностопного сустава при проведении динамической осевой нагрузки, мм

Нагрузка, кгс	Смещения при F_{\min}	Смещения при F_{\max}	Амплитуда смещений
2–20	0,004	0,02	0,008
2–40	0,005	0,029	0,012
2–60	0,009	0,038	0,014
2–80	0,011	0,072	0,03

3.3.3 Сравнение результатов стендового испытания на моделях артродеза голеностопного сустава

Результаты измерений, проведенных в ходе эксперимента и выполненных на двух сериях пенополиуретановых моделях, были сопоставлены с целью сравнительной оценки стабильности обоих исследуемых вариантов фиксации

голеностопного сустава при осевых статической и циклической нагрузках (см. таблицы 3.5–3.8).

Результаты исследования свидетельствуют, что оба варианта изученных имплантатов обеспечивают стабильную фиксацию голеностопного сустава в заданном положении. Однако при сравнении результатов наибольших смещений на границе большеберцовой и таранной костей при нагрузке силой в 800 Н отмечено, что модель артродеза голеностопного сустава пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами является более стабильной. Наибольшее смещение в данном варианте в 2,6 раз меньше, чем в 1-м варианте, а расчетная относительная деформация 2-го варианта оказалась ниже в 2,9 раз по сравнению с первым.

Установлено, что при фиксации ГСС тремя спонгиозными винтами смещения на границе большеберцовой и таранной костей во всех нагрузочных диапазонах были значимо больше по абсолютным значениям, чем при фиксации пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами. Эти значения в 1-й модели были больше в 2 раза при нагрузке силой в 200 Н, в 9 раз при нагрузке силой в 400 Н, в 7 раз при нагрузке силой в 600 Н, в 4 раза при нагрузке силой в 800 Н (см. таблицы 3.6 и 3.8). Амплитуда смещений большеберцовой и таранной костей также была больше в 1-й модели во всех нагрузочных диапазонах. Так, в 1-й модели при нагрузке силой в 200 Н амплитуда смещений большеберцовой и таранной костей составила 0,012 мм, а во 2-й модели — 0,0075 мм, а при максимальной нагрузке силой в 800 Н — 0,105 и 0,03 мм соответственно. Таким образом, в 1-й модели амплитуда смещений при нагрузке силой 200 Н больше в 1,5 раза, при нагрузке силой 400 Н — в 3,4 раза, при нагрузке силой 600 Н — в 5,5 раза, при нагрузке силой 800 Н — в 3,5 раза, чем на во 2-й модели.

Кроме того, обращает на себя внимание то, что при переходе от одного нагрузочного диапазона к другому увеличение показателей амплитуды смещений на первой модели выражено более значительно по сравнению со второй. Так, на первой модели разница в данных параметрах при максимальной нагрузке в первой и четвертой нагрузочных диапазонах составила 0,094 мм (0,012 и

0,106 мм, соответственно). В то же время разница между аналогичными показателями для модели артродеза голеностопного сустава пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами была меньше в 4 раза и составила 0,022 мм (0,008 и 0,03 мм, соответственно). Также следует отметить, что показатель амплитуды смещений в последнем нагрузочном диапазоне превосходил аналогичный показатель в первом диапазоне почти в 9 раз на первой модели и в 3,5 раза на второй модели.

Для наглядности сопоставления результатов проведенных экспериментальных исследований был построен график, представленный на рисунке 3.23. На нем показаны максимальные амплитуды смещения большеберцовой и таранной костей в четырех возрастающих нагрузочных диапазонах, включавших каждый по 5600 циклов нагрузки.

Таким образом, на основании проведенных экспериментов и сравнительного анализа полученных данных можно сделать вывод о том, что использование пластины в комбинации с двумя спонгиозными винтами создает преимущества в отношении стабильности фиксации ГСС по сравнению с фиксацией тремя спонгиозными винтами. Это позволяет предположить, что фиксация предложенной пластиной и винтами создает сравнительно лучшие условия для формирования анкилоза голеностопного сустава.

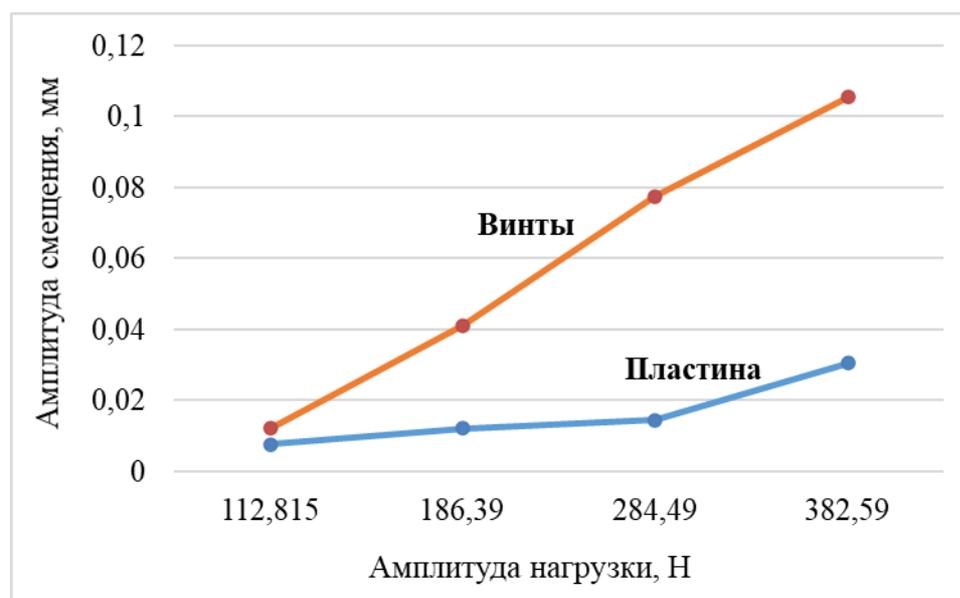


Рисунок 3.23 — Изменение амплитуды колебаний моделей артродеза голеностопного сустава в зависимости от динамических нагрузок

ГЛАВА 4. СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ЭФФЕКТИВНОСТИ АРТРОДЕЗА ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА ТРЕМЯ СПОНГИОЗНЫМИ ВИНТАМИ И ПЛАСТИНОЙ В КОМБИНАЦИИ С ДВУМЯ СПОНГИОЗНЫМИ ВИНТАМИ

4.1 Общая характеристика изученных показателей у пациентов обеих клинических групп до операции

Средний возраст обследованных пациентов первой группы составил $47,6 \pm 11,2$ лет (от 33 до 66), а второй — $50,1 \pm 11,2$ лет (от 27 до 70). Статистически значимые различия между двумя группами по возрасту отсутствуют ($p > 0,05$). Таким образом, обе клинические группы однородны по возрастным характеристикам.

В предоперационном периоде у всех пациентов были изучены клинические и функциональные показатели. По шкале ВАШ показатели в первой группе варьировали от 6 до 9, а среднее значение данного параметра составило $8,0 \pm 0,9$ баллов. В группе сравнения средний балл по шкале ВАШ до операции составил $8,2 \pm 0,9$, минимальный показатель — 6 баллов, максимальный — 9 баллов. Среднее значение по шкале AOFAS в первой группе составило $32,7 \pm 12,1$ баллов, при этом показатели колебались от 16 до 55. До выполнения артродеза голеностопного сустава показатели по шкале AOFAS в группе сравнения варьировали от 19 до 53 баллов, а среднее значение составило $34,8 \pm 12,0$ баллов. Таким образом, вышеперечисленные показатели соответствуют плохим оценочным критериям. Следует отметить, что статистически значимые различия между двумя группами по показателям шкал ВАШ и AOFAS до оперативного лечения отсутствуют ($p > 0,05$).

До выполнения хирургического вмешательства у пациентов отмечено снижение амплитуды движений в пораженных голеностопных суставах. Так, в первой группе значения амплитуды движений составили от 13° до 28° , а ее среднее значение — $20,3^\circ \pm 4,7^\circ$. Эти значения отличались от нормы ($43,9^\circ \pm 5,1^\circ$) и свидетельствовали о поздних стадиях развития артроза ГСС. Среднее значение

амплитуды движений в пораженном голеностопном суставе у пациентов второй группы составило $21,1^{\circ} \pm 5,7^{\circ}$. При этом значения исследуемого параметра колебались от 12° до 28° . Объем движений на здоровом голеностопном суставе составил $43,8^{\circ} \pm 5,2^{\circ}$. Значение p по данному показателю между группами составило 0,59 (тест Манна–Уитни). Таким образом, влияние на результаты лечения пациентов в исследуемых группах по данному параметру исключено.

На рентгенограмме голеностопных суставов в прямой проекции до операции определен фронтальный МБТУ с целью оценки деформации исследуемого сустава в коронарной плоскости. При этом деформацию определяли как разницу данных углов, измеренных на здоровой и пораженной конечностях, в 5° и более. При этом в первой группе у 10 (27,8%) пациентов отмечена вальгусная деформация ГСС, у 8 (22,2%) — варусная. Медиана фронтального МБТУ при вальгусной деформации составила $97,5^{\circ}$ [96; 101], при варусной — 81° [76; 83]. Наиболее выраженная вальгусная деформация ГСС отмечена при значении фронтального МБТУ в 112° , а варусная — в 70° . Во второй группе установлено, что у 3 (17,6%) пациентов отмечена вальгусная деформация ГСС, у 6 (35,3%) — варусная. В первом случае медиана фронтального МБТУ составила 104° , во втором случае — $82,5^{\circ}$. Наиболее выраженная вальгусная деформация ГСС отмечена при значении фронтального МБТУ, равного 107° , а варусная — 74° .

В предоперационном периоде у всех пациентов был измерен сагиттальный БТУ по рентгенограмме здорового голеностопного сустава, выполненной в боковой проекции в положении пациента стоя. Он образован пересечением двух линий, проведенных вдоль анатомических осей большеберцовой кости и таранной. Определение данного параметра является важным для предоперационного планирования. Во-первых, с целью оптимальной интраоперационной установки стопы относительно голени сагиттальный БТУ должен быть аналогичным углу на здоровом голеностопном суставе. Во-вторых, перед операцией переднюю пластину изгибали, ориентируясь на значения сагиттального БТУ, измеренного на здоровой конечности. У пациентов первой клинической группы значения сагиттального БТУ до хирургического

вмешательства варьировали от 106° до 116° , а средний показатель составил $110,1^\circ \pm 2,7^\circ$. Среднее значение исследуемого угла у пациентов второй клинической группы составило $110,1^\circ \pm 2,2^\circ$, минимальный показатель был равен 106° , а максимальный — 115° .

В целом у исследуемых пациентов обеих клинических групп результаты оценки изученных показателей до выполнения артродеза ГСС значительно отличались в худшую сторону по сравнению с противоположным суставом.

4.2 Результаты лечения пациентов после артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами

В данном разделе представлены и обсуждены результаты лечения пациентов с деформирующим артрозом голеностопного сустава III–IV стадии, которым выполнен артродез ГСС тремя спонгиозными винтами. В ходе проведения клинических исследований произведена оценка среднесрочных и отдаленных анатомических и функциональных результатов лечения пациентов данной клинической группы. Также особое внимание было уделено развившимся осложнениям у пациентов данной группы. Кроме того, в настоящем разделе приведено описание оригинального способа артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами, на который получен патент РФ на изобретение № 2633945 [27].

4.2.1 Способ артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами

Нами был разработан способ артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами (патент РФ на изобретение № 2633945) [27].

Способ осуществляли следующим образом. Хирургическое вмешательство выполняли под регионарной анестезией в положении пациента на спине. Вначале осуществляли передний доступ к ГСС в продольном направлении длиной от 6 до

9 см по медиальной стороне сухожилия передней большеберцовой мышцы. Его начинали на 4–5 см выше линии суставной щели и заканчивали на 3–4 см ниже. Послойно рассекали мягкие ткани, при этом проксимальный удерживатель разгибателей пересекали Z-образно для последующего его восстановления (рисунок 4.1, *а*). Переднюю большеберцовую артерию, вену и глубокую ветвь малоберцового нерва смещали латерально вместе с сухожилиями длинного разгибателя большого пальца и длинного разгибателя пальцев. Выполняли удаление передней части капсулы голеностопного сустава и резекцию краевых остеофитов. Тщательно удаляли хрящ суставных поверхностей большеберцовой кости и блока таранной кости с помощью остеотома, острых костных ложек и кусачек (рисунок 4.1, *б*).

Для полноценного осмотра и обработки задних отделов сустава, а также медиальной и латеральной борозд плафоида большеберцовой кости применяли элеватор в качестве распорки. Его устанавливали поперек суставной щели последовательно — сначала в центре сустава, а затем по медиальному и латеральному краям. После хирургической обработки суставных поверхностей применяли костные губчато-кортикальные аутотрансплантаты, взятые из крыла подвздошной кости (рисунок 4.1, *в*).

Трансплантаты устанавливали между анкилозируемыми поверхностями таранной и большеберцовой костей с учетом силовых линий, которые проходили вертикально. Оставшиеся между опорными трансплантатами полости заполняли костной крошкой. В некоторых случаях (если расстояние между анкилозируемыми поверхностями голеностопного сустава после их резекции не превышает 1 см) возможно выполнение артродеза без использования костной пластики. Но при этом возникает необходимость в резекции малоберцовой кости в нижней трети, так как она может препятствовать полноценной компрессии между суставными поверхностями таранной и большеберцовой костей, создавая эффект распорки.

Стопу устанавливали в функционально выгодное положение: нейтральное подошвенное сгибание 90° , наружная ротация первого луча $5\text{--}10^\circ$ относительно гребня большеберцовой кости, вальгусная установка 5° . При этом сагиттальный

БТУ, то есть угол между линиями, проведенными вдоль оси большеберцовой и оси таранной кости, должен соответствовать аналогичному углу здоровой конечности. В норме он составляет 100–120°. При этом стопа обычно занимает нейтральное положение в 90° относительно голени. Сагиттальный БТУ определяли при планировании в предоперационном периоде по рентгенограмме здорового ГСС в боковой проекции в положении пациента стоя. Контроль положения таранной кости относительно большеберцовой осуществляли с помощью ЭОП.

В этом положении фиксировали голеностопный сустав двумя спицами, проведенными параллельно через переднюю поверхность метаэпифиза большеберцовой кости в блок таранной кости в направлении центральной части задней суставной поверхности подтаранного сустава (рисунок 4.1, *д*). Третью спицу вводили через задний отдел дистального метаэпифиза большеберцовой кости трансартикулярно в шейку таранной кости (рисунок 4.1, *е*). Окончательную фиксацию достигнутого положения осуществляли с помощью трех спонгиозных винтов диаметром 6,5 мм с неполной резьбой и длиной резьбовой части 16 мм. Отверстия под винты выполняли по спицам канюлированным сверлом диаметром 5 мм.

Первые два винта вводили параллельно с переднего края дистального метаэпифиза большеберцовой кости в блок таранной кости. Точки ввода находятся на 2,5–3 см выше суставной щели, направление — спереди назад и книзу. Третий винт вводили двумя способами. Первый — через прокол кожи по заднемедиальной поверхности нижней трети голени на расстоянии 3 см от верхушки медиальной лодыжки через заднемедиальный отдел дистального метаэпифиза большеберцовой кости в шейку таранной кости (рисунок 4.1, *ж*). Для введения третьего винта нужно поднять ногу кверху и удерживать ее в этом положении в течение определенного времени, необходимого для введения направляющей спицы, выполнения канала канюлированным сверлом, подбора по размеру и введения спонгиозного винта.

Также третий винт может быть введен другим способом — через центральную часть заднего отдела дистального метаэпифиза большеберцовой

кости на расстоянии 3,0 см выше щели голеностопного сустава в шейку таранной кости. В этом случае винт устанавливают через прокол кожи и подлежащего ахиллова сухожилия по задней поверхности голени в нижней трети на расстоянии 5,0–7,0 см от бугра пяточной кости (рисунок 4.1, з). Особенностью данной техники являлось то, что пациент переводился в положение на здоровый бок, а после введения этого винта необходимо вернуть исходное положение.

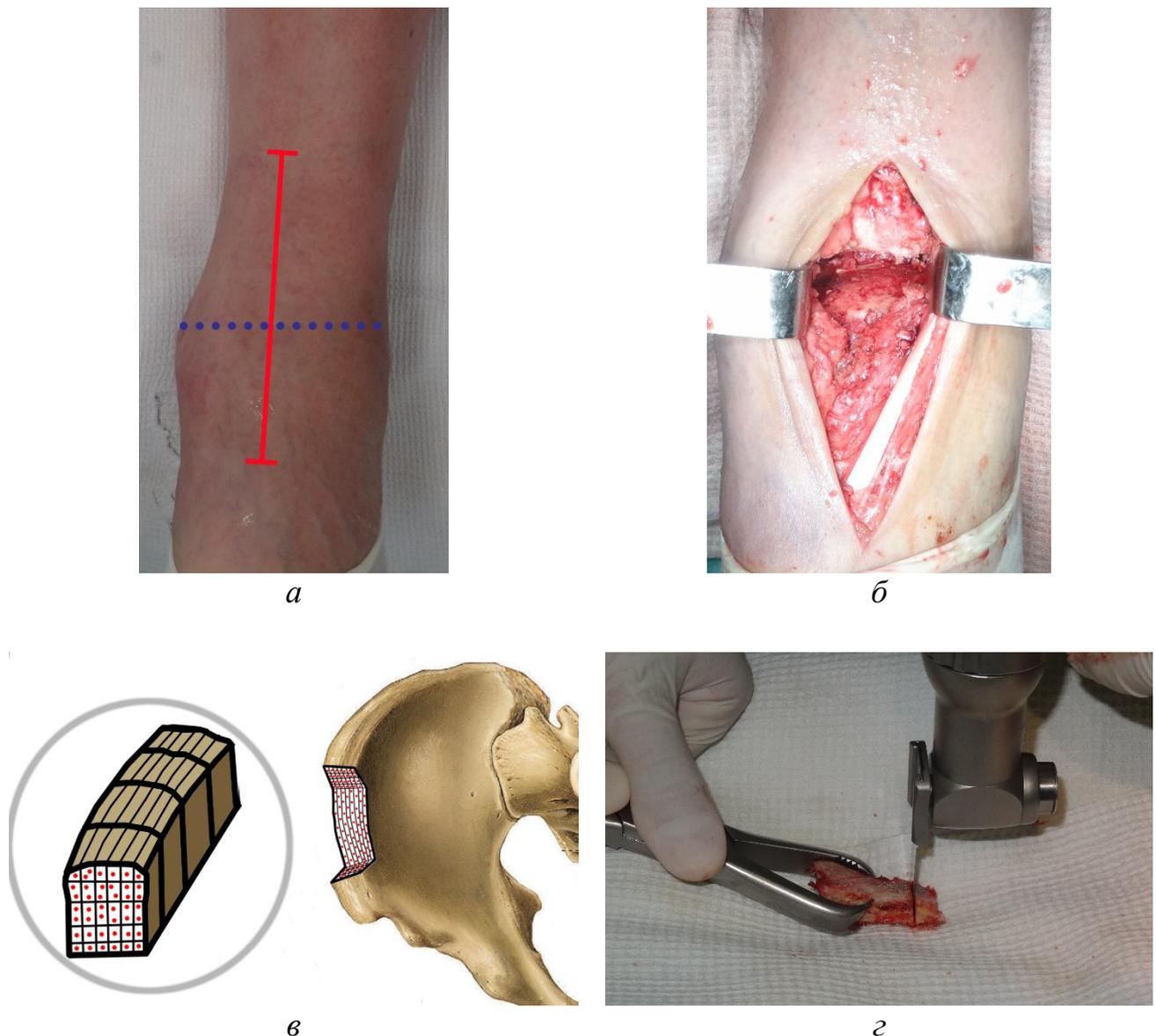
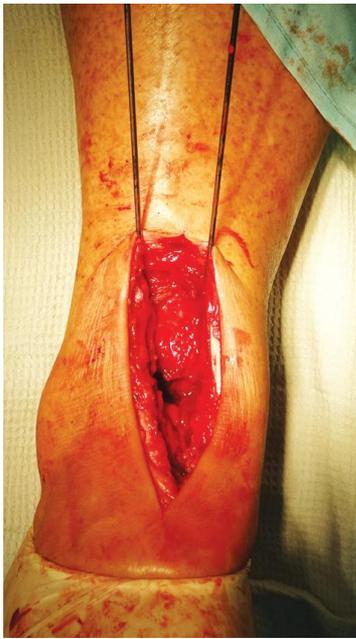


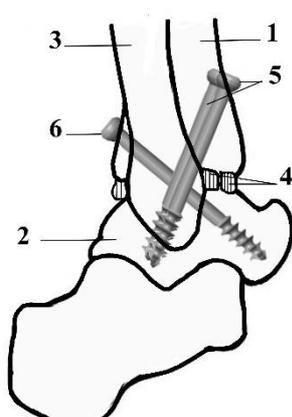
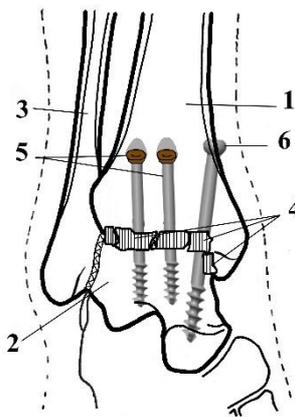
Рисунок 4.1 — Этапы проведения артродеза голеностопного сустава по предложенной методике: *а* — доступ к голеностопному суставу; *б* — блок таранной кости после удаления суставного хряща; *в* — схема забора губчато-кортикального аутотрансплантата из гребня подвздошной кости; *г* — изготовление опорных трансплантатов при помощи осциллирующей пилы



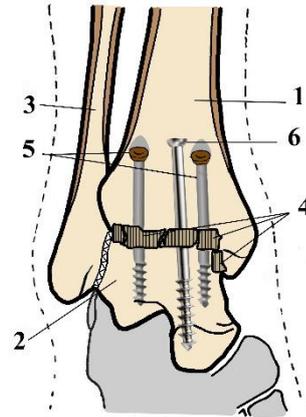
д



е



ж



з

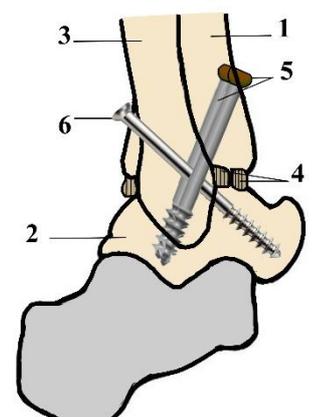


Рисунок 4.1 — (продолжение) *г* — изготовление опорных трансплантатов при помощи осциллирующей пилы; *д* — спицы, введенные с передней поверхности метаэпифиза большеберцовой кости в блок таранной кости; *е* — спица, проведенная с заднемедиального отдела ДМЭ большеберцовой кости в направлении шейки таранной кости; *ж* — схема, демонстрирующая окончательную фиксацию голеностопного сустава, при этом 3-й винт введен через заднемедиальный отдел ДМЭ большеберцовой кости; *з* — схема, демонстрирующая окончательную фиксацию голеностопного сустава, при этом 3-й винт введен через задний отдел метаэпифиза большеберцовой кости (1 — большеберцовая кость; 2 — таранная кость; 3 — малоберцовая кость; 4 — костные ауто трансплантаты; 5 — передние спонгиозные винты; 6 — третий спонгиозный винт)

При наличии стойкой контрактуры голеностопного сустава в положении подошвенного сгибания выполняли удлиняющую Z-образную чрескожную ахиллотомию. Костную пластику применили у 31 пострадавшего (86%), у 6 (19%) операция сопровождалась резекцией малоберцовой кости, двоим (5,6%) пациентам потребовалось выполнить удлиняющую тенотомию ахиллова сухожилия.

Выполняли гемостаз. Раны ушивали послойно. Осуществляли иммобилизацию голени и стопы гипсовой (или полимерной) повязкой.

4.2.2 Исходы лечения пациентов второй клинической группы

С целью изучения клинических результатов пациенты обследованы в предоперационном периоде, через 6, 12 и 24 месяца и на контрольном осмотре после проведенного хирургического вмешательства. Рентгенологические результаты оценены до выполнения операции, на следующие сутки после хирургического вмешательства, в сроки 6, 10 недель, 6, 12 месяцев и на контрольном осмотре после артрореза. При замедленной консолидации большеберцово-таранного сочленения дополнительно выполняли рентгенологическое исследование каждые 4 недели. Пациентам выполнена рентгенография прооперированного ГСС в двух проекциях (прямой и боковой). Также в сроки 12 месяцев после операции выполняли рентгенографию исследуемого сустава в боковой проекции при максимальных тыльном и подошвенном сгибаниях стопы. При этом результаты, полученные в послеоперационном периоде у пациентов второй клинической группы, сравнивали с дооперационными значениями. В течение 2 лет были исследованы 29 (80,6%) пациентов, а через 3–7 лет после выполненных операций — 12 (33,3%).

Эффективность результатов артрореза ГСС с применением трех спонгиозных винтов оценивали на основании комплекса показателей. К ним относили интенсивность болевого синдрома (шкала ВАШ), наличие клинических

и рентгенологических признаков анкилоза ГСС, позиционирование таранной кости относительно большеберцовой, амплитуду движений в суставах среднего отдела стопы оперированной конечности, а также результаты оценки качества жизни, полученные по данным шкалы AOFAS.

При оценке рентгенограмм голеностопного сустава обращали внимание на признаки состоявшегося костного анкилоза: отсутствие суставной щели, наличие костных балок, пересекающих область сустава. Сращение аутотрансплантата с таранной и большеберцовой костями в функционально выгодном положении является важным для восстановления опорной функции нижней конечности. Анкилоз ГСС подтвержден в срок 10 недель у 23 (63,9%) пациентов, у 7 (19,4%) — в срок до 14 недель, у 4 (11,1%) — в срок до 18 недель (4 месяца), у 2 (5,6%) пациентов — в срок до 24 недель. Таким образом, полноценное сращение большеберцово-таранного сочленения в средние сроки наблюдали в 34 (94,4%) случаях, замедленную консолидацию — в 2 (5,6%) случаях. Средний срок формирования анкилоза у пациентов данной группы составил $12,1 \pm 3,7$ недели.

Дозированную осевую нагрузку разрешили через 8 недель после операции 23 (63,9%) пациентам по результатам рентгенологического исследования, через 12 недель — 13 (36,1%) пациентам. Нагрузку на оперированную конечность доводили до полной в течение 4 недель.

Оценку сагиттального БТУ оперированной конечности проводили на следующий день после хирургического вмешательства. Его измеряли по рентгенограмме голеностопного сустава и стопы, выполненной в боковой проекции, и сравнивали полученное значение с показателем угла здорового голеностопного сустава, изученного в дооперационном периоде. Среднее значение сагиттального БТУ на следующие сутки после фиксации голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами составило $111,1^\circ \pm 2,9^\circ$, при этом минимальный показатель был равен 104° , а максимальный — 120° . Следует отметить, что у 3 (8,3%) пациентов разница данного параметра между здоровой и прооперированной конечностями составила 5° , у 6 (16,7%) — 4° , у 14 (38,8%) — 3° , у 9 (25%) — 2° , у 4 (11,2%) — 1° .

Затем проводили измерение сагиттального БТУ прооперированной конечности через 6 месяцев и сравнивали его со значением, полученным на следующие сутки после выполнения артродеза. Сравнение полученных показателей и расчет разницы между ними позволили оценить степень прогрессирования эквинусной деформации с течением времени. У 2 (5,6%) пациентов произошло увеличение сагиттального БТУ прооперированного голеностопного сустава более чем на 5° по сравнению с углом, полученным во время операции. На основании этих результатов можно констатировать потерю корректного положения стопы и установки ее в эквинусном положении. По данным Н.А. King и соавт. (1980) и R. Grunfeld и соавт. (2014), установка стопы в эквинусном положении может привести к нарушению походки вследствие невозможности выполнить полностью тыльное сгибание [140, 104]. Пациентам предложено было выполнить повторное хирургическое вмешательство, от которых они отказались.

В послеоперационном периоде произведена оценка суммарной амплитуды движений в суставах среднего отдела стопы по рентгенограмме исследуемого голеностопного сустава в боковой проекции при максимальном тыльном и подошвенном сгибании стопы в сроки 12 месяцев после операции у 29 (80,6%) пациентов. Средняя амплитуда движений в суставах среднего отдела стопы составила $15,8^\circ \pm 5,9^\circ$ (от 3° до 30°). При этом объем движений менее 5° выявлен в 1 (3,4%) случае, от 5° до 9° — в 5 (17,2%) случаях, от 10° до 15° — в 3 (10,3%), 15° и более — в 20 (69,1%) наблюдениях.

Объективную оценку динамики болевого синдрома проводили с использованием шкалы ВАШ. На последнем контрольном осмотре после операции среднее значение показателя ВАШ составило $1,7 \pm 1,0$ баллов (от 0 до 4), а в предоперационном периоде — $8,2 \pm 0,9$ баллов (от 6 до 9) соответственно, что свидетельствует о достоверном снижении интенсивности болевого синдрома ($p < 0,01$).

Оценку функциональных возможностей производили с применением шкалы AOFAS. Среднее значение по шкале AOFAS до операции составило $32,7 \pm 12,1$

баллов, а показатели колебались от 16 до 55. Распределение результатов лечения пациентов согласно шкале AOFAS демонстрировало, что хорошие функциональные результаты получены в 25 (69,4%) случаях, удовлетворительные — в 11 (30,6%), неудовлетворительных результатов не было. В среднем оценка функциональных результатов по шкале AOFAS на момент последнего осмотра составила $79,1 \pm 8,6$ баллов (от 55 до 93). Сравнение балльных показателей по шкале AOFAS демонстрирует статистически достоверное увеличение функциональных исходов в послеоперационном периоде ($p < 0,01$).

В раннем послеоперационном периоде у 3 (8,3%) больных имело место поверхностное воспаление кожи в области хирургического разреза, которое было устранено приемом антибиотиков.

Используя данные протоколов операций (время начала и конца операции), регистрировали продолжительность хирургического вмешательства. Длительность операций артродезирования ГСС с применением трех спонгиозных винтов варьировала от 80 до 195 мин, в среднем $148,2 \pm 27,7$ мин.

Время работы с применением электронно-оптического преобразователя. ЭОП необходим при выполнении артродезирования ГСС для интраоперационного контроля правильной установки таранной кости относительно большеберцовой в боковой и прямой проекциях, полноценного заполнения костными аутотрансплантатами образовавшегося дефекта после удаления суставного хряща, а также оптимального введения направляющих спиц и винтов без проникновения последних в подтаранный и таранно-ладьевидный суставы. Время работы с ЭОП при артродезе голеностопного сустава с применением трех спонгиозных винтов исследовали у 26 пациентов, что составило 72,2% общего количества наблюдений. В среднем продолжительность рентгеновского облучения составила $99,2 \pm 25,3$ с, минимальное время было равно 41 с, а максимальное — 152 с.

Продолжительность стационарного лечения составила от 4 до 28 дней, в среднем — $10 \pm 5,2$ дней.

Приводим клинический пример пациента, прооперированного по предложенному способу.

Пациент Ч., 48 лет, в ноябре 2014 г. на улице подвернул ногу в голеностопном суставе. Поступил в травматологическое отделение городской больницы по месту жительства по поводу закрытого оскольчатого перелома левой малоберцовой кости в нижней трети, разрыва дистального межберцового синдесмоза и дельтовидной связки, подвывиха стопы кнаружи. По классификации АО/ASIF перелом классифицирован как 44-B2 (рисунок 4.2, а). Произведена операция: открытая репозиция, остеосинтез малоберцовой кости пластиной, фиксация дистального межберцового синдесмоза винтом. Через 8 недель винт, фиксирующий дистальный межберцовый синдесмоз, был удален. В послеоперационном периоде при возобновлении опорной нагрузки на ногу через 2,5 месяца пациент отметил появление боли, ограничения движений в левом голеностопном суставе, которые со временем прогрессировали. В связи с этим пациенту через 8 месяцев выполнено удаление металлоконструкций в больнице по месту жительства. Однако в дальнейшем у пациента интенсивность болевого синдрома нарастала, появились отек и деформация в области левого голеностопного сустава. Пациент обратился в клинику ВТО ВМедА в апреле 2016 г. При осмотре пациент ходит при помощи трости, хромя на левую ногу. Контуры левого голеностопного сустава сглажены за счет отека мягких тканей. Обращают на себя внимание вальгусная деформация и наружное отклонение стопы (рисунок 4.2, б). Пальпация в проекции суставной щели болезненна. Движения в левом голеностопном суставе ограничены: тыльное сгибание 0° , подошвенное сгибание 14° . На рентгенограммах и КТ-граммах определяются явления деформирующего артроза левого голеностопного сустава III стадии с вальгусной деформацией 12° (рисунок 4.2, в, г). БТУ на здоровой конечности составил 109° . Болевой синдром по шкале ВАШ оценен пациентом в 8 баллов, анкетирование по шкале AOFAS показала 35 баллов. Установлен диагноз: посттравматический деформирующий артроз левого голеностопного сустава III стадии с вальгусной деформацией, неправильно сросшийся перелом левой малоберцовой кости в нижней трети. Комбинированная контрактура левого голеностопного сустава, болевой синдром. Выполнено хирургическое

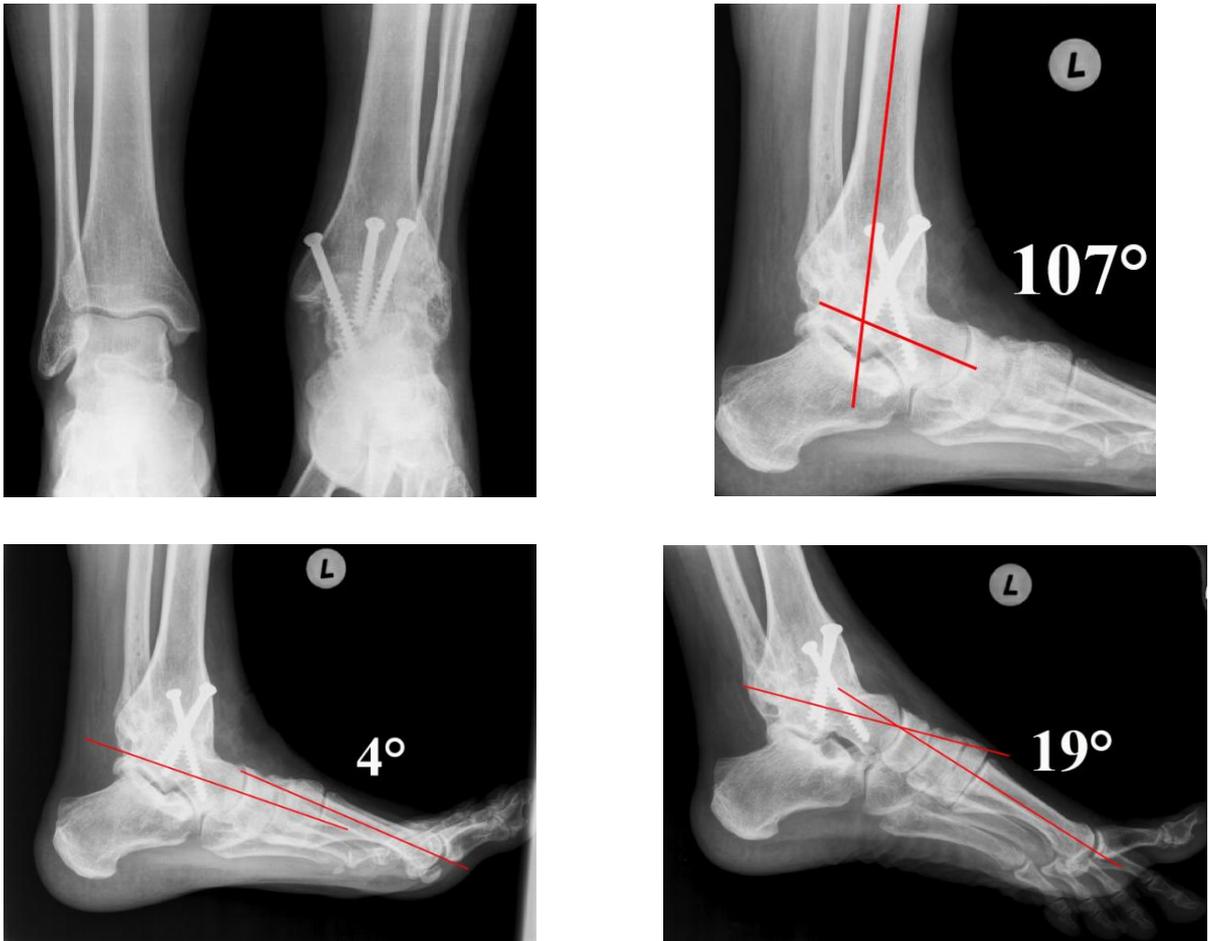
вмешательство: артродез ГСС с применением трех спонгиозных винтов со свободной костной аутопластикой трансплантатами, взятыми из гребня подвздошной кости (рисунок 4.2, *д*). Послеоперационный период протекал без осложнений. Выполнили иммобилизацию левого ГСС полимерной повязкой. Контрольный осмотр через 6 недель, разрешена дозированная нагрузка. Следующий осмотр через 11 недель после операции. На выполненных рентгенограммах зарегистрированы признаки сращения аутотрансплантата с таранной и большеберцовой костями (рисунок 4.2, *е*). Полная нагрузка разрешена через 11 недель. Через 2 года (рисунок 4.2, *ж*), затем через 6 лет после операции осмотрен в клинике. БТУ на прооперированной конечности составил 107° (разница со здоровой конечностью — 2°). Суммарная подвижность суставов среднего отдела стопы в сагиттальной плоскости составила 15° (рисунок 4.2, *з*). Ходит, практически не хромя, контуры правого ГСС правильные, определяется среднефизиологическое положение стопы относительно голени (рисунок 4.2, *и*). Пациент отмечает практически полное отсутствие болевого синдрома (1 балл по шкале ВАШ). По данным анкетирования пациента через 6 лет после операции артродеза отмечен хороший результат по шкале AOFAS — 80 баллов.



Рисунок 4.2 — Рентгенограммы правого голеностопного сустава в прямой и боковой проекциях и функциональный результат лечения пациента Ч.:
а — тип перелома по классификации AO/ASIF 44-B2; *б* — внешний вид пациента при поступлении в клинику



Рисунок 4.2 — (продолжение) б — деформирующий артроз правого голеностопного сустава III стадии с вальгусной деформацией; г — КТ-граммы пациента при поступлении в клинику; д — после операции: артродез голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами со свободной костной аутопластикой; е — через 11 недель после операции — состоявшийся анкилоз голеностопного сустава; ж — через 2 года после операции



3



и

Рисунок 4.2 — (продолжение) 3 — через 6 лет после операции: БТУ 107° , рентгенологическая оценка тыльного и подошвенного сгибания — суммарная подвижность суставов среднего отдела стопы в сагиттальной плоскости составила 15° ; и — внешний вид стоп и голеностопных суставов, функциональный результат через 6 лет после операции

4.3 Оценка результатов лечения пациентов, которым выполнен артродез голеностопного сустава с применением пластины и двумя спонгиозными винтами

В данном разделе продемонстрированы результаты лечения 14 пациентов, которым выполнен артродез голеностопного сустава пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами, по поводу деформирующего артроза III–IV стадии. В ходе проведения клинических исследований оценены среднесрочные анатомические и функциональные результаты лечения пациентов данной клинической группы. Оценены развившиеся осложнения у пациентов данной группы. Также приведено описание способа артродеза ГСС пластиной и двумя спонгиозными винтами.

4.3.1 Способ артродеза голеностопного сустава пластиной и двумя спонгиозными винтами

Нами был предложен способ артродеза голеностопного сустава.

Способ осуществляли следующим образом. Этапы хирургического вмешательства, такие как доступ к суставу, подготовка суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей, забор, подготовка и применение костных аутотрансплантатов из крыла подвздошной кости, положение стопы относительно голени и фиксация ее 2-мя спицами, проведенными параллельно через переднюю поверхность метаэпифиза большеберцовой кости в блок таранной кости с последующим введением двух спонгиозных винтов диаметром 6,5 мм с неполной резьбой и длиной резьбовой части 16 мм, аналогичны описанному способу артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами.

Следующим этапом по передней поверхности дистального метаэпифиза большеберцовой кости и верхней поверхности шейки таранной кости устанавливают предызогнутую реконструктивную пластину (рисунок 4.3). Последнюю сначала фиксируют к таранной кости двумя винтами диаметром

3,5 мм. При этом первым вводят кортикальный винт через изгиб пластины в тело таранной кости, а затем винтом с угловой стабильностью фиксируют имплантат к головке и шейке таранной кости. После этого вводят кортикальный винт диаметром 3,5 мм в проксимальное отверстие длинного плеча пластины и еще один винт с угловой стабильностью через дистальное отверстие, фиксирующие имплантат к большеберцовой кости.

Костную аутопластику применили у всех пациентов, у 4 (23,5%) операция сопровождалась резекцией малоберцовой кости.

Выполняли гемостаз. Раны ушивали послойно. Осуществляли иммобилизацию голени и стопы гипсовой (или полимерной) повязкой.

Таким образом, осуществляется надежная фиксация замыкаемых костей из одного доступа без изменения положения пациента на операционном столе.

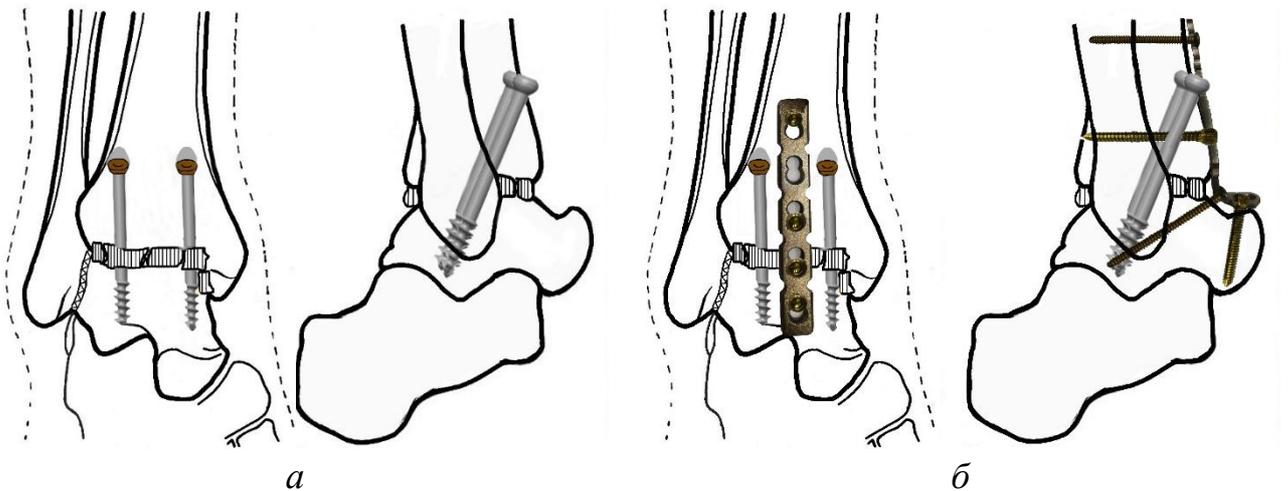


Рисунок 4.3 — Схема фиксации голеностопного сустава пластиной и двумя спонгиозными винтами: *а* — установка двух спонгиозных винтов; *б* — установка пластины

4.3.2 Исходы лечения пациентов первой клинической группы

Контрольные осмотры проведены в ходе предоперационного обследования, через 6, 12 и 24 месяца после выполнения операции артродеза голеностопного

сустава. Выполнили сравнительный анализ результатов анкетирования пациентов по шкалам ВАШ и AOFAS, полученных в до- и послеоперационных периодах. Проводили рентгенологическое исследование прооперированного голеностопного сустава в двух проекциях (прямой и боковой) в сроки 6, 10 недель, 6, 12, 24 месяца после артродеза, а также рентгенографию исследуемого сустава в боковой проекции при максимальном тыльном и подошвенном сгибании стопы через 12 месяцев после операции. Среднесрочные результаты проведенного оперативного лечения были исследованы в сроки до 2-х лет после операции у всех 14 пациентов. Исходы артродеза ГСС пластиной и двумя спонгиозными винтами оценивали аналогично первой клинической группе на основании комплекса показателей.

Частота консолидации большеберцово-таранного сочленения, подтвержденной на рентгенограмме, в средние сроки наблюдали в 100% случаев. При этом анкилоз ГСС был достигнут в срок 10 недель у 9 (64,3%) пациентов, у 5 (35,7%) — в срок до 14 недель. Средний срок формирования анкилоза у пациентов данной группы составил $11,4 \pm 1,9$ недели.

Дозированную осевую нагрузку разрешили через 8 недель после операции всем пациентам по результатам рентгенологического исследования. Нагрузку на оперированную конечность доводили до полной в течение 4 недель.

Сагиттальный БТУ, измеренный на следующие сутки после операции, сравнивали с показателем данного параметра на здоровом голеностопном суставе, определяемым в предоперационном периоде. Среднее значение сагиттального БТУ составило $110,8^\circ \pm 2,9^\circ$, минимальный показатель был равен 106° , а максимальный — 115° . Следует отметить, что у 5 (35,7%) пациентов разница данного параметра между здоровой и прооперированной конечностями составила 3° , у 5 (35,7%) — 2° , у 2 (14,3%) — 1° , у 2 (14,3) пациентов разницы не было.

Затем оценили значения сагиттального БТУ прооперированной конечности через 6 месяцев в сравнении со значениями, полученными на следующие сутки после выполнения артродеза. По результатам сравнения показателей сагиттального БТУ было выявлено, что они были практически одинаковыми.

В послеоперационном периоде суммарная амплитуда движений в суставах среднего отдела стопы в среднем составила $16,1^{\circ} \pm 6,2^{\circ}$. Минимальный показатель был 8° , максимальный — 33° . При этом объем движений менее 10° — в 2 (14,3%) случаях, от 10° до 14° — в 3 (21,4%), 15° и более — в 9 (64,3%) наблюдениях.

Средний показатель по шкале ВАШ до операции составил $8,2 \pm 0,9$, минимальный показатель — 6 баллов, максимальный — 9 баллов. Интенсивность болевого синдрома по шкале ВАШ на контрольном осмотре уменьшилась до $1,5 \pm 1,0$ баллов (от 0 до 4). Сравнение показателей по шкале ВАШ в до- и послеоперационных периодах демонстрирует статистическое достоверное снижение интенсивности болевого синдрома ($p < 0,01$).

В ходе оценки функциональных результатов лечения пациентов по анкете AOFAS была также выявлена статистически значимая разница ($p < 0,01$). До выполнения артродеза ГСС показатели по шкале AOFAS варьировали от 19 до 53 баллов, а среднее значение составило $34,8 \pm 12,0$ баллов. Данные показатели соответствуют плохим оценочным критериям. В послеоперационном периоде хорошие функциональные результаты достигнуты в 10 (71,4%) случаях, удовлетворительные — в 4 (28,6%). Неудовлетворительных результатов отмечено не было. Средний показатель по шкале составил $80,1 \pm 10,6$ баллов (от 57 до 91).

Инфекционных осложнений отмечено не было.

Средняя длительность хирургического вмешательства составила $125,7 \pm 23,8$ мин, минимальный показатель — 80 мин, максимальный — 160 мин.

Время работы с применением ЭОП. Необходимость применения ЭОП при фиксации голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами описана в предыдущем разделе. В дополнение также необходимо добавить контроль положения пластины с целью исключения воздействия на таранно-ладьевидный сустав. ЭОП при выполнении операции артродеза ГСС пластиной и двумя спонгиозными винтами применили у всех пациентов. Средняя продолжительность рентгеновского облучения составила $76,3 \pm 25,6$ с, минимальный показатель был равен 39 с, а максимальный — 122 с.

Средняя продолжительность стационарного лечения составила $9,1 \pm 5,5$ дней (от 4 до 21).

Приводим клинический пример пациента, которому выполнен артродез ГСС с применением пластины и двух спонгиозных винтов.

Пациент Н., 66 лет, около 20 лет назад получил перелом лодыжек правой голени в результате подворачивания стопы. Получил консервативное лечение в медицинском учреждении по месту жительства. Через 7 лет пациент отметил появление боли в правом голеностопном суставе, по поводу чего получал амбулаторное лечение в поликлинике. В последние 2 года интенсивность болевого синдрома увеличилась, появился отек в области голеностопного сустава. Поступил на лечение в клинику ВТО в ноябре 2020 г. При обследовании выявлено, что пациент ходит при помощи трости, хромя на правую ногу. Контуры правого ГСС незначительно сглажены за счет отека мягких тканей. При пальпации в проекции суставной щели отмечается болезненность. Движения в правом ГСС составили: тыльное сгибание 7° , подошвенное сгибание 21° . При рентгенологическом обследовании правого голеностопного сустава отмечены выраженные явления деформирующего артроза (IV стадии), в области ДМЭ большеберцовой кости определяется костная киста (рисунок 4.4, а, б). Сагиттальный БТУ на здоровой конечности составил 111° (рисунок 4.4, в). Болевой синдром по шкале ВАШ оценен пациентом в 7 баллов, анкетирование по шкале AOFAS составило 44 балла. Установлен диагноз: посттравматический деформирующий артроз IV стадии, комбинированная контрактура правого голеностопного сустава, застарелый передний подвывих стопы. Выполнена операция: остеотомия малоберцовой кости в нижней трети, артродез голеностопного сустава пластиной и двумя спонгиозными винтами с применением свободной костной аутопластики трансплантатами, взятыми из гребня правой подвздошной кости (рисунок 4.4, г). Послеоперационный период без осложнений. Выполнили иммобилизацию правого ГСС полимерной повязкой. Контрольный осмотр через 6 недель, разрешена дозированная нагрузка. На выполненных через 10 недель рентгенограммах зарегистрированы признаки анкилоза ГСС (рисунок 4.4, д). Разрешена полная нагрузка. Через 2 года (рисунок 4.4, е) после операции осмотрен в клинике. БТУ на прооперированной конечности составил 108° (разница со здоровой конечностью — 3°). Суммарная подвижность

суставов среднего отдела стопы в сагиттальной плоскости составила 33° (рисунок 4.4, ж). Походка практически ровная, контуры голеностопного сустава и стопы правильные. Среднефизиологическое положение стопы относительно голени сохранилось (рисунок 4.4, з). В результате оценки выраженности болевого синдрома пациент отметил ее полное отсутствие (0 баллов по шкале ВАШ). По данным анкетирования пациента отмечен хороший результат по шкале AOFAS — 90 баллов.

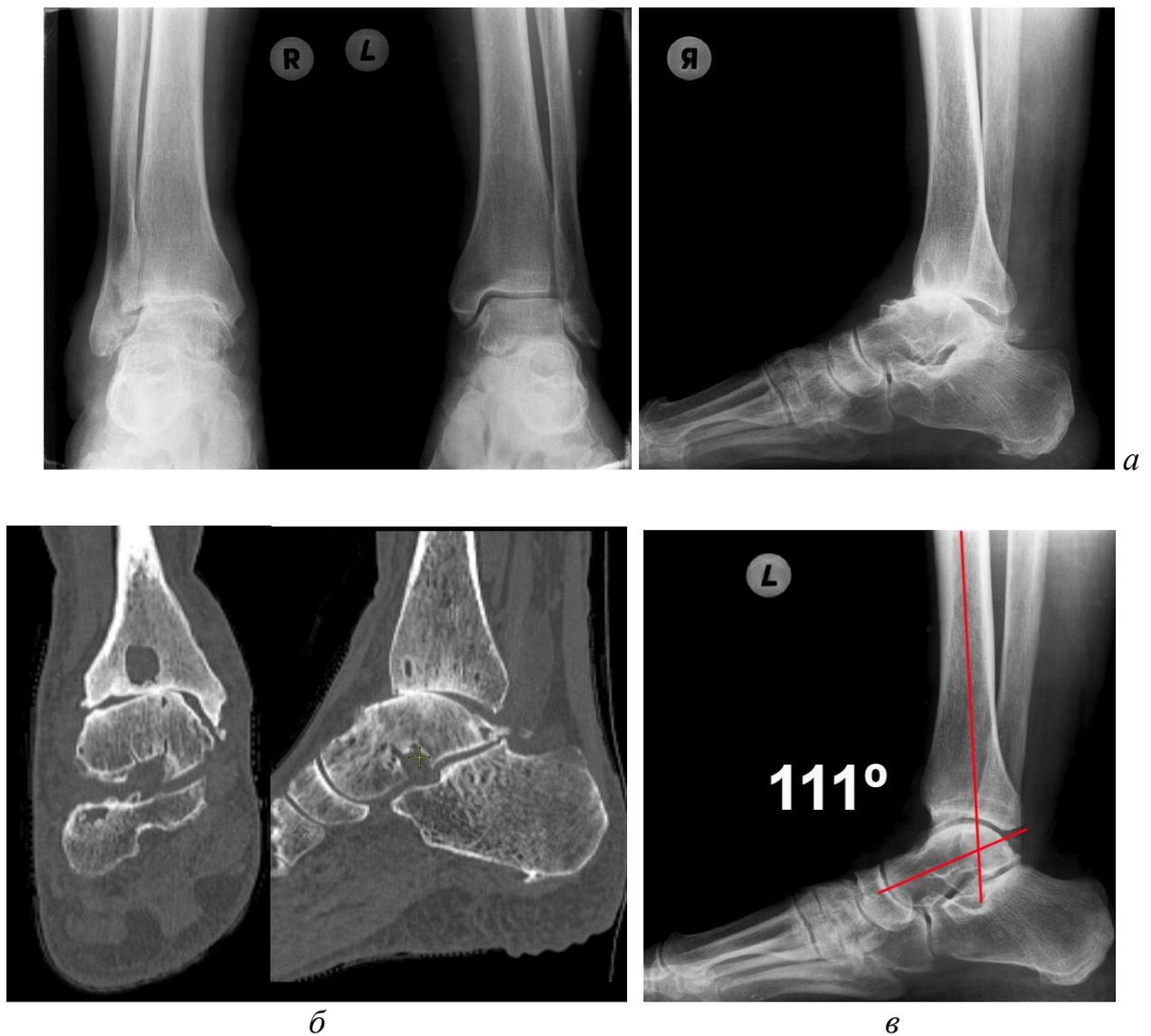


Рисунок 4.4 — Рентгенограммы правого голеностопного сустава в прямой и боковой проекциях и функциональный результат лечения пациента Н.:

а — деформирующий артроз правого голеностопного сустава IV стадии;

б — КТ-граммы пациента при поступлении в клинику; *в* — сагиттальный БТУ на здоровом голеностопном суставе

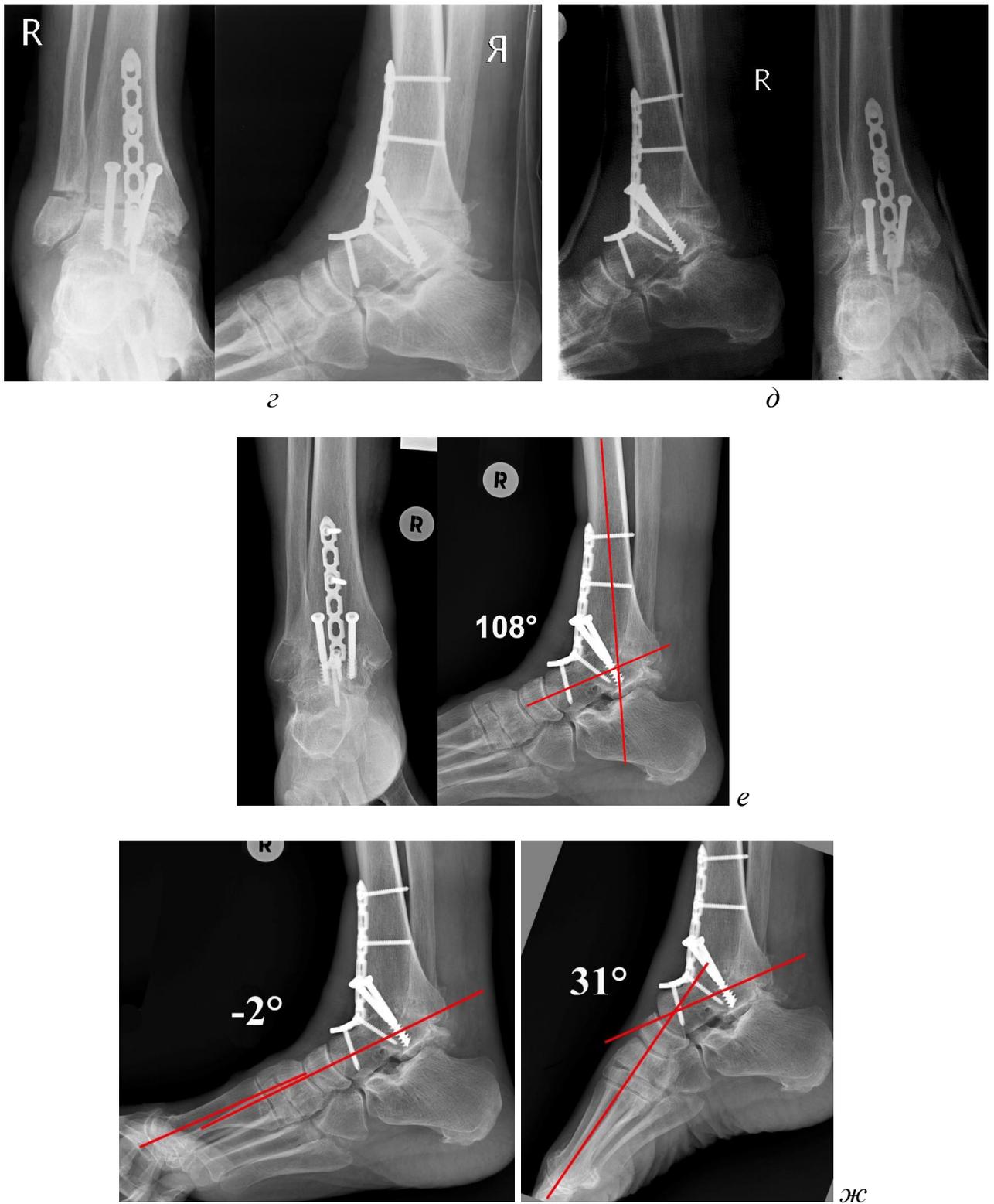


Рисунок 4.4 — (продолжение) *z* — после операции: артродез голеностопного сустава пластиной и двумя спонгиозными винтами со свободной костной аутопластикой; *d* — через 10 недель после операции — состоявшийся анкилоз голеностопного сустава; *e* — через 2 года после операции: БТУ 108°; *ж* — рентгенологическая оценка тыльного и подошвенного сгибания, суммарная подвижность суставов среднего отдела стопы в сагиттальной плоскости равна 33°



Рисунок 4.4 — (продолжение) 3 — внешний вид стоп и голеностопных суставов через 2 года после операции

4.4 Сравнительный анализ эффективности артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами и пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами

В данном разделе представлены результаты сравнительного анализа хирургического лечения пациентов с терминальными стадиями деформирующего артроза голеностопного сустава. Больные были разделены на две сопоставимые клинические группы. К первой (основной) группе (14 пациентов) были отнесены лица, которым выполнен артродез ГСС с использованием пластины и двух спонгиозных винтов в период с 2018 по 2022 г. Группу сравнения (36 наблюдений) составили пациенты, для артродеза которых применяли три спонгиозных винта в период с 2009 по 2019 г. Для подтверждения эффективности предложенных способов дана сравнительная оценка и проведена статистическая обработка результатов лечения и сведений анкетирования по шкалам ВАШ и AOFAS, времени формирования анкилоза большеберцово-таранного сочленения, продолжительности операции, а также времени работы в операционной с ЭОП.

Выполнено сравнение между балльными показателями первой группы за период наблюдения 24 месяца и показателями группы сравнения (второй группы), полученными при исследовании среднесрочных и отдаленных функциональных результатов (таблица 4.1). Отмечено отсутствие достоверных статистически значимых различий между исследуемыми группами ($p > 0,05$). Это свидетельствует о сопоставимости функциональных исходов в обеих клинических группах.

Таблица 4.1 — Средние значения балльных показателей по шкалам ВАШ и AOFAS

Шкала	Первая группа (n=14)	Вторая группа (n=36)	Достоверность различий p (тест Манна–Уитни)
ВАШ	1,5±1,0	1,7±1,0	0,60
AOFAS	80,1±10,6	79,1±8,6	0,67

Выполнение рентгенографии голеностопного сустава пациентов в послеоперационном периоде с интервалом через каждые 4 недели позволило изучить сроки формирования анкилоза. Анкилоз ГСС состоялся через 12,1±3,7 недель у пациентов, прооперированных с применением трех спонгиозных винтов, и через 11,4±1,9 недель, которым выполнен артродез пластиной и двумя спонгиозными винтами. В результате сравнительного анализа исследуемого параметра было выявлено, что указанные различия не были статистически значимыми ($p > 0,05$). Необходимо также отметить, что у 2 (5,6%) пациентов, которым выполнен артродез тремя спонгиозными винтами, формирование анкилоза было замедленным и происходило в течение 24 недель. В группе пациентов, которым выполнен артродез голеностопного сустава пластиной и двумя спонгиозными винтами, максимальный срок формирования анкилоза составил 14 недель.

Далее в обеих группах выполнено сравнение показателей сагиттального БТУ прооперированного голеностопного сустава, измеренного сразу после операции, с показателями его на здоровой конечности. Критической считали разницу между исследуемыми углами, равную 5°, так как по данным специальной

литературы это может привести к нарушению походки. Разницу между этими углами в 3–4° считали допустимой. А при разнице углов до 2° включительно считали их значения практически одинаковыми, ссылаясь на погрешности в их измерении. Было отмечено, что во второй группе значения разницы данных углов были более выраженными по сравнению с первой. Так, у 3 пациентов из второй группы выявлена разница в 5°, в то время как в первой группе таких пациентов не было. Доля же пациентов, у которых сагиттальный БТУ был практически идентичен значению такового на здоровой конечности, была в 2 раза больше в первой группе.

После этого в исследуемых группах сравнили показатели сагиттального БТУ через 6 месяцев после операции с показателями, полученными сразу после операции, что позволило оценить степень прогрессирования эквинусной деформации с течением времени. Было выявлено, что у 2 пациентов, которым выполнен артродез ГСС тремя спонгиозными винтами, значения сагиттального БТУ увеличилось на 5° и более. В первой клинической группе показатели данного параметра были идентичными ранее полученным значениям. Обобщенные данные разницы сагиттального БТУ в разные сроки после операции представлены в таблице 4.2. Вместе с тем отсутствие изменения сагиттального БТУ со временем свидетельствует о большей стабильности фиксации пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами, а также о подтверждении данных экспериментальных исследований на практике.

Таблица 4.2 — Показатели разницы сагиттального большеберцово-таранного угла в разные сроки после операции

Срок после операции	Первая группа			Вторая группа		
	≥5°	3–4°	≤2°	≥5°	3–4°	≤2°
Сразу после операции	–	5 (35,7%)	9 (64,3%)	3 (8,3%)	20 (55,6%)	13 (36,1%)
6 месяцев после операции	–	–	14 (100%)	2 (5,6%)	2 (5,6%)	32 (88,8%)

Далее нами был выполнен сравнительный анализ показателей продолжительности операций артродезирования ГСС и времени работы с применением ЭОП у пациентов первой и второй клинических групп.

В ходе сравнения длительности хирургического вмешательства в исследуемых группах была выявлена статистически значимая разница (рисунок 4.5). Наименьший показатель данного параметра отмечен в группе фиксации ГСС пластиной и двумя спонгиозными винтами и равнялся $125,7 \pm 23,8$ мин. Что касается наибольшего результата, то он составил $148,5 \pm 27$ мин в группе фиксации голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами.

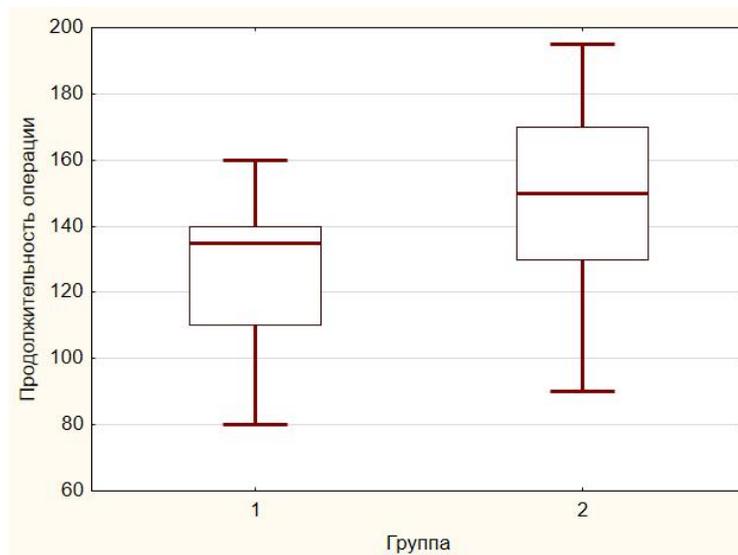


Рисунок 4.5 — Продолжительность операций (в минутах) в изучаемых группах ($p < 0,05$, критерий Манна–Уитни)

Статистически достоверное уменьшение времени работы с ЭОП выявлено при выполнении артродеза с применением пластины и двух спонгиозных винтов по сравнению с фиксацией тремя спонгиозными винтами (рисунок 4.6). Средняя продолжительность рентгеновского облучения в первой группе составила $76,3 \pm 25,6$ с (от 39 до 122), а во второй — $99,2 \pm 25,3$ с (от 41 до 152).

Таким образом, артродез ГСС с применением трех спонгиозных винтов и передней пластины в комбинации с двумя спонгиозными винтами позволяет достичь восстановления опороспособности нижней конечности, купировать болевой синдром и, как следствие, максимально приблизить походку к

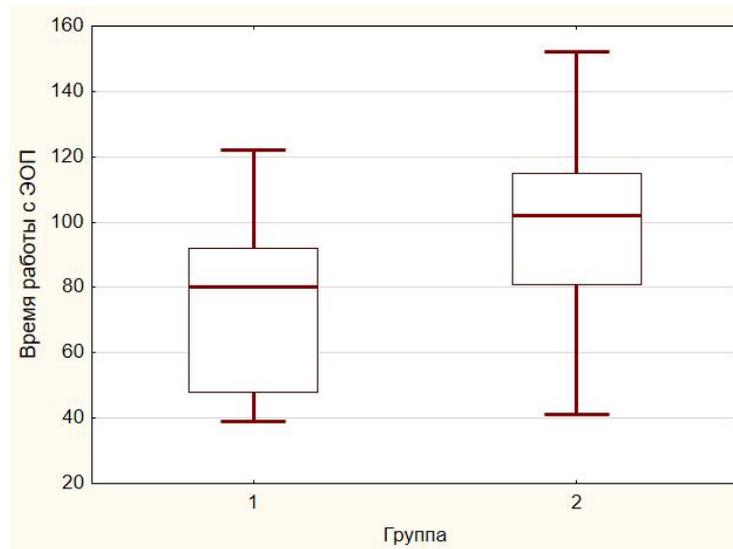


Рисунок 4.6 — Время работы с ЭОП (в секундах) в изучаемых группах ($p < 0,05$, критерий Манна–Уитни)

физиологической, восстановить выполнение привычных до поражения голеностопного сустава нагрузок и улучшить качество жизни. Однако при фиксации ГСС тремя спонгиозными винтами необходимо выполнить некоторые маневры для введения третьего винта, так как его следует вводить с заднего или заднемедиального отдела метаэпифиза большеберцовой кости, а пациент находится в положении на спине. Первый вариант — это поменять положение пациента на операционном столе: повернуть его из положения на спине на бок, ввести третий винт под контролем ЭОП, а затем обратно повернуть пациента на спину. Второй — удерживать оперированную конечность в приподнятом положении для введения направляющей спицы, сверления канала и введения спонгиозного винта. Необходимость выполнения этих действий увеличивает как продолжительность хирургического вмешательства, так и длительность работы с ЭОП. Таким образом, при введении третьего спонгиозного винта возникают определенные неудобства в работе хирургической бригады.

С целью исключения вышеперечисленных действий для введения третьего спонгиозного винта и его замены в качестве альтернативы было предложено фиксировать ГСС передней пластиной после установки двух спонгиозных винтов с передней поверхности. Практическое применение предложенного способа артродеза ГСС пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами,

позволило статистически значимо уменьшить время хирургического вмешательства и продолжительность работы с ЭОП по сравнению установкой трех спонгиозных винтов ($p < 0,05$).

4.5 Применение новой оригинальной передней пластины для артродеза голеностопного сустава

Приводим клинический пример пациента, которому выполнен артродез ГСС разработанной пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами.

Пациент И., 46 лет, в апреле 2005 г. получил травму области левого голеностопного сустава в результате прыжка с высоты и подворачивания стопы. Поступил в военный госпиталь по месту службы по поводу закрытого внутрисуставного импрессионно-оскольчатого перелома дистального метаэпифиза левой большеберцовой кости, перелома малоберцовой кости в нижней трети со смещением отломков с разрывом дистального межберцового синдесмоза и подвывихом стопы кнаружи. Выполнена операция: открытая репозиция, остеосинтез большеберцовой и малоберцовой костей пластинами. После снятия гипсовой иммобилизации через 2,5 месяца и возобновления опорной нагрузки на ногу через 3,5 месяца пациент отметил появление боли, ограничения движений в голеностопном суставе и хромоты на левую ногу, которые со временем прогрессировали. Через 9 месяцев после операции в том же лечебном учреждении по поводу хронического посттравматического остеомиелита большеберцовой и малоберцовой костей нижней трети выполнена операция: удаление металлоконструкций, некрсеквестрэктомия левой большеберцовой и малоберцовой костей. Послеоперационный период без особенностей, раны зажили первичным натяжением. В дальнейшем пострадавший отмечает уменьшение боли при опорной нагрузке, однако сохранилось ограничение движений в ГСС. Периодически получал консервативное лечение по месту службы с нестойким положительным эффектом. В течение последнего года пациент отметил увеличение интенсивности боли, появление и нарастание

деформации в области ГСС, в связи с чем обратился в клинику ВТО. Время, прошедшее после получения травмы, составило 16 лет. Пациент при ходьбе использует трость, хромота на левую ногу. Отмечается варусная установка стопы. При пальпации определяется болезненность в проекции суставной щели. Движения в левом голеностопном суставе ограничены: тыльное сгибание 12° , подошвенное сгибание 0° . На рентгенограммах и КТ-граммах левого голеностопного сустава определяются признаки деформирующего артроза IV стадии с варусной деформацией 14° , дефекта дистального метаэпифиза большеберцовой кости (рисунок 4.7, а, б). БТУ на здоровой конечности составил 109° . Болевой синдром по шкале ВАШ оценен пациентом в 9 баллов, оценка по шкале AOFAS составила 23 балла. Установлен диагноз: посттравматический деформирующий артроз левого голеностопного сустава IV стадии с выраженным болевым синдромом. Неправильно сросшийся с варусной деформацией перелом дистального метаэпифиза левой большеберцовой кости. Комбинированная контрактура левого голеностопного сустава. Выполнена операция: артрорез левого ГСС пластиной и двумя спонгиозными винтами с применением свободной костной аутопластики трансплантатами, взятыми из гребня правой подвздошной кости (рисунок 4.7, в). Послеоперационный период протекал без осложнений. Выполнили иммобилизацию левого ГСС полимерной повязкой. Контрольный осмотр через 6 недель, разрешена дозированная нагрузка. Следующий осмотр через 10 недель после операции. Отмечено сращение таранной и большеберцовой костей, в связи с чем была разрешена полная нагрузка. Через 1,5 года (рисунок 4.7, г) после операции осмотрен в клинике. БТУ на прооперированной конечности составил 110° (разница со здоровой конечностью — 1°). Суммарная подвижность суставов среднего отдела стопы в сагиттальной плоскости составила 19° . Ходит, практически не хромота, контуры левого ГСС правильные, определяется среднефизиологическое положение стопы относительно голени (рисунок 4.7, д). Пациент отмечает практически полное отсутствие болевого синдрома (1 балл по шкале ВАШ). По данным анкетирования отмечен хороший результат по шкале AOFAS — 91 балл.

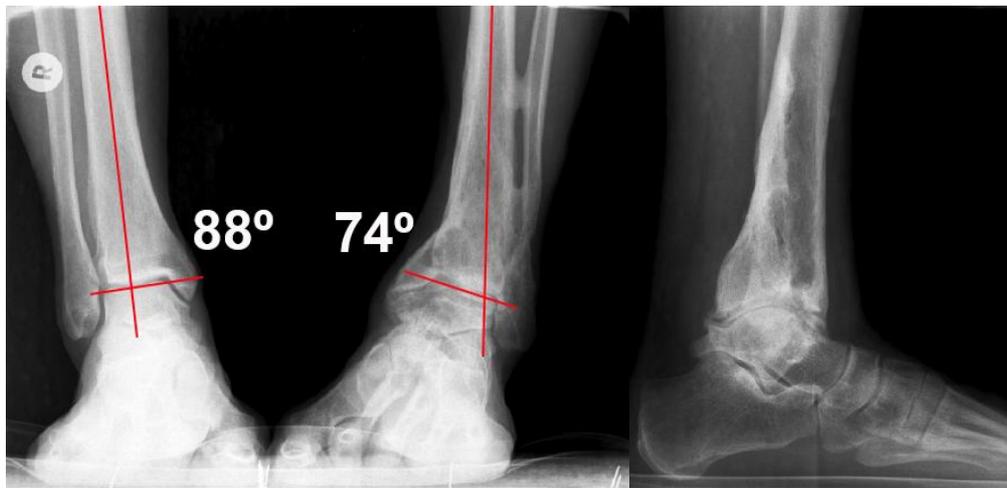
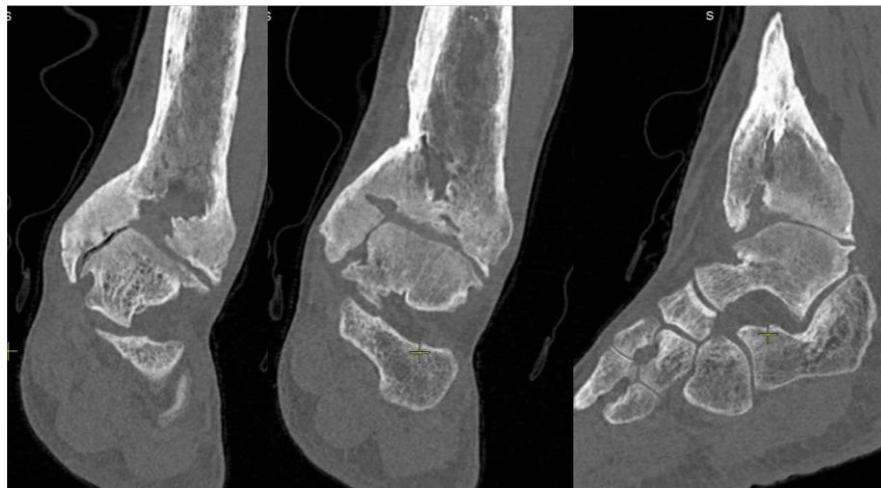
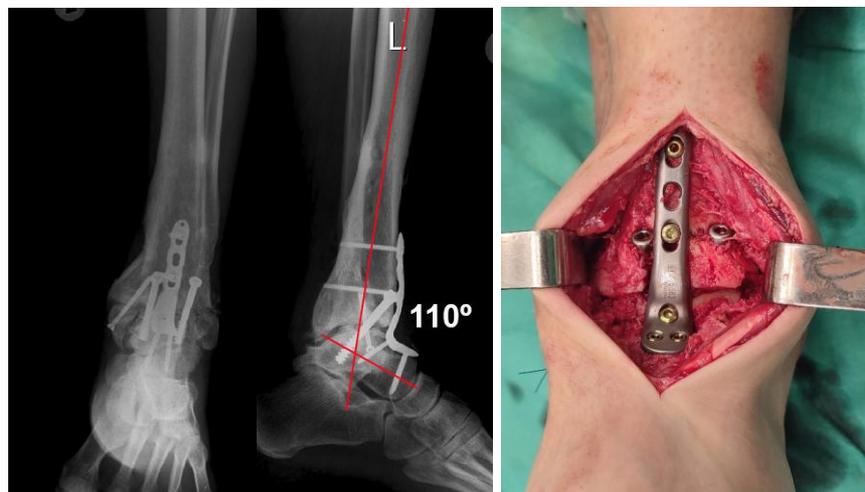
*a**б**в*

Рисунок 4.7 — Рентгенограммы левого голеностопного сустава в прямой и боковой проекциях и функциональный результат лечения пациента И.:
a — деформирующий артроз левого голеностопного сустава IV стадии с варусной деформацией; *б* — КТ-граммы пациента при поступлении в клинику; *в* — после операции: артродез голеностопного сустава пластиной и 2-мя спонгиозными винтами со свободной костной аутопластикой, сагиттальный БТУ 110°



z



d

Рисунок 4.7 — (продолжение) z — через 1,5 года после операции: анкилоз голеностопного сустава; d — внешний вид стоп и голеностопных суставов, функциональный результат через 1,5 года после операции

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Диссертационное исследование было проведено с целью определения предпочтительного способа артродеза голеностопного сустава у пациентов с деформирующим артрозом III–IV стадии на основании экспериментальных биомеханических и клинических исследований. Клинический раздел основан на сравнительном анализе результатов хирургического лечения 50 пациентов с деформирующим артрозом голеностопного сустава III–IV стадии. Экспериментальная часть работы построена на биомеханических и механических испытаниях прочности фиксации голеностопного сустава предложенными способами. Для реализации цели настоящей работы были поставлены четыре задачи, решения которых последовательно решены в настоящем изыскании.

Для решения первой задачи исследования предложен и успешно внедрен в клиническую практику способ артродеза голеностопного сустава с применением 3-х спонгиозных винтов. Практическое применение предложенного способа осуществлено при хирургическом лечении 36 пациентов с поздними стадиями деформирующего артроза голеностопного сустава. Эти пациенты были включены во вторую клиническую группу нашего исследования. Рентгенографию прооперированного голеностопного сустава выполняли на следующий сутки после операции, через 6, 10 недель, 6, 12 месяцев и на контрольном осмотре после артродеза. Сращение аутотрансплантата с таранной и большеберцовой костями было достигнуто в среднем через $12,1 \pm 3,7$ недель, при этом в 2 (5,6%) случаях отмечена замедленная консолидация сроком 24 недели. При сравнении сагиттального большеберцово-таранного угла оперированной конечности, измеренного на следующий день после операции, с показателем данного угла здорового голеностопного сустава, было выявлено, что разница данного параметра у 3 (8,3%) пациентов составила 5° . А при сравнительном анализе значений сагиттального большеберцово-таранного угла прооперированной конечности через 6 месяцев и на следующие сутки после операции отмечено, что в 2 (5,6%) наблюдениях произошло его увеличение более чем на 5° . Таким

образом, у этих пациентов произошла потеря корректного положения стопы. Среднее значение амплитуды движений в суставах среднего отдела стопы в сроки 12 месяцев после операции составило $15,8^{\circ} \pm 5,9^{\circ}$, при этом в 20 (71,4%) наблюдениях она была 15° и более, что позволило пациентам возобновить практически нормальную походку в послеоперационном периоде.

Анкетирование для оценки функциональных исходов хирургического лечения по шкалам ВАШ и AOFAS выполняли через 6, 12, 24 месяца и на контрольном осмотре после операций артродеза. При этом доли хороших и удовлетворительных результатов по шкале AOFAS составили 69,4 и 30,6% соответственно, неудовлетворительных результатов отмечено не было, что позволило достичь статистически достоверное улучшение функциональных исходов ($p < 0,05$). Статистически достоверное снижение интенсивности болевого синдрома по шкале ВАШ в послеоперационном периоде также свидетельствует об эффективности данной операции.

Однако для введения третьего винта с заднего или заднемедиального отдела метаэпифиза большеберцовой кости необходимо выполнить одно из следующих действий. Первое — повернуть пациента из положения на спине в положение на бок, затем выполнить фиксацию голеностопного сустава третьим винтом. После этого вернуть пациента в исходное положение. Второе — поднять ногу кверху и удерживать ее в этом положении в течение определенного времени, необходимого для введения направляющей спицы, выполнения канала канюлированным сверлом, подбора по размеру и введения спонгиозного винта. Необходимость выполнения этих действий увеличивает как продолжительность хирургического вмешательства, так и длительность работы с электронно-оптическим преобразователем. Таким образом, при введении третьего спонгиозного винта возникают определенные неудобства в работе хирургической бригады.

В ходе решения второй задачи исследования с целью замены третьего винта, вводимого с заднего или заднемедиального отдела метаэпифиза большеберцовой кости, была разработана оригинальная передняя пластина для

артродеза голеностопного сустава (патент РФ на полезную модель № 216491) [28], комбинируемая с двумя спонгиозными винтами. Клиническое применение предложенной пластины с заданным анатомическим углом предполагает установку таранной кости в правильное для артродеза положение, а минимальный профиль позволяет избежать возникновения конфликта между пластиной и сухожилиями на передней поверхности голеностопного сустава. Кроме того, фиксация голеностопного сустава пластиной и спонгиозными винтами осуществляется из одного переднего доступа в удобном положении пациента лежа на спине. Таким образом, был предложен способ артродеза голеностопного сустава двумя спонгиозными винтами и пластиной.

В рамках решения третьей задачи нашей работы были исследованы биомеханические параметры системы «имплантаты — большеберцовая и таранная кости» с использованием различных вариантов фиксации голеностопного сустава. При помощи программных пакетов созданы математические модели дистального отдела большеберцовой кости и таранной, спонгиозных винтов диаметром 6,5 мм с неполной резьбой и длиной резьбовой части 16 мм, кортикальных винтов диаметром 3,5 мм, винтов с угловой стабильностью диаметром 3,5 мм, разработанной пластины для артродеза голеностопного сустава на три и четыре отверстия в длинном плече, а также пластины серийного производства. Далее были построены 6 вариантов биомеханических моделей артродеза голеностопного сустава. Первый вариант — артродез голеностопного сустава с применением трех спонгиозных винтов. Вторым вариантом — разработанной пластиной в сочетании с двумя спонгиозными винтами, проксимальный винт — кортикальный. Третий вариант — фиксация с применением пластины в комбинации с двумя спонгиозными винтами, при этом использовали проксимальный винт с угловой стабильностью. Четвертым вариантом — фиксация длинной пластиной и двумя спонгиозными винтами, проксимальный винт — кортикальный. Пятый вариант аналогичен четвертому, за исключением винта, введенного в проксимальное отверстие длинного плеча пластины, здесь использовали винт с угловой стабильностью. Шестым вариантом —

фиксация большеберцово-таранного сочленения пластиной серийного производства. Изучены напряжения и деформации всех моделей при приложении различных видов нагрузок: вальгусная нагрузка, варусная нагрузка, тыльное сгибание, подошвенное сгибание, инверсия, эверсия с силой 400 Н, а также нагрузка при ходьбе. Проанализированы наибольшие поля перемещений, максимальные эквивалентные напряжения в костях и имплантатах, а также наибольшее контактное давление на границе большеберцовой и таранной костей.

По результатам компьютерного моделирования в целом отмечено, что значения максимальных перемещений при фиксации голеностопного сустава исследуемыми системами конструкций были практически одинаковыми. Тем не менее наименьшие значения перемещений получены при фиксации пластиной серийного производства (6-й вариант) при большинстве видов нагружений. Наибольшие же значения данного параметра получены при фиксации тремя спонгиозными винтами (1-й вариант) и длиной пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами и проксимальным кортикальным винтом (3-й вариант). Таким образом, полученные результаты свидетельствуют, что пластина серийного производства показала высокую стабильность по сравнению с другими исследуемыми системами фиксации.

При анализе эквивалентных напряжений, возникающих в имплантатах, выявлено что при фиксации большеберцовой и таранной костей стандартной (3-й вариант) и длинной пластиной и проксимальным винтом с угловой стабильностью (5-й вариант) максимальные значения данного показателя составляют 331 и 337 МПа, соответственно. Эти значения превышают допусковое напряжение, равное 323 МПа, при превышении которого может произойти усталостный перелом металлоконструкции. Наибольшие напряжения в 3-м варианте обнаружены при тыльном сгибании стопы в области проксимального винта, фиксирующего пластину к большеберцовой кости, а в 4-м — при тыльном сгибании стопы в зоне дистальных винтов, фиксирующих пластину к таранной кости.

При сравнении полученных в ходе компьютерного моделирования результатов напряжений по Мизесу установлено, что при фиксации большеберцовой и таранной костей пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами и проксимальным кортикальным винтом (2-й вариант) максимальное напряжение при статических видах нагрузений в 2,3 раза ниже по сравнению с 3-м и 5-м вариантами фиксации, в 2,1 раза ниже по сравнению с 6-м вариантом, в 1,4 раза ниже по сравнению с 4-м вариантом и в 1,2 раза ниже по сравнению с 1-м вариантом. Показательными являются результаты максимальных эквивалентных напряжений, полученные при воздействии нагрузки, имитирующей тыльное сгибание стопы. Так, во 1-м варианте эти значения достигают 139 МПа, во 2-м варианте — 124 МПа, в 3-м варианте — 331 МПа, в 4-м варианте — 231 МПа, в 5-м варианте — 337 МПа, в 6-м варианте — 201 МПа.

Следует также подчеркнуть, что при нагрузке, имитирующей ходьбу, максимальные напряжения при 2-м варианте были меньшими, чем при других вариантах. Так, во 1-м варианте они составляют 126 МПа, во 2-м варианте — 117 МПа, в 3-м варианте — 232 МПа, в 4-м варианте — 118 МПа, в 5-м варианте — 260 МПа, в 6-м варианте — 169 МПа.

Таким образом, сравнительный анализ результатов исследований по распределению напряжений показал, что вариант фиксации голеностопного сустава предложенной пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами и проксимальным кортикальным винтом с точки зрения прочности имплантатов оказался более предпочтительным при всех видах нагрузений.

При сравнении результатов эквивалентных напряжений, возникающих в таранной кости при статических нагрузках, отмечено, что последняя оказалась менее нагруженной в случае фиксации голеностопного сустава передней пластиной, комбинированной с двумя спонгиозными винтами, и верхним кортикальным винтом (2-й вариант) в сравнении с другими моделями. Необходимо подчеркнуть, что напряжения в таранной кости при нагрузке, имитирующей ходьбу, во 2-м варианте фиксации голеностопного сустава оказались в 2 раза меньшими, чем при других вариантах фиксации, а при

приложении варусной нагрузки и подошвенного сгибания стопы в 1,5 раза меньшими, чем при других вариантах фиксации.

Эквивалентные напряжения в большеберцовой кости оказались ниже, чем в таранной кости при соответствующих нагрузках. Установлено, что статические нагружения обуславливают наименьшие напряжения при фиксации голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами (1-й вариант), а динамические — при фиксации пластиной серийного производства (6-й вариант). Наибольшие напряжения при статических нагрузках зафиксированы в модели фиксации голеностопного сустава пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами и проксимальным винтом с угловой стабильностью (3-й вариант), а при динамической нагрузке — при фиксации длинной пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винта и проксимальным кортикальным винтом (4-й вариант). Стоит также отметить, что при рассмотрении всех вариантов фиксации голеностопного сустава пластинами выявлено, что отверстие в большеберцовой кости под проксимальный винт, фиксирующий пластину к ней, испытывает наибольшие напряжения в сравнении с другими областями кости. Этот вывод справедлив для всех рассмотренных видов нагрузок. Так, во втором варианте оно составило 33 МПа, в третьем — 65 МПа, в четвертом — 22 МПа, в пятом — 31 МПа и в шестом — 32 МПа.

Полученные сравнительные результаты наибольшего контактного давления на границе большеберцовой и таранной костей свидетельствуют, что данный параметр при фиксации всеми исследуемыми имплантатами был практически одинаков. Наибольшие значения контактного давления при всех вариантах фиксации голеностопного сустава были выявлены при варусной нагрузке. Так, при первом варианте фиксации оно составило 34 МПа, при втором, третьем и пятом — 31 МПа, а в четвертом — 32 МПа, в шестом — 30 МПа. Тем не менее, модели фиксации голеностопного сустава при 2-м и 5-м вариантах показали несколько лучшие биомеханические характеристики для большинства видов нагрузок по сравнению остальными вариантами фиксации.

Таким образом, сопоставляя результаты сравнительного исследования по напряженно-деформированному состоянию системы «кость — имплантат»,

можно заключить, что вариант фиксации голеностопного сустава предложенной пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами, с точки зрения биомеханики, оказался более предпочтительным.

Следующим этапом при решении второй задачи исследования проведены стендовые эксперименты, направленные на сравнение стабильности фиксации голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами (1-я модель) и разработанной пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами (2-я модель). Результаты исследования свидетельствуют, что оба варианта изученных имплантатов обеспечивают стабильную фиксацию голеностопного сустава в заданном положении. Однако при сравнении результатов наибольших смещений на границе большеберцовой и таранной костей при статической нагрузке силой 800 Н отмечено, что модель артрореза голеностопного сустава пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами является более стабильной. Так, при статической нагрузке наибольшая амплитуда смещений на границе большеберцовой и таранной костей в случае применения трех спонгиозных винтов составила 0,289 мм, пластины и двух спонгиозных винтов — 0,111 мм, относительная деформация — 1,2 и 0,42%, соответственно. При проведении циклической осевой нагрузки установлено, что при фиксации голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами амплитуда смещений на границе большеберцовой и таранной костей во всех нагрузочных диапазонах была значимо больше по абсолютным значениям, чем при фиксации пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами. Так, в 1-й модели амплитуда смещений при нагрузке силой 200 Н больше в 1,5 раза, при нагрузке силой 400 Н — в 3,4 раза, при нагрузке силой 600 Н — в 5,5 раза, при нагрузке силой 800 Н — в 3,5 раза, чем во 2-й модели.

С целью реализации четвертой задачи проведен анализ результатов лечения 14 пациентов, которым выполнен артрорез ГСС передней пластиной и двумя спонгиозными винтами. Эти пациенты были включены в первую клиническую группу. Рентгенографию прооперированного ГСС производили в те же сроки, что и во второй группе.

Анкилоз ГСС у пациентов первой группы был достигнут в среднем через $11,4 \pm 1,9$ недель. В результате сравнительного анализа времени формирования сращения большеберцовой и таранной костей между исследуемыми группами было выявлено, что статистически значимые различия отсутствовали ($p > 0,05$). Отметим, что у 2 (5,6%) пациентов из второй группы формирование анкилоза было замедленным и проходило в течение 24 недель. В первой группе пациентов наибольший срок формирования анкилоза составил 14 недель.

Среднее значение сагиттального БТУ у пациентов первой группы составило $110,8^\circ \pm 2,9^\circ$. При этом у 5 (35,7%) пациентов разница данного параметра между здоровой и прооперированной конечностями составила 3° , у 5 (35,7%) — 2° , у 2 (14,3%) — 1° , у 2 (14,3) пациентов разницы не было. Было установлено, что во второй группе значения разницы данных углов были более выраженными по сравнению с первой. Так, у 3 пациентов из второй группы выявлена разница в 5° , в то время как в первой группе таких пациентов не было. Доля же пациентов, у которых сагиттальный БТУ был практически идентичен значению такового на здоровой конечности, была в 2 раза больше в первой группе.

После этого в исследуемых группах сравнили показатели сагиттального БТУ через 6 месяцев после операции с показателями, полученными сразу после операции, что позволило оценить степень прогрессирования эквинусной деформации с течением времени. Было выявлено, что у 2-х пациентов, которым выполнен артродез голеностопного сустава 3-мя спонгиозными винтами, значение сагиттального БТУ увеличилось на 5° и более. В первой клинической группе показатели данного параметра были идентичными ранее полученным значениям. Вместе с тем отсутствие изменения сагиттального БТУ со временем свидетельствует о большей стабильности фиксации пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами, а также о подтверждении данных экспериментальных исследований на практике.

В послеоперационном периоде суммарная амплитуда движений в суставах среднего отдела стопы у пациентов первой группы в среднем составила $16,1^\circ \pm 6,2^\circ$. При этом объем движений более 15° отмечен в 9 (64,3%) наблюдениях.

Интенсивность болевого синдрома по шкале ВАШ на контрольном осмотре уменьшилась с $8,2 \pm 0,9$ до $1,5 \pm 1,0$ баллов. Сравнение показателей по шкале ВАШ в до- и послеоперационных периодах демонстрирует статистическое достоверное снижение интенсивности болевого синдрома ($p < 0,01$). В послеоперационном периоде хорошие функциональные результаты достигнуты в 10 (71,4%) случаях, удовлетворительные — в 4 (28,6%). Средний показатель по шкале AOFAS составил $80,1 \pm 10,6$ баллов. В ходе оценки функциональных результатов лечения пациентов по анкете AOFAS была выявлена статистически значимая разница ($p < 0,01$). Результаты же сравнительного анализа данных опросников, проведенного между группами, не позволили выявить статистически достоверные различия ($p > 0,05$).

В ходе сравнения длительности хирургического вмешательства в исследуемых группах была выявлена статистически значимая разница ($p < 0,05$). Наименьший показатель данного параметра отмечен в группе фиксации голеностопного сустава пластиной и двумя спонгиозными винтами и равнялся $125,7 \pm 23,8$ мин. Что касается наибольшего результата, то он составил $148,5 \pm 27$ мин в группе фиксации голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами.

Статистически достоверное уменьшение времени работы с электронно-оптическим преобразователем выявлено при выполнении артрореза ГСС с применением пластины и двух спонгиозных винтов по сравнению с фиксацией тремя спонгиозными винтами ($p < 0,05$). Средняя продолжительность рентгеновского облучения в первой группе составила $76,3 \pm 25,6$ с, а во второй — $99,2 \pm 25,3$ с.

Таким образом, проведенное экспериментально-клиническое исследование позволило решить все четыре поставленные задачи и реализовать цель диссертационной работы — определить предпочтительный способ артрореза голеностопного сустава у пациентов с деформирующим артрозом III–IV стадии. В ходе биомеханического моделирования определен оптимальный вариант применения оригинальной пластины и компоновки ее винтов, при которых

достигаются приемлемые характеристики напряженно-деформированного состояния системы «имплантат — большеберцовая и таранная кости». В процессе проведения стендового эксперимента было продемонстрировано преимущество в стабильности фиксации при применении разработанного имплантата. В рамках клинической апробации удалось подтвердить эффективность выполнения артродеза ГСС пластиной в комбинации с двумя спонгиозными винтами, а по некоторым параметрам — преимущества ее применения по сравнению с фиксацией тремя спонгиозными винтами. Разработанная пластина для артродеза ГСС успешно прошла апробацию в клинической практике с хорошим функциональным и анатомическим результатом. Результаты, полученные в ходе пяти взаимосвязанных этапов настоящего исследования, позволили сформулировать и обосновать выводы и практические рекомендации.

ВЫВОДЫ

1. Проведенный анализ результатов лечения пациентов с деформирующим артрозом голеностопного сустава III–IV стадии показал, что артродез голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами является эффективным и позволяет добиться анкилоза в 100% случаев в среднем через $12,1 \pm 3,7$ недель, обеспечивает статистически значимое уменьшение интенсивности болевого синдрома ($p < 0,01$), а также способствует достижению хороших (69,4%) и удовлетворительных (30,6%) результатов.

2. Разработанная оригинальная передняя пластина для артродеза голеностопного сустава с заданным анатомическим углом способствует установке таранной кости в оптимальное положение, а ее минимальный профиль позволяет избежать возникновения конфликта между пластиной и сухожилиями разгибателей стопы. Предложенный способ фиксации голеностопного сустава пластиной и спонгиозными винтами для артродеза осуществляется из одного переднего доступа в удобном положении пациента лежа на спине. Проведенное биомеханическое моделирование данного способа фиксации показало, что максимальные эквивалентные напряжения в имплантатах не превышают допустимое напряжение титанового сплава и составляют от 68 до 124 МПа.

3. Проведенное сравнительное исследование изучаемых способов фиксации голеностопного сустава при артродезе показало, что наименьшие уровни напряженно-деформированного состояния модели «имплантат — большеберцовая и таранная кости» выявлены при применении предложенной пластины в комбинации с двумя спонгиозными винтами и фиксации ее к диафизу большеберцовой кости проксимальным кортикальным винтом. Медиана наибольшего эквивалентного напряжения при данном способе фиксации составила 114 [99; 123] МПа против 126 [95; 139] МПа. Анализ стабильности фиксации голеностопного сустава в эксперименте продемонстрировал показатели механических характеристик: наибольшая амплитуда смещения на границе большеберцовой и таранной костей при статической нагрузке в случае

применения трех спонгиозных винтов составила 0,289 мм, пластины и двух спонгиозных винтов — 0,111 мм, а при циклической нагрузке — 0,106 и 0,03 мм, соответственно.

4. Клиническая апробация способа артродеза голеностопного сустава пластиной и двумя спонгиозными винтами показала его высокую эффективность. Продолжительность хирургического вмешательства уменьшилась и составила $125,7 \pm 23,8$ мин, а время работы с электронно-оптическим преобразователем — $76,3 \pm 25,6$ с по сравнению с артродезом тремя спонгиозными винтами — $148,5 \pm 27$ мин и $99,2 \pm 25,3$ с, соответственно ($p < 0,05$). Анкилоз достигнут у всех пациентов в среднем через $11,4 \pm 1,9$ недель, и получены лучшие статистически значимые ($p < 0,01$) результаты лечения по шкалам ВАШ и AOFAS.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При проведении стендовых испытаний на искусственных моделях костей с целью достижения характеристик нативной кости рекомендуется применять послойное нанесение на их поверхность стеклоткани, пропитанной эпоксидной смолой. Критерием достаточности являются значения параметров жесткости при четырехточечном изгибе 182–217 Н/м².

2. При выполнении артродеза голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами первые два винта следует вводить параллельно с переднего края дистального метаэпифиза большеберцовой кости в блок таранной кости, а третий — через заднемедиальный или задний отдел дистального метаэпифиза большеберцовой кости в шейку таранной кости. При этом необходимо использовать винты диаметром 6,5 мм с неполной резьбой и длиной резьбовой части 16 или 32 мм.

3. При артродезе голеностопного сустава тремя спонгиозными винтами для введения третьего винта через заднемедиальный отдел дистального метаэпифиза большеберцовой кости в шейку таранной кости необходимо удерживать оперированную конечность в приподнятом положении, а через задний отдел — повернуть пациента из положения на спине в положение на бок.

4. При артродезе голеностопного сустава разработанной пластиной, комбинируемой с двумя спонгиозными винтами, следует использовать кортикальный винт диаметром 3,5 мм, введенный в проксимальное отверстие пластины с фиксацией ее к большеберцовой кости, по причине возникновения в нем эквивалентного напряжения, не превышающего его допустимого значения для титанового сплава.

5. При предоперационном планировании следует ориентироваться на значение сагиттального большеберцово-таранного угла, измеренного по рентгенограмме здорового голеностопного сустава в боковой проекции, выполненной в положении пациента стоя.

6. Использование электронно-оптического преобразователя при выполнении артродеза голеностопного сустава является обязательным, так как позволяет правильно позиционировать имплантаты и таранную кость относительно большеберцовой.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

- БТУ — большеберцово-таранный угол
- ВАШ — визуально-аналоговая шкала
- ВМедА — Военно-медицинская академия
- ВТО — военная травматология и ортопедия
- ДМЭ — дистальный метаэпифиз
- ГСС — голеностопный сустав
- КТ — компьютерная томография
- МКЭ — метод конечных элементов
- МБТУ — медиальный большеберцово-таранный угол
- МЭН — максимальное эквивалентное напряжение
- ЭОП — электронно-оптический преобразователь
- АО/ASIF — Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/The association for the study of internal fixation (Ассоциация по изучению внутренней фиксации)
- АОFAS — American Orthopaedic Foot and Ankle Society (Американское ортопедическое общество стопы и голеностопного сустава)

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Березкин, Ф.Ф. Неправильно сросшиеся абдукционные переломы лодыжек и их оперативное лечение / Ф.Ф. Березкин // Хирургия. — 1937. — № 6. — С. 129–146.
2. Богданов, Ф.Р. Хирургическое лечение повреждений и заболеваний стопы / Ф.Р. Богданов. — Москва : Медгиз, 1953. — 224 с.
3. Бом, Г.С. Переломы лодыжек и их лечение. Деформации после дюпюитреновских переломов и их оперативно-ортопедическое лечение / Г.С. Бом // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1931. — № 5.
4. Брижань, Л.К. Современный подход к профилактике инфекционных осложнений при артродезе голеностопного сустава / Л.К. Брижань, В.В. Хомянец, Д.В. Давыдов [и др.] // Вестник Национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова. — 2017. — Т. 12, № 4–2. — С. 67–71.
5. Буачидзе, О.Ш. Компрессионный артродез голеностопного сустава аппаратом Илизарова / О.Ш. Буачидзе, Г.А. Оноприенко // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1981. — № 3. — С. 30–32.
6. Ван, Ж. Артродез голеностопного сустава: реалии и перспективы на фоне новых технологий / Ж. Ван, И.Ф. Ахтямов, Б.Г. Зиятдинов, Г.М. Файзрахманова // Вестник восстановительной медицины. — 2022. — Т. 21, № 2. — С. 115–126.
7. Ван, Ж. Мета-анализ артроскопической техники и традиционного открытого артродеза голеностопного сустава при лечении пациентов с поздней стадией его остеоартроза / Ж. Ван, И.Ф. Ахтямов, Б.Г. Зиятдинов, Г.М. Файзрахманова // Вестник Национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова медицины. — 2022. — Т. 17, № 1. — С. 103–106.
8. Горбатов, Р.О. Концепция современного артродезирования голеностопного сустава при посттравматическом крузартрозе III–IV стадии / Р.О. Горбатов, В.В. Горин, В.Д. Павлов, Е.Е. Малышев // Современные технологии в медицине. — 2016. — № 8 (3). — С. 64–74.

9. ГОСТ Р 52857.1-2007. Сосуды и аппараты. Нормы и методы расчета на прочность. Общие требования : национальный стандарт Российской Федерации : издание официальное : утвержден и введен в действие Приказом Федерального агентства по техническому регулированию и метрологии от 27 декабря 2007 г. № 503-ст : введен впервые. — Москва : Стандартиформ, 2008. — 26 с. — Текст непосредственный.
10. Гришин, И.Г. Ближайшие и отдаленные исходы некоторых способов артрореза голеностопного сустава у взрослых / И.Г. Гришин // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1963. — № 3. — С. 84–85.
11. Данилова, А.Е. Артрорез голеностопного сустава : дис. ... канд. мед. наук / Данилова А.Е. — Свердловск, 1964. — 298 с.
12. Доль, А.В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4-L5 / А.В. Доль, Е.С. Доль, Д.В. Иванов // Российский журнал биомеханики. — 2018. — Т. 22, № 1. — С. 31–44.
13. Дубров, В.Э. Применение метода конечных элементов при моделировании биологических систем в травматологии и ортопедии / В.Э. Дубров, Д.А. Зюзин, И.А. Кузькин [и др.] // Российский журнал биомеханики. — 2019. — Т. 23, № 1. — С. 140–152.
14. Ежов, М.Ю. Диагностика и лечение крузартроза и посттравматического асептического некроза таранной кости / М.Ю. Ежов // Медицинский альманах. — 2012. — № 1 (20). — С. 157–160.
15. Зоря, В.И. Артрорез голеностопного сустава при посттравматическом деформирующем артрозе / В.И. Зоря, О. Аль-Боу, С.Н. Хорошков // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2004. — № 1. — С. 35–39.
16. Иванов, Д.В. Биомеханическое моделирование : монография / Д.В. Иванов, А.В. Доль. — Саратов : Амирит, 2021. — 250 с.
17. Илизаров, Г.А. Компрессионный артрорез голеностопного сустава и ближайших суставов стопы / Г.А. Илизаров, Г.В. Окулов // Ортопедия, травматология. — 1976. — № 11. — С. 54–57.

18. Кирилова, И.А. Анатомо-функциональные свойства кости как основа создания костно-пластических материалов для травматологии и ортопедии / И.А. Кирилова. — Москва : Физматлит, 2019. — 256 с.
19. Лебедев, А.А. Результаты применения различных способов артродеза голеностопного сустава у больных остеоартритом / А.А. Лебедев, Ю.П. Солдатов // Уральский медицинский журнал. — 2022. — Т. 21, № 2. — С. 13–18.
20. Леончук, С.С. Применение актуальных референтных линий и углов в диагностике и лечении патологии стопы и голеностопного сустава / С.С. Леончук, Я.В. Евреинова, Н.В. Сазонова // REJR. — 2018. — № 8 (4). — С. 143–154.
21. Лубегина, З.П. Профилактика и лечение деформации стоп после полиомиелита / З.П. Лубегина. — Москва : Медгиз, 1963. — 182 с.
22. Маркс, В.О. Ортопедическая диагностика / В.О. Маркс. — Минск : Наука и жизнь, 1978. — 512 с.
23. Михайлов, К.С. Обоснование выбора операций артродезирования или эндопротезирования у пациентов с артрозом голеностопного сустава / К.С. Михайлов, В.Г. Емельянов, Р.М. Тихилов [и др.] // Травматология и ортопедия России. — 2016. — № 1. — С. 21–32.
24. Михельман, М.Д. Артродез и артропластика / М.Д. Михельман. — Москва : Медицина, 1968. — 144 с.
25. Омельченко, Т.Н. Переломы лодыжек и быстро прогрессирующий остеоартроз голеностопного сустава: профилактика и лечение / Т.Н. Омельченко // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2013. — № 4 (593). — С. 35–40.
26. Павлов, Д.В. Клинико-рентгенологическая оценка эффективности применения различных методов артродеза и современных фиксаторов при оперативном лечении посттравматического артроза голеностопного сустава / Д.В. Павлов, Р.О. Горбатов, Е.Е. Малышев, В.В. Горин // Современные проблемы науки и образования. — 2015. — № 5. — С. 200.

27. Патент № 2633945 С1 Российская Федерация, МПК А61В 17/00 (2006.01). Способ выполнения артродеза голеностопного сустава с использованием трех спонгиозных винтов : № 2016123678 : заявл. 4.06.2016 : опубл. 19.10.2017 Бюл. № 29 / В.В. Хоминец, С.В. Михайлов, Д.А. Шакурн, С.Е. Жумагазиев ; заявитель Федеральное государственное бюджетное военное образовательное учреждение высшего образования Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова Министерства обороны Российской Федерации (ВМедА). — 12 с. : ил. — Текст : непосредственный.
28. Патент на полезную модель № 216491 U1 Российская Федерация, МПК А61В 17/56 (2006.01), А61В 17/80 (2006.01). Пластина для артродеза голеностопного сустава : № 2022123335 : заявл. 31.08.2022 : опубл. 09.02.2023 Бюл. № 4 / В.В. Хоминец, С.В. Михайлов, Д.А. Шакурн, С.Е. Жумагазиев, А.В. Щукин ; патентообладатель Общество с ограниченной ответственностью «Остеомед-М». — 15 с. : ил. — Текст : непосредственный.
29. Плаксейчук, Ю.А. Хирургическое лечение больных с артрозом голеностопного сустава / Ю.А. Плаксейчук, Р.З. Салихов, В.В. Соловьев // Казанский медицинский журнал. — 2012. — Т. 93, № 1. — С. 38–43.
30. Поляк, Н.А. К методике компрессионного артродеза голеностопного сустава / А.Н. Поляк // Вопросы восстановительной хирургии, травматологии и ортопедии. — Свердловск, 1962. — С. 49–53.
31. Семенистый, А.А. Оценка стабильности интрамедуллярной фиксации при переломах верхней трети большеберцовой кости: экспериментальное исследование / А.А. Семенистый, Е.А. Литвина, А.Г. Федотова, М.В. Куликов // Профилактическая и клиническая медицина. — 2021. — № 4 (81). — С. 100–109.
32. Слесарев, Г.Г. Наш метод артродеза голеностопного сустава / Г.Г. Слесарев // Сборник научных трудов врачей Калужской области / ред. коллегия: Р.Г. Берберов (ред.) [и др.]. — Калуга : Кн. изд., 1959. — 191 с.
33. Тихилов, Р.М. Опыт эндопротезирования голеностопного сустава в Российском научно-исследовательском институте травматологии и

- ортопедии им. Р.Р. Вредена / Р.М. Тихилов, Н.А. Корышков, В.Г. Емельянов [и др.] // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2009. — № 3. — С. 56–60.
34. Флоренский, Н.Д. Компрессионный артродез голеностопного сустава / Н.Д. Флоренский // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1960. — № 8. — С. 14–16.
35. Фомичев, В.А. Артродезирование голеностопного сустава как оптимальная хирургическая опция при лечении пациентов с деформирующим артрозом голеностопного сустава терминальной стадии (обзор литературы) / В.А. Фомичев, Е.П. Сорокин, Д.В. Чугаев [и др.] // Кафедра травматологии и ортопедии. — 2019. — Т. 4, № 38. — С. 18–26.
36. Хоминец, В.В. Артродезирование голеностопного сустава с использованием трех спонгиозных винтов / В.В. Хоминец, С.В. Михайлов, Д.А. Шакурн [и др.] // Травматология и ортопедия России. — 2018. — № 24 (2). — С. 117–126.
37. Хоминец, В.В. Сравнительный биомеханический анализ способов артродезирования голеностопного сустава: экспериментальное исследование / В.В. Хоминец, С.В. Михайлов, С.Е. Жумагазиев [и др.] // Травматология и ортопедия России. — 2022. — № 28 (4). — С. 136–147.
38. Цед, А.Н. Артродезирование голеностопного сустава пластиной с фиксированным углом из заднего доступа у пациента с ренальной остеодистрофией / А.Н. Цед, К.Г. Ильющенко, Н.Е. Муштин [и др.] // Вестник хирургии им. И.И. Грекова. — 2021. — Т. 180, № 3. — С. 76–80.
39. Чаклин, В.Д. Переломы костей и их лечение / В.Д. Чаклин. — Свердловск, 1936. — 400 с.
40. Яременко, Д.А. Клиника, диагностика и хирургическое лечение застарелых повреждений межберцового синдесмоза (обзор литературы) / Д.А. Яременко, Д.В. Ершов, О.Д. Яременко // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2012. — № 4 (589). — С. 129–136.
41. Abdo, R.V. Ankle arthrodesis: a long-term study / R.V. Abdo, S.A. Wasilewski // Foot Ankle. — 1992. — Vol. 13, № 6. — P. 307–312.

42. Abebe, E. Primary Posterior Blade Plate Tibiotalar Arthrodesis: A Salvage Procedure for Complex Nonreconstructable Pilon Fractures / E. Abebe, D.J. Farrell, B. Zelle, G. Gruen // *J. Orthop. Trauma.* — 2017. — Vol. 31, suppl. 3. — P. 30–33.
43. Abuhantash, M. Arthroscopic Versus Open Ankle Arthrodesis: A 5-Year Follow Up / M. Abuhantash, A. Veljkovic, K. Wing [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2022. — Vol. 104, № 13. — P. 1197–1203.
44. Adams, J.C. Arthrodesis of the ankle joint. Experiences with the transfibular approach / J.C. Adams // *J. Bone Joint Surg.* — 1948. — Vol. 30B. — P. 506.
45. Adukia, V. Current concepts in the management of ankle arthritis / V. Adukia, J. Mangwani, R. Issac [et al.] // *J. Clin. Orthop. Trauma.* — 2020. — Vol. 11, № 3. — P. 388–398.
46. Ahlmann, E. Comparison of anterior and posterior iliac crest bone grafts in terms of harvest-site morbidity and functional outcomes / E. Ahlmann, M. Patzakis, N. Roidis [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2002. — Vol. 84, № 5. — P. 716–720.
47. Ahmad J. Minimally invasive ankle arthrodesis / J. Ahmad, S. Raikin // *Minimally Invasive Surgery in Orthopaedics* / ed. by G.R. Scuderi, A.J. Tria. — Cham : Springer, 2016. — P. 939–947.
48. Alonso-Vázquez, A. Initial stability of ankle arthrodesis with three-screw fixation. A finite element analysis / A. Alonso-Vázquez, H. Lauge-Pedersen, L. Lidgren, M. Taylor // *Clin. Biomech (Bristol, Avon).* — 2004. — Vol. 19, № 7. — P. 751–759.
49. AlSayel, F. Arthrodesis of a Varus Ankle / F. AlSayel, V. Valderrabano // *Foot Ankle Clin.* — 2019. — Vol. 24, № 2. — P. 265–280.
50. Anderson, J.J. Ankle arthrodesis fusion rates for mesenchymal stem cell bone allograft versus proximal tibia autograft / J.J. Anderson, J.J. Boone, M. Hansen [et al.] // *J. Foot Ankle Surg.* — 2014. — Vol. 53, № 6. — P. 683–686.
51. Anderson, R. Concentric arthrodesis of the ankle joint: a transmalleolar approach / R. Anderson // *J. Bone Joint Surg.* — 1945. — Vol. 27, № 1. — P. 37–48.

52. Anderson, T. Ankle arthrodesis by compression screws in rheumatoid arthritis: primary nonunion in 9/35 patients / T. Anderson, P. Maxander, U. Rydholm [et al.] // *Acta Orthop.* — 2005. — Vol. 76, № 6. — P. 884–890.
53. Bai, Z. Clinical effectiveness of arthroscopic vs open ankle arthrodesis for advanced ankle arthritis: A systematic review and meta-analysis / Z. Bai, Y. Yang, S. Chen [et al.] // *Medicine (Baltimore).* — 2021. — Vol. 100, № 10. — P. e24998.
54. Barg, A. Ankle osteoarthritis: etiology, diagnostics, and classification / A. Barg, G.I. Pagenstert, T. Hügler [et al.] // *Foot Ankle Clin.* — 2013. — Vol. 18, № 3. — P. 411–426.
55. Barg, A. Medial distal tibial angle: comparison between weightbearing mortise view and hindfoot alignment view / A. Barg, M.D. Harris, H.B. Henninger [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2012. — Vol. 33, № 8. — P. 655–661.
56. Bendall, S. Ankle Arthritis Networking: Getting the right treatment to the right patient first time / S. Bendall, P. Halliwell, A. Goldberg, A. Robinson // *Foot Ankle Surg.* — 2022. — Vol. 28, № 2. — P. 153–158.
57. Berend, M.E. A biomechanical comparison of intramedullary nail and crossed lag screw fixation for tibiotalar calcaneal arthrodesis / M.E. Berend, R.R. Glisson, J.A. Nunley // *Foot Ankle Int.* — 1997. — Vol. 18, № 10. — P. 639–643.
58. Betz, M.M. Primary stability and stiffness in ankle arthrodesis-crossed screws versus anterior plating / M.M. Betz, E.E. Benninger, P.P. Favre [et al.] // *Foot Ankle Surg.* — 2013. — Vol. 19, № 3. — P. 168–172.
59. Bölderl, A. Die tibiokalkaneare Arthrodesis mit retrograd eingebrachtem Kompressionsnagel [Tibiocalcaneal arthrodesis using retrograde insertion of a compression nail] / A. Bölderl, C. Dallapozza, M. Wille // *Oper. Orthop. Traumatol.* — 2011. — Vol. 23, № 5. — P. 423–437.
60. Brekelmans, W.A. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts / W.A. Brekelmans, H.W. Poort, T.J. Slooff // *Acta Orthop Scand.* — 1972. — Vol. 43, № 5. — P. 301–317.
61. Brodsky, J.W. Surgical correction of severe deformity of the ankle and hindfoot by arthrodesis using a compressing retrograde intramedullary nail / J.W. Brodsky,

- G. Verschae, S. Tenenbaum // *Foot Ankle Int.* — 2014. — Vol. 35, № 4. — P. 360–367.
62. Buchhorn, T. Offene oder arthroskopische Arthrodesis des Sprunggelenks: Was ist besser? [Open or arthroscopic arthrodesis of the ankle joint : Which is better?] / T. Buchhorn, H. Polzer, D. Szymski // *Unfallchirurg.* — 2022. — Vol. 125, № 3. — P. 196–204.
63. Buck, P. The optimum position of arthrodesis of the ankle. A gait study of the knee and ankle / P. Buck, B.F. Morrey, E.Y. Chao // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1987. — Vol. 69, № 7. — P. 1052–1062.
64. Carrier, D.A. Ankle arthrodesis with vertical Steinmann's pins in rheumatoid arthritis / D.A. Carrier, C.M. Harris // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1991. — Vol. 268. — P. 10–14.
65. Chalayon, O. Factors Affecting the Outcomes of Uncomplicated Primary Open Ankle Arthrodesis / O. Chalayon, B. Wang, B. Blankenhorn [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2015. — Vol. 36, № 10. — P. 1170–1179.
66. Chinnakkannu, K. Mini-open vs. Transfibular Approach for Ankle Arthrodesis, Which Approach is Superior in Joint Preparation: A Cadaver Study / K. Chinnakkannu, H.M. McKissack, J.K. He [et al.] // *Indian J. Orthop.* — 2020. — Vol. 55, suppl. 1. — P. 135–141.
67. Chiodo, C.P. Intramedullary rod fixation compared with blade-plate-and-screw fixation for tibiototalcalcaneal arthrodesis: a biomechanical investigation / C.P. Chiodo, J.I. Acevedo, V.J. Sammarco [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2003. — Vol. 85, № 12. — P. 2425–2428.
68. Cibura, C. Simultaneous septic arthrodesis of the tibiotalar and subtalar joints with the Ilizarov external fixator-an analysis of 13 patients / C. Cibura, S. Lotzien, E. Yilmaz [et al.] // *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* — 2022. — Vol. 32, № 6. — P. 1063–1070.
69. Clifford, C. A biomechanical comparison of internal fixation techniques for ankle arthrodesis / C. Clifford, S. Berg, K. McCann, B. Hutchinson // *J. Foot Ankle Surg.* — 2015. — Vol. 54, № 2. — P. 188–191.

70. Clissan, D.J. The indications for inducing fusion at the ankle joint by operation; with description of two successful techniques / D.J. Clissan // *Aust. N. Z. J. Surg.* — 1949. — Vol. 19, № 1. — P. 64–71.
71. Cody, E.A. Total Ankle Arthroplasty: A Critical Analysis Review / E.A. Cody, D.J. Scott, M.E. Easley // *JBJS Rev.* — 2018. — Vol. 6, № 8. — P. 1–8.
72. Coester, L.M. Long-term results following ankle arthrodesis for post-traumatic arthritis / L.M. Coester, C.L. Saltzman, J. Leupold, W. Pontarelli // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2001. — Vol. 83, № 2. — P. 219–228.
73. Coetzee, J.C. Management of Ankle Arthritis After Severe Ankle Trauma / J.C. Coetzee, R.S. McGaver, K.J. Seiffert, M.R. Giveans // *J. Orthop. Trauma.* — 2020. — Vol. 34, suppl. 1. — P. S26–S31.
74. Collman, D.R. Arthroscopic ankle arthrodesis: factors influencing union in 39 consecutive patients / D.R. Collman, M.H. Kaas, J.M. Schuberth // *Foot Ankle Int.* — 2006. — Vol. 27, № 12. — P. 1079–1085.
75. Colonna, P.C. Operative approaches to the ankle joint / P.C. Colonna, E.L. Ralston // *Am. J. Surg.* — 1951. — Vol. 82, № 1. — P. 44–54.
76. Cottino, U. Arthroscopic ankle arthrodesis: a review / U. Cottino, G. Collo, L. Morino [et al.] // *Curr. Rev. Musculoskelet Med.* — 2012. — Vol. 5, № 2. — P. 151–155.
77. Courant, R. Variational methods for the solution of problems of equilibrium and vibrations / R. Courant // *Bull. Amer. Math. Soc.* — 1943. — Vol. 49. — P. 1–23.
78. Cristofolini, L. Mechanical validation of whole bone composite tibia models / L. Cristofolini, M. Viceconti // *J. Biomech.* — 2000. — Vol. 33, № 3. — P. 279–288.
79. Crosby, L.A. Complications following arthroscopic ankle arthrodesis / L.A. Crosby, T.C. Yee, T.S. Formanek, T.C. Fitzgibbons // *Foot Ankle Int.* — 1996. — Vol. 17, № 6. — P. 340–342.
80. Da Cunha, R.J. Ankle Arthroscopy for Diagnosis of Full-thickness Talar Cartilage Lesions in the Setting of Acute Ankle Fractures / R.J. Da Cunha, S.C. Karnovsky, W. Schairer, M.C. Drakos // *Arthroscopy.* — 2018. — Vol. 34, № 6. — P. 1950–1957.

81. Daniels, T.R. Recombinant Human Platelet-Derived Growth Factor BB in Combination With a Beta-Tricalcium Phosphate (rhPDGF-BB/ β -TCP)-Collagen Matrix as an Alternative to Autograft / T.R. Daniels, J. Anderson, M.P. Swords [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2019. — Vol. 40, № 9. — P. 1068–1078.
82. Davids, J.R. Quantitative segmental analysis of weight-bearing radiographs of the foot and ankle for children: normal alignment / J.R. Davids, T.W. Gibson, L.I. Pugh // *J. Pediatr. Orthop.* — 2005. — Vol. 25, № 6. — P. 769–776.
83. DeHeer, P.A. Ankle arthrodesis: a literature review / P.A. DeHeer, S.M. Catoire, J. Taulman, B. Borer // *Clin. Podiatr. Med. Surg.* — 2012. — Vol. 29, № 4. — P. 509–527.
84. Dekker, T.J. Efficacy of a Cellular Bone Allograft for Foot and Ankle Arthrodesis and Revision Nonunion Procedures / T.J. Dekker, P. White, S.B. Adams // *Foot Ankle Int.* — 2017. — Vol. 38, № 3. — P. 277–282.
85. Dennis, D.A. Internal fixation compression arthrodesis of the ankle / D.A. Dennis, M.L. Clayton, D.A. Wong [et al.] // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1990. — Vol. 253. — P. 212–220.
86. DeVries, J.G. Comparison and Use of Allograft Bone Morphogenetic Protein Versus Other Materials in Ankle and Hindfoot Fusions / J.G. DeVries, B. Scharer // *J. Foot Ankle Surg.* — 2018. — Vol. 57, № 4. — P. 707–711.
87. DeVries, J.G. Predictive risk assessment for major amputation after tibiototalcalcaneal arthrodesis / J.G. DeVries, G.C. Berlet, C.F. Hyer // *Foot Ankle Int.* — 2013. — Vol. 34, № 6. — P. 846–850.
88. Egloff, C. Arthrose des oberen Sprunggelenks — Ätiologie und Biomechanik / C. Egloff, M. Gloyer, K. Barg [et al.] // *Fuß & Sprunggelenk.* — 2013. — Vol. 11. — P. 179–185.
89. El-Mowafi, H. Hybrid Fixation for Ankle Fusion in Diabetic Charcot Arthropathy / H. El-Mowafi, M. Abulsaad, Y. Kandil [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2018. — Vol. 39, № 1. — P. 93–98.
90. Emara, K.M. Tibio-calcaneal fusion by retrograde intramedullary nailing in charcot neuroarthropathy / K.M. Emara, R. Ahmed Diab, M. Amr Hemida // *Foot (Edinb).* — 2018. — Vol. 34. — P. 6–10.

91. Erdemir, A. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics / A. Erdemir, T.M. Guess, J. Halloran [et al.] // *J. Biomech.* — 2012. — Vol. 45, № 4. — P. 625–633.
92. Ewalefo, S.O. Management of Posttraumatic Ankle Arthritis: Literature Review / S.O. Ewalefo, M. Dombrowski, T. Hirase [et al.] // *Curr. Rev. Musculoskelet Med.* — 2018. — Vol. 11, № 4. — P. 546–557.
93. Fenton, P. Complications of tibio-talar-calcaneal fusion using intramedullary nails / P. Fenton, N. Bali, R. Matheshwari [et al.] // *Foot Ankle Surg.* — 2014. — Vol. 20, № 4. — P. 268–271.
94. Ferguson, Z. Ankle arthrodesis: a long term review of the literature / Z. Ferguson, A. Anugraha, N. Janghir, A. Pillai // *J. Orthop.* — 2019. — Vol. 16, № 5. — P. 430–433.
95. Finkemeier, C.G. Bone-grafting and bone-graft substitutes / C.G. Finkemeier // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2002. — Vol. 84, № 3. — P. 454–464.
96. Flint, W.W. Ankle Arthrodesis Using an Anterior Titanium Dual Locked Plating Construct / W.W. Flint, C.B. Hirose, M.J. Coughlin // *J. Foot Ankle Surg.* — 2017. — Vol. 56, № 2. — P. 304–308.
97. Ford, S.E. Tibiotocalcaneal Arthrodesis Utilizing a Titanium Intramedullary Nail With an Internal Pseudoelastic Nitinol Compression Element: A Retrospective Case Series of 33 Patients / S.E. Ford, J.Y. Kwon, J.K. Ellington // *J. Foot Ankle Surg.* — 2019. — Vol. 58, № 2. — P. 266–272.
98. Fragomen, A.T. A biomechanical comparison of micromotion after ankle fusion using 2 fixation techniques: intramedullary arthrodesis nail or Ilizarov external fixator / A.T. Fragomen, K.N. Meyers, N. Davis [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2008. — Vol. 29, № 3. — P. 334–341.
99. Friedman, R.L. A biomechanical comparative analysis of two techniques for tibiotalar arthrodesis/ R.L. Friedman, R.R. Glisson, J.A. Nunley // *Foot Ankle Int.* — 1994. — Vol. 15, № 6. — P. 301–305.
100. Gajebasia, S. Patient reported outcome measures in ankle replacement versus ankle arthrodesis - a systematic review / S. Gajebasia, T. Jennison, J. Blackstone [et al.] // *Foot (Edinb).* — 2022. — Vol. 51. — P. 101874.

101. Glazebrook, M. End-stage ankle arthritis: magnitude of the problem and solutions / M. Glazebrook // Instr. Course Lect. — 2010. — Vol. 59. — P. 359-365.
102. Grambart, S.T. Bone Grafting Options / S.T. Grambart, D.S. Anderson, T.D. Anderson // Clin Podiatr Med Surg. — 2020. — Vol. 37, № 3. — P. 593–600.
103. Gruen, G.S. Arthrodesis of the ankle and subtalar joints / G.S. Gruen, D.C. Mears // Clin. Orthop. Relat. Res. — 1991. — Vol. 268. — P. 15–20.
104. Grunfeld, R. Ankle arthritis: review of diagnosis and operative management / R. Grunfeld, U. Aydogan, P. Juliano // Med. Clin. North Am. — 2014. — Vol. 98, № 2. — P. 267–289.
105. Gutteck, N. OSG-Arthrodesis über einen posterolateralen Zugang mit der polyaxial-winkelstabilen Talarlock®-Platte [Ankle arthrodesis with an posterolateral approach using a polyaxial angle stable Talarlock® plate] / N. Gutteck, S. Lebek, A. Zeh [et al.] // Oper. Orthop. Traumatol. — 2013. — Vol. 25, № 6. — P. 615–623.
106. Gutteck, N. Posterolateral plate fixation with Talarlock® is more stable than screw fixation in ankle arthrodesis in a biomechanical cadaver study / N. Gutteck, H. Martin, T. Hanke [et al.] // Foot Ankle Surg. — 2018. — Vol. 24, № 3. — P. 208–212.
107. Hahne, J. Autogenous bone grafts in foot and ankle surgery / J. Hahne, C.P. Chiodo, M.G. Wilson // Orthop. J. Harvard Med. Sch. — 2007. — Vol. 9. — P. 113–116.
108. Hammit, M.D. Midline posterior approach to the ankle and hindfoot / M.D. Hammit, E.R. Hobgood, T.A. Tarquinio // Foot Ankle Int. — 2006. — Vol. 27, № 9. — P. 711–715.
109. Hanson, T.W. The use of a 95 degree blade plate and a posterior approach to achieve tibiototalcalcaneal arthrodesis / T.W. Hanson, A. Cracchiolo // Foot Ankle Int. — 2002. — Vol. 23, № 8. — P. 704–710.
110. Hawkins, B.J. The Ilizarov technique in ankle fusion / B.J. Hawkins, R.J. Langerman, D.M. Anger, J.H. Calhoun // Clin. Orthop. Relat Res. — 1994. — Vol. 303. — P. 217–225.

111. Heifner, J.J. Impact of Bone Graft on Fusion Rates in Primary Open Ankle Arthrodesis Fixated With Cannulated Screws: A Systematic Review / J.J. Heifner, J.G. Monir, C.W. Reb // *J. Foot Ankle Surg.* — 2021. — Vol. 60, № 4. — P. 802–806.
112. Heiner, A.D. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias / A.D. Heiner, T.D. Brown // *J. Biomech.* — 2001. — Vol. 34, № 6. — P. 773–781.
113. Henderson, M.S. Fractures of the ankle: recent and old / M.S. Henderson, W.G. Stuck // *J. Bone Joint Surg.* — 1933. — Vol. 15. — P. 882–888.
114. Hendrickx, R.P. Medium- to long-term outcome of ankle arthrodesis / R.P. Hendrickx, S.A. Stufkens, E.E. de Bruijn [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2011. — Vol. 32, № 10. — P. 940–947.
115. Henricson, A. Re-arthrodesis after primary ankle fusion: 134/1,716 cases from the Swedish Ankle Registry / A. Henricson, L. Jelpsson, Å. Carlsson, B.E. Rosengren // *Acta Orthop.* — 2018. — Vol. 89, № 5. — P. 560–564.
116. Hermus, J.P. Complications following total ankle arthroplasty: a systematic literature review and meta-analysis / J.P. Hermus, J.A. Voesenek, E.H.E. van Gansewinkel [et al.] // *Foot Ankle Surg.* — 2022. — Vol. 28, № 8. — P. 1183–1193.
117. Herrera-Pérez, M. Tibiotalocalcaneal Fusion With Antibiotic Cement-Coated Nails for Refractory Deep Infection After Ankle ORIF / M. Herrera-Pérez, R. Díaz-Fernández, D. Rendón-Díaz [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2020. — Vol. 41, № 11. — P. 1391–1397.
118. Heuvel, S.B.M. Open Ankle Arthrodesis: A Retrospective Analysis Comparing Different Fixation Methods / S.B.M. Heuvel, D. Penning, T. Schepers // *J. Foot Ankle Surg.* — 2022. — Vol. 61, № 2. — P. 233–238.
119. Heuvel, S.B.M. Open Ankle Arthrodesis: a Systematic Review of Approaches and Fixation Methods / S.B.M. Heuvel, A. Doorgakant, M.F.N. Birnie [et al.] // *Foot Ankle Surg.* — 2021. — Vol. 27, № 3. — P. 339–347.

120. Hollawell, S. The Role of Allograft Bone in Foot and Ankle Arthrodesis and High-Risk Fracture Management / S. Hollawell, B. Kane, C. Heisey, P. Greenberg // *Foot Ankle Spec.* — 2019. — Vol. 12, № 5. — P. 418–425.
121. Holt, E.S. Ankle arthrodesis using internal screw fixation / E.S. Holt, S.T. Hansen, K.A. Mayo, B.J. Sangeorzan // *Clin Orthop Relat Res.* — 1991. — Vol. 268. — P. 21–28.
122. Holz, U. Die Arthrodesese des oberen Sprunggelenks mit Zugschrauben / U. Holz // *Oper. Orthop. Traumatol.* — 1990. — Vol. 2, № 2. — P. 131–138.
123. Honnenahalli Chandrappa, M. Ankle arthrodesis-Open versus arthroscopic: a systematic review and meta-analysis / M. Honnenahalli Chandrappa, S. Hajibandeh, S. Hajibandeh // *J. Clin. Orthop. Trauma.* — 2017. — Vol. 8, suppl. 2. — P. S71–S77.
124. Horwitz, T. The use of the transfibular approach in arthrodesis of the ankle joint / T. Horwitz // *Am. J. Surg.* — 1942. — Vol. 55. — P. 550.
125. Hsu, A.R. Tibiotalocalcaneal Arthrodesis Using a Nitinol Intramedullary Hindfoot Nail / A.R. Hsu, J.K. Ellington, S.B. Adams // *Foot Ankle Spec.* — 2015. — Vol. 8, № 5. — P. 389–396.
126. Huiskes, R. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade / R. Huiskes, E.Y. Chao // *J. Biomech.* — 1983. — Vol. 16, № 6. — P. 385–409.
127. Imhäuser, G. Die operative Behandlung des starken Hohlfusses und des Ballenhohlfusses [Surgical treatment of severe talipes cavus and ball arcuatus] / G. Imhäuser // *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* — 1969. — Vol. 106, № 3. — P. 488–494.
128. Jansen, K. Arthrodesis of the ankle joint / K. Jansen // *Acta Orthop. Scand.* — 1962. — Vol. 32. — P. 476–84.
129. Johnson, E.E. Ilizarov ankle arthrodesis / E.E. Johnson, J. Weltmer, G.J. Lian, A. Cracchiolo III // *Clin. Orthop.* — 1992. — Vol. 280. — P. 160–169.
130. Jones, C.P. Prospective, Multicenter Evaluation of Allogeneic Bone Matrix Containing Viable Osteogenic Cells in Foot and/or Ankle Arthrodesis /

- C.P. Jones, J. Loveland, B.L. Atkinson [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2015. — Vol. 36, № 10. — P. 1129–1137.
131. Kakarala, G. Comparative study of ankle arthrodesis using cross screw fixation versus anterior contoured plate plus cross screw fixation / G. Kakarala, D.T. Rajan // *Acta Orthop. Belg.* — 2006. — Vol. 72, № 6. — P. 716–721.
132. Kellgren, J.H. Radiological assessment of osteoarthritis / J.H. Kellgren, J.S. Lawrence // *Ann. Rheum. Dis.* — 1957. — Vol. 16, № 4. — P. 494–502.
133. Kenzora, J.E. External fixation arthrodesis of the ankle joint following trauma / J.E. Kenzora, S.C. Simmons, A.R. Burgess, C.C. Edwards // *Foot Ankle.* — 1986. — Vol. 7, № 1. — P. 49–61.
134. Kestner, C.J. A biomechanical analysis of two anterior ankle arthrodesis systems / C.J. Kestner, R.R. Glisson, J.K. DeOrio, J.A. Nunley // *Foot Ankle Int.* — 2013. — Vol. 34, № 7. — P. 1006–1011.
135. Khanfour, A.A. Versatility of Ilizarov technique in difficult cases of ankle arthrodesis and review of literature / A.A. Khanfour // *Foot Ankle Surg.* — 2013. — Vol. 19, № 1. — P. 42–47.
136. Kienast, B. Posttraumatic severe infection of the ankle joint - long term results of the treatment with resection arthrodesis in 133 cases / B. Kienast, J. Kiene, J. Gille [et al.] // *Eur J Med Res.* — 2010. — Vol. 15, № 2. — P. 54–58.
137. Kile, T.A. Tibiotalocalcaneal arthrodesis with an intramedullary device / T.A. Kile, R.E. Donnelly, J.C. Gehrke [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 1994. — Vol. 15, № 12. — P. 669–673.
138. Kim, H.J. Total ankle arthroplasty versus ankle arthrodesis for the treatment of end-stage ankle arthritis: a meta-analysis of comparative studies / H.J. Kim, D.H. Suh, J.H. Yang [et al.] // *Int. Orthop.* — 2017. — Vol. 41, № 1. — P. 101–109.
139. Kim, J.G. Ankle Arthrodesis: A Comparison of Anterior Approach and Transfibular Approach / J.G. Kim, D.J. Ha, H.C. Gwak [et al.] // *Clin. Orthop. Surg.* — 2018. — Vol. 10, № 3. — P. 368–373.

140. King, H.A. Analysis of foot position in ankle arthrodesis and its influence on gait / H.A. King, T.B. Watkins, K.M. Samuelson // *Foot Ankle*. — 1980. — Vol. 1, № 1. — P. 44–49.
141. Kluess, D. Finite element analysis in orthopaedic biomechanics / D. Kluess, J. Wieding, R. Souffrant [et al.] // *Finite Element Analysis* / ed. by D. Moratal. — València, Spain : IntechOpen, 2010. — P. 151–170.
142. Kollig, E. Fusion of the septic ankle: experience with 15 cases using hybrid external fixation / E. Kollig, S.A. Esenwein, G. Muhr, F. Kutscha-Lissberg // *J. Trauma*. — 2003. — Vol. 55, № 4. — P. 685–691.
143. Küntscher, G. Combined arthrodesis of the ankle and subtalar joints, in practice of intramedullary nailing / G. Küntscher. — Springfield : Charles C. Thomas, 1967. — P. 207–209.
144. Labek, G. Revision rates after total ankle arthroplasty in sample-based clinical studies and national registries / G. Labek, H. Klaus, R. Schlichtherle [et al.] // *Foot Ankle Int*. — 2011. — Vol. 32. — P. 740–745.
145. Lamm, B.M. Normal Foot and Ankle Radiographic Angles, Measurements, and Reference Points / B.M. Lamm, P.A. Stasko, M.G. Gesheff, A. Bhave // *J. Foot Ankle Surg*. — 2016. — Vol. 55, № 5. — P. 991–998.
146. Lawton, C.D. Modern total ankle arthroplasty versus ankle arthrodesis: a systematic review and meta-analysis / C.D. Lawton, A. Prescott, B.A. Butler [et al.] // *Orthop. Rev. (Pavia)*. — 2020. — Vol. 12, № 3. — P. 8279.
147. Le, V. Ankle Arthritis / V. Le, A. Veljkovic, P. Salat // *Foot & Ankle Orthopaedics*. — 2019. — Vol. 4, № 3. — P. 1–16.
148. Lee, B.H. Tibiotalocalcaneal Arthrodesis With the Hindfoot Arthrodesis Nail: A Prospective Consecutive Series From a Single Institution / B.H. Lee, C. Fang, R. Kunnasegaran, G. Thevendran // *J. Foot Ankle Surg*. — 2018. — Vol. 57, № 1. — P. 23–30.
149. Lee, D.Y. A modified transfibular technique of ankle arthrodesis using partial fibular resection and onlay bone graft / D.Y. Lee, M.G. Kyung, Y.J. Cho [et al.] // *PLoS One*. — 2020. — Vol. 15, № 10. — P. e0241141.

150. Lefrancois, T.A. prospective study of four total ankle arthroplasty implants by non-designer investigators / T. Lefrancois, A. Younger, K. Wing [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2017. — Vol. 99, № 4. — P. 342–348.
151. Levinson, J. Complications and Radiographic Outcomes After Tibiotalocalcaneal Fusion With a Retrograde Intramedullary Nail / J. Levinson, J. Reissig, E. Schaheen [et al.] // *Foot Ankle Spec.* — 2021. — Vol. 14, № 6. — P. 521–527.
152. Li, B. Effectiveness of Ilizarov Ankle Arthrodesis in the Treatment of End-Stage Varus Ankle Osteoarthritis: A Retrospective Study / B. Li, S. Wang, Q. Li [et al.] // *Orthop. Surg.* — 2022. — Vol. 14, № 5. — P. 937–945.
153. Li, J. Management of Elderly Traumatic Ankle Arthritis with Ilizarov External Fixation / J. Li, W. Wang, H. Yang [et al.] // *Orthop. Surg.* — 2022. — Vol. 14, № 10. — P. 2447–2454.
154. López-Campos, J.A. Finite Element Study of a Threaded Fastening: The Case of Surgical Screws in Bone / J.A. López-Campos, A. Segade, E. Casarejos [et al.] // *Symmetry.* — 2018. — Vol. 10, № 8. — P. 335.
155. Lübbecke, A. Risk factors for post-traumatic osteoarthritis of the ankle: an eighteen year follow-up study / A. Lübbecke, D. Salvo, R. Stern [et al.] // *Int. Orthop.* — 2012. — Vol. 36, № 7. — P. 1403–1410.
156. Ma, N. Clinical evaluation of arthrodesis with Ilizarov external fixator for the treatment of end-stage ankle osteoarthritis: A retrospective study / N. Ma, Z. Li, D. Li [et al.] // *Medicine (Baltimore).* — 2020. — Vol. 99, № 52. — P. e23921.
157. Maenohara, Y. Outcomes of Bilateral vs Unilateral Ankle Arthrodesis / Y. Maenohara, A. Taniguchi, K. Tomiwa [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2018. — Vol. 39, № 5. — P. 530–534.
158. Maffulli, N. Outcome of ankle arthrodesis and ankle prosthesis: a review of the current status / N. Maffulli, U.G. Longo, J. Locher [et al.] // *Br. Med. Bull.* — 2017. — Vol. 124, № 1. — P. 91–112.

159. Malarkey, R.F. Ankle arthrodesis with the Calandruccio frame and bimalleolar onlay grafting / R.F. Malarkey, J.C. Binski // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1991. — Vol. 268. — P. 44-48.
160. Manke, E. Ankle Arthrodesis - a Review of Current Techniques and Results / E. Manke, N. Yeo Eng Meng, S. Rammelt // *Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech.* — 2020. — Vol. 87, № 4. — P. 225–236.
161. Mann, R.A. Ankle fusion / R.A. Mann, J.W. Van Manen, K. Wapner, J. Martin // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1991. — Vol. 268. — P. 49–55.
162. Maurer, R.C. Transarticular cross-screw fixation. A technique of ankle arthrodesis / R.C. Maurer, W.R. Cimino, C.V. Cox, G.K. Satow // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1991. — Vol. 268. — P. 56–64.
163. Mears, D.C. Ankle arthrodesis with an anterior tension plate / D.C. Mears, R.G. Gordon, S.E. Kann, J.N. Kann // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1991. — Vol. 268. — P. 70–77.
164. Menadue, C. Reliability of two goniometric methods of measuring active inversion and eversion range of motion at the ankle / C. Menadue, J. Raymond, S.L. Kilbreath [et al.] // *BMC Musculoskelet Disord.* — 2006. — Vol. 7. — P. 60.
165. Mendicino, S.S. Open ankle arthrodesis / S.S. Mendicino, A.L. Kreplick, J.L. Walters // *Clin. Podiatr. Med. Surg.* — 2017. — Vol. 34, № 4. — P. 489–502.
166. Milstrey, A. Trends in arthrodeses and total joint replacements in Foot and Ankle surgery in Germany during the past decade-Back to the fusion? / A. Milstrey, C. Domnick, P. Garcia [et al.] // *Foot Ankle Surg.* — 2021. — Vol. 27, № 3. — P. 301–304.
167. Mitchell, P.M. Comparison of Ankle Fusion Rates With and Without Anterior Plate Augmentation / P.M. Mitchell, D.G. Douleh, A.B. Thomson // *Foot Ankle Int.* — 2017. — Vol. 38, № 4. — P. 419–423.
168. Mittelmeier, H. Interne Kompressionsarthrodese des oberen Sprunggelenkes / H. Mittelmeier, W. Hort, K. Diehl // *Archiv Orthopädie Unfallchirurgie*. — 1975. — Vol. 81. — P. 57–64.

169. Mohamedean, A. Technique and short-term results of ankle arthrodesis using anterior plating / A. Mohamedean, H.G. Said, M. El-Sharkawi, W. El-Adly, G.Z. Said // *Int. Orthop.* — 2010. — Vol. 34, № 6. — P. 833–837.
170. Mok, T.N. Open versus arthroscopic ankle arthrodesis: a systematic review and meta-analysis / T.N. Mok, Q. He, S. Panneerselavam [et al.] // *J. Orthop. Surg. Res.* — 2020. — Vol. 15, № 1. — P. 187.
171. Mongon, M.L. Tibiotalar arthrodesis in posttraumatic arthritis using the tension band technique / M.L. Mongon, K.V. Garcia Costa, C.K. Bittar, B. Livani // *Foot Ankle Int.* — 2013. — Vol. 34, № 6. — P. 851–855.
172. Moore, J. An analysis of 2 fusion methods for the treatment of osteomyelitis following fractures about the ankle / J. Moore, W.S. Berberian, M. Lee // *Foot Ankle Int.* — 2015. — Vol. 36, № 5. — P. 547–555.
173. Morasiewicz, P. Clinical evaluation of ankle arthrodesis with Ilizarov fixation and internal fixation / P. Morasiewicz, M. Dejneka, W. Orzechowski // *BMC Musculoskelet Disord.* — 2019. — Vol. 20, № 1. — P. 1–8.
174. Morgan, C.D. Long-term results of tibiotalar arthrodesis / C.D. Morgan, J.A. Henke, R.W. Bailey, H. Kaufer // *J. Bone Joint. Surg. Am.* — 1985. — Vol. 67, № 4. — P. 546–550.
175. Morrey, B.F. Complications and long-term results of ankle arthrodeses following trauma / B.F. Morrey, G.P. Wiedeman // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1980. — Vol. 62, № 5. — P. 777–784.
176. Mückley, T. Tibiotalar Arthrodesis with the Tibial Compression Nail / T. Mückley, G. Hofmann, V. Bühren // *Eur. J. Trauma Emerg. Surg.* — 2007. — Vol. 33, № 2. — P. 202–213.
177. Müller, M.E. *Technique of Internal Fixation of Fractures* / M.E. Müller, M. Allgöwer, H. Willenegger. — Berlin, Heidelberg : Springer-Verlag, 1965. — 272 p.
178. Myerson, M.S. Ankle arthrodesis. A comparison of an arthroscopic and an open method of treatment / M.S. Myerson, G. Quill // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1991. — Vol. 268. — P. 84–95.

179. Myerson, M.S. Arthroscopic ankle arthrodesis / M.S. Myerson, S.M. Allon // *Contemp. Orthop.* — 1989. — Vol. 19. — P. 21–27.
180. Najefi, A.A. Should the Tibiotalar Angle Be Measured Using an AP or Mortise Radiograph? Does It Matter? / A.A. Najefi, O. Buraimoh, J. Blackwell [et al.] // *J. Foot Ankle Surg.* — 2019. — Vol. 58, № 5. — P. 930–932.
181. Nasson, S. Biomechanical comparison of ankle arthrodesis techniques: crossed screws vs. blade plate / S. Nasson, C. Shuff, D. Palmer [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2001. — Vol. 22, № 7. — P. 575–580.
182. Newman, A. Ankle fusion with the Hoffmann external fixation device / A. Newman // *Foot Ankle.* — 1980. — Vol. 1, № 2. — P. 102–109.
183. Nickisch, F. Open posterior approach for tibiotalar arthrodesis / F. Nickisch, F.R. Avilucea, T. Beals, C. Saltzman // *Foot Ankle Clin.* — 2011. — Vol. 16, № 1. — P. 103–114.
184. Nodzo, S.R. A radiographic and clinical comparison of reamer-irrigator-aspirator versus iliac crest bone graft in ankle arthrodesis / S.R. Nodzo, N.B. Kaplan, DW. Hohman, C.A. Ritter // *Int. Orthop.* — 2014. — Vol. 38, № 6. — C. 1199–1203.
185. Novoa-Parra, C.D. Trend in Spain in the use of total ankle arthroplasty versus arthrodesis in the period 1997-2017 / C.D. Novoa-Parra, E. Gil-Monzó, R. Díaz-Fernández, A. Lizaur-Utrilla // *Rev. Esp. Cir. Ortop. Traumatol (Engl. Ed.)*. — 2021. — Vol. 12. — P. S1888-4415(21)00016-3. English, Spanish.
186. Ochman, S. Die Arthrodesse des oberen Sprunggelenks und Rückfußes [Arthrodesis of the Upper Ankle and Subtalar Joint - Indication and Technique] / S. Ochman, A. Milstrey, J. Evers, M.J. Raschke // *Z. Orthop. Unfall.* — 2021. — Vol. 159, № 3. — P. 337–352.
187. Oefner, C. Reporting checklist for verification and validation of finite element analysis in orthopedic and trauma biomechanics / C. Oefner, S. Herrmann, M. Keibach [et al.] // *Med. Eng. Phys.* — 2021. — Vol. 92. — P. 25–32.
188. Ogilvie-Harris, D.J. Arthrodesis of the ankle. A comparison of two versus three screw fixation in a crossed configuration / D.J. Ogilvie-Harris, D. Fitsialos, T.P. Hedman // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1994. — Vol. 304. — P. 195–199.

189. Ogut, T. External ring fixation versus screw fixation for ankle arthrodesis: a biomechanical comparison / T. Ogut, R.R. Glisson, B. Chuckpaiwong [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2009. — Vol. 30, № 4. — P. 353–360.
190. Ordas-Bayon, A. Ankle arthrodesis using the Taylor Spatial Frame for the treatment of infection, extruded talus and complex pilon fractures / A. Ordas-Bayon, K. Logan, P. Garg [et al.] // *Injury.* — 2021. — Vol. 52, № 4. — P. 1028–1037.
191. Pape, H.C. Autologous bone graft: properties and techniques / H.C. Pape, A. Evans, P. Kobbe // *J. Orthop. Trauma.* — 2010. — Vol. 24, suppl. 1. — P. S36–S40.
192. Paremain, G.D. Ankle arthrodesis: results after the miniarthrotomy technique / G.D. Paremain, S.D. Miller, M.S. Myerson // *Foot Ankle Int.* — 1996. — Vol. 17, № 5. — P. 247–252.
193. Park, J.H. Arthroscopic Versus Open Ankle Arthrodesis: A Systematic Review / J.H. Park, H.J. Kim, D.H. Suh [et al.] // *Arthroscopy.* — 2018. — Vol. 34, № 3. — P. 988–997.
194. Pellegrini, M.J. Outcomes of Tibiotalocalcaneal Arthrodesis Through a Posterior Achilles Tendon-Splitting Approach / M.J. Pellegrini, A.P. Schiff, S.B. Adams [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2016. — Vol. 37, № 3. — P. 312–319.
195. Pelton, K. Tibiotalocalcaneal arthrodesis using a dynamically locked retrograde intramedullary nail / K. Pelton, J.K. Hofer, D.B. Thordarson // *Foot Ankle Int.* — 2006. — Vol. 27, № 10. — P. 759–763.
196. Perez-Aznar, A. Tibiotalocalcaneal arthrodesis with a retrograde intramedullary nail: a prospective cohort study at a minimum five year follow-up / A. Perez-Aznar, B. Gonzalez-Navarro, L.L. Bello-Tejeda [et al.] // *Int. Orthop.* — 2021. — Vol. 45, № 9. — P. 2299–2305.
197. Peterson, J.R. The Use of Bone Grafts, Bone Graft Substitutes, and Orthobiologics for Osseous Healing in Foot and Ankle Surgery / J.R. Peterson, F. Chen, E. Nwankwo [et al.] // *Foot Ankle Orthop.* — 2019. — Vol. 4, № 3. — P. 2473011419849019.

198. Piraino, J.A. Arthroscopic Ankle Arthrodesis: An Update / J.A. Piraino, M.S. Lee // *Clin. Podiatr. Med. Surg.* — 2017. — Vol. 34, № 4. — P. 503–514.
199. Plaass, C. Anterior double plating for rigid fixation of isolated tibiotalar arthrodesis / C. Plaass, M. Knupp, A. Barg, B. Hintermann // *Foot Ankle Int.* — 2009. — Vol. 30, № 7. — P. 631–639.
200. Prissel, M.A. Ankle Arthrodesis: A Retrospective Analysis Comparing Single Column, Locked Anterior Plating to Crossed Lag Screw Technique / M.A. Prissel, G.A. Simpson, S.A. Sutphen [et al.] // *J. Foot Ankle Surg.* — 2017. — Vol. 56, № 3. — P. 453–456.
201. Rabinovich, R.V. Complex ankle arthrodesis: Review of the literature / R.V. Rabinovich, A.M. Haleem, S.R. Rozbruch // *World J Orthop.* — 2015. — Vol. 6, № 8. — P. 602–613.
202. Raikin, S.M. An approach to the failed ankle arthrodesis / S.M. Raikin, V. Rampuri // *Foot Ankle Clin.* — 2008. — Vol. 13, № 3. — P. 401–416.
203. Rammelt, S. Tibiotalocalcaneal fusion using the hindfoot arthrodesis nail: a multicenter study / S. Rammelt, J. Pyrc, P.H. Agren [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2013. — Vol. 34, № 9. — P. 1245–1255.
204. Ratliff, A.H. Compression arthrodesis of the ankle / A.H. Ratliff // *J. Bone Joint Surg. Br.* — 1959. — Vol. 41-B. — P. 524–534.
205. Reeves, C.L. Revision of the Malaligned Ankle Arthrodesis / C.L. Reeves, A.M. Shane, H. Sahli, C. Togher // *Clin. Podiatr. Med. Surg.* — 2020. — Vol. 37, № 3. — P. 475–487.
206. Reinke, C. Tibiocalcaneal arthrodesis using the Ilizarov fixator in compromised hosts: an analysis of 19 patients / C. Reinke, S. Lotzien, E. Yilmaz [et al.] // *Arch. Orthop. Trauma Surg.* — 2022. — Vol. 142, № 7. — P. 1359–1366.
207. Richter, M. Tibiotalocalcaneal arthrodesis with a triple-bend intramedullary nail (A3)-2-year follow-up in 60 patients / M. Richter, S. Zech // *Foot Ankle Surg.* — 2016. — Vol. 22, № 2. — P. 131–138.

208. Rogero, R.G. Ankle Arthrodesis Through a Fibular-Sparing Anterior Approach / R.G. Rogero, D.J. Fuchs, D. Corr [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2020. — Vol. 41, № 12. — P. 1480–1486.
209. Rowan, R. Ankle arthrodesis using an anterior AO T plate / R. Rowan, K.J. Davey // *J. Bone Joint Surg. Br.* — 1999. — Vol. 81, № 1. — P. 113–116.
210. Rozis, M. Results and Outcomes of Combined Cross Screw and Ilizarov External Fixator Frame in Ankle Fusion / M. Rozis, I. Benetos, S.R. Afrati [et al.] // *J. Foot Ankle Surg.* — 2020. — Vol. 59, № 2. — P. 337–342.
211. Rüschemschmidt, M. External versus internal fixation for arthrodesis of chronic ankle joint infections - a comparative retrospective study / M. Rüschemschmidt, M. Glombitza, J. Dahmen [et al.] // *Foot Ankle Surg.* — 2020. — Vol. 26, № 4. — P. 398–404.
212. Saltzman, C.L. Epidemiology of ankle arthritis: report of a consecutive series of 639 patients from a tertiary orthopaedic center / C.L. Saltzman, M.L. Salamon, G.M. Blanchard // *Iowa Orthop. J.* — 2005. — Vol. 25. — P. 44–46.
213. Schepers, T. Radiographic evaluation of calcaneal fractures: to measure or not to measure / T. Schepers, A.Z. Ginai, P.G. Mulder, P. Patka // *Skeletal Radiol.* — 2007. — Vol. 36, № 9. — P. 847–852.
214. Schlickewei, C. Does Demineralized Bone Matrix Affect the Nonunion Rate in Arthroscopic Ankle Arthrodesis? / C. Schlickewei, J.A. Neumann, S. Yaras-Schlickewei [et al.] // *J. Clin. Med.* — 2022. — Vol. 11, № 13. — P. 3893.
215. Schmidt, A.H. Autologous bone graft: Is it still the gold standard? / A.H. Schmidt // *Injury.* — 2021. — Vol. 52, suppl. 2. — P. S18–S22.
216. Schuberth, J.M. The medial malleolar approach for arthrodesis of the ankle: a report of 13 cases / J.M. Schuberth, C. Cheung, S.M. Rush [et al.] // *J. Foot Ankle Surg.* — 2005. — Vol. 44, № 2. — P. 125–132.
217. Scranton, P.E. Ankle arthrodesis: a comparative clinical and biomechanical evaluation / P.E. Scranton, F.H. Fu, T.D. Brown // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1980. — Vol. 151. — P. 234–243.

218. Segal, A.D. Functional limitations associated with end-stage ankle arthritis / A.D. Segal, J. Shofer, M.E. Hahn // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2012. — Vol. 9, № 94. — P. 777–783.
219. Shi, Z. [Ankle arthrodesis by lateral malleolus osteotomy and internal fixation with locking proximal humeral plate] / Z. Shi, C. Zhang, W. Gu [et al.] // *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* — 2011. — Vol. 25, № 7. — P. 781–784.
220. Shih, C.L. Clinical Outcomes of Total Ankle Arthroplasty Versus Ankle Arthrodesis for the Treatment of End-Stage Ankle Arthritis in the Last Decade: a Systematic Review and Meta-analysis / C.L. Shih, S.J. Chen, P.J. Huang // *J. Foot Ankle Surg.* — 2020. — Vol. 59, № 5. — P. 1032–1039.
221. Sowa, D.T. Ankle fusion: a new technique of internal fixation using a compression blade plate / D.T. Sowa, K.A. Krackow // *Foot Ankle.* — 1989. — Vol. 9. — P. 232–240.
222. Speed, J.S. Operative reconstruction of malunited fractures about the ankle joint / J.S. Speed, H.B. Boyd // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1936. — Vol. 18, № 2. — P. 270–286.
223. Sripanich, Y. Open Ankle Arthrodesis: Transfibular Approach / Y. Sripanich, J. Steadman, V. Valderrabano, A. Barg // *Techniques in Foot & Ankle Surgery.* — 2020. — Vol. 19, № 1. — P. 26–36.
224. Stamatis, E.D. The Miniarthrotomy Technique for Ankle Arthrodesis / E.D. Stamatis, M.S. Myerson // *Techniques in Foot & Ankle Surgery.* — 2002. — Vol. 1, № 1. — P. 8–16.
225. Staples, O.S. Posterior arthrodesis of the ankle and subtarsal joints / O.S. Staples // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1956. — Vol. 38-A, № 1. — P. 50–58.
226. Steele, J.R. Tibiotalocalcaneal Arthrodesis Using a Novel Retrograde Intramedullary Nail / J.R. Steele, A.L. Lazarides, J.K. DeOrio // *Foot Ankle Spec.* — 2020. — Vol. 13, № 6. — P. 463–469.
227. Steginsky, B.D. Ankle Arthrodesis With Anterior Plate Fixation in Patients at High Risk for Nonunion / B.D. Steginsky, M.L. Suhling, A.M. Vora // *Foot Ankle Spec.* — 2020. — Vol. 13, № 3. — P. 211–218.

228. Stufkens, S.A. Cartilage lesions and the development of osteoarthritis after internal fixation of ankle fractures: a prospective study / S.A. Stufkens, M. Knupp, M. Horisberger [et al.] // *J. Bone Joint. Surg. Am.* — 2010. — Vol. 92, № 2. — P. 279–286.
229. Stufkens, S.A. Measurement of the medial distal tibial angle / S.A. Stufkens, A. Barg, L. Bolliger [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2011. — Vol. 32, № 3. — P. 288–293.
230. Sturnick, D.R. Adjacent Joint Kinematics After Ankle Arthrodesis During Cadaveric Gait Simulation / D.R. Sturnick, C.A. Demetracopoulos, S.J. Ellis [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2017. — Vol. 38, № 11. — P. 1249–1259.
231. Suda, A.J. Arthrodesis for septic arthritis of the ankle: risk factors and complications / A.J. Suda, A. Richter, G. Abou-Nouar [et al.] // *Arch. Orthop. Trauma Surg.* — 2016. — Vol. 136, № 10. — P. 1343–1348.
232. Sun, H. Recombinant human platelet-derived growth factor-BB versus autologous bone graft in foot and ankle fusion: a systematic review and meta-analysis / H. Sun, P.P. Lu, P.H. Zhou [et al.] // *Foot Ankle Surg.* — 2017. — Vol. 23, № 1. — C. 32–39.
233. Sung, W. Technical guide: transfibular ankle arthrodesis with fibular-onlay strut graft / W. Sung, R.M. Greenhagen, K.B. Hobizal [et al.] // *J. Foot Ankle Surg.* — 2010. — Vol. 49, № 6. — P. 566–570.
234. Suo, H. End-stage Ankle Arthritis Treated by Ankle Arthrodesis with Screw Fixation Through the Transfibular Approach: A Retrospective Analysis / H. Suo, H. Liang, Z. Wang // *Orthop. Surg.* — 2020. — Vol. 12, № 4. — P. 1108–1119.
235. Tanaka, Y. Hindfoot alignment of hallux valgus evaluated by a weightbearing subtalar x-ray view / Y. Tanaka, Y. Takakura, T. Fujii [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 1999. — Vol. 20, № 10. — P. 640–645.
236. Tavakkolizadeh, A. Tibiotalocalcaneal arthrodesis in treatment of hindfoot pain and deformity / A. Tavakkolizadeh, M. Klinke, M.S. Davies // *Foot Ankle Surg.* — 2006. — Vol. 12. — P. 59–64.

237. Teramoto, A. Screw Internal Fixation and Ilizarov External Fixation: A Comparison of Outcomes in Ankle Arthrodesis / A. Teramoto, K. Nozaka, T. Kamiya [et al.] // *J. Foot Ankle Surg.* — 2020. — Vol. 59, № 2. — P. 343–346.
238. Thermann, H. Schraubenarthrodese des oberen Sprunggelenks. Technik und Ergebnisse [Screw arthrodesis of the ankle joint. Technique and outcome] / H. Thermann, T. Hüfner, A. Roehler, H. Tscherne // *Orthopäde.* — 1996. — Vol. 25, № 2. — P. 166–176.
239. Thomas, R. Gait analysis and functional outcomes following ankle arthrodesis for isolated ankle arthritis / R. Thomas, T.R. Daniels, K. Parker // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2006. — Vol. 88, № 3. — P. 526–535.
240. Thordarson, D.B. Stability of an ankle arthrodesis fixed by cancellous-bone screws compared with that fixed by an external fixator. A biomechanical study / D.B. Thordarson, K. Markolf, A. Cracchiolo // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1992. — Vol. 74, № 7. — P. 1050–1055.
241. Thordarson, D.B. Stress fractures and tibial cortical hypertrophy after tibiototalcalcaneal arthrodesis with an intramedullary nail / D.B. Thordarson, D. Chang // *Foot Ankle Int.* — 1999. — Vol. 20, № 8. — P. 497–500.
242. Townshend, D. Arthroscopic versus open ankle arthrodesis: a multicenter comparative case series / D. Townshend, M. Di Silvestro, F. Krause [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2013. — Vol. 95, № 2. — P. 98–102.
243. Valderrabano, V. Etiology of ankle osteoarthritis / V. Valderrabano, M. Horisberger, I. Russell [et al.] // *Clin Orthop Relat Res.* — 2009. — Vol. 467, № 7. — P. 1800–1806.
244. Vale, C. Complications after total ankle arthroplasty- A systematic review / C. Vale, J.F. Almeida, B. Pereira [et al.] // *Foot Ankle Surg.* — 2023. — Vol. 29, № 1. — P. 32–38.
245. Vázquez, A.A. Finite element analysis of the initial stability of ankle arthrodesis with internal fixation: flat cut versus intact joint contours / A.A. Vázquez, H. Lauge-Pedersen, L. Lidgren, M. Taylor // *Clin. Biomech. (Bristol, Avon).* — 2003. — Vol. 18, № 3. — P. 244–253.

246. Velazco, A. Compression arthrodesis of the knee and ankle with the Hoffmann external fixator / A. Velazco, L.L. Fleming // *South Med. J.* — 1983. — Vol. 76, № 11. — C. 1393–1396.
247. Veljkovic, A.N. Outcomes of Total Ankle Replacement, Arthroscopic Ankle Arthrodesis, and Open Ankle Arthrodesis for Isolated Non-Deformed End-Stage Ankle Arthritis / A.N. Veljkovic, T.R. Daniels, M.A. Glazebrook [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2019. — Vol. 101, № 17. — P. 1523–1529.
248. Verhelst, M.P. Arthrodesis of the ankle joint with complete removal of the distal part of the fibula: experience with the transfibular approach and three different types of fixation / M.P. Verhelst, J.C. Mulier, M.J. Hoogmartens, F. Spaas // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1976. — Vol. 118. — P. 93–99.
249. Vienne, P. Autogenous bone grafting from proximal tibia in elective foot and ankle surgery / P. Vienne, M. Maurer, L. Jankauskas // *Fuß & Sprunggelenk.* — 2006. — Fuss 4. — P. 54–58.
250. Wagner, H. Die Verschraubungsarthrodese der Sprunggelenke [Screw-fixation in arthrodesis of the ankle-joint] / H. Wagner, H.G. Pock // *Unfallheilkunde.* — 1982. — Vol. 85, № 7. — P. 280–300.
251. Wang, G.J. Transfibular compression arthrodesis of the ankle joint / G.J. Wang, W.J. Shen, R.E. McLaughlin, W.G. Stamp // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1993. — Vol. 289. — P. 223–227.
252. Wang, S. Finite element analysis of the initial stability of arthroscopic ankle arthrodesis with three-screw fixation: posteromedial versus posterolateral home-run screw / S. Wang, J. Yu, X. Ma [et al.] // *J. Orthop. Surg. Res.* — 2020. — Vol. 15, № 1. — P. 252.
253. Wang, S. Is Ankle Arthrodesis With an Ilizarov External Fixator an Effective Treatment for Septic Ankle Arthritis? A Study With a Minimum of 6 Years of Follow-up / S. Wang, B. Li, X. Yu [et al.] // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 2023. — Vol. 481, № 4. — P. 717–725.
254. Waterman, B.R. The epidemiology of ankle sprains in the United States / B.R. Waterman, B.D. Owens, S. Davey [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2010. — Vol. 92, № 13. — P. 2279–2284.

255. Wayne, J.S. The effect of tibiotalar fixation on foot biomechanics / J.S. Wayne, K.W. Lawhorn, K.E. Davis [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 1997. — Vol. 18, № 12. — P. 792–797.
256. Wee, J. The role of orthobiologics in foot and ankle surgery: Allogenic bone grafts and bone graft substitutes / J. Wee, G. Thevendran // *EFORT Open Rev.* — 2017. — Vol. 2, № 6. — P. 272–280.
257. Wehner, T. Internal loads in the human tibia during gait / T. Wehner, L. Claes, U. Simon // *Clin. Biomech (Bristol, Avon).* — 2009. — Vol. 24, № 3. — P. 299–302.
258. Wera, G.D. Tibiotalar arthrodesis using a custom blade plate / G.D. Wera, J.K. Sontich // *J. Trauma.* — 2007. — Vol. 63, № 6. — P. 1279–1282.
259. White, A.A. A precision posterior ankle fusion / A.A. White // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1974. — Vol. 98. — P. 239–250.
260. Williams, J.E. The Calandruccio Triangular Compression Device. A schematic introduction / J.E. Williams, D.E. Marcinko, A. Lazerson, D.H. Elleby // *J. Am. Podiatry Assoc.* — 1983. — Vol. 73, № 10. — P. 536–539.
261. Wilson, H.J. Arthrodesis of the ankle. A technique using bilateral hemimalleolar onlay grafts with screw fixation / H.J. Wilson // *J. Bone Joint Surg.* — 1969. — Vol. 51A. — P. 775.
262. Winson, I.G. The use of proximal and distal tibial bone graft in foot and ankle procedures / I.G. Winson, A. Higgs // *Foot Ankle Clin.* — 2010. — Vol. 15, № 4. — P. 553–558.
263. Wu, W.L. Gait analysis after ankle arthrodesis / W.L. Wu, F.C. Su, Y.M. Cheng [et al.] // *Gait Posture.* — 2000. — Vol. 11, № 1. — P. 54–61.
264. Xing, G. Effectiveness of Arthroscopically Assisted Surgery for Ankle Arthrodesis / G. Xing, M. Xu, J. Yin [et al.] // *J. Foot Ankle Surg.* — 2022. — Vol. 17. — P. S1067-2516(22)00353-2.
265. Yasui, Y. Ankle arthrodesis: A systematic approach and review of the literature / Y. Yasui, C.P. Hannon, D. Seow, J.G. Kennedy // *World J. Orthop.* — 2016. — Vol. 7, № 11. — P. 700–708.

266. Yepes, H. Digital vascular mapping of the integument about the Achilles tendon / H. Yepes, M. Tang, C. Geddes [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2010. — Vol. 92, № 5. — P. 1215–1220.
267. Zelle, B.A. Primary Arthrodesis of the Tibiotalar Joint in Severely Comminuted High-Energy Pilon Fractures / B.A. Zelle, G.S. Gruen, R.L. McMillen, J.D. Dahl // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2014. — Vol. 96, № 11. — P. e91.
268. Zhang, M. Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics Research / M. Zhang, Z. Hao, T. Tingsheng // *Digital Orthopedics* / ed. by G. Pei. — Springer Netherlands, 2018. — P. 147–164.
269. Zharebtsov, S. Properties of Ti–6Al–4V Titanium Alloy with Submicrocrystalline Structure Produced by Severe Plastic Deformation / S. Zharebtsov, G. Salishchev, R. Galeev, K. Maekawa // *Materials Transactions.* — 2005. — Vol. 46, № 9. — P. 2020–2025.
270. Zhu, M. Initial stability and stress distribution of ankle arthroscopic arthrodesis with three kinds of 2-screw configuration fixation: a finite element analysis / M. Zhu, C.S. Yuan, Z.M. Jin [et al.] // *J. Orthop. Surg. Res.* — 2018. — Vol. 13, № 1. — P. 263.
271. Zwipp, H. Arthrodesis of the Ankle / H. Zwipp // *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* — 2017. — Vol. 84, № 1. — P. 13–23.
272. Zwipp, H. High union rates and function scores at midterm followup with ankle arthrodesis using a four screw technique / H. Zwipp, S. Rammelt, T. Endres, J. Heineck // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 2010. — Vol. 468, № 4. — P. 958–968.

**ПРИЛОЖЕНИЕ А. ШКАЛА ДЛЯ ОЦЕНКИ И ФУНКЦИИ СОСТОЯНИЯ
ЗАДНЕГО ОТДЕЛА СТОПЫ (ШКАЛА AOFAS)**

Боль (40 баллов)

- Нет40
- Легкая, периодически30
- Умеренная, ежедневно20
- Выраженная, почти постоянная0

Функция (50 баллов)

Ограничения активности, необходимость использования ортезов и других средств реабилитации

- Нет ограничений и необходимости в дополнительной опоре10
- Нет ограничений повседневной активности, есть ограничение в спорте, нет необходимости в дополнительной опоре.....7
- Ограничена повседневная активность, нет возможности заниматься спортом, трость.....4
- Существенное ограничение повседневной активности и дистанции ходьбы, необходимость в использовании костылей, ходунков, кресла-каталки, жестких фиксаторов для стопы.....0

Максимальная дистанция непрерывной ходьбы, кварталы

- Более 65
- 4–64
- 1–32
- Менее 10

Поверхность для ходьбы

- Без трудностей по любой поверхности5
- Некоторое затруднение при ходьбе по неровным поверхностям, ступеням, уклонам.....3
- Существенные затруднения при ходьбе по неровным поверхностям, ступеням, уклонам.....0

Нарушения походки

- Нет или легкое8
- Заметное4
- Значительное.....0

Объем движений в голеностопном суставе (сумма тыльного и подошвенного сгибания)

- В норме или легкое ограничение ($\geq 30^\circ$)8
- Умеренное ограничение ($15-29^\circ$)4
- Существенное ограничение (менее 15°)0

Объем инверсии и эверсии в заднем отделе стопы

- В норме или слегка ограничен ($75-100\%$ от нормы).....6
- Умеренное ограничение ($25-74\%$ от нормы)3
- Существенное ограничение (менее, чем 25% от нормы)0

Состоятельность капсульно-связочного аппарата заднего отдела стопы (переднезадняя, варус-вальгус)

- Стабильный.....8
- Определяется нестабильность.....0

Ось заднего отдела/деформация (10 баллов)

- Нормальная ось, хорошая опора на задний отдел, нет деформации среднего отдела стопы10
- Умеренное отклонение оси, хорошая опора на задний отдел, некоторая бессимптомная деформация среднего отдела стопы8
- Значительное отклонение оси, плохая опора на задний отдел, симптоматичная деформация среднего отдела стопы0