

Федеральное государственное бюджетное учреждение
«Новосибирский научно-исследовательский институт
травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна»
Министерства здравоохранения Российской Федерации

На правах рукописи



ГОЛЬНИК ВАДИМ НИКОЛАЕВИЧ

ИМПАКЦИОННАЯ КОСТНАЯ ПЛАСТИКА ДЕФЕКТОВ ВЕРТЛУЖНОЙ
ВПАДИНЫ ПРИ РЕВИЗИОННОМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ

3.1.8. Травматология и ортопедия

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук
Павлов Виталий Викторович

Новосибирск – 2025

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	5
ГЛАВА 1. ОСОБЕННОСТИ ВОЗМЕЩЕНИЯ КОСТНОГО ДЕФИЦИТА ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ИМПАКЦИОННОЙ КОСТНОЙ ПЛАСТИКИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ).....	15
1.1 Возмещение костного дефицита при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава.....	15
1.2 Особенности реконструкции костных дефектов с использованием импакционной костной пластики	19
1.3 Импакционная костная пластика как метод биологической реставрации аллокостью	25
1.4 Биомеханика импакционной костной пластики	28
1.5 Выводы по главе 1	33
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ	35
2.1 Структура диссертационного исследования	35
2.2 Общая характеристика больных, включенных в исследование	36
2.3 Технология импакционной костной пластики	41
2.3.1 Общая характеристика оперативных вмешательств	41
2.3.2 Приготовление костно-пластического материала	43
2.3.3 Аугментация костного дефекта	46
2.3.4 Техника уплотнения костно-пластического материала	50
2.3.5 Прессуризация костного цемента и имплантация вертлужного компонента эндопротеза.....	53
2.3.6 Ортопедический режим после операции	59
2.4 Методики клинических и рентгенологических исследований.....	60
2.5 Методика измерения миграции вертлужного компонента.....	63
2.6 Методы статистической обработки.....	65
2.7 Выводы по главе 2.....	67

ГЛАВА 3. ЭКСПЕРИМЕНТ ДЛЯ ОЦЕНКИ ВЛИЯНИЯ ЦИКЛИЧЕСКИХ НАГРУЗОК НА БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ КОСТНО-ПЛАСТИЧЕСКОГО МАТЕРИАЛА.....	69
3.1 Обоснование экспериментальной работы	69
3.2 Циклические испытания костно-пластического материала – моделирование интраоперационной импакции и послеоперационных циклических нагрузок.....	70
3.3 Результаты испытаний.....	76
3.4 Предварительный анализ клинических случаев на основе полученных экспериментальных данных	79
3.4.1 Клинический пример естественного уплотнения КПМ.....	80
3.4.2 Клинический пример расшатывания ацетабулярного компонента после импакционной костной пластики	83
3.5 Выводы по главе 3.....	86
ГЛАВА 4. АУГМЕНТАЦИЯ НЕОГРАНИЧЕННОГО КОСТНОГО ДЕФЕКТА ВЕРТЛУЖНОЙ ВПАДИНЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИМПАКЦИОННОЙ КОСТНОЙ ПЛАСТИКИ.....	88
4.1 Устранение сегментарного дефицита при дефектах III типа по AAOS	88
4.2 Аугментация дефекта с помощью индивидуальной конструкции	89
4.3 Клинический пример использования индивидуальной 3D-сетки в клинической практике	93
4.4 Выводы по главе 4.....	96
ГЛАВА 5. СРЕДНЕСРОЧНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ.....	98
5.1 Общая характеристика способов реконструкции вертлужной впадины в исследуемой группе	98
5.2 Клинические результаты в исследуемой группе	102
5.3 Оценка выживаемости эндопротезов при среднем сроке наблюдения 60 месяцев	104

5.4 Анализ рентгенологических признаков расшатывания вертлужного компонента в исследуемой группе при среднем сроке наблюдения 60 месяцев	106
5.5 Определение степени миграции вертлужного компонента при среднем сроке наблюдения 60 месяцев.....	109
5.6 Клинические примеры различной степени миграции тазового компонента без признаков расшатывания	113
5.7 Осложнения.....	123
5.8 Выводы по главе 5.....	125
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	127
ВЫВОДЫ.....	133
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	134
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ.....	135
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	136
ПРИЛОЖЕНИЕ А	161
ПРИЛОЖЕНИЕ Б.....	162
ПРИЛОЖЕНИЕ В	163

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования и степень ее разработанности

К отличительным особенностям современной артропластики, наряду с ростом количества первичных и ревизионных вмешательств, можно отнести расширение показаний к первичному эндопротезированию и первично-сложному эндопротезированию в медицинских организациях II-III уровня (И.И. Шубняков с соавт., Цед А.Н. с соавт., 2024; 2019; Stiehl J. et al., 2000; Rajaei SS et al., 2018; Kahlenberg C. et al., 2019; Ekhtiari S. et al., 2021; Kerzner B. et al., 2021; Kuijpers M. et al., 2022), рост числа молодых пациентов, нуждающихся в ревизионном эндопротезировании в связи с этим (Kummerant J. et al., 2020; Oltean-Dan D. et al., 2022), а также рост количества пациентов, перенесших неоднократные ревизии (Kurtz S. et al., 2007; Ekhtiari S. et al., 2023).

Особенностью ревизионных операций, как правило, является костный дефицит различной степени выраженности, который существенно усложняет имплантацию стандартных конструкций, в связи с чем разрабатываются различные ревизионные системы, позволяющие приспособить различными путями костное ложе, в частности, для установки тазового компонента. Например, создание дополнительной опоры на сохранившиеся структуры с помощью реконструктивных кейджей и опорных колец (Шубняков И.И. с соавт., 2025; Hooten J. et al., 1994; Khan et al., 2018; Kerboull M. et al., 2000).

Применение различных модульных систем позволяет реконструировать вертлужную впадину, аугментируя костные дефекты, способствуя воссозданию биомеханических условий в искусственном суставе, максимально приближенных к исходным параметрам (Тихилов Р.М. с соавт., 2011; Мурылев В.Ю. с соавт., 2013; Корыткин А.А. с соавт., 2019; Загородний Н.В. с соавт., 2019; Whitehouse M. et al., 2015; Flecher X. et al., 2017; Löchel J. et al., 2019; Miettinen H. et al., 2020). На современном этапе развития ортопедии и технического прогресса стало возможным внедрение аддитивных технологий для решения самых сложных задач, связанных с массивными костными дефектами. Применение 3D-конструкций,

изготовленных по индивидуальным локальным топическим параметрам, позволяет персонифицировано замещать утраченные анатомические структуры (Кавалерский Г.М. с соавт., 2016; Коваленко А.Н. с соавт., 2019; Коваленко А.Н., 2019; Николаев Н.С. с соавт., 2019; Базлов В.А., 2020; Рукин Я.А. с соавт., 2020; Корыткин А.А. с соавт., 2020; Гольник В.Н. с соавт., 2022; Мурылев В.Ю. с соавт., 2024; Taunton M. et al., 2012; Barlow V. et al., 2016; Yuvraj et al., 2017; Berasi C.C., 2014; Myncke I., 2017; Rivière C. et al., 2020; Tikhilov R. et al., 2022). Несмотря на успехи в этом направлении, использование данных технологий зачастую может приводить к усугублению костного дефицита в результате необходимости дополнительной подготовки кости для имплантации персонализированной конструкции.

Одним из самых ранних способов возмещения костного дефицита при ревизионных операциях являются различные варианты костной пластики. Применение разнообразных костно-пластических материалов в ревизионной артропластике интенсивно развивалось с момента зарождения эндопротезирования с активным применением устоявшихся ортопедических принципов. Чаще всего с этой целью применялась и продолжает использоваться донорская кость в различных вариантах и способах дезинфекции и консервации. Постепенно данный способ развился в отдельную ревизионную технологию со специализированным инструментарием и хирургической техникой, что особенно было актуально в эпоху цементного эндопротезирования в прошлом веке. Высокая потребность в применении различных видов костных аллотрансплантатов в ортопедии и, в частности, в ревизионном и первичном сложном эндопротезировании сохраняется по сей день (Анастасиева Е.А. с соавт., Цед А.Н. с соавт., 2018; 2023; Rosson J. et al., 1992; Garbuz D. et al., 1996; Gerber A. et al., 2003; Lunn J. et al., 2005; Symeonides P. et al., 2009; Okano K. et al., 2010; Regis D. et al., 2012; Ilyas I. et al., 2015; Kim Y. et al., 2015; Kosters C. et al., 2015; Butscheidt S. et al., 2018; Chang C. et al., 2018; Kawanabe K. et al., 2018; Saleh K. et al., 2000; Butscheidt S. et al., 2021; Ploynumpon et al., 2024).

Основным преимуществом применения аллокости является ее биологическая активность. Являясь «строительным материалом» для новообразованной кости,

вступая в активный процесс ремоделирования и перестройки, аллокость позволяет замещать впоследствии достаточно массивные дефекты, создавая благоприятные условия и предпосылки для практически гарантированных ревизионных вмешательств в будущем у молодых пациентов, перенесших эндопротезирование тазобедренного сустава, благодаря биологической реставрации костных дефектов (Oakes D. et al., 2006; Verspeek J., 2021; Friedrich MJ., 2014; Garcia-Rey E., 2021; Schreurs BW., 2014).

Особенностью накопленного опыта применения импакционной костной пластики (ИКП) к настоящему времени является отсутствие возможности систематизировать полученные результаты, поскольку группы для сравнения достаточно разнородны по тяжести патологии, по используемым классификациям, способам костной пластики и, самое главное, используемым видам костно-пластического материала, обладающего разными параметрами по биологическим свойствам, механической прочности и способам заготовки (Cimatti P. et al., 2024).

Анализируя собственные среднесрочные результаты применения импакционной костной пластики для замещения костных дефектов вертлужной впадины при ревизионном и первично-сложном эндопротезировании тазобедренного сустава, несмотря на хорошие и отличные клинические результаты при оценке рентгенологических параметров, мы обратили внимание на смещение центра ротации в динамике относительно исходного послеоперационного положения.

В литературных источниках данное явление описывается множеством авторов как стандартный сопутствующий процесс при использовании импакционной костной пластики. Еще в 1999 г. E. Ornstein в своем классическом труде с применением радиостереометрического анализа показал, что происходит смещение тазового компонента с течением времени в пространстве относительно тазовой кости.

Позднее M. Mohaddes (2016) повторил подобное исследование и также пришел к заключению, что происходит смещение вертлужного компонента (ВК) в динамике при использовании импакционной костной пластики.

W. Borland (2016), применяя ИКП с аугментами, тоже выявил наличие миграции вертлужного компонента. Авторы констатируют данное явление, однако природа происходящего по-прежнему не описывается.

В традиционном восприятии миграция вертлужного компонента является классическим признаком развития расшатывания. В работах (Nunn) было показано, что смещение на 2 мм уже может трактоваться как развитие расшатывания, а минимальная миграция в раннем послеоперационном периоде может быть ранним предиктором расшатывания тазового компонента (Nunn, 1989) и косвенным признаком перипротезной инфекции. Данные утверждения явно противоречат имеющимся данным, описывающим миграцию ВК при ИКП с высокими параметрами выживаемости и отличными клиническими данными согласно функциональным шкалам.

Большинство экспериментальных работ, связанных с ИКП, посвящено изучению биологии костной ткани при аллотрансплантации (Ling R. et al., 1993; Linder L. et al., 2000). Немногочисленные данные по изучению биомеханики ИКП главным образом описывают процессы, происходящие во время оперативного вмешательства, направленные на первичную стабилизацию и уплотнение костного трансплантата. Предлагаются различные механизированные устройства, позволяющие стандартизировать данную процедуру. Применяются различные дополнительные наполнители в виде гидроксиапатита, биостекла, различных кальций-фосфатных соединений для придания дополнительной механической прочности аллотрансплантата (Brewster N. et al., 1999; Kuiper J. et al., 1966; Putzer D. et al., 2011; Blom A. et al., 2009). Или же предлагается фармакологическая поддержка для трансплантата в виде локального применения бисфосфонатов для оптимизации биологических процессов трансформации аллокости в аутологичную ткань (Belfrage O. et al., 2019).

Тем не менее основную часть нагрузок импактированный трансплантат продолжает воспринимать на себя не столько при импакции, сколько после операции при активизации пациента и далее в результате ежедневной естественной физиологической активности пациента. С позиции законов физики, с учетом

формы частиц измельченной кости, применяемой для импакционной костной пластики, поведение трансплантата может быть описано с позиции сложной механики грунтов, подверженных сложной трансформации под влиянием циклических нагрузок (Dunlop D. et al., 2003).

Экспериментальные работы по изучению стабильности костно-пластического материала (КПМ) в условиях костного дефекта вертлужной впадины показали его устойчивость к нагрузкам при различной степени сегментарного дефицита (Nele W. et al., 2021), при воздействии циклических нагрузок (Putzer D., 2024), однако в полной мере не показали закономерности биомеханической трансформации костно-пластического материала в клинической практике.

Только в одном исследовании мы нашли попытку описать изменения, происходящие в импактированной кости после операции. Philips (2006) показал, что наиболее выраженное силовое воздействие на вертлужный компонент и опосредовано на костно-пластический материал приходится во время присаживания и вставания, а также при ходьбе по лестнице. Также многочисленные работы описывают катастрофические последствия влияния циклических нагрузок непосредственно на различные импланты, приводя не только к их расшатыванию, но и переломам, например бедренных компонентов (Thompson J. et al., 2021; Mondanelli N. et al., 2022; Sawarbandhe S. et al., 2024; Malhame Z. et al., 2024), модульных шеек эндопротезов тазобедренного сустава (Solarino G. et al., 2021). Совершенно очевидно, что подобные нагрузки также должны оказывать свое воздействие и на аллотрансплантат, используемый при импакционной костной пластике.

Таким образом, наличие неоднозначных данных в литературе о природе миграции вертлужного компонента и допустимого смещения центра ротации при использовании импакционной костной пластики, а также с целью описания происходящей трансформации костно-пластического материала при используемой нами технологии импакционной костной пластики побудило нас к проведению данного исследования, основанного на интерпретации клинических результатов с позиции экспериментальных данных о влиянии циклических нагрузок на

трансформацию костно-пластического материала. А выявление закономерностей между типом дефекта, техникой выполнения пластики и стабильностью ацетабулярного компонента позволит повысить предсказуемость результата и улучшить долгосрочные исходы ревизионного эндопротезирования.

Цель исследования

На основании статистического анализа собственного клинического материала и экспериментального исследования обосновать условия эффективного применения импакционной костной пластики у пациентов с дефектами вертлужной впадины при ревизионном эндопротезировании.

Задачи исследования

1. Определить в эксперименте модуль упругости костно-пластического материала с использованием специальных стендов, моделирующих его импакцию при циклических нагрузках в условиях, приближенных к естественной биологической среде.
2. Разработать способ аугментации неограниченных дефектов тазовой кости в области вертлужной впадины для создания условий применения импакционной костной пластики.
3. Провести анализ миграции вертлужного компонента в зависимости от ограниченности дефекта вертлужной впадины.
4. Изучить среднесрочные результаты ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава с применением импакционной костной пластики дефектов вертлужной впадины на основе клинико-рентгенологических данных.

Научная новизна

Впервые в эксперименте установлено, что под влиянием циклических нагрузок происходит уменьшение импактированного КПМ в объеме с увеличением его плотности и это является закономерным естественным процессом.

Впервые дано клинико-экспериментальное обоснование миграции вертлужного компонента цементной фиксации, имплантированного при использовании импакционной костной пластики, как закономерного процесса, на фоне продолжающегося уменьшения объема КПМ в послеоперационном периоде под воздействием нагрузок в результате физиологической активности пациента, что не указывает на его расшатывание.

Теоретическая и практическая значимость работы

1. Дана обоснованная клинико-экспериментальная интерпретация миграции вертлужного компонента в динамике при использовании импакционной костной пластики в ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава.

2. Показано, что наличие миграции является закономерным процессом и не является признаком расшатывания при отсутствии достоверных рентгенологических признаков.

3. Определены наиболее оптимальные условия для применения импакционной костной пластики с позиции биомеханики, сформулированы более узкие показания с позиции наличия альтернативных методов реконструкции вертлужной впадины.

4. Выявлено, что комбинация ИКП с аугментами из пористого тантала при выполнении ревизионного и первично-сложного эндопротезирования при дефектах вертлужной впадины является достаточно стабильной с позиции биомеханики и оптимальной при замещении сегментарных костных дефектов.

5. С учетом клинико-экспериментальных данных и корреляционного анализа было показано, что степень миграции вертлужного компонента при импакционной костной пластики зависит от типа дефекта и применения ограничивающей конструкции, что обосновывает использование альтернативных

способов реконструкции при массивных дефектах вертлужной впадины с сегментарным дефицитом.

6. Изменение угла инклинации вертлужного компонента на рентгенограммах коррелирует с изменением положения центра ротации вертлужного компонента и может быть использовано в качестве самостоятельного, более очевидного прогностического рентгенологического признака развития расшатывания при оценке результатов при использовании ИКП.

Положения, выносимые на защиту

1. Костно-пластический материал, используемый для импакционной костной пластики, не статичен, а продолжает изменять свои физические параметры под влиянием циклических нагрузок, при этом вертлужный компонент ожидаемо изменяет свое первоначальное положение после имплантации, следуя за естественно уплотняющимся импактированным костно-пластическим материалом.

2. Условиями эффективного применения импакционной костной пластики при дефектах вертлужной впадины следует считать исходно ограниченные дефекты, не требующие применения ограничивающих конструкций.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Задачи и положения, выносимые на защиту диссертации, соответствуют п. 4 паспорта специальности 3.1.8. Травматология и ортопедия.

Апробация результатов

Основные положения диссертационной работы были доложены на конференциях различного уровня: Всероссийская научно-образовательная конференция, посвященная памяти профессора А.Н. Горячева «Научные достижения и современные технологии в Российской травматологии и ортопедии», 26–27 апреля 2019 г., Омск; IV Конгресс «Медицина чрезвычайных ситуаций. Современные технологии в травматологии и ортопедии», посвященный 100-летию со дня рождения член-корр. РАМН, проф. Юмашева Г.С., 23–24 мая 2019 г.,

Москва; Научно-практическая конференция «Ревизионное эндопротезирование – современный взгляд на проблему», 30–31 мая 2019 г., Смоленск; Евразийский ортопедический форум, 28–29 июня 2019 г., Москва; XI Всероссийская научно-практическая конференция с международным участием «Цивьяновские чтения», 29–30 ноября 2019 г., Новосибирск; Ежегодная научно-практическая конференция с международным участием «Вреденовские чтения», 31 августа – 1 сентября 2023 г., Санкт-Петербург.

Результаты исследований по теме диссертации внедрены в работу, а также используются в рамках образовательной деятельности ФГБУ ФЦТОЭ Минздрава России (г. Барнаул), в практической деятельности ФГБУ ФЦТОЭ Минздрава России (г. Чебоксары).

Личный вклад автора

Диссертационная работа представляет самостоятельный труд, основанный на клинических результатах оперативного лечения пациентов с костными дефектами области вертлужной впадины, перенесших ревизионное эндопротезирование и первичное сложное эндопротезирование с замещением костных дефектов с помощью технологии импакционной костной пластики на базе ФГБУ ФЦТОЭ Минздрава России (г. Барнаул), все операции, выполненные лично автором. Второй блок исследовательской работы представлен данными экспериментальной работы, проведённой на базе ФГБУН Институт гидродинамики им. М.А. Лаврентьева СО РАН, Новосибирск, Россия, под руководством к.т.н. Фёдоровой Н.В. Автором интерпретированы полученные экспериментальные данные с последующей клинической трактовкой клинико-рентгенологических результатов обследования прооперированных пациентов в среднесрочном периоде.

Публикации по теме диссертации

По теме диссертации опубликовано 10 печатных работ, в том числе 5 статей в рецензируемых журналах, входящих в перечень ВАК РФ, 1 патент, 1 учебное пособие.

Структура и объем диссертации

Диссертационная работа изложена на 164 страницах машинописного текста и состоит из введения, пяти глав, в которых проведен анализ профильной научной литературы и отражены результаты собственных экспериментальных исследований, описание предложенного способа аугментации костных дефектов, статистического анализа полученных клинических результатов, заключения, выводов, практических рекомендаций и списка литературы. Работа содержит 16 таблиц и 61 рисунок. Список литературы включает 189 источников, из них 40 отечественных и 149 иностранных авторов.

ГЛАВА 1. ОСОБЕННОСТИ ВОЗМЕЩЕНИЯ КОСТНОГО ДЕФИЦИТА ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ИМПАКЦИОННОЙ КОСТНОЙ ПЛАСТИКИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

1.1 Возмещение костного дефицита при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава достигло большого успеха в ортопедической хирургии в течение последних десятилетий [74]. Увеличение числа первичных оперативных вмешательств закономерно приводит к росту ревизионных операций. По данным Kurtz (2021), в настоящее время повторные операции составляют 10–15% случаев артропластики тазобедренного сустава в Соединенных Штатах. К 2030 году спрос на повторный ТНА, по оценкам, увеличится на 137% до 96 700 [116].

Современными особенностями ревизионных оперативных вмешательств в эндопротезировании ТБС являются увеличение числа ранних ревизий и относительно молодой возраст пациентов, в том числе в связи с расширением показаний к эндопротезированию, увеличением продолжительности жизни и снижением среднего возраста пациентов, перенесших первичное и ревизионное эндопротезирование [38, 165, 148, 104, 74, 107, 112]. Необходимо понимать, что некоторым из них может понадобиться две или более ревизии в течение жизни. Неоднократные ревизионные вмешательства сопряжены с существенной потерей костной массы в области эндопротеза [114, 133].

Наиболее распространенной причиной ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава является асептическое расшатывание [38, 114, 46, 102]. В большинстве случаев данное осложнение ассоциировано с потерей костной ткани вокруг вертлужного компонента [39, 128], что может создавать определенные трудности в достижении стабильной фиксации вертлужного компонента. Поэтому реконструкция дефекта вертлужной впадины имеет решающее значение для стабильности и восстановления биомеханики тазобедренного сустава [32].

Реконструкция вертлужной впадины при ревизионном или первично-сложном эндопротезировании является непростой задачей в условиях массивных костных дефектов [40, 33, 35, 72]. Эта проблема особенно актуальна у молодых пациентов, у которых важно восстановить центр вращения бедра, добиться стабильной фиксации имплантата, восстановить анатомию вертлужной впадины и костный массив тазовой кости [15, 57, 50, 156].

С целью систематизации подходов и разработки алгоритмов реконструкции вертлужной впадины при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава были предложены различные классификационные системы, характеризующие костные дефекты по степени тяжести, вовлеченности анатомических структур в патологический процесс, по форме и объему костной потери. Наиболее часто используемой в клинической практике оказалась классификация W.G. Paprosky (1994), исходно созданная на основе опыта замещения дефектов вертлужной впадины при ревизионных операциях структурными аллотрансплантатами и позднее модифицированная для применения металлических аугментов. В основе классификации дефектов вертлужной впадины лежат четыре специфических рентгенологических критерия: степень лизиса костной ткани в области «фигуры слезы», нижнего края седалищной кости, количественная оценка краниальной и медиальной миграции вертлужной впадины. «Фигура слезы» соответствует вырезке вертлужной впадины, медиальная стенка определяет глубину впадины. Полный лизис «фигуры слезы» означает не только повреждение внутренней стенки, но и потерю большей части костного вещества нижней и внутренней частей передней и задней колонн [135].

Классификация американской академии хирургов ортопедов (AAOS) в большей степени характеризует форму костного дефекта, его ограниченность, что также важно при выборе тактики лечения. Дефекты вертлужной впадины по классификации AAOS делятся следующим образом: I тип – сегментарные дефекты в области верхнего края и свода вертлужной впадины; II тип – кавитарные дефекты в области свода и верхнего края вертлужной впадины; III тип – комбинированные сегментарные и кавитарные дефекты периферические и центральные с поражением

свода, дна, переднего, заднего и верхнего краев; IV тип – дефекты с нарушением целостности тазового кольца, разделяющие впадину на верхнюю и нижнюю части; V тип – тотальные дефекты, предшествующие артродезу тазобедренного сустава [69].

Локализация, геометрическая форма, размер и распространённость костного дефекта, как правило, определяют выбор способа реконструкции [5, 33, 82].

К настоящему моменту известны различные способы восполнения костных дефектов. На современном этапе развития ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава при замещении костных дефектов интерес хирургов сместился в сторону более технологичных методов, таких как модульные ревизионные системы из пористых металлов [155].

Большим достоинством модульных систем аугментации является их универсальность и стандартизация показаний при различных клинических ситуациях [34, 21, 18, 12, 182, 75, 121, 124].

Аддитивные технологии с возможностью изготовления индивидуальных конструкций во многом закрыли вопрос замещения распространенных костных дефектов вертлужной впадины [14, 17, 19, 8, 168, 47, 188]. Цифровые 3D-технологии, войдя в арсенал ревизионных операций, благодаря уникальным возможностям по визуализации, предоперационному планированию, проектированию новых имплантов с учетом индивидуального форм-фактора, позволяют решать достаточно комплексные задачи реконструкции тазобедренного сустава, связанные с костным дефицитом при дисплазии, остеоллизисе, асептическом расшатывании и посттравматических деформациях, инфекционных осложнениях [15, 23, 3, 27, 49, 129, 151, 170].

Достаточно традиционным способом замещения костных дефектов при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава является применение различных структурных аллотрансплантатов, которые могут быть использованы как самостоятельный метод лечения или в сочетании с имплантатами. Долговременные результаты применения структурных трансплантатов в ревизионном эндопротезировании остаются предметом обсуждения [94, 105, 53].

Структурные трансплантаты могут помочь в восстановлении костной ткани и реконструкции вертлужной впадины до ее анатомического уровня, однако их эффективность остается спорной. В то время как более ранние исследования указывали на высокие показатели неудач для массивных аллотрансплантатов, более поздние исследования показали улучшение результатов, особенно когда на трансплантат приходится опора менее 50% поверхности тазового компонента [97, 109, 107].

Структурные кортикальные трансплантаты, которые обладают примерно 70% прочностью от нормальной кости, успешно применяются в качестве опоры при замещении дефектов, но также склонны к осложнениям из-за резорбции. Решающее значение имеет реваскуляризация, которая может ослабить трансплантаты из-за ремоделирования. Хотя обычно врастание ограничивается поверхностной интеграцией, так называемым губчатым интерфейсом, были зарегистрированы случаи обширной реваскуляризации трансплантатов в течение длительных периодов наблюдения [153, 81, 89, 122, 167, 132, 151, 98, 110, 111, 58, 64, 106, 154, 59].

Применение структурных трансплантатов в комбинации с цементными чашками показывает самый высокий уровень поздних осложнений – до 30% – в виде асептического расшатывания на фоне резорбции структурного трансплантата. На втором месте – использование структурных трансплантатов в сочетании с бесцементными вертлужными компонентами, демонстрирующее до 19% неудач при средних сроках наблюдения 8 лет. Самой эффективной комбинацией оказалась костная пластика с защитой трансплантата различными опорными и антипротрузионными конструкциями, показывая лишь в 12% развитие поздних осложнений [158, 165, 149, 180, 90, 44, 65].

Антипротрузионные конструкции, такие как кейджи и кольца, изначально разработанные для эндопротезирования ТБС при протрузии вертлужной впадины, оказались эффективным решением в сочетании с аллотрансплантатами [97, 92, 177, 185, 118]. Эти устройства, вероятно, обеспечивают механические преимущества, распределяя нагрузку более равномерно по трансплантату и принимающей кости,

тем самым снижая риск резорбции трансплантата, усиливая структурную поддержку и способствуя костной интеграции [80, 150, 63, 167, 68, 103, 146, 79].

Каждый из перечисленных методов отличается определенными достоинствами, однако иногда возникающие ограничения позволяют использовать только единственно возможный эффективный метод. Ограничения могут быть связаны с определёнными недостатками, например необходимостью дополнительно моделировать костное ложе для аугмента, усугубляя костный дефицит, или временными затратами, необходимыми для проектирования, изготовления и имплантации индивидуальной конструкции. Применение массивных структурных трансплантатов сопряжено с риском резорбции. Замещение массивных дефектов металлом также может ограничивать возможности установки ревизионных конструкций при последующих оперативных вмешательствах.

Технология импакционной костной пластики в этом отношении является более универсальной [125]. Она может быть использована в различных ситуациях ревизионного и первично-сложного эндопротезирования, таких как протрузия вертлужной впадины, асептическое расшатывание компонентов и ассоциированных с ним дефектах тазовой и бедренной кости, и даже при лечении перипротезной инфекции, при условии сохранности ограничивающих структур, стенки полости, которые позволяют создать давление для уплотнения костного материала [9, 66, 137, 117].

1.2 Особенности реконструкции костных дефектов с использованием импакционной костной пластики

Технология импакционной костной пластики своё развитие получила в конце прошлого века в эпоху цементного эндопротезирования и в течение продолжительного периода оставалась основным способом реконструкции вертлужной впадины при ревизионном эндопротезировании. В 1975 году Hasting и Parker описали метод, похожий на импакционную костную пластику, чтобы

восполнить костную потерю, наблюдаемую у пациентов с протрузией дна вертлужной впадины при ревматоидном артрите [95]. Позднее профессор Т. Slooff с соавт. из Ниймегена (Нидерланды) модифицировал технику и описал как «импакционная костная пластика». Дефект ограничивался сеткой, затем измельчённый трансплантат плотно набивался, визуальное восстанавливая вертлужную впадину, далее имплантировалась чашка с предварительной прессуризацией костного цемента. В 1991 году с появлением специального инструмента X-Change, который был разработан совместно с коллегами из ортопедического центра госпиталя Св. Елизаветы в Эксетере (Англия), техника улучшилась. Повысилась эффективность импакции трансплантата и позиционирование компонентов [95, 162, 183].

По мнению авторов методики, целью импакционной костной пластики является достижение стабильной фиксации имплантата с использованием уплотнения измельчённой аллокости и в последующем обеспечение реставрации вертлужной впадины путём замещения костно-пластического материала собственной костью. Это достаточно привлекательная опция, позволяющая вернуть костный статус к исходному, как при первичном эндопротезировании [66].

В определении показаний к применению импакционной костной пластики имеет большое значение клиническое и радиологическое обследование пациента. Отдельное внимание отводится определению степени потери костной массы и характеристикам костного дефекта. Основным условием для использования техники импакционной костной пластики является ограниченный характер костного дефекта, способного удерживать импактированный костно-пластический материал [67, 42]. При наличии частичного сегментарного дефицита технология предусматривает использование ограничивающей костный дефект сетки как на латеральные, так и медиальные дефекты [178].

Т. Slooff с соавторами (1993), подробно описавший процедуру ИКП на тазовом сегменте, подчеркивал, что она сильно зависит от хирургической техники [162].

Отдалённые результаты остаются весьма впечатляющими и для настоящего времени. М. Wilson с соавторами из ортопедического центра клиники Exeter проанализировали 129 случаев первичного эндопротезирования вертлужной впадины с использованием ИКП вертлужной впадины для восстановления дефектов вертлужной впадины, которые были классифицированы как ограниченные в 74 и сегментарные в 55 тазобедренных суставах. В среднем через 9,1 (6,2–14,3) года была продемонстрирована 100% выживаемость при ограниченных дефектах по сравнению с 82,6% при сегментарных дефектах [184].

N. van Egmond с соавт. наблюдали 95% выживаемости при асептическом расшатывании через 8,8 лет наблюдения [173]. E. Garcia-Cimbrelo с соавт. сообщили о 82%–84% выживаемости при дефектах Paprosky IIIA и IIIB через 8 лет [82]. T. Slooff с соавт. (1996) сообщили о 88% выживаемости по любой причине [162]. M. Welten с соавт. задокументировали 79% выживаемости через 15 лет [181]. W. Schreurs с соавт. сообщили о 96% и 84% выживаемости чашки через 10 и 15 лет наблюдения соответственно у пациентов, перенесших ревизию вертлужной впадины с ИКП и компонентами цементной фиксации [159].

S. Rohe с соавт. при оценке среднесрочных результатов применения ИКП у 56 пациентов также показали высокую выживаемость в 88% через 7,8 лет [152]. Однако в последнем исследовании авторы использовали ИКП в комбинации с различными конструкциями бесцементной фиксации. Необходимо отметить, что P. Cimatti с соавт. в своём метаанализе показали, что выживаемость различных типов имплантатов при использовании ИКП достаточно высока при среднем наблюдении в 9,2 года. Впадины цементной фиксации, бесцементные чашки и антипротрузионные конструкции показали данные выживаемости 98,45%, 97,91% и 97,51% соответственно [65].

Было отмечено, что использование антипротрузионных конструкций увеличивает риск повторной ревизии в связи с инфекцией и вывихом, вероятно, из-за дополнительной поверхности, на которых потенциально могут колонизироваться бактерии, что увеличивает риск послеоперационной инфекции. Кроме того, укрепляющие конструкции требуют более широкого хирургического

доступа и длительного времени операции. Эти два фактора ещё больше увеличивают риск инфекции [65]. Таким образом, на современном этапе, с учётом наличия различных ревизионных систем и подходов и результатов в реконструкции костных дефектов, можно выделить более узкие показания для ИКП.

С. Yang с соавт. в своей работе продемонстрировал, что измельчённый костный аллотрансплантат и металлическая сетка с вертлужным компонентом цементной фиксации эффективны при тяжёлых дефектах вертлужной впадины [187]. Однако при массивных дефектах сегментарного характера типа 3А по Paprosky в случаях, когда дефекты составляли более 50% объёма вертлужной впадины, особенно сочетание ИКП с реконструктивной сеткой прогностически было менее благоприятно, отдалённые результаты показали не высокую выживаемость [166].

Ряд авторов в ранних работах подчёркивают, что применение импакционной костной пластики с сеткой и цементной чашкой следует рассматривать для реконструкции дефектов вертлужной впадины средних размеров, но не для массивных комбинированных дефектов [174, 60]. Также сообщается, что дефекты медиальной стенки менее благоприятны для импакционной костной пластики по сравнению с дефектами края вертлужной впадины при использовании ограничивающей реконструктивной сетки. Анализ выживаемости через 15 лет составил $89,1 \pm 14\%$, когда сетка не требовалась, $84,9 \pm 12\%$, когда требовалась сетка только на медиальный дефект, $79,6 \pm 12\%$ с сеткой на край вертлужной впадины и $53,9 \pm 22\%$ в случаях, когда требовались обе сетки [85]. В то время как при дефектах типа 3А и 3В по Paprosky согласно данным метаанализа существенной разницы в отдалённых результатах не выявлено [65].

Достаточно успешным сочетанием оказалось использование комбинации импакционной костной пластики с аугментами из трабекулярного металла. М. Buttaro с соавт. получили 90,8% выживаемости в своём исследовании при использовании ИКП, металлической сетки и цементной фиксации чашки у пациентов с неограниченными дефектами вертлужной впадины при ревизионном эндопротезировании ТБС со средним сроком наблюдения 36 месяцев [60]. В работе

К. Gill с соавт. при оценке результатов пятнадцати ревизионных вмешательств на тазобедренных суставах у 14 пациентов с ИКП в комбинации с аугментом со средним сроком наблюдения 39 (25–83) месяцев во всех случаях были отмечены хорошие клинические результаты при отсутствии рентгенологических признаков расшатывания или миграции впадины [91].

В исследовании W. Borland с соавт. было включено 24 пациента с крупными дефектами 3А и 3В по Paprosky, которым была проведена комплексная реконструкция вертлужной впадины с использованием трабекулярного металлического аугмента, импакционной костной пластики и цементируемой чашки из полиэтилена высокой плотности при среднем возрасте 62 года. Медиана наблюдения составила 61 (32–81) месяц. В пяти случаях отмечалась миграция полиэтиленовой чашки более 5 мм и в 1 случае произошёл перелом аугмента, который потребовал повторного вмешательства через 13 месяцев после ревизионной операции. Другим пациентам ревизия не потребовалась [52].

De la Torre-Escuredo с соавт., проведя анализ результатов применения ИКП в сочетании с реконструктивной сеткой, дополненной аугментом из пористого тантала в ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава у 5 пациентов молодого возраста (≤ 50 лет) на момент операции с дефектами 3А и 3В по Paprosky, показали существенное улучшение по клиническим показателям при среднем периоде наблюдения 79 месяцев (60–101). При оценке рентгенологических данных не было обнаружено существенных различий в угле отведения ($p=0,27$) или миграции чашки ($p=0,31$) между послеоперационным положением и на момент последнего контрольного осмотра. Ни у одного пациента не было линий просветления на границе кость–цемент при последнем осмотре, и ни у одного пациента не было признаков расшатывания вокруг аугментов [70].

В данном случае аугмент действует как каркас для вставания и ремоделирования кости, обеспечивая при этом несущую структурную поддержку [52]. Отличные результаты, полученные в случаях применения аугментов из трабекулярного металла, подтверждаются не только остеокондуктивными свойствами этого материала, но и его остеоиндуктивными свойствами [96].

Отдалённые результаты применения танталовых аугментов с бесцементной впадиной в реконструкции вертлужной впадины показывают достаточно высокую выживаемость последних [71].

Однако в случаях экстремальных дефектов полное замещение металлическими аугментами требует качественной подготовки костного ложа, которое должно геометрически соответствовать форме аугмента [189, 43]. В условиях дефицита кости, например при дефекте 3 типа по AAOS с сегментарно-кавитарным дефицитом костной массы, это может привести к ещё большей потере кости. Замещение всего объёма костного дефекта металлом также не оставляет шансов для создания костного запаса в области вертлужной впадины для успешного выполнения вероятных ревизий в будущем, особенно у молодых пациентов. В то же время использование костных чипсов при импакционной костной пластике позволяет достичь плотного наполнения самых мелких дефектов и спрофилировать ложе, конгруэнтное тазовому компоненту эндопротеза. А использование имплантатов цементной фиксации позволяет дополнительно стабилизировать импактированный измельчённый трансплантат самой цементной мантией и задействовать механизмы механотрансдукции, стимулирующие перестройку костно-пластического материала [172].

Тем не менее комбинация ИКП с танталовыми аугментами существенно усовершенствовала данную технику для крупных неограниченных дефектов и показала достаточно перспективные результаты [87].

Как и все методы реконструкции массивных дефектов в ревизионном эндопротезировании, ИКП связана с менее благоприятными долгосрочными результатами по сравнению с первичным эндопротезированием [100]. Однако повторные ревизии после применения ИКП могут быть более успешными, поскольку во многих случаях остаётся большой костный запас, чем перед предыдущей ревизионной операцией, что особенно важно для пациентов, перенесших неоднократные ревизии, или молодых пациентов с перспективой неизбежных повторных операций в более старшем возрасте [161, 86, 147].

Рентгенографическая оценка результатов применения импакционной костной пластики сложна и может быть ненадёжной для оценки интеграции и ремоделирования костно-пластического материала, поэтому клиническое наблюдение с использованием оценки функции ТБС широко распространено и вполне может быть уместным [119, 183].

1.3 Импакционная костная пластика как метод биологической реставрации аллокостью

Одним из ключевых моментов успешного проведения пластики костного дефекта является качественная подготовка костно-пластического материала. К настоящему моменту в клинической практике накоплен значительный опыт применения различных КПМ и заменителей кости. Современной тенденцией мировой клинической практики становится использование достижений биотехнологий и регенеративной медицины при реконструктивно-пластических операциях на костях. Костно-пластические материалы перестали быть статическими конструкциями. Присущая им ранее инертность сменяется биологической активностью, которая выражается в сохранении или придании им остеокондуктивных, остеоиндуктивных и остеогенных свойств, что создаёт лучшие условия для остеоинтеграции и ремоделирования [141].

Золотым стандартом по совокупности описанных выше факторов является аутокость, однако её применение в рамках ЭП ТБС возможно только в случаях выполнения костной пластики при первичном эндопротезировании. Зачастую объёма костной массы резецированной головки или других донорских участков бывает недостаточно. В этом случае возможно комбинировать применение аутокости с другими КПМ и заменителями кости. В случаях ревизионного эндопротезирования использование аутологичного материала для замещения массивных костных дефектов невозможно или сопряжено с альтернативными оперативными вмешательствами по трансплантации аутокости [27]. Поэтому альтернативой аутологичному трансплантату является аллокость [2, 142]. Данный

пластический материал перед использованием должен проходить специальную обработку для снижения риска иммунологических реакций и инфекционных осложнений. В настоящий момент существуют химические, термические, радиационные и другие методы обработки и консервации костной ткани [36]. В крупных ортопедических центрах целесообразна организация госпитальных костных банков, позволяющих обеспечить достаточным количеством донорского костного материала [25, 76].

Одним из примеров современной и безопасной технологии заготовки и хранения костного материала является «Марбургская система костного банка», которая включает в себя аппарат для термодезинфекции аллогенных головок бедренной кости и удобную систему хранения биоматериала в виде набора контейнеров с возможностью бактериологического контроля [143].

Среднесрочные и отдалённые результаты применения импакционной костной пластики во многом зависят от биологического взаимодействия между импактированной аллокостью и костью реципиента. Если говорить о преимуществе ИКП, т.е. о восстановлении костного запаса, то часть или весь КПМ должен быть замещён новой костью-хозяином. Одним из самых ранних сообщений, дающих представление о биологии импактированных костных масс, было исследование гистологических результатов в бедренной кости, выявленных через 3,5 года после ИКП, которая использовалась для заполнения двух крупных кортикальных дефектов бедренной кости во время ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава [120]. Гистологическая оценка показала, что чипсы аллокости были в значительной степени заменены живой кортикальной костью более 90% общей площади поверхности исследуемых срезов. Важно отметить, что поверхность раздела «цемент–кость» напоминала картину после первичной артропластики, с некоторым прямым контактом «остеоид–цемент» и зонами гигантоклеточной реакции на инородное тело. Это также было подтверждено в более поздних исследованиях [119]. Однако используемый аллогенный КПМ не является сосудистым, поэтому неясно, как достигается успешное включение.

В действительности взаимодействие между важными биологическими и механическими факторами определяет эффективность союза «аллокость–хозяин». Биологические факторы включают качество костно-пластического материала, его обработку после забора и васкуляризацию костного ложа реципиента. Механическая стабильность, вероятно, является наиболее важным фактором в сочетании с механическим напряжением, испытываемым импактированным костным массивом. Следовательно, избегание экранирования от напряжения в сочетании с ранней нагрузкой должно способствовать более быстрому ремоделированию КПМ. Доказательством этого является исследование влияния механической нагрузки на уплотнённый массив измельчённой аллокости голени кролика [179]. В этом исследовании загруженный КПМ показал лучшую перестройку, чем костный материал, который не был нагружен. Авторы пришли к выводу, что способность уплотнённого костного массива обеспечивать механическую стимуляцию образования новой кости была главной причиной успеха этой техники. Утверждение, что ранняя физиологическая нагрузка имеет важное значение для активного вставания КПМ, было дополнительно подтверждено экспериментальной работой на козах. Это исследование показало, что количество перестроенной костной массы было больше в группе с нагрузкой, чем в группе без нагрузки [172]. Несмотря на эти результаты, необходимость нагрузки аллогенного КПМ в клинической практике всё ещё противоречива.

Применение костных морфогенетических белков, различных наполнителей в виде биокерамики, бисфосфонатов для оптимизации остеогенеза при ИКП показало свою эффективность в экспериментальных работах, однако в клинической практике широкого распространения оно не получило [51].

Способность восстанавливать костный статус, облегчающая повторные ревизионные вмешательства, является самой привлекательной опцией данной технологии. Однако по мнению некоторых коллег данное утверждение не имеет по себе научных оснований [160]. Тем не менее автор демонстрирует великолепные результаты ре-ревизий у пациентов, перенесших ранее ИКП с выживаемостью 82%

(95%; доверительный интервал 45–95) при повторной ревизионной операции на тазовом компоненте по любой причине в качестве конечной точки.

Несмотря на множество новых инновационных методик с использованием бесцементных имплантатов при ревизиях вертлужной впадины, ИКП с цементируемой чашкой по-прежнему является одной из немногих методик, которая действительно может восстановить кость и оправдана с позиции биологии человека [66].

Таким образом, ИКП является ценным методом биологической реставрации, который приводит к стабильному и долгосрочному результату после одного или даже нескольких предыдущих ревизионных вмешательств. Что особенно важно для молодых пациентов с потерей костной ткани. ИКП может использоваться, если дефект может быть адекватно ограничен металлической сеткой и жизнеспособное костное ложе доступно для обеспечения реваскуляризации трансплантата [131, 176, 77, 86, 160].

1.4 Биомеханика импакционной костной пластики

Термин «импакционная костная пластика» имеет широкое значение в травматологии и ортопедии и, как правило, подразумевает любое уплотнение измельчённого аллотрансплантата с возможностью комбинации с любыми имплантатами или без [42]. Необходимо подчеркнуть, что данный обзор включает в основном источники с применением технологии X-Change, где цементная фиксация тазового компонента происходила непосредственно на уплотнённую аллокость, которая, с позиции физики, ведёт себя как грунт, со всеми характерными изменениями его свойств под влиянием циклических нагрузок [73].

Особенностью ИКП является то, что опора на трансплантат происходит через цементную мантию, где костному цементу также отводится более широкая роль дополнительного стабилизатора костно-пластического материала [88]. Успешность выполненной ИКП посредством X-Change технологии, как правило, сводится к балансу многочисленных факторов, включая такие, как качество

аллокости, размер костных чипсов, хирургическая техника, применяемая для достижения импакции [84].

Уплотнение костно-пластического материала является самым важным и наиболее трудоёмким этапом при выполнении ИКП [162]. Именно после уплотнения фрагмент губчатой кости становится достаточно прочным, чтобы выдержать нагрузку под весом пациента и сил, воздействующих в результате физиологической активности. На степень уплотнения в основном влияют сила импакции и количество циклов. Во время процесса уплотнения трансплантата происходит пластическая деформация и движение частиц измельчённой кости относительно друг друга, что приводит к более близкому расположению фрагментов [24, 4]. В. Мурылев в своей экспериментальной работе показал, что объем уплотненной костной массы уменьшается в 3 раза в сравнении с исходным при импакции [20].

Е. Ornstein с соавторами в своём классическом труде провели радиостереометрический анализ миграции тазового компонента после выполненной импакционной костной пластики с использованием цементируемой вертлужной впадины в 21 случае у 20 пациентов. Во время операции авторы исследования внедряли танталовые шарики диаметром 0,8 мм в область ацетабулярного компонента, седалищного бугра и крыши вертлужной впадины с последующей оценкой их положения в 1,5, 3, 6, 12, 18 и 24 месяца после операции. Все, кроме одного из 21 компонентов, мигрировали в течение 2 лет в проксимальном направлении, медиана составила 2,1 (0,5–6,4) мм; 6 – в медиальном направлении, медиана составила 0,8 (0,4–1,2) мм, и 6 – в латеральном направлении, медиана составила 0,8 (0,4–2,0) мм; 14 – в заднем направлении, медиана составила 0,8 (0,3–2,3) мм, и 1 ацетабулярный компонент мигрировал на 0,6 мм в переднем направлении. Миграция постепенно замедлялась с течением времени во всех случаях, однако в 7 случаях компоненты продолжали смещаться в период 1,5–2 года. Авторы подчеркнули, что в данном исследовании миграция показала большее смещение, чем в аналогичном исследовании с применением обычной цементной ревизии и комбинации цемента с аллогraftом [134].

Позднее М. Mohaddes с соавт. (2016) в своём исследовании, также основанном на радиостереометрическом анализе миграции тазового компонента в течение 17 лет после операции ревизионного эндопротезирования с использованием ИКП, показали результаты, сопоставимые с данными, описанными Е. Ornstein [126].

В работе А. Philips с соавторами было показано, что при постоянном уровне нагрузки с увеличением количества циклов значения модуля упругости выходят на некоторое плато, что, таким образом, подчёркивает важность хорошего уплотнения КПМ во время операции для уменьшения развития пластических деформаций, приводящих к миграции ВК эндопротеза после операции [138, 139, 140].

С точки зрения биомеханики первичная стабильная фиксация может быть гарантированно достигнута при использовании так называемой идеальной смеси костных фрагментов, имеющих градиент физических размеров, которые отмывались от жира и оптимально уплотнялись. Несмотря на то, что эти этапы достаточно произвольны и не имеют конкретных параметров, они тем не менее влияют на биологические процессы, связанные с перестройкой КПМ. С позиции законов физики, использование измельчённого костного трансплантата таким способом может быть изучено с использованием механики грунта и механики уплотнения, а сам трансплантат может быть описан как материал в виде частиц и, более конкретно, как рыхлый агломерат или агрегат [73]. В технических науках уплотнение и поведение материалов в виде частиц в относительно простых напряжённых состояниях не совсем понятны, а в совокупности с механическими параметрами кости применение этих знаний весьма ограничено [171].

Некоторые исследователи попытались оптимизировать механические характеристики измельчённого костного трансплантата при импакции, экспериментируя с размером фрагментов и их градацией, также пытались смешивать с частицами других материалов, более прочных и плотных, чем кость, экспериментировали со способами уплотнения [54, 113, 144].

Также важную роль в процессе уплотнения частиц играет жидкость. Содержание жидкости является оптимальным, когда её достаточно, чтобы

обеспечить смазку частиц, способствуя их относительному движению, но не настолько, чтобы в жидкости развивалось давление, приводящее к их разделению. Особенностью КПМ из аллокости является высокое содержание жидкости (обычно 52% воды и 31% жира), что является избыточным для непосредственного использования в клинической практике. Поэтому перед применением КПМ обычно проводится промывание костных фрагментов тёплым физраствором для удаления жировой, фиброретикулярной ткани в межтрабекулярном пространстве губчатой кости. Экспериментальные исследования *in vivo* на взрослых свиньях показали, что удаление жира увеличивало начальную стабильность импактированной костной массы. Таким образом, промывание костных фрагментов повышает стабильность КПМ путём улучшения прочности на сдвиг трансплантата [73].

Поведение сложных многокомпонентных систем под влиянием сил различной величины и направления, связанных с деятельностью пациента, также находится в сфере интересов биомеханики. А. Phillips с соавт. (2005) с помощью двумерного конечно-элементного анализа в экспериментах описали поведение тазового компонента и КПМ под действием постоянной и переменной силы. В ходе анализа контролировали развитие смещения и поворота вертлужного компонента по часовой стрелке, сравнивая впадины диаметром 44 мм и 56 мм. Было показано, что с большей впадиной пластические деформации трансплантата развивались в меньшей степени, что может быть интерпретировано как преимущество использования компонентов большего размера в сочетании с ИКП [139].

Позднее те же авторы, проведя анализ влияния физиологических нагрузок на миграцию тазового компонента при естественной активности, выявили, что при ходьбе наибольшее воздействие приходится на верхний край вертлужной впадины и приводит к миграции вверх, присаживание и вставание были по своему эффекту схожи и вызывали миграцию впадины кзади. При оценке сил, приводящих к смещению во время ходьбы, выявлена ротация вокруг сагиттальной оси, приводящая к абдукции и демонстрирующая типичный механизм развития расшатывания тазового компонента. Напротив, при вставании и присаживании происходит ротация вокруг фронтальной и вертикальной оси. Это происходит из-

за результирующей силы, действующей в основном в верхнем направлении во время ходьбы и в заднем направлении во время присаживания и вставания [138].

W. Nele с соавт. в своём биомеханическом исследовании провели сравнительную оценку на давление, торсионную нагрузку и отрыв впадины после проведённой ИКП в условиях различных сегментарных дефектов вертлужной впадины. Дефекты типа ПВ по Paprosky были фрезерованы на 15 полутазах свиньи с углами сегментных дефектов 40°, 80° и 120°. После ИКП в каждом случае имплантировали полиэтиленовую чашку цементной фиксации. Чашки с ИКП показали асимптотическую миграцию в среднем $0,26 \pm 0,11$ мм. В итоге ИКП не показала худших биомеханических свойств при углах дефекта сегментарного типа ПВ до 80° по сравнению с чашками без дефектов [130].

Явления миграции ВК при использовании ИКП описываются большинством авторов, как в ранних работах E. Ornstein и B. Waddell [134, 178], так и современными исследователями [7, 41, 125, 186, 187]. Совершенно очевидно, что в случае незначительных дефектов, при возможности частичной опоры на нативную кость, биомеханические условия более благоприятные, в отличие от тех дефектов, где нагрузка полностью приходится на импактированный костный аллотрансплантат (при дефектах типа ЗВ по Paprosky с частичным сегментарным дефицитом).

E. García-Rey с соавт. выявили различия в долгосрочных результатах в зависимости от типа дефекта и использования сетки на край вертлужной впадины. Анализ выживаемости через 15 лет составил $89,1 \pm 14\%$, когда сетка не требовалась, $84,9 \pm 12\%$, когда требовалась сетка только на медиальный дефект, $79,6 \pm 12\%$ с сеткой на край вертлужной впадины и $53,9 \pm 22\%$ в случаях, когда требовались обе сетки (Log Rank-Mantel Cox, $p=0,008$) [85].

Вероятно, миграция во многом зависит от баланса биологических процессов перестройки трансплантата, его пластической деформации или уплотнения за счёт межфрагментарного движения измельчённого аллотрансплантата под влиянием циклических нагрузок, т.е. то, что наступит раньше. M. Abu-Zeid с соавт. показали, что согласно классификациям Paprosky и AAOS, чем меньшего размера был дефект

вертлужной впадины, тем больше была вероятность достижения полной инкорпорации трансплантата ($p < 0,001$). Средняя толщина слоя трансплантата у пациентов с частичной инкорпорацией была выше, чем у пациентов с полной инкорпорацией, $15,5 \pm 3,8$ и $10 \pm 2,2$ мм соответственно ($p < 0,001$) [42].

Таким образом, ИКП – это сложный баланс между достижением первичной стабильной фиксации имплантата и биологией длительного процесса перестройки КПМ.

1.5 Выводы по главе 1

Неуклонно растущая нагрузка ревизионной артропластики в результате старения населения в сочетании с возросшими ожиданиями пациентов и долголетием потребует хорошо проверенных и взвешенных хирургических решений. Вероятно, станет обычным делом для пациентов проходить несколько ревизионных операций, и расходы, связанные с ними, безусловно, станут проблематичными для служб здравоохранения.

Одной из серьёзных проблем в анализе результатов импакционной костной пластики как методики, интерпретации данных литературы и собственных данных является большое количество переменных и методов оценки результатов. Особенно это касается признаков расшатывания компонентов и корреляции между рентгенологическими, гистологическими и клиническими данными. Многие авторы сообщают о хорошей перестройке костно-пластического материала, однако нет единых критериев для оценки такой перестройки, а рентгенологические признаки могут значительно отличаться от клинической бессимптомной ситуации, демонстрируя синдром «клинико-рентгенологических ножниц». Безусловно, важным фактором, также влияющим на стабильность подобной сложной биомеханической системы, являются биологические процессы перестройки КПМ. Существуют определённые противоречия в вопросе необходимости полной остеоинтеграции или возможности обеспечить приемлемую степень стабильности в долгосрочной перспективе. ИКП вертлужной впадины является проверенной и

общепризнанной методикой, которая используется в клинической практике более 40 лет. В настоящее время эндопротезы цементной фиксации имеют тенденцию терять большую часть рынка в тотальной артропластике каждый год в первичных и ревизионных случаях. Многие хирурги обучаются только имплантации бесцементных систем, а методика ИКП многими рассматривается как технически сложная и требующая много времени, что делает её использование менее привлекательным. Тем не менее ИКП с ВК цементной фиксации по-прежнему является одной из немногих методик, которая действительно может восстановить кость, увеличить костный запас для последующих ревизий.

С позиции законов физики, использование измельчённого костного трансплантата при импакционной костной пластике может быть изучено с использованием тех же принципов, которые используются для изучения механики уплотнения грунтов, а сам трансплантат может быть описан как материал в виде перемещающихся относительно друг друга частиц и, более конкретно, как рыхлый агломерат или агрегат. В технических науках уплотнение и поведение материалов в виде частиц в относительно простых напряжённых состояниях не совсем понятны, а в совокупности с механическими параметрами кости применение этих знаний весьма ограничено, что и обосновывает проведение эксперимента в начале нашего исследования.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

2.1 Структура диссертационного исследования

Диссертационная работа основана на ретроспективном наблюдательном исследовании без контрольной группы по изучению закономерностей миграции вертлужной впадины в когорте пациентов ревизионного эндопротезирования с применением импакционной костной пластики. Проведён статистический и экспериментальный анализ условий эффективного применения импакционной костной пластики при дефектах вертлужной впадины в ревизионном эндопротезировании, состоящий из двух блоков: 1) экспериментальной работы, посвящённой биомеханическим процессам импакционной костной пластики, и 2) статистического анализа клинических результатов и интерпретации полученных данных применения импакционной костной пластики с позиции полученных экспериментальных данных.

Проведён ретроспективный анализ результатов применения импакционной костной пластики с использованием технологии X-Change со специализированным инструментарием (Stryker Howmedica, Ньюбери, Великобритания) при ревизионном и первично-сложном эндопротезировании ТБС у пациентов, прооперированных в период с сентября 2015 г. по февраль 2022 г. в ФГБУ ФЦТОЭ Минздрава России (г. Барнаул).

Критериями включения пациентов в исследование являлись: 1) ревизионное или первично-сложное эндопротезирование ТБС; 2) наличие ограниченных или комбинированных с сегментарным дефицитом дефектов вертлужной впадины различной этиологии, потребовавших реконструкции; 3) использование импакционной костной пластики в комбинации с цементируемым вертлужным компонентом.

Критерием исключения являлось применение альтернативных методик реконструкции дефектов вертлужной впадины с использованием бесцементных

вертлужных компонентов с аугментами, реконструктивных кейджей, структурных трансплантатов.

При проведении анализа дана оценка клинических результатов применения импакционной костной пластики у данной категории пациентов с определением выживаемости вертлужных компонентов (ВК) цементной фиксации, использованных при ИКП. Дана оценка рентгенологической картины трансформации физических параметров аллотрансплантата и миграции тазового компонента в динамике: от момента имплантации до контрольного осмотра пациента при проведении исследования в различные сроки.

С учётом полученных клинических данных для изучения природы биомеханических процессов, происходящих с аллотрансплантатом во время оперативного вмешательства и в послеоперационном периоде, проведена экспериментальная работа на одноцикловое стеснённое сжатие и циклические испытания костно-пластического материала, что моделировало уплотнение костно-пластического материала за счёт перемещения костных частиц относительно друг друга. Полученные данные экспериментального исследования послужили основой для интерпретации клинических результатов с позиции биомеханических процессов, происходящих при использовании технологии импакционной костной пластики, как во время оперативного вмешательства, так и в отдалённом периоде.

2.2 Общая характеристика больных, включенных в исследование

Исходно было отобрано 54 пациента, удовлетворяющих критериям включения. К моменту исследования шесть пациентов не были доступны для контакта и проведения контрольного осмотра. Трое пациентов умерло за данный период от причин, не связанных с проведённым оперативным вмешательством, но доступные данные и рентгенограммы, сделанные в период наблюдения этих пациентов, были включены в исследование. Таким образом, 48 пациентов остались для окончательного анализа выживаемости ВК цементной фиксации: 23 женщины

(47,9%), 25 мужчин (52,08%). Средний возраст пациентов на момент оперативного вмешательства составил 59,8 года в диапазоне 35–78 лет; 21 пациент в возрасте до 60 лет, 27 – в возрасте 60 лет и более. Средний индекс массы тела (ИМТ) пациентов составлял $28,53 \pm 4,9$ кг/м² (диапазон 18,2–39,0). 12 (22,2%) пациентов имели нормальный вес, 21 (38,9%) – избыточный вес, 14 (25,9%) – ожирение I ст., 7 (13,0%) – ожирение II ст. Средний период наблюдения составил 60 месяцев (от 12 до 111 мес.). Анкеты для анализа клинических результатов заполнены у 44 пациентов, данные рентгенологического исследования были подвергнуты анализу в 42 случаях.

В структуре оперативных вмешательств ревизионное эндопротезирование исходно составило 47 случаев, из них в 30 случаях операция была выполнена по поводу асептического расшатывания, в двух случаях – по поводу остеолизиса, в одном случае – по поводу массивного постэксплантационного дефекта вертлужной впадины после неудачной попытки реконструкции другими методами, в 13 случаях ИКП была выполнена на втором этапе лечения перипротезной инфекции (ППИ) и в одном случае – при одноэтапном лечении ППИ. В 7 случаях костная пластика вертлужной впадины выполнена при первичном сложном эндопротезировании тазобедренного сустава: в одном случае – при массивной остеолитической кисте, в одном случае – при асептическом некрозе головки бедренной кости со вторичным дефектом вертлужной впадины, в одном случае – при двухэтапном лечении артрита на фоне перенесённого остеомиелита головки бедренной кости и в 4 случаях – при протрузионном коксартрозе. В 26 случаях ревизия тазового компонента сочеталась с заменой бедренного компонента, в 11 случаях ИКП была выполнена одновременно на тазовой и бедренной костях. В финале для анализа среднесрочных результатов были доступны данные 37 пациентов, которым выполнены ревизионные вмешательства, и 5 пациентов, перенесших первичное сложное эндопротезирование. Основные нозологии представлены на диаграмме (рисунок 1).

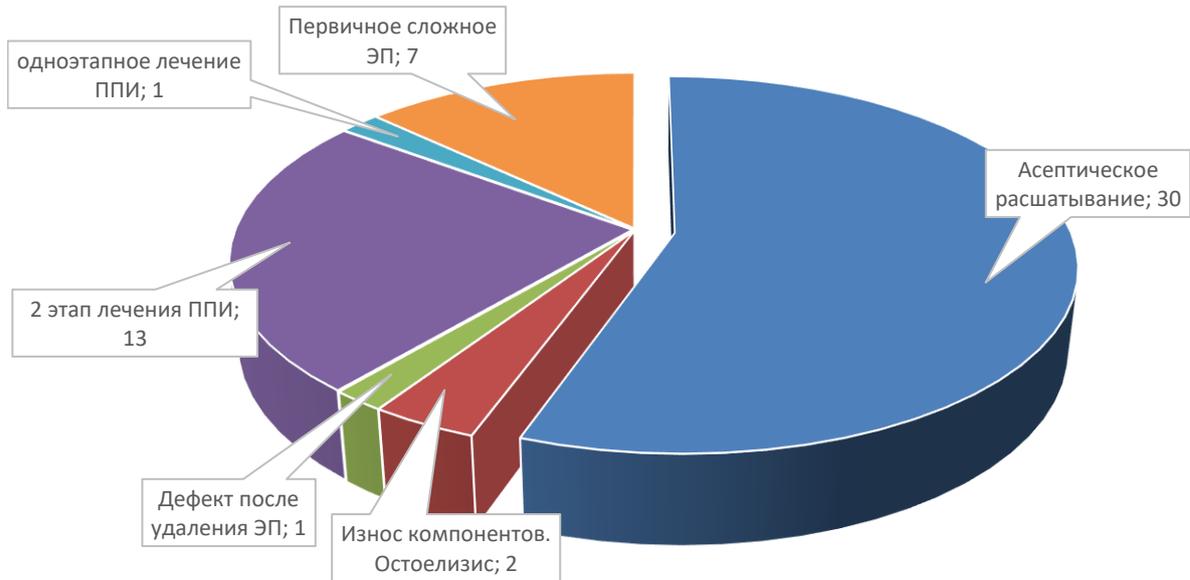


Рисунок 1 – Диаграмма исходного распределения выполненных оперативных вмешательств по нозологическим группам, n=54

На основании предоперационных рентгенограмм, данных МСКТ и интраоперационной картины дефекты вертлужной впадины классифицировали по характеру ограниченности и степени тяжести согласно классификации AAOS (American Academy of Orthopaedic Surgeons) и W. Paprosky соответственно (таблицы 1–2).

Таблица 1 – Классификация костных дефектов вертлужной впадины AAOS

Тип	Формулировка	Описание
Тип I	Сегментарный дефицит Периферический: <ul style="list-style-type: none"> • верхний • передний • задний Центральный (отсутствие медиальной стенки)	Потеря части кости по периферии на входе вертлужной впадины или медиальной стенки
Тип II	Кавитарный дефицит Периферический: <ul style="list-style-type: none"> • верхний • передний • задний Центральный (медиальная стенка сохранена)	Объемная потеря в костном веществе вертлужной впадины (костные полости)

Продолжение таблицы 1

Тип III	Комбинированный сегментарно-кавитарный дефицит	Сочетание сегментарной потери костной массы и костных полостей
Тип IV	Разобщение тазового кольца	Полное разделение между верхним и нижним аспектами вертлужной впадины
Тип V	Артродез	Артродез

Таблица 2 – Классификация костных дефектов вертлужной впадины Paprosky с последующими уточнениями

Тип	Рентгеновские признаки				Интерпретация
	Миграция центра ротации бедренного компонента	Остеолиз седалищной кости	«Фигура слезы»	Линия Kohler	
Тип 1	Минимальная или отсутствует	Отсутствует	Интактна	Интактна	Ацетабулярный рим и обе колонны интактны, имеются небольшие ограниченные дефекты; контакт с костью > 90%
Тип 2a	Невыраженная	Незначительный (< 7 мм)	Интактна	Интактна	Незначительный верхний дефект; контакт с костью 80–90%
Тип 2b	Умеренная (< 3 см)	Незначительный (< 7 мм)	Умеренный лизис	Интактна	Верхне-наружное смещение не более 3 см; контакт с костью > 60%
Тип 2c	Медиальная (> 2 см)	Невыраженный (< 7 мм)	Лизис от умеренного (потеря латерального контура) до тяжелого (потеря медиального контура)	Умеренно нарушена	Изолированная медиальная миграция, рим сохранен, нарушена линия Kohler
Тип 3a	Значительная краниолатеральная (> 3 см)	Минимальный (7–14 мм)	Умеренный лизис (потеря латерального контура)	Не нарушена	Значительное верхнее смещение, нарушен рим, но не более чем на ½ диаметра, «фигура слезы» визуализируется с трудом, минимальный остеолиз седалищной кости; контакт с костью < 60%

Продолжение таблицы 2

Тип 3b	Выраженная краниомедиальная (> 3 см)	Выраженный (≥ 15 мм)	Выраженный лизис (потеря медиального контура)	Значительно нарушена	Тяжелый дефект – сохранены лишь остатки колонн; контакт с костью < 40%
--------	--------------------------------------	----------------------------	---	----------------------	--

Дефекты распределились следующим образом: типа 3В встречались в 27 (57,45%) случаях, тип 2А – в 18 (38,3%) случаях, тип 2В и 2С – по 1 (0,02%) случаю (таблица 3). Среди них неограниченные дефекты (I тип) встречались лишь в 1 случае, в остальных ситуациях это были ограниченные дефекты (II тип) – 21 случай или комбинированные (III тип), с возможностью реконструкции и перевода их в полностью ограниченные – 34 случая. На диаграмме представлено соотношение характеристик костных дефектов согласно двум классификациям (рисунок 2).

Таблица 3 – Исходное соотношение костных дефектов по Paprosky и AAOS, n=54, на начальной точке исследования

W. Paprosky		AAOS	
тип	количество	тип	количество
ревизионное эндопротезирование, n=47			
Тип 2С	1	I тип	1
Тип 2В	1	III тип	1
Тип 2А	18	II тип	7
		III тип	11
Тип 3В	27	I тип	1
		II тип	4
		III тип	22
первично-сложное эндопротезирование, n=7			
нет		II тип	5
		III тип	2

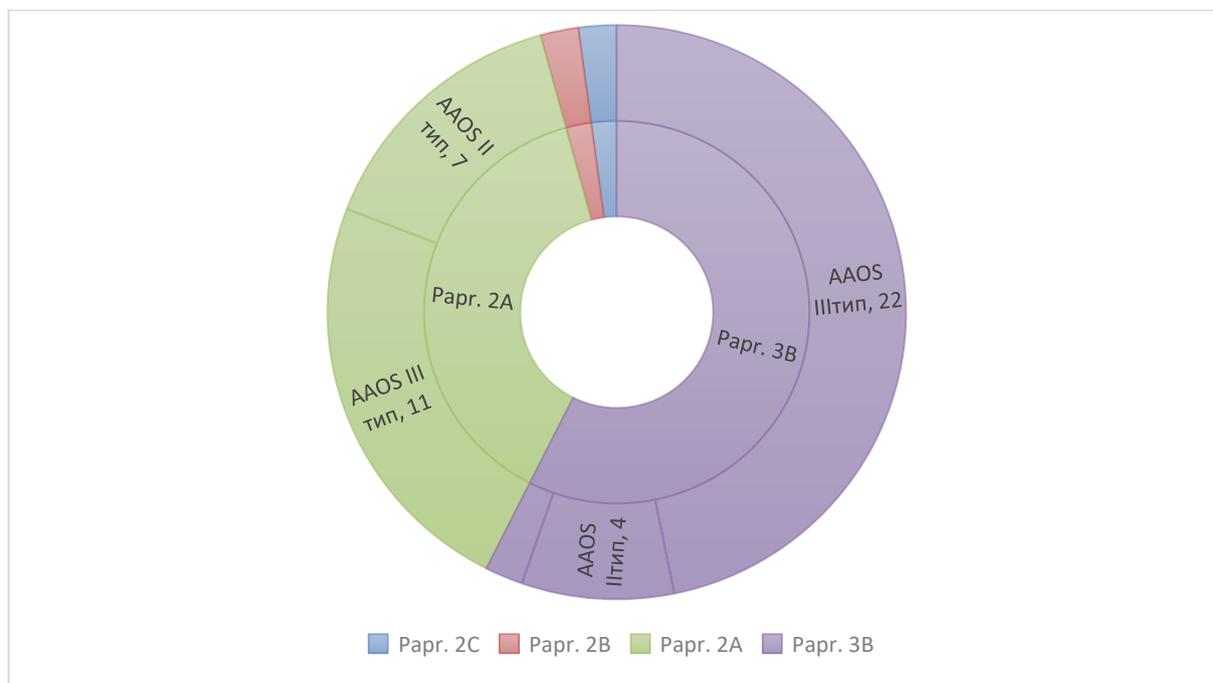


Рисунок 2 – Соотношение костных дефектов по Paprosky и AAOS, доступных для оценки выживаемости ВК, n=48 на момент завершения исследования (60 мес.)

2.3 Технология импакционной костной пластики¹

2.3.1 Общая характеристика оперативных вмешательств

В предоперационном периоде при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава или наличии объёмных оперативных вмешательств на суставе в анамнезе проводили аспирацию синовиальной жидкости из тазобедренного сустава, проводили цитологическое и микробиологическое исследования с целью диагностики перипротезной инфекции (ППИ). При выявлении признаков ППИ основной этап реконструкции с использованием ИКП проводили вторым этапом при соответствии критериям включения.

Все операции выполнялись из переднебокового доступа. В ходе оперативного вмешательства производили оценку состояния вертлужной впадины, величины костных дефектов. Полученную картину соотносили с данными

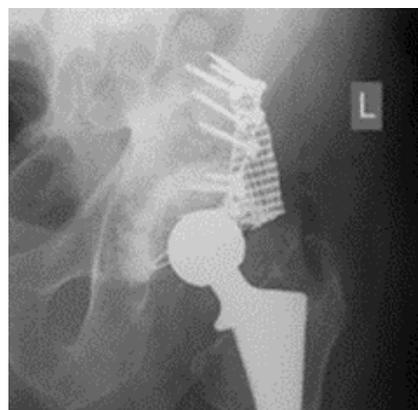
¹ Данный раздел описан в учебном пособии: Замещение дефектов вертлужной впадины при первичном и ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава с помощью импакционной костной пластики : учебное пособие / В. Н. Гольник, В. В. Павлов, В. А. Пелеганчук и др. Барнаул: Изд-во , 2023. 63 с.

рентгенологического исследования, проведённого при предоперационном обследовании. При подтверждении ограниченного характера костного дефекта или его сегментарного костного дефицита с возможностью перевода в полностью ограниченный для удержания КПМ утверждали тактику применения ИКП. В тех участках вертлужной впадины, где ограниченность дефекта нарушалась, мы устанавливали металлическую реконструктивную сетку X-Change (Stryker Howmedica, Ньюбери, Великобритания) или аугмент из пористого тантала (Zimmer, Варшава, Индиана, США) или индивидуальную 3D-сетку (Logeeks MS, Новосибирск, Россия), изготовленную методом селективного лазерного спекания титанового порошка (рисунок 3). В качестве артикулирующего компонента при имплантации использовали вертлужные компоненты цементной фиксации различных производителей размером от 40 до 58 мм.

Ревизионное вмешательство на бедренном компоненте выполняли по показаниям.



а



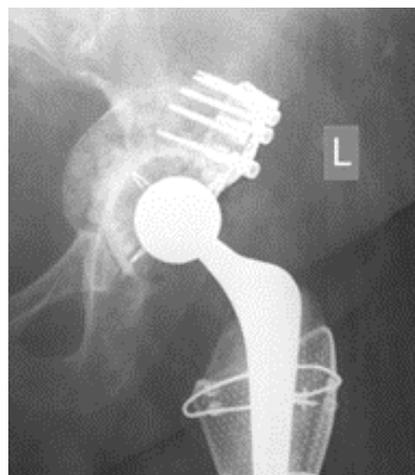
б



в



г



д

е

Рисунок 3 – Примеры использования различных конструкций для ограничения сегментарных дефектов вертлужной впадины в сочетании с ИКП: а) реконструктивная сетка для импакционной костной пластики; б) рентгенограмма левого тазобедренного сустава после выполненного ревизионного эндопротезирования с применением ограничивающей реконструктивной сетки и ИКП; в) аугмент из трабекулярного металла; г) рентгенограмма левого тазобедренного сустава после ревизионного эндопротезирования с применением ограничивающего костный дефект аугмента и ИКП; д) индивидуально изготовленная методом 3D-печати сетка; е) рентгенограмма левого тазобедренного сустава после ревизионного эндопротезирования с применением ограничивающей 3D-сетки и ИКП

2.3.2 Приготовление костно-пластического материала

Костно-пластический материал готовили вручную. Замороженные термически дезинфицированные донорские головки бедренной кости из госпитального костного банка предварительно размораживали и разделяли с помощью осцилляторной пилы и остеотома на фрагменты, удобные для дальнейшей обработки (рисунок 4).



Рисунок 4 – Фрагментация бедренной головки аллокости с помощью осцилляторной пилы

С помощью кусачек Люэра изготавливали чипсы размером около 10 мм^3 . Размер и качество костных чипсов были важны для ранней механической стабильности импактированной костной массы (рисунок 5).



Рисунок 5 – Изготовление костных чипсов с помощью кусачек вручную

Полученные костные чипсы должны были быть самого большого размера, приемлемого для импакции между стенками кости вертлужной впадины и импактором (рисунок 6).

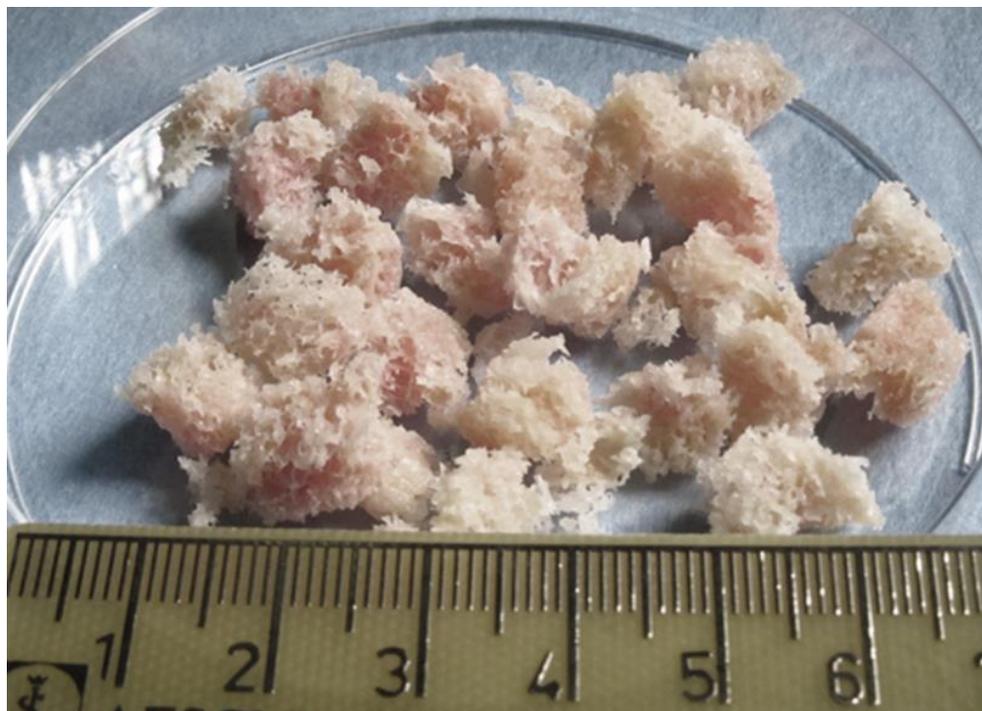


Рисунок 6 – Костные чипсы для тазовой ИКП

В случае реконструкции вертлужной впадины во время первичного сложного эндопротезирования в КПМ из аллокости добавляли костные чипсы из аутологичной кости. Для увеличения устойчивости костной массы к сдвигу и повышения механической стабильности производили промывание измельчённой аллогенной костной массы с помощью аппарата пульсирующей струи тёплым солевым раствором, удаляя избыточный жир, тканевой детрит, остатки крови (рисунок 7).



Рисунок 7 – Пульс-лаваж костных чипсов

После механической подготовки костно-пластического материала к измельчённому аллотрансплантату с профилактической целью добавляли антибиотик из расчёта 1 г ванкомицина на 1 головку. При наличии дополнительных рисков развития инфекционных осложнений или этапном лечении ППИ выбор антибактериального препарата выполняли совместно с клиническим фармакологом.

2.3.3 Аугментация костного дефекта

После удаления нестабильного тазового компонента готовили костное ложе, освобождали вертлужную впадину от рубцовых тканей, фиброзной мембраны с помощью кюретажа острой ложкой до получения хорошо кровоточащей кости по всей поверхности. В отдельных участках склерозированной кости проводили дополнительные остеоперфорации тонким сверлом или спицей Киршнера 2 мм для дополнительной стимуляции ангиогенеза и сосудистой инвазии в импактированный КПМ. С целью дополнительной мобилизации тканей удаляли избыточные оссификаты, костно-рубцовые напластования по периметру вертлужной впадины.

Проводили оценку костного дефекта по локализации, форме и степени ограниченности. Уделяли внимание передним и задним опорным структурам, обращали внимание на отсутствие признаков диссоциации таза. Одним из существенных моментов являлась идентификация уровня поперечной связки вертлужной впадины – важного ориентира для правильного позиционирования тазового компонента эндопротеза. На рентгенограмме этот уровень соответствует «фигуре слезы». Используя данный ориентир, устанавливали тестовый вертлужный компонент на уровень поперечной связки, моделируя анатомическое расположение чашки и оценивая количество необходимого КПМ для проведения пластики. С помощью полусферического импактора производили оценку края вертлужной впадины, величину сегментарного дефекта при его наличии (рисунок 8).



Рисунок 8 – Импактор установлен во вход вертлужной впадины. Проводится оценка сохранившихся структур и величины периферического сегментарного дефекта области надацетабулярного массива

В тех участках вертлужной впадины, где ограниченность дефекта нарушалась, использовали металлическую реконструктивную сетку, с помощью которой дефект переводили в полностью ограниченный (рисунок 9).

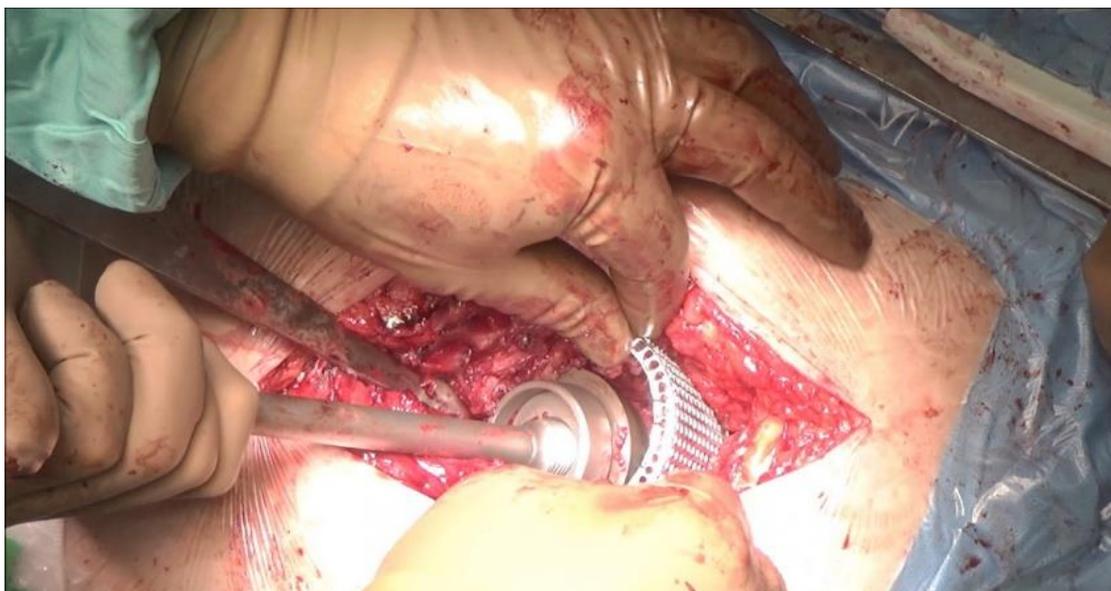


Рисунок 9 – Импактор установлен во вход вертлужной впадины. Примерка реконструктивной металлической сетки для закрытия дефекта

Центральный и периферический сегментарный дефект внимательно исследовали для оценки возможности реконструкции. Гибкую металлическую реконструктивную сетку максимально плотно укладывали по краю дефекта, моделировали по поверхности, повторяя контур вертлужной впадины с напуском не менее 1 см от края дефекта (рисунок 10).

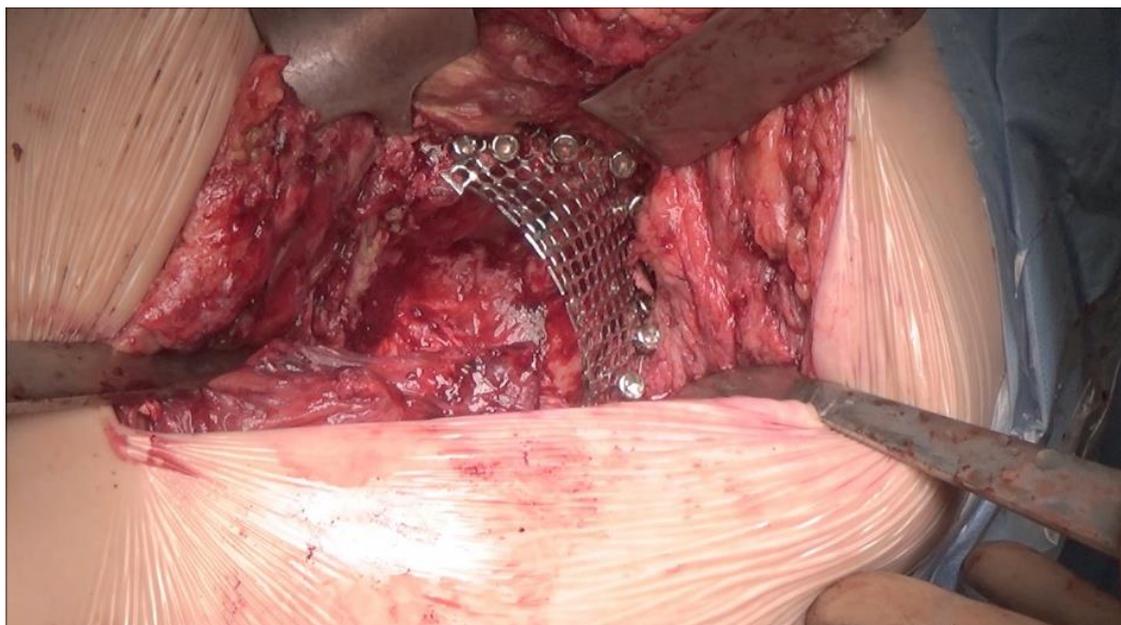


Рисунок 10 – Фиксация сетки по краю сегментарного дефекта вертлужной впадины с помощью винтов

При необходимости избыточные края сетки подравнивали по контуру дефекта специальными ножницами по металлу и фиксировали винтами 2,5 мм в тело подвздошной кости и стенки вертлужной впадины. Фиксацию проводили минимум в трёх точках по периферии (но обычно больше) на расстоянии примерно 1 см друг от друга.

Медиальный сегментарный дефект также закрывали металлической сеткой (рисунок 11).

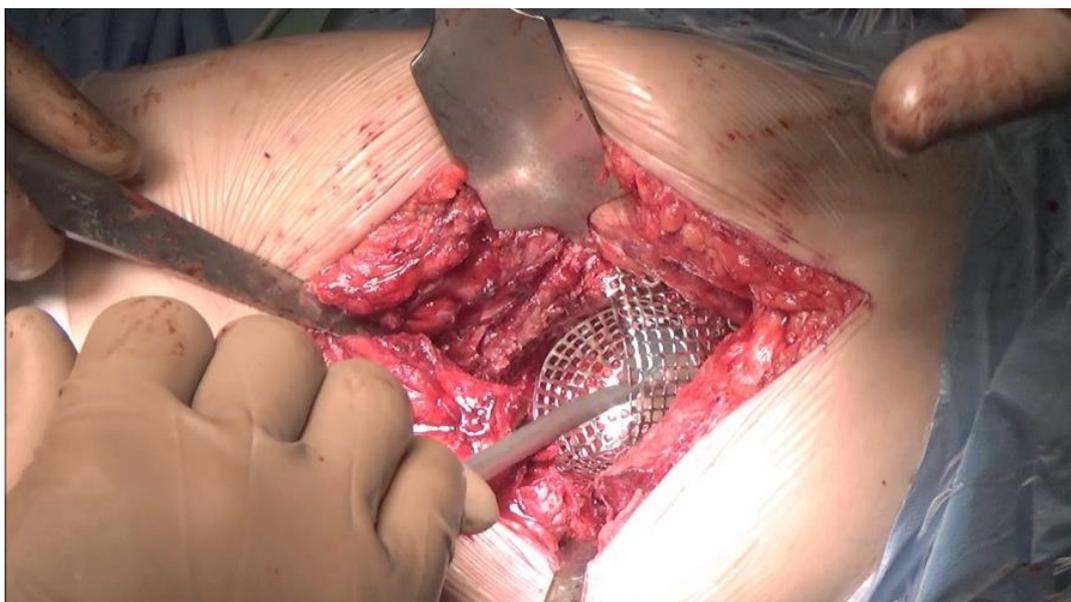


Рисунок 11 – Дефект медиальной стенки вертлужной впадины также закрыт реконструктивной сеткой

В некоторых случаях для ограничения костного дефекта использовали аугменты из пористого металла или индивидуально изготовленную 3D-сетку. После того как дефекты становились полностью ограниченными, впадину заполняли костными чипсами импакционно.

При массивной потере кости, утрате передней или задней стенки вертлужной впадины или выявленной поперечной диссоциации таза (Pelvic discontinuity) комбинировали костную пластику измельчёнными костными фрагментами с применением реконструктивных колец, кейджей или индивидуально

изготовленной 3D-конструкции. Однако в этом случае пациент выбывал из исследования согласно критериям исключения.

2.3.4 Техника уплотнения костно-пластического материала

Определяющим и, вероятно, наиболее трудоёмким аспектом ИКП являлось уплотнение трансплантата. Во время процесса импакции КПМ происходила пластическая деформация и движение частиц, что приводило к профилированию измельчённой костной массы, лучшему уплотнению и уменьшению объёма импактируемого материала. Прикладывая усилие, необходимо было иметь настороженность в отношении перелома вертлужной впадины. При очень низком качестве кости и достаточно интенсивной импакции существует высокий риск получить разобщение впадины или другие повреждения. Поэтому акцент был смещён в пользу количества повторений, нежели прикладываемой силы импакции.

Уплотнение костных чипсов и профилирование вертлужной впадины выполняли с помощью полусферического импактора и дополнительных импакторов различной формы из специализированного набора для ИКП X-Change Stryker (рисунок 12).

Импакцию начинали с мелких полостей, используя грибовидный импактор, затем переходили непосредственно ко всей впадине (рисунок 13).

Укладывая слой за слоем костные чипсы, уплотняли их непосредственно в вертлужной впадине, начиная из глубины дефекта. Уплотнение производили полусферическим импактором, начиная с меньшего размера и переходя к большему на заключительном этапе (рисунок 14).



Рисунок 12 – Часть оригинальных основных инструментов набора X-Change:

- а) полусферические профилирующие импакторы для тазовой импакции;
- б) дополнительные импакторы прямоугольной и полулунной формы;
- в) профилирующие импакторы для бедренной импакции; г) вспомогательные импакторы грибовидной, пуговчатой, полулунной формы

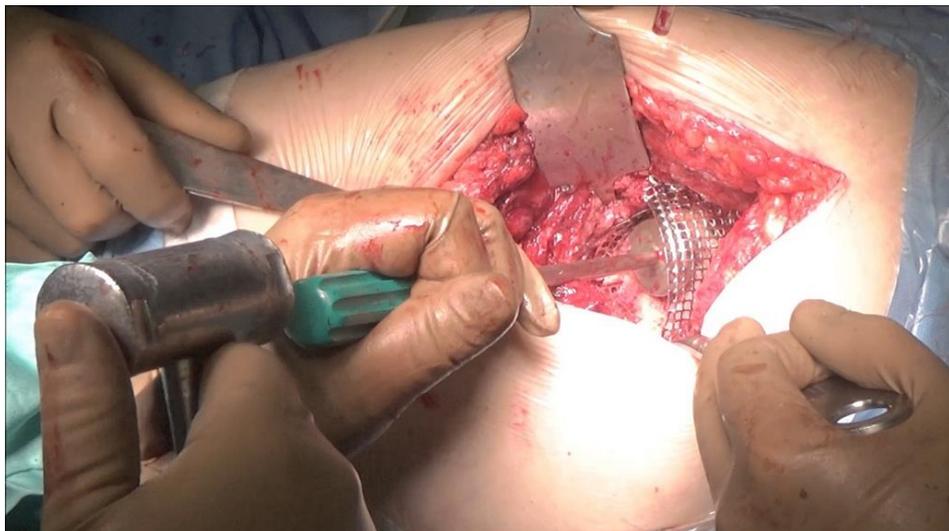


Рисунок 13 – Заполнение дефекта вертлужной впадины костными чипсами

С помощью импактора добивались уплотнения костных чипсов до тех пор, пока костный массив не станет достаточной прочности. При тактильной оценке его плотность должна была быть сопоставима с нативной губчатой костью.



Рисунок 14 – Импакция костных чипсов и профилирование впадины полусферическим импактором

Последним использовали импактор на 2–4 мм больше относительно запланированной чашки эндопротеза. Было важным, чтобы высота импактированной костной массы достигла уровня поперечной связки, но не превышала его. Толщина уплотнённого слоя чипсов должна была быть не менее 5 мм. Для уплотнения костных фрагментов непосредственно около рима вертлужной впадины в сочетании с полусферическим импактором использовали дополнительные импакторы различной формы, облегчающие импакцию более тонкого слоя костных чипсов.

По мере наполнения дефекта КПМ, в процессе импакции, контролировали направление самого импактора в положении, близком к необходимой антеверсии и инклинации. Отслеживали «рост» импактированной костной массы внутри впадины и при необходимости корректировали распределение костных чипсов. В итоге получали вогнутую полусферическую поверхность из уплотнённых костных чипсов (рисунок 15).



Рисунок 15 – Окончательный вид вертлужной впадины после импакции костными чипсами и профилирования полусферическим импактором

2.3.5 Прессуризация костного цемента и имплантация вертлужного компонента эндопротеза

Необходимо подчеркнуть, что на этапе имплантации цементируемой вертлужной впадины эндопротеза было важно создать условия для адекватной прессуризации костного цемента, поскольку создание полноценной цементной мантии является дополнительным фактором стабилизации уплотнённых костных чипсов (рисунок 16).

Перед нанесением цемента костное ложе необходимо было предварительно освежить с помощью аппарата пульсирующей струи и осушить с помощью марлевого тампона. На время промывания КПМ защищали от вымывания с помощью свободной фрезы или сетчатой ложки (рисунок 17).

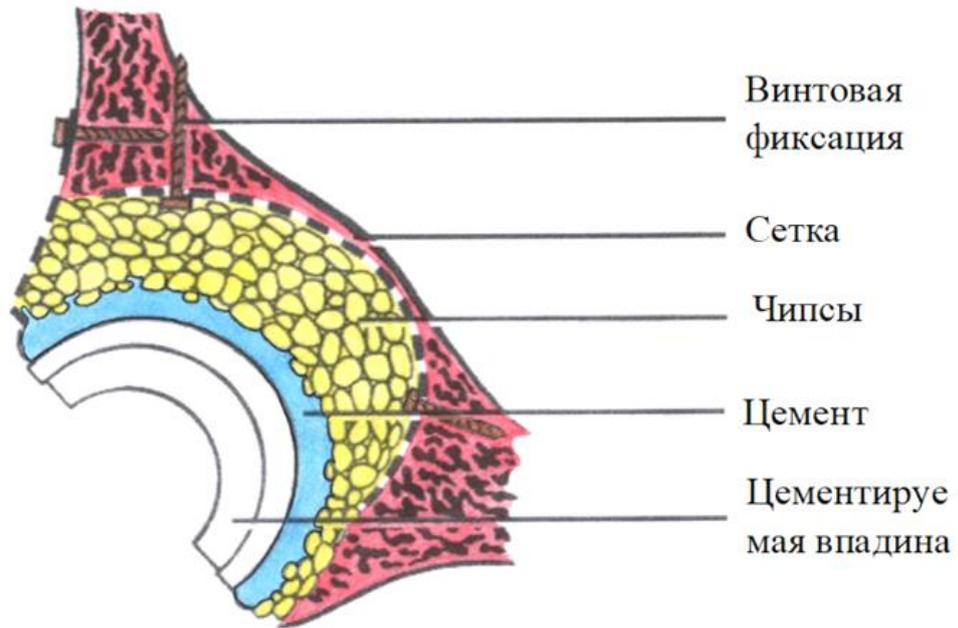


Рисунок 16 – Схематическое изображение реконструированной с помощью ИКП вертлужной впадины

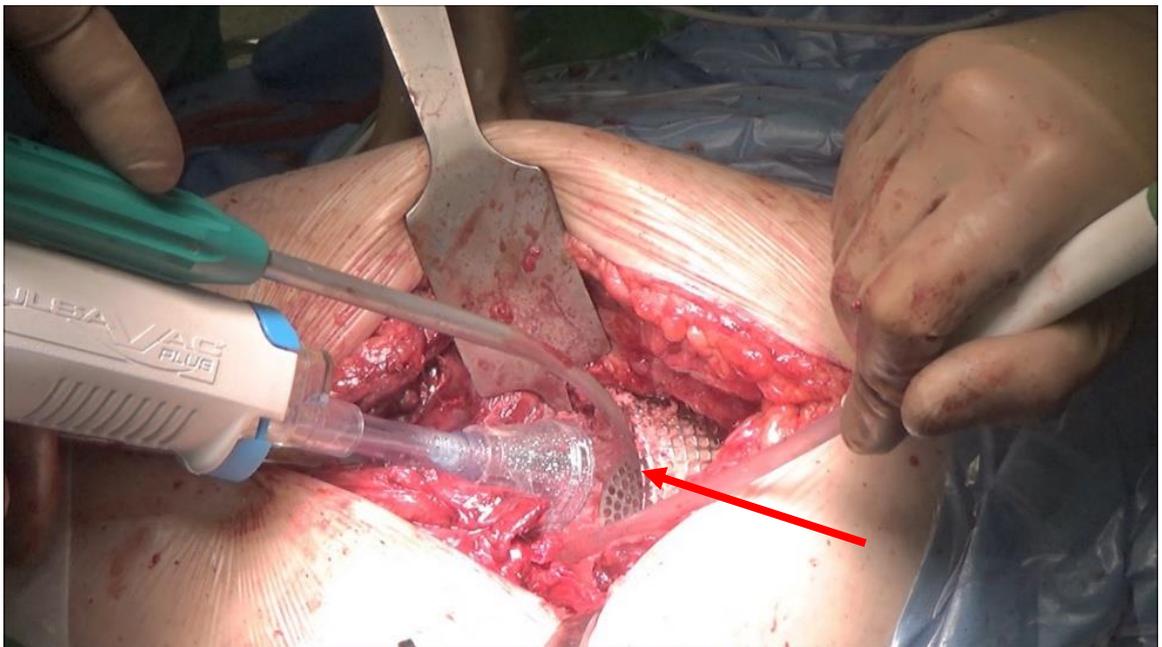


Рисунок 17 – Предварительный пульс-лаваж реставрированной вертлужной впадины КППМ перед цементированием (сетчатая ложка на дне впадины указана стрелкой)

На чистую сухую поверхность импактированного аллотрансплантата помещали порцию костного цемента и равномерно распределяли по поверхности (рисунок 18).



Рисунок 18 – Вид вертлужной впадины после нанесения порции костного цемента

Использовали костный цемент низкой или средней вязкости (например, Simplex). При температуре 21 °С в операционной замешивали по крайней мере одну минуту и на одну минуту оставляли в покое. Через 3–4 минуты выполняли цементирование. Для давления на пластичный костный цемент использовали импровизированный прессуризатор. Для этого покрывали марлевой салфеткой, а затем перчаточным латексом фрезу, соответствующую размеру имплантируемой чашки (рисунок 19).



Рисунок 19 – Вид вертлужной впадины в процессе прессуризации костного цемента

Помещали прессуризатор во впадину и осуществляли умеренное давление, плавно продвигаясь в направлении дна вертлужной впадины. Учитывая пластичные свойства костного цемента, задерживали прессуризатор во впадине на 15–20 сек. с расчётом, что за это время произойдёт проникновение костного цемента в межтрабекулярное пространство костных фрагментов КПМ, в сохранившиеся полости и пространства между самими фрагментами, а избыток костного цемента выйдет по периферии прессуризатора наружу. При выполнении данной процедуры проявляли осторожность, чтобы не вытолкнуть вместе с избытком цемента костные чипсы и не деформировать рим вертлужной впадины (рисунок 20).

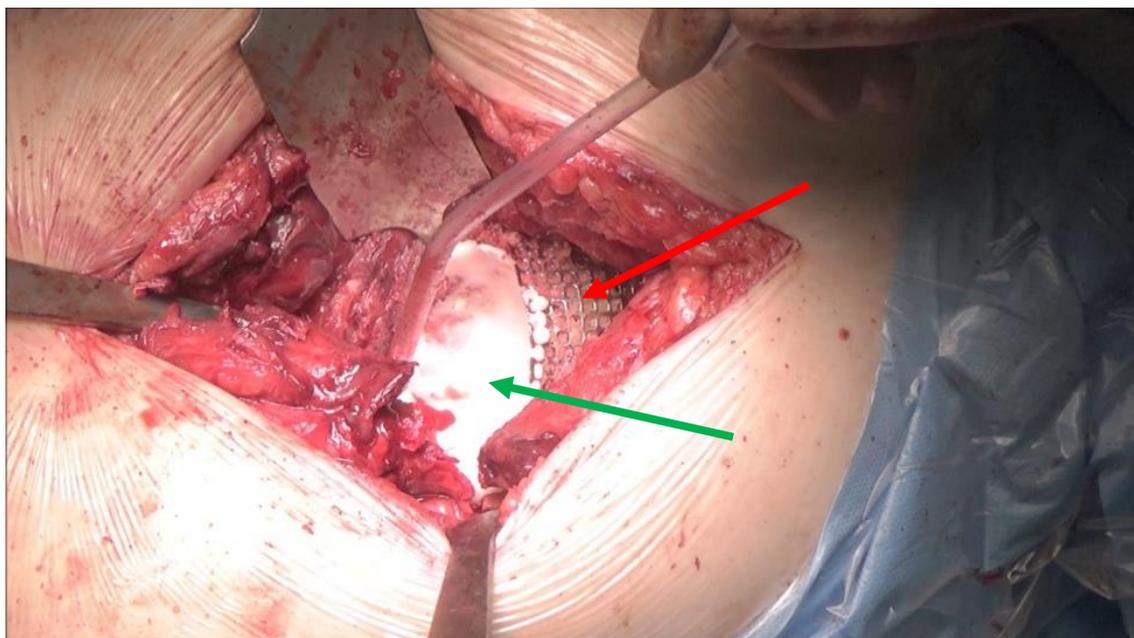


Рисунок 20 – Внешний вид вертлужной впадины после прессуризации цемента. Костный цемент равномерно покрывает восстановленную поверхность вертлужной впадины (указано зеленой стрелкой). Через сетку видно импактированный КПМ (указано красной стрелкой)

Вертлужный компонент цементной фиксации необходимого размера вводили в вертлужную впадину. Размер компонента был на 2–4 мм меньше последнего использованного импактора. Это важно для формирования полноценной цементной мантии. В процессе имплантации впадину позиционировали в анатомическом положении с соблюдением необходимой инклинации (40°) и антеверсии ($15\text{--}20^\circ$) и удерживали в заданном положении до завершения полимеризации цемента (рисунок 21).

Если была использована сетка, то её края подгибали для более надёжного удержания импактированной костной массы и армирования цементной мантии области дефекта (рисунок 22).

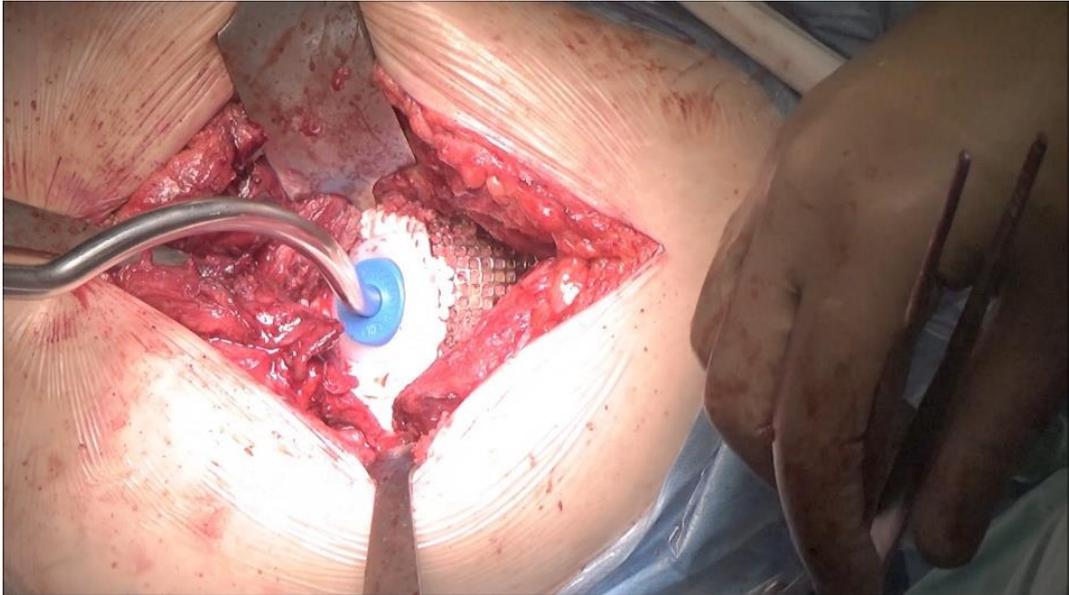


Рисунок 21 – Внешний вид вертлужной впадины при удержании вертлужного компонента эндопротеза с помощью установочного инструментария в необходимом положении на период полимеризации костного цемента

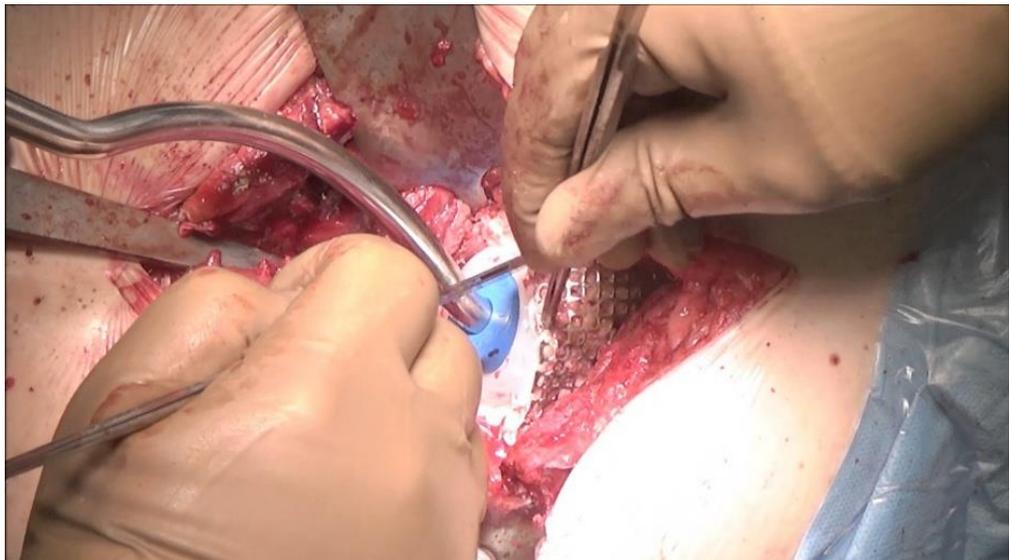


Рисунок 22 – Внешний вид вертлужной впадины. Моделирование сетки, подворачивая свободный край

После полимеризации костного цемента получали стабильно фиксированный вертлужный компонент и переходили к следующему этапу операции (рисунок 23).

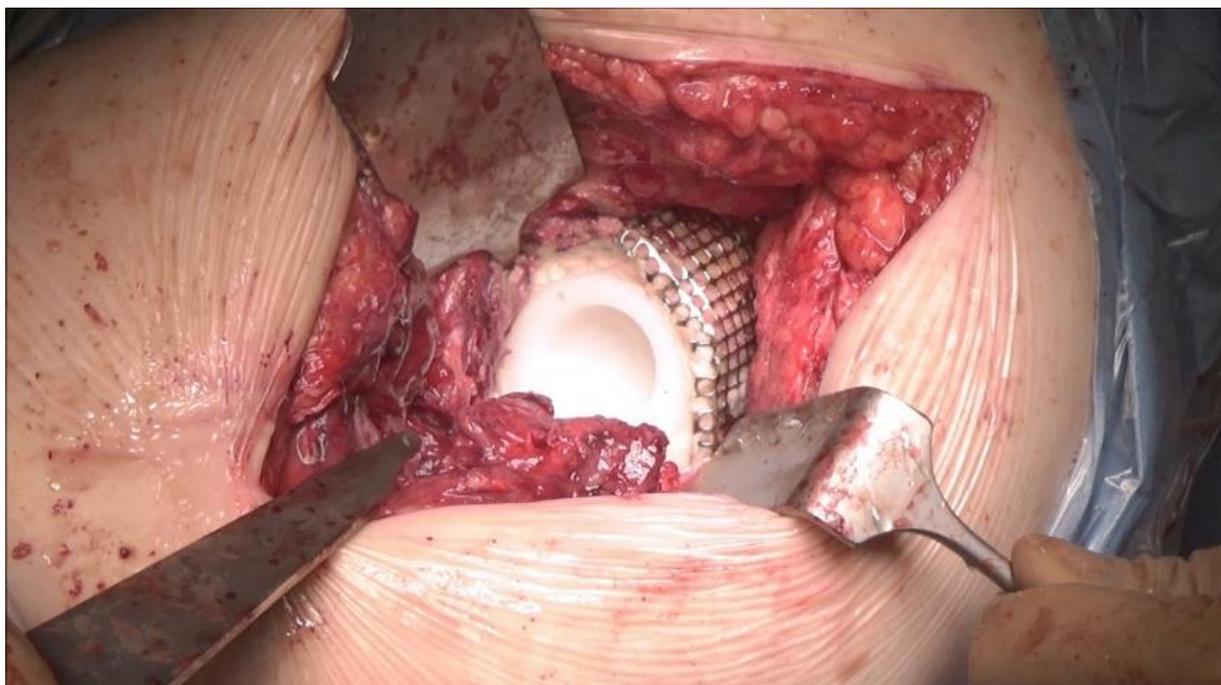


Рисунок 23 – Окончательный вид вертлужной впадины после выполненной реконструкции с импакционной костной пластикой и установленным вертлужным компонентом эндопротеза

2.3.6 Ортопедический режим после операции

Активизацию пациентов производили на следующий день после выполненной операции. Стабилизация КПМ должна была быть такой, чтобы пациент непосредственно после активизации мог нагружать конечность собственным весом. Пациентам выполнялась контрольная рентгенография после операции, затем через 6 недель, и при отсутствии каких-либо патологических изменений разрешали постепенный переход к повседневной активности и полной нагрузке с последующими рекомендациями выполнять рентгенологический контроль в 3, 6 и 12 месяцев, далее ежегодно.

2.4 Методики клинических и рентгенологических исследований

2.4.1 Клинический осмотр пациентов с оценкой функционального состояния

Пациентов приглашали на контрольное обследование с рентгенограммами тазобедренного сустава в прямой и аксиальной проекциях, проводили клинический осмотр с оценкой функциональных результатов по модифицированной шкале Харриса (HHS) и индекса остеоартрита университетов Западного Онтарио и МакМастера (индекс WOMAC). Пациенты, которые не смогли прибыть на очный осмотр, были опрошены по телефону, а их рентгенограммы были запрошены по почте с последующим анализом.

2.4.2 Лучевые методы исследования

В послеоперационном периоде в первые сутки после операции выполнялась стандартная цифровая рентгенография таза с целью контроля положения компонентов и заполнения дефекта КППМ. Рентгенография выполнялась на аппарате Apollo DRF 4343, Siemens Axiom Iconos R200 и обрабатывалась на консоли AGFA CR-30X. Для стандартизации исследования рентгеновские снимки выполнялись по протоколу, согласно которому пациент располагался на рентгенологическом столе на спине с внутренней ротацией нижних конечностей 15 градусов для максимального обзора проксимального отдела бедренной кости. Фокусное расстояние составляло 120 см. При выполнении обзорной проекции пучок лучей направлялся на середину расстояния между верхней границей лобкового симфиза и линией, проведённой между верхними подвздошными остями. Для коррекции избыточного лордоза поясничного отдела использовался валик, располагаемый под коленными суставами пациента.

При выполнении снимков тазобедренного сустава в боковой проекции пациент располагался в положении на спине на рентгенологическом столе, противоположная нога была согнута в коленном и тазобедренном суставах под

углом 80 градусов, заинтересованная нога находилась в положении 15 градусов внутренней ротации для выведения переднебоковой поверхности тазобедренного сустава. Излучатель рентгеновского аппарата должен располагаться параллельно рентгеновскому столу и быть ориентированным под углом 45 градусов к исследуемому суставу с направлением пучка лучей на центр головки бедренной кости.

Для калибровки рентгеновских изображений при выполнении исследования в предоперационном периоде использовался калибровочный объект в виде металлического шарика диаметром 25 мм, который размещался на уровне тазобедренного сустава. После выполненной реконструкции в качестве калибровочного объекта использовали головку имплантированного эндопротеза известного диаметра.

Рентгенологическую оценку состояния костного аллотрансплантата и его трансформации в процессе наблюдения производили с использованием критериев, описанных Т. Sloof с соавторами:

- 1) при исследовании сравнивали рентген-плотность трансплантата и нативной кости;
- 2) оценивался трабекулярный рисунок в области импактированной кости;
- 3) полная перестройка аллотрансплантата определялась как идентичная рентген-плотность трансплантата и нативной кости с непрерывным трабекулярным рисунком по всей поверхности.

Признаки расшатывания тазового компонента оценивали по наличию рентген-прозрачных линий толщиной более 2 мм на границе интерфейсов цемент–трансплантат в трёх зонах по J.S. De Lee и J. Charnley (рисунок 24). Наличие линий толщиной более 2 мм во всех трёх зонах расценивалось как достоверный признак расшатывания компонентов. При наложении тени от металлической конструкции оценивали целостность металлоконструкции и изменение положения винтов.

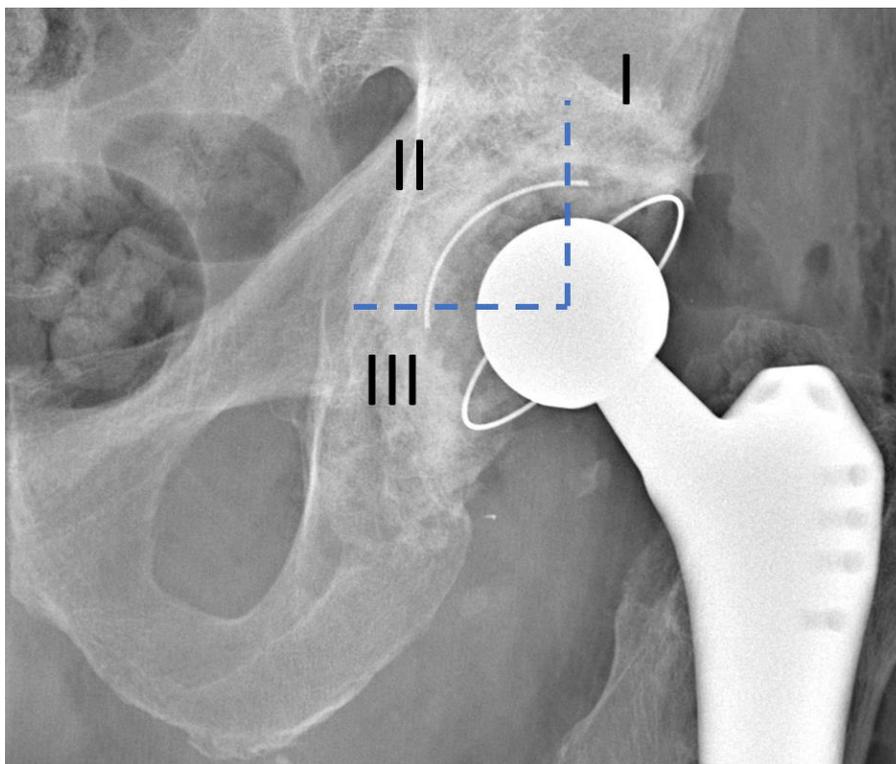


Рисунок 24 – Схема зон, описанных J.S. De Lee и J. Charnley

Неудовлетворительным результат считался при наличии рентген-прозрачных линий во всех трёх зонах, разрушении сетки или миграции винтов, дислокации тазового компонента.

Компьютерная томография выполнялась на аппарате Siemens Somatom Emotion 16 при необходимости уточнения морфологических особенностей и классификации костного дефекта вертлужной впадины в тех ситуациях, когда данных рентгенографии было недостаточно для планирования оперативного вмешательства и послеоперационного контроля выполненной реконструкции (рисунок 25).

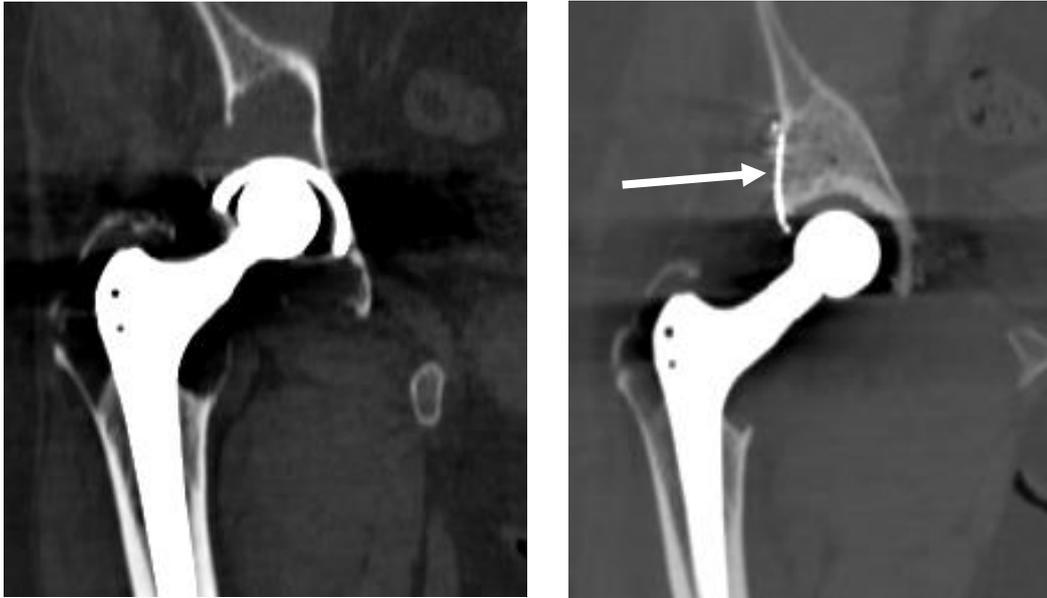


Рисунок 25 – Компьютерная томограмма правого тазобедренного сустава:
 а) остеолитический дефект ацетабулярного массива правого тазобедренного сустава; б) замещенный КПМ костный дефект, аугментированный реконструктивной сеткой (указано стрелкой)

Также выполняли КТ в случаях изготовления индивидуальной 3D-сетки. Для проектирования конструкции DICOM-файлы исследования направляли инженеру дистанционно по защищенным каналам.

2.5 Методика измерения миграции вертлужного компонента

Для оценки степени миграции вертлужного компонента производили измерение смещения центра ротации эндопротеза в динамике по методике, описанной D. Nunn (1989). Мы проводили базовую линию через нижний край «фигуры слезы» обоих ТБС (ось X), вторую линию проводили перпендикулярно первой по наружному краю «фигуры слезы» оперированного сустава (ось Y) и измеряли горизонтальное и вертикальное расстояния до центра головки эндопротеза, восстанавливая перпендикуляр из центра головки на ось X и ось Y. Мы также измеряли угол инклинации ВК относительно оси X и дополнительно его антеверсию. Величину смещения центра ротации по осям X и Y определяли путём

вычисления разницы между исходным положением и при завершении исследования. Аналогичным образом оценивали разницу в значениях инклинации и антеверсии (рисунок 26).

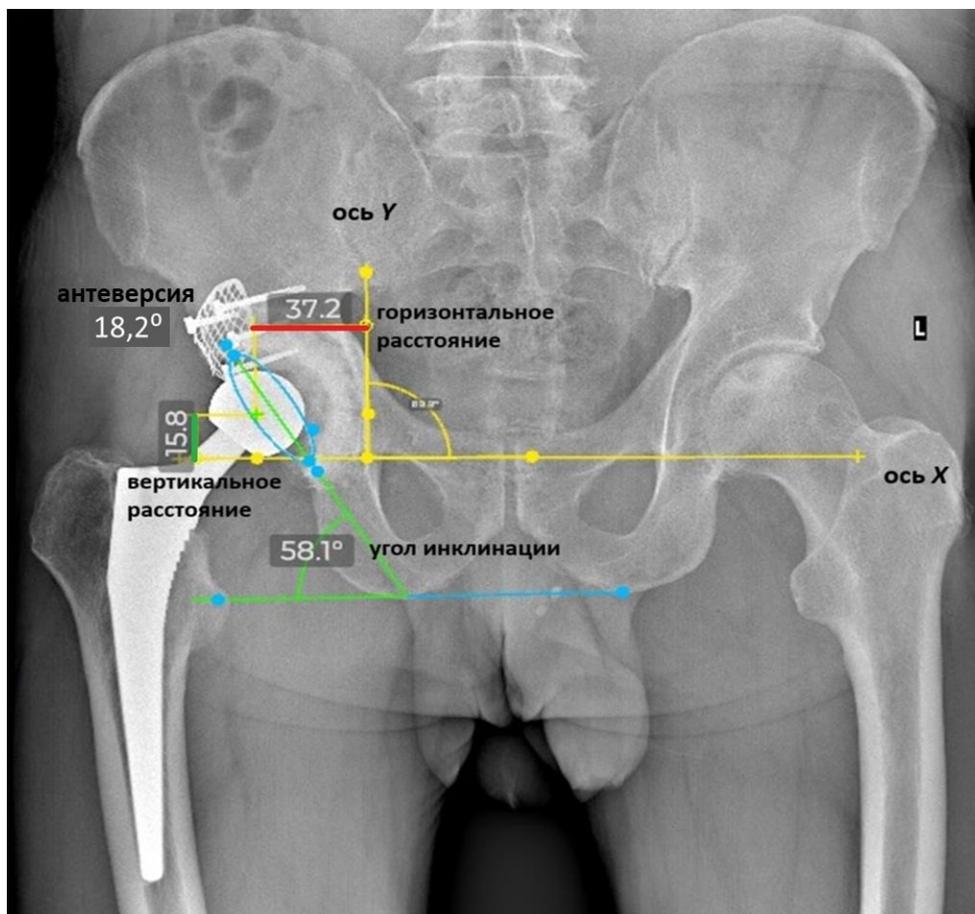


Рисунок 26 – Обзорная рентгенограмма таза в прямой проекции в положении лежа. Схема измерения смещения центра ротации (по оси X – 37,2 мм; по оси Y – 15,8 мм), инклинации ($58,1^\circ$) и антеверсии ($18,2^\circ$) вертлужного компонента эндопротеза

Калибровку рентгеновских изображений проводили в DICOM-файлах и выполняли измерения с помощью программного обеспечения VonaPlanner 2D с использованием функции «послеоперационный контроль».

2.6 Методы статистической обработки

Материалы исследования были подвергнуты статистической обработке с использованием методов параметрического и непараметрического анализа. Накопление, корректировка, систематизация исходной информации и визуализация полученных результатов осуществлялись в электронных таблицах Microsoft Office Excel 2016. Статистический анализ проводился с использованием программы MedCalc. Количественные показатели оценивались на предмет соответствия нормальному распределению, для этого использовался критерий Шапиро–Уилка (при числе исследуемых менее 50) или критерий Колмогорова–Смирнова (при числе исследуемых более 50), а также показатели асимметрии и эксцесса.

В случае описания количественных показателей, имеющих нормальное распределение, полученные данные объединялись в вариационные ряды, в которых проводился расчёт средних арифметических величин (M) и стандартных отклонений (SD), границ 95% доверительного интервала (95% ДИ). Номинальные данные описывались с указанием абсолютных значений и процентных долей. При сравнении средних величин в нормально распределённых совокупностях количественных данных рассчитывался t -критерий Стьюдента. Различия показателей считались статистически значимыми при уровне значимости $p < 0,05$.

Для сравнения независимых совокупностей в случаях отсутствия признаков нормального распределения данных использовался U -критерий Манна–Уитни. Рассчитанные значения U -критерия Манна–Уитни сравнивались с критическими при заданном уровне значимости: в том случае, если рассчитанное значение U было равно или меньше критического, признавалась статистическая значимость различий.

Сравнение номинальных данных проводилось при помощи критерия χ^2 Пирсона, позволяющего оценить значимость различий между фактическим количеством исходов или качественных характеристик выборки, попадающих в

каждую категорию, и теоретическим количеством, которое можно ожидать в изучаемых группах при справедливости нулевой гипотезы.

С целью изучения связи между явлениями, представленными количественными данными, распределение которых отличалось от нормального, использовался непараметрический метод – расчёт коэффициента ранговой корреляции Спирмена.

Если рассчитанное значение t было меньше критического при заданном числе степеней свободы и уровне значимости, делался вывод об отсутствии статистической значимости взаимосвязи. Если больше – то корреляционная связь считалась статистически значимой. Значения коэффициента корреляции ρ интерпретировались в соответствии со шкалой Чеддока (таблица 4).

Таблица 4 – Значения коэффициента корреляции ρ по шкале Чеддока

Значения коэффициента корреляции r_{xy}	Характеристика тесноты корреляционной связи
менее 0,1	связь отсутствует
0,1-0,3	слабая
0,3-0,5	умеренная
0,5-0,7	заметная
0,7-0,9	высокая
0,9-0,99	весьма высокая

Анализ выживаемости вертлужных компонентов по Каплану–Майеру проводился с 95% доверительными интервалами (ДИ). Конечные точки были определены как: рентгенологические признаки расшатывания или ревизия для асептического расшатывания; ревизия по любой причине – асептическое расшатывание, инфекция. При оценке выживаемости эндопротеза, в частности его вертлужного компонента, рентгенологические признаки расшатывания на момент завершения исследования в конечной точке или удаление вертлужного компонента

в течение периода наблюдения после ревизионного вмешательства расценивались как неудовлетворительный результат.

2.7 Выводы по главе 2

Диссертационная работа представляет собой ретроспективное наблюдательное исследование без контрольной группы и основана на статистическом анализе собственного клинического материала с применением экспериментального подхода. Интерпретация клинических результатов выполнялась исходя из полученных экспериментальных данных по механической трансформации костно-пластического материала под влиянием циклических нагрузок. Исследуемая группа сформирована согласно критериям включения и исключения. Исходно в неё вошло 54 пациента, перенесших ревизионное и первичное сложное эндопротезирование тазобедренного сустава с применением импакционной костной пластики. К финалу исследования для оценки общей выживаемости вертлужных компонентов были доступны данные 48 пациентов, для оценки и интерпретации рентгенологических данных была доступна информация о 42 пациентах. С учётом всех операций замещения костных дефектов с использованием технологии импакционной костной пластики автором выполнено более сотни операций, пройдена кривая обучения, технология внедрена в арсенал ревизионных вмешательств ортопедического центра. В работе используются методы исследования, традиционные для практической деятельности, обусловленные клинической целесообразностью. Исследования выполнялись на современной рентгенологической аппаратуре с использованием цифровых модулей обработки данных и визуализации. Оценка рентгенологических параметров производилась согласно общепринятым критериям перестройки костно-пластического материала и развития расшатывания компонентов. Расчёты миграции центра ротации тазобедренного сустава и статистическая обработка полученного материала проводились с помощью современного программного обеспечения. Материалы исследования были подвергнуты статистической

обработке с использованием методов параметрического и непараметрического анализа, что позволяет провести исследование закономерностей применения импакционной костной пластики при дефектах вертлужной впадины в условиях ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава.

ГЛАВА 3. ЭКСПЕРИМЕНТ ДЛЯ ОЦЕНКИ ВЛИЯНИЯ ЦИКЛИЧЕСКИХ НАГРУЗОК НА БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ КОСТНО- ПЛАСТИЧЕСКОГО МАТЕРИАЛА

3.1 Обоснование экспериментальной работы

Несмотря на то, что ИКП позиционируется как способ биологической реставрации и многочисленные сообщения о хорошей перестройке костно-пластического материала, критерии её оценки остаются достаточно спорными, а рентгенологические признаки могут значительно отличаться от клинической ситуации. При выполнении ИКП наиболее трудоёмким этапом является уплотнение костно-пластического материала, которое достигается путём энергичной импакции. На степень уплотнения в основном влияют прикладываемая сила к импактору и количество циклов. Во время процесса уплотнения трансплантата происходит пластическая деформация частиц КПМ и их взаимное движение относительно друг друга, что приводит к более близкому расположению фрагментов и уменьшению объёма, после чего трансплантат становится достаточно прочным, чтобы выдержать нагрузку под весом пациента. Однако в послеоперационном периоде импактированный КПМ также продолжает подвергаться циклическим нагрузкам в результате естественной физиологической активности пациента, что не может не отражаться на механических параметрах уплотнённого трансплантата и первичной стабильной фиксации ВК эндопротеза. С учётом данных обстоятельств для изучения динамических трансформаций физических параметров импактированной кости нами проведена экспериментальная работа с использованием специальных стендов, моделирующих импакцию КПМ при циклических нагрузках. Экспериментальная работа выполнена на базе ФГБУН Институт гидродинамики им. М.А. Лаврентьева СО РАН, Новосибирск, Россия, при руководстве научного сотрудника, к.т.н. Фёдоровой Н.В.

3.2 Циклические испытания костно-пластического материала – моделирование интраоперационной импакции и послеоперационных циклических нагрузок

Оценка влияния циклических нагрузок на механические свойства импактированной кости проведена в эксперименте с КПМ, подобным тому, который использовался нами в клинической практике для замещения костных дефектов вертлужной впадины при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава.

Фрагменты КПМ были приготовлены вручную с помощью кусачек Люэра из кости крупного рогатого скота, приближенной по механическим свойствам к человеческой и часто используемой в клинической практике [31] в качестве ксенотрансплантата (рисунок 27).

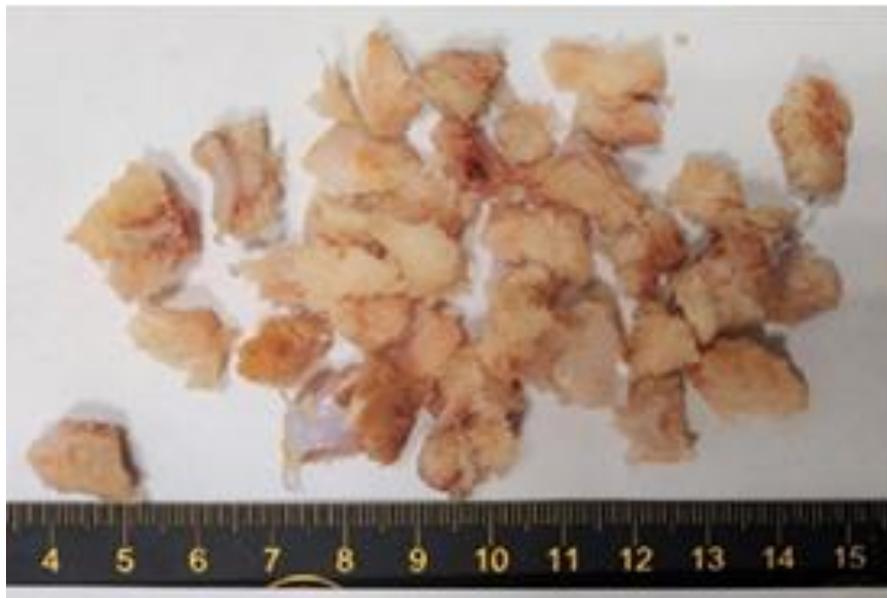


Рисунок 27 – Внешний вид фрагментов ксенокости: 5–12 мм

Для объективизации данных необходимо было получить числовые значения основных физических параметров костно-пластического материала, такие как модуль Юнга (модуль нормальной упругости), характеризующий способность материала сопротивляться растяжению, сжатию при упругой деформации, и

коэффициент Пуассона (коэффициент поперечной деформации), показывающий зависимость между продольными и поперечными деформациями элемента. Коэффициент Пуассона и модуль Юнга полностью характеризуют упругие свойства изотропного материала. Всего было подготовлено 5 образцов. Учитывая, что механические и трибологические свойства КПМ могут меняться в зависимости от присутствия раневой крови, была предусмотрена модель с добавлением 45% водного раствора глицерина, вязкость которого во время испытаний при комнатной температуре соответствовала вязкости крови 5,3 мПа·с. Таким образом, эксперименты в двух случаях проводились на «сухом» образце и в трёх случаях с жидкостью.

Эксперимент проводили на универсальной испытательной машине Zwick/Roell Z100 (Германия) (рисунок 28).



Рисунок 28 – Универсальная испытательная машина Zwick / Roell Z100

Оснастка для испытаний представлена на рисунке 29.



Рисунок 29 – Оснастка для проведения экспериментов и разделённые образцы:

1 – водный раствор глицерина, моделирующий кровь; 2 – полый цилиндр с внешней резьбой с одной стороны; 3 – полый цилиндр с отверстиями; 4 – штамп;
5 – круглая платформа; 6 – образцы ксенокости

Схема испытания представлена на рисунке 30. Образцы КПМ помещались в полый металлический цилиндр со съёмной платформой для извлечения образцов.

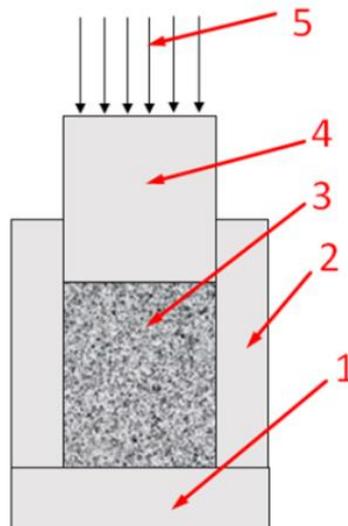


Рисунок 30 – Схема испытания ксенокости на стеснённое сжатие в разрезе:
1 – круглая платформа; 2 – цилиндр (полый или с отверстиями); 3 – образец ксенотрансплантата; 4 – штамп; 5 – нагрузка 1500 Н, прикладываемая к образцу

Было использовано 2 вида полых цилиндров: один со сплошной боковой поверхностью и второй с отверстиями на боковой поверхности для дренирования излишков жидкости, что соответствовало открытому и поровому пространству костных тканей вокруг аллокости при ревизионных операциях. Последний был использован в одном случае с образцом с жидкостью (рисунок 31).



Рисунок 31 – Образец № 4 в цилиндре с отверстиями и добавлением водного раствора глицерина, моделирующего кровь в эксперименте

Для компрессии КПМ в цилиндре использовался штамп, соответствующий внутреннему диаметру цилиндра.

Механические испытания на одноцикловое нагружение образцов

Первым этапом в эксперименте на одноцикловое стеснённое сжатие в каждом образце сначала задавалось перемещение штампа на 5 мм, что моделировало первичное уплотнение КПМ хирургом с помощью специализированного инструментария. Затем образцы нагружались однократно с силой до 1500 Н за 30 секунд, что моделировало нагрузку весом пациента 150 кг. Всего было проведено 5 экспериментов. Рассматриваемые образцы и вид приспособления схематично представлены в таблице 5.

Таблица 5 – Рассматриваемые образцы и схема испытаний

Образец №	1	2	3	4	5
Сплошной цилиндр	+	+	+	–	+
Цилиндр с отверстиями	–	–	–	+	–
Жидкость, мл	–	–	10	10	17

Испытания на определение коэффициента Пуассона

Спрессованные образцы КПМ извлекались из цилиндра, помещались на платформу и подвергались сжатию на 30% (рисунок 32). Фотофиксация процесса сжатия образца производилась с помощью системы Vic-3D с частотой съёмки 1 кадр в секунду. Коэффициент Пуассона для каждого из образцов определяли по двум ракурсам на полученных кадрах, сравнивая изменение размеров образца до и после сжатия.



Рисунок 32 – Спрессованный образец ксенокости находится на блоке цилиндра

Циклические испытания образцов

На втором этапе исследования проведены циклические испытания на образцах № 2–5 через 2 месяца в связи со значительной релаксацией материала, полученной на первом этапе. Образцы хранились в холодильнике при температуре -20°C . Каждый образец циклически нагружался в 6 этапов. Начальная сжимающая нагрузка составила около 980 Н. Каждый этап состоял из 10 циклов нагружения при постоянном значении нагрузки. После каждого 10-го цикла происходила

релаксация напряжений, т.е. на 10-м цикле штамп сжимал материал и оставался в положении максимального сжатия на 300 секунд. В течение этого времени напряжения в сжатом материале ксенокости снижались за счёт процесса релаксации, когда происходит перестроение материала на микроструктурном уровне в стремлении к состоянию равновесия и минимуму полной энергии системы. Например, этот процесс релаксации хорошо виден на VI этапе нагружения на последнем 10-м цикле (рисунок 33), когда от пиковых значений напряжения падают по прямой от 4,7 МПа до 3,2 МПа при постоянном значении деформаций 0,43.

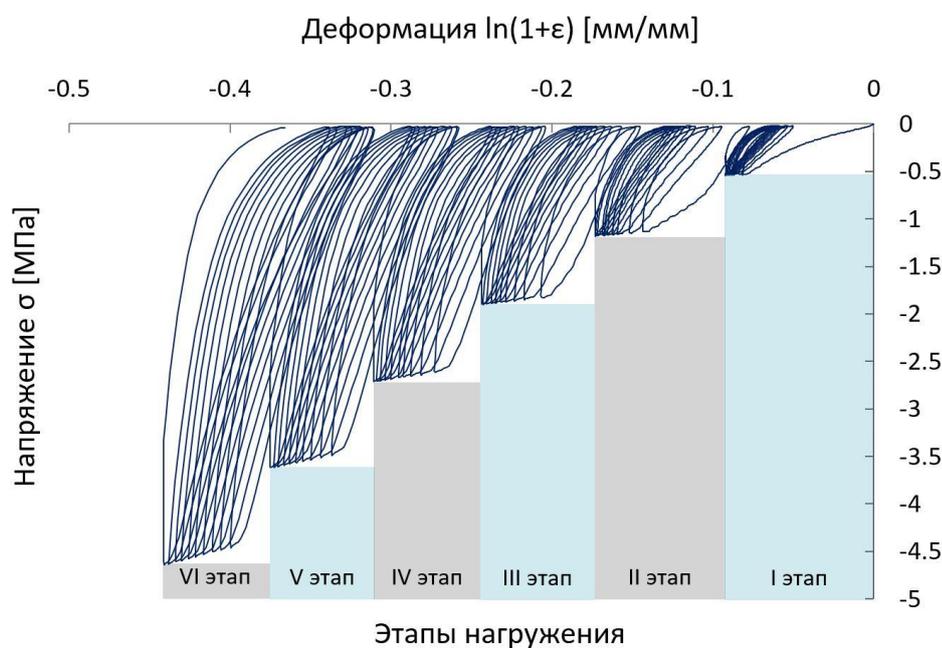


Рисунок 33 – Циклическое нагружение на примере образца № 2 в 6 этапов

Затем по истечении 300 секунд происходила полная разгрузка образца. После этого начинался следующий этап, нагрузка увеличивалась на 1000 Н, и образец снова сжимался в течение 10 циклов при новом постоянном значении нагрузки с последующим процессом релаксации. Описанная методика повторялась на каждом из 6 этапов эксперимента. Предполагалось, что за счёт увеличения нагрузки на каждом этапе материал будет уплотняться и, соответственно, будет увеличиваться модуль Юнга. Процесс релаксации в эксперименте моделировал периоды отдыха

пациента, когда аллокость находится в статическом состоянии сжатия без воздействия циклического нагружения.

3.3 Результаты испытаний

Испытания на одноцикловое нагружение образцов

В результате испытаний на одноцикловое нагружение были получены зависимости напряжений от деформаций при стеснённом сжатии для каждого образца. Характер нагружения и разгрузки является нелинейным.

Модуль Юнга (мгновенный модуль упругости) вычислялся по формуле:

$$E_{ic} = \frac{(\sigma^{\max} - \sigma^{\min})}{(\varepsilon^{\max} - \varepsilon^{\min})}, \quad (1)$$

где σ^{\max} – осевое напряжение в конце нагрузки; σ^{\min} – осевое напряжение в конце разгрузки, близкое к нулю; ε^{\max} – осевая деформация в конце нагрузки; ε^{\min} – осевая деформация в конце разгрузки.

Точки, в которых определялись эти значения, выделены на уменьшенной схеме на рисунке 34.

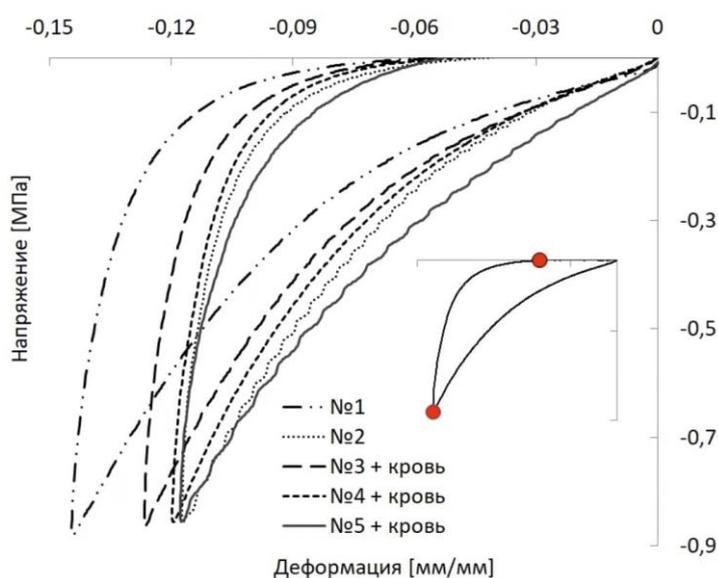


Рисунок 34 – Диаграммы зависимости напряжений от деформации для образцов при однократном сжатии

При определении коэффициента Пуассона в процессе эксперимента наблюдалось частичное нарушение целостности образцов № 2 и № 4 (откалывались частицы). При сжатии образца № 3 (с жидкостью) изменения радиальных размеров не произошло, поэтому коэффициент Пуассона определить для него не удалось (рисунок 35).

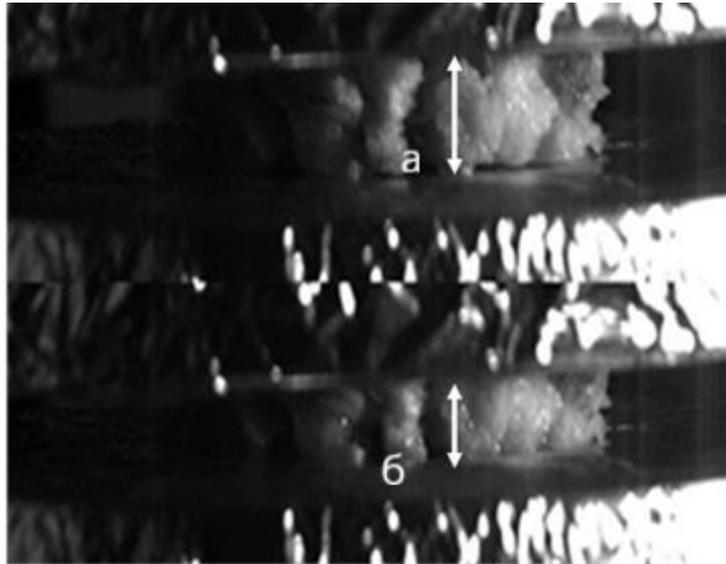


Рисунок 35 – Сжатие образца № 3 без изменения радиальных размеров:
а – начальная высота; б – высота после сжатия; (показано стрелками)

Результаты определения мгновенного модуля упругости и коэффициента Пуассона при одноцикловом всестороннем сжатии представлены в таблице 6. Эти механические параметры материала соответствуют начальному состоянию аллокости сразу после операции – до воздействия какого-либо циклического нагружения.

Таблица 6 – Механические параметры при одноцикловом всестороннем сжатии

Образцы №	1	2	3	4	5
Мгновенный модуль упругости E_{ic} , МПа	10,78	12,19	12,84	13,02	14,02
Коэффициент Пуассона	0,348	0,24	-	0,123	0,109

При циклических испытаниях образцов мгновенные модули упругости $E_0^j, j=1..6$ определялись по наклону кривой $\sigma-\varepsilon$ диаграммы на участках нагружения перед участками релаксации напряжений (таблица 7). Модуль E_0^j определялся методом секущей прямой.

Таблица 7 – Значения мгновенного модуля упругости E_0^j , МПа

№ цикла \ № образца	2	3	4	5
10	17,4	15,8	15,0	16,2
20	24,9	23,1	26,2	25,2
30	31,8	33,2	40,6	34,6
40	37,2	41,2	48,0	48,9
50	41,8	48,7	57,2	57,4
60	45,8	61,6	71,2	65,4
Относительное изменение значения	2,6	3,9	4,7	4,0

В начале нагружения значения мгновенных модулей упругости для всех образцов приблизительно равны. Из рисунка 3б видно, что с увеличением циклов нагружения модули упругости растут, что указывает на уплотнение материала и уменьшение его объёма. То есть параметры модели материала будут зависеть от относительного изменения объёма образца.

Необходимо отметить, что значения модулей упругости образцов с жидкостью оказались выше. Было получено увеличение мгновенного модуля упругости в 2,6 раза для «сухого» образца, а для образцов с жидкостью – в диапазоне от 3,9 до 4,7 раз. Таким образом, это может свидетельствовать об уплотнении и уменьшении объёма импактированного КПМ in vivo – в присутствии раневой крови данный эффект усиливается.

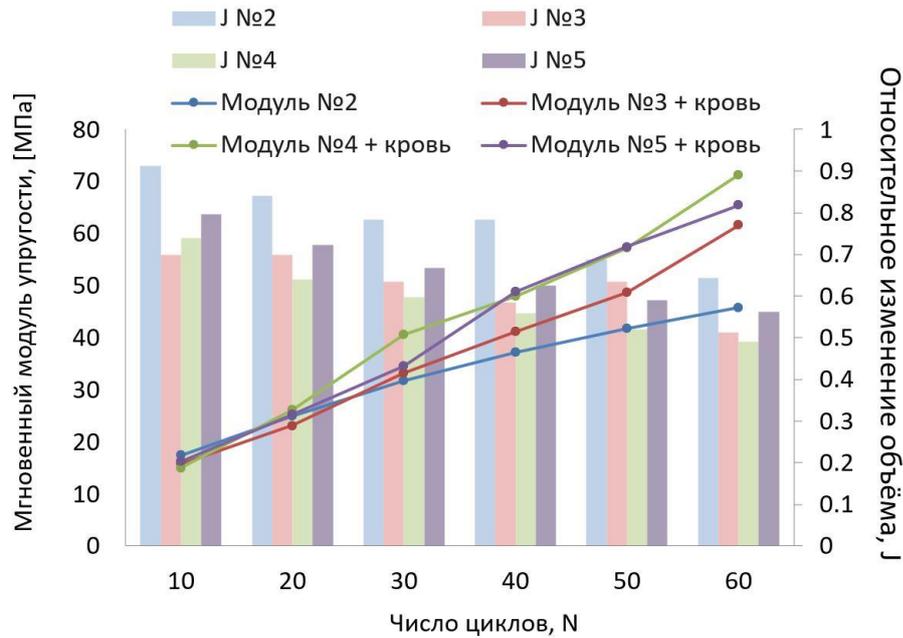


Рисунок 36 – Мгновенные модули упругости и относительное изменение объёма в зависимости от количества циклов

3.4 Предварительный анализ клинических случаев на основе полученных экспериментальных данных

Уплотнение материала и уменьшение его объёма при увеличении числа циклов нагрузки можно пояснить клиническими примерами. С целью клинической интерпретации полученных результатов биомеханического эксперимента и косвенной оценки поведения КПМ в дефекте вертлужной впадины после оперативного вмешательства под влиянием циклических нагрузок от естественной физиологической активности (ходьба) **демонстрируем** измерения показателей положения вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава в динамике у двух пациентов, перенесших ревизионную операцию на ТБС с применением импакционной костной пластики – с отсутствием и наличием клинических признаков расшатывания тазового компонента после реэндопротезирования – в динамике с момента оперативного вмешательства до контрольного осмотра на последнем визите. На обзорных рентгенограммах таза производили измерение инклинации и расположение центра ротации сустава

относительно фигуры слезы в двухмерной системе координат: по оси X оценивали латеральное смещение, по оси Y – краниальное смещение. Дополнительно производили измерение антеверсии тазового компонента. Данные параметры оценивались непосредственно после операции и в среднесрочном периоде на двух визитах.

3.4.1 Клинический пример естественного уплотнения КПП

Проведена оценка результатов рентгенологического исследования в динамике у пациентки П., 59 лет, перенесшей двухэтапное ревизионное эндопротезирование по поводу инфицированной нестабильности компонентов эндопротеза с использованием ИКП на заключительном этапе (рисунок 37).

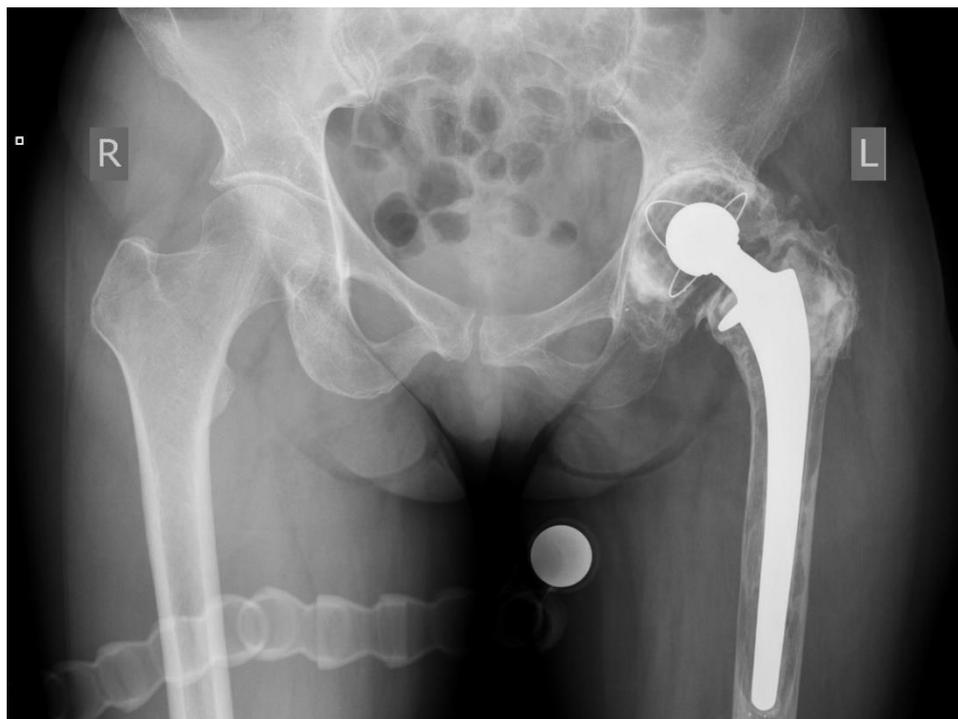


Рисунок 37 – Обзорная рентгенограмма таза пациентки П. с признаками расшатывания тазового и бедренного компонентов эндопротеза левого ТБС, остеолитом бедренной кости слева

Для анализа динамики миграции тазового компонента выбраны обзорные рентгенограммы таза, полученные непосредственно после операции, через 3 года после оперативного вмешательства и на последнем контрольном осмотре через 7 лет (рисунок 38). Абсолютные значения исследованных параметров и их различия (Δ) на момент завершения периода наблюдения представлены в таблице 8.

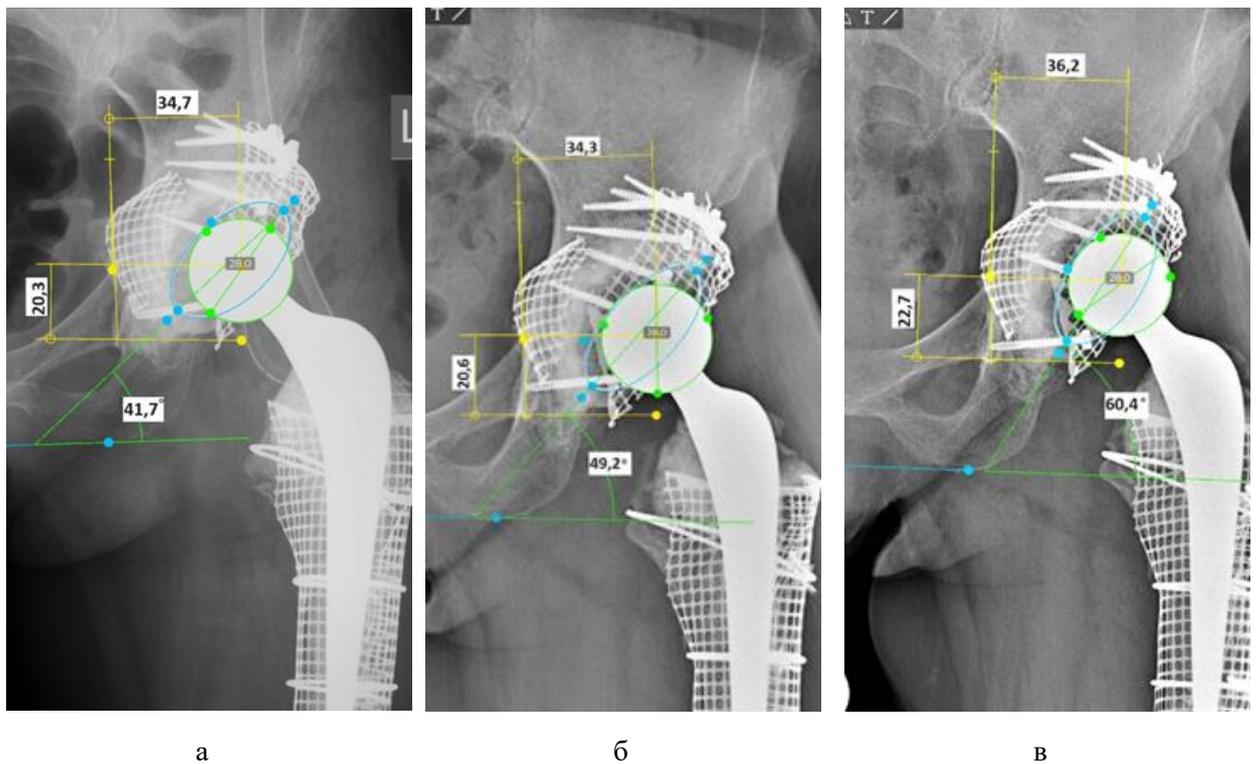


Рисунок 38 – Рентгенограмма левого тазобедренного сустава в прямой проекции. Клинический пример миграции тазового компонента у пациентки П. без развития расшатывания: а – после операции, б – через 3 года, в – через 7 лет (смещение проксимально и латерально, увеличение инклинации и изменение антеверсии)

В динамике спустя 7 лет отмечается смещение центра ротации в большей степени в краниальном направлении, увеличение инклинации тазового компонента и изменение угла антеверсии. При этом классических рентгенологических признаков расшатывания тазового компонента по Charnley в виде рентген-прозрачных линий на границе интерфейсов кость—цемент не выявлено. Клиническая оценка функционального результата по модифицированной шкале

Харриса (HHS) на момент последнего клинического осмотра составила 97 баллов (рисунок 39).

Таблица 8 – Показатели позиции тазового компонента эндопротеза левого тазобедренного сустава у пациентки П. на различных сроках

	После операции	Через 3 года	Через 7 лет	Δ
Расположение центра ротации по оси Y (мм)	20,3	20,6	22,7	2,4
Расположение центра ротации по оси X (мм)	34,7	34,3	36,2	1,5
Инклинация (°)	41,7	49,2	60,4	18,7
Антеверсия (°)	34	27,8	30,8	3,2

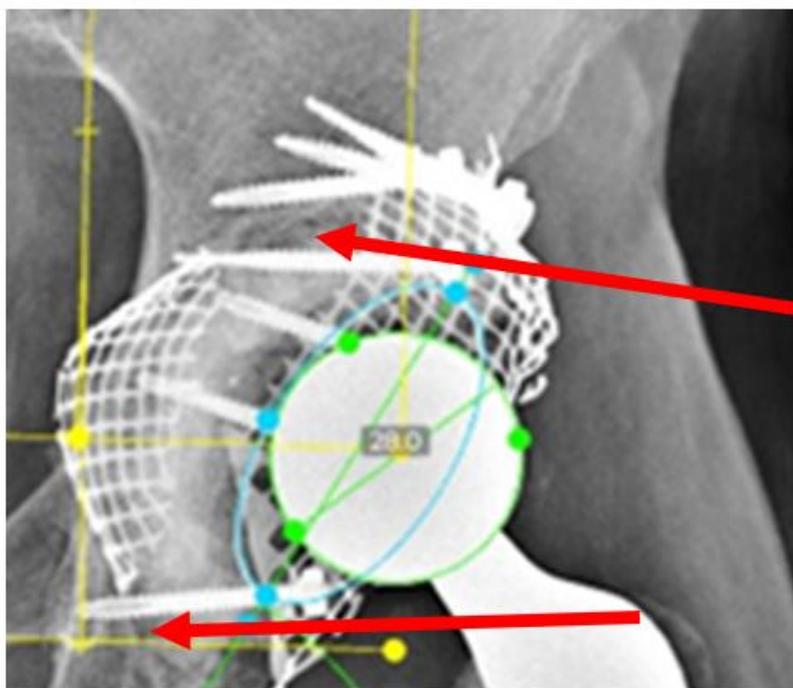


Рисунок 39 – Увеличенная рентгенограмма левого тазобедренного сустава. Фрагмент восстановленной вертлужной впадины. На участках, не перекрытых металлическими конструкциями (красная стрелка), на границе интерфейсов цемент/кость рентген-прозрачных линий нет

3.4.2 Клинический пример расшатывания ацетабулярного компонента после импакционной костной пластики

Проведен анализ обзорных рентгенограмм таза и левого тазобедренного сустава пациента А., 53 года, перенёвшего ревизионное эндопротезирование левого тазобедренного сустава по поводу асептического расшатывания компонентов эндопротеза тазобедренного сустава с применением ИКП на тазовом и бедренном сегменте (рисунок 40).



Обзорная рентгенограмма таза пациента А.С.Г., 52 года. Левый тазобедренный сустав замещён цементным эндопротезом Вальдемара–Линка с признаками расшатывания тазового (линия просветления во всех зонах по J.S. De Lee и J. Charnley) и бедренного компонентов эндопротеза левого ТБС, истончением кортикальной кости во всех зонах Грюэна, остеолитом бедренной кости слева

Для оценки рентгенологической динамики выбраны снимки, выполненные непосредственно после операции, через 1 год и на последнем контрольном осмотре

через 5 лет с момента операции, на который пациент явился с жалобами на боли в области левого тазобедренного сустава. Функциональная оценка по модифицированной шкале Харриса (HHS) на момент последнего осмотра составила 53 балла. При оценке рентгенограмм в динамике после ревизионного эндопротезирования отмечается постепенное смещение центра ротации краниально – до 14,9 мм и латерально – до 9,5 мм, увеличение инклинации и изменение антеверсии тазового компонента (таблица 9).

Таблица 9 – Показатели позиции тазового компонента эндопротеза левого тазобедренного сустава у пациента А. на различных сроках

	После операции	Через 1 год	Через 5 лет	Δ
Расположение центра ротации по оси Y (мм)	19,5	24,3	34,4	14,9
Расположение центра ротации по оси X (мм)	42,9	43,3	52,4	9,5
Инклинация (°)	53,3	54,5	73,1	19,8
Антеверсия (°)	13,6	12,6	2,8	10,8

Несмотря на отсутствие рентгенологических линий просветления на границе интерфейсов, данная миграция тазового компонента в совокупности с болевым синдромом была расценена как расшатывание тазового компонента (рисунки 41–42).

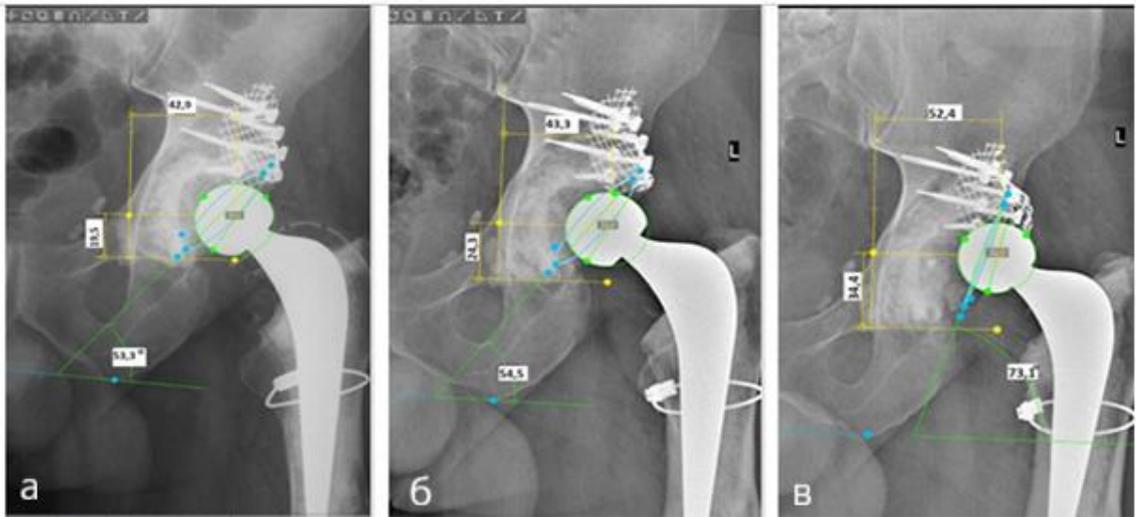


Рисунок 41 – Клинический пример миграции тазового компонента с развитием расшатывания: а – после операции; б – через 1 год; в – через 5 лет (смещение центра ротации проксимально и кнаружи, увеличение инклинации, уменьшение антеверсии)

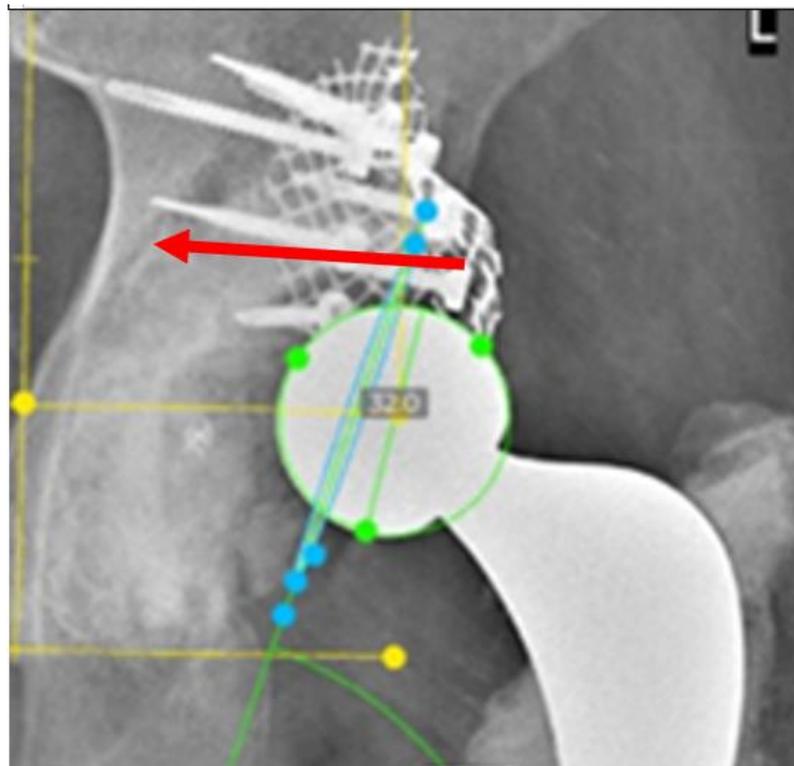


Рисунок 42 – Увеличенная рентгенограмма левого тазобедренного сустава. Фрагмент восстановленной вертлужной впадины. На участке 1 зоны по Charni (красная стрелка), на границе интерфейсов цемент/кость рентген-прозрачная линия шириной более 2 мм

3.5 Выводы по главе 3

Наши эксперименты по изучению уплотнения и деформации, хотя и дали предварительные кривые напряжения и деформации, ни в коем случае не были исчерпывающими. Тем не менее в этих экспериментах мы тестировали нативный костный ксеноматериал в условиях, моделирующих циклические нагрузки, воздействующие на трансплантат в условиях, приближённых к естественным, и получили результаты, дающие представление о природе механических явлений, происходящих с КППМ в клинической практике. В циклических испытаниях образцов мы получили увеличение модуля упругости с каждой серией циклов, что говорит об увеличении плотности образцов и повышении способности противостоять нагрузкам. С другой стороны, при каждой серии циклических нагрузок на фоне уплотнения трансплантата за счёт перемещения костных частиц отмечалось относительное изменение объёма образцов, что в клинической практике обязательно приводит к изменению положения компонентов эндопротеза и проявляется в виде различной степени миграции – «цементный вертлужный компонент следует за уплотняющимся трансплантатом, при сохранении с ним непосредственного контакта по всей поверхности». Представленные нами клинические примеры иллюстрируют описанные выше явления. В обоих случаях в среднесрочном периоде мы идентифицировали развившиеся под воздействием циклических нагрузок признаки миграции тазового компонента со смещением центра ротации, как описывалось выше, в краниальном и латеральном направлении, а также увеличение угла инклинации и изменение антеверсии. Достаточно критическая инклинация впадины обусловлена уплотнением КППМ преимущественно в I зоне. Однако классические признаки расшатывания компонентов в виде рентген-прозрачных линий толщиной 2 мм и более отсутствуют. Тем не менее во втором случае с пациентом А., с учётом оценки функционального результата по шкале Харриса в 53 балла и жалоб на боль, ситуация с миграцией вертлужного компонента может быть расценена как развивающееся расшатывание, что служит показанием для проведения

ревизионного вмешательства. Испытания на сжатие измельчённых костных фрагментов позволили предположить, что деформация измельчённого импактированного КПМ в послеоперационном периоде с течением времени стремится к выходу на плато, т.е. перемещение костных частиц будет завершено, поскольку они займут всё свободное пространство между частицами, и импакционный материал станет монолитным. А рентгенологическим признаком естественного уплотнения костно-пластического материала под влиянием циклических нагрузок в послеоперационном периоде будет являться замедление или завершение миграции тазового компонента эндопротеза в динамике.

Испытания на сжатие измельчённых костных фрагментов позволили предположить, что деформация измельчённого импактированного КПМ в послеоперационном периоде с течением времени стремится к выходу на плато, когда деформация завершается и миграция ацетабулярного компонента прекратится. Поэтому смещение центра ротации и изменение положения вертлужного компонента при отсутствии рентген-прозрачной линии 2 мм на границе интерфейсов костный цемент—КПМ не является абсолютным признаком расшатывания и должно интерпретироваться в совокупности с клиническими симптомами – «синдром клинико-рентгенологических ножниц».

Таким образом, используемый для ИКП материал подвержен деформации как во время оперативного вмешательства под воздействием усилий хирурга, так и в послеоперационном периоде под влиянием циклических нагрузок в результате ежедневной физиологической активности пациента. В эксперименте на многоцикловое нагружение КПМ было получено увеличение мгновенного модуля упругости в 2,6 раза для «сухого» образца, а для образцов с жидкостью – в диапазоне от 3,9 до 4,7 раз, что может свидетельствовать о большем уплотнении и уменьшении объёма импактированного КПМ *in vivo* в присутствии крови, при этом, понимая, что цементный вертлужный компонент не статичен, а смещается, следуя за уплотняющимся трансплантатом, при сохранении с ним непосредственного контакта.

ГЛАВА 4. АУГМЕНТАЦИЯ НЕОГРАНИЧЕННОГО КОСТНОГО ДЕФЕКТА ВЕРТЛУЖНОЙ ВПАДИНЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИМПАКЦИОННОЙ КОСТНОЙ ПЛАСТИКИ

4.1 Устранение сегментарного дефицита при дефектах III типа по AAOS

Особенностью реконструкции вертлужной впадины с применением импакционной костной пластики при комбинированных дефектах с сегментарным дефицитом костного массива (дефектах III типа по AAOS) является использование ограничивающих конструкций. В большинстве случаев с этой целью применялась стальная сетка (Stryker Howmedica, Ньюбери, Великобритания). Для устранения сегментарного дефицита во время оперативного вмешательства заводская заготовка сетки соответствующего размера предварительно укладывалась на дефект и дополнительно моделировалась по форме кости по внешней поверхности тазовой кости в области вертлужной впадины параллельно краю дефекта. Нами было отмечено несколько пунктов, характеризующих данную манипуляцию:

1. Было необходимо проводить измерения в ране величины дефекта и подбирать подходящую по размеру сетку.
2. Стандартная серийная сетка не всегда абсолютно совпадает с величиной и формой дефекта, поэтому приходилось дополнительно сетку с помощью ножниц по металлу подгонять по размеру, что зачастую приводило к повреждению перчаток хирурга острыми краями и требовало неоднократной их замены, что, в свою очередь, повышало риски развития ППИ.
3. По форме стандартная серийная сетка не соответствует абсолютно поверхности, а является лишь заготовкой и требует дальнейшего моделирования сетки по рельефу кости по периферии костного дефекта.
4. Адаптация сетки к форме кости требует определённых навыков по объёмному моделированию металлической конструкции.

5. Сетка фиксируется по периметру дефекта к кости, при этом направление винтов определяется визуально, исходя из видимых костных ориентиров, а длина винтов определяется с помощью измерителя канала.

Таким образом, данные манипуляции требуют значительного дополнительного времени, что увеличивает общую длительность оперативного вмешательства и риски развития ИОХВ.

С учётом вышеописанных обстоятельств нами был оптимизирован данный этап оперативного вмешательства и предложен способ аугментации неограниченного костного дефекта индивидуальной 3D-сеткой при реконструкции вертлужной впадины с применением ИКП.

4.2 Аугментация дефекта с помощью индивидуальной конструкции

Суть способа заключается в индивидуальном проектировании формы ограничивающей конструкции и планировании направления и размера фиксирующих винтов ещё на дооперационном этапе на основе данных КТ, полученных в ходе предоперационного обследования, используя основные принципы аддитивного производства.

После выполнения КТ ТБС в предоперационном периоде инженерами производилась дополнительная программная обработка полученных сканов с 3D-реконструкцией изображения, определялась форма и размер костного дефекта вертлужной впадины, производилась его классификация. По контуру костного дефекта проектировалась индивидуальная конструкция, перекрывающая дефект и абсолютно конгруэнтно повторяющая анатомию по краю дефекта. Исходя из сохранившегося массива костной ткани в области вертлужной впадины, определялось наиболее оптимальное направление и длина винтов с планированием втулок-направителей по краю индивидуальной конструкции, прилегающему к кости. Основные рекомендованные параметры, такие как размер винтов в зависимости от расположения, указывались в сопроводительной проектной документации к индивидуально спроектированной конструкции (рисунок 43).

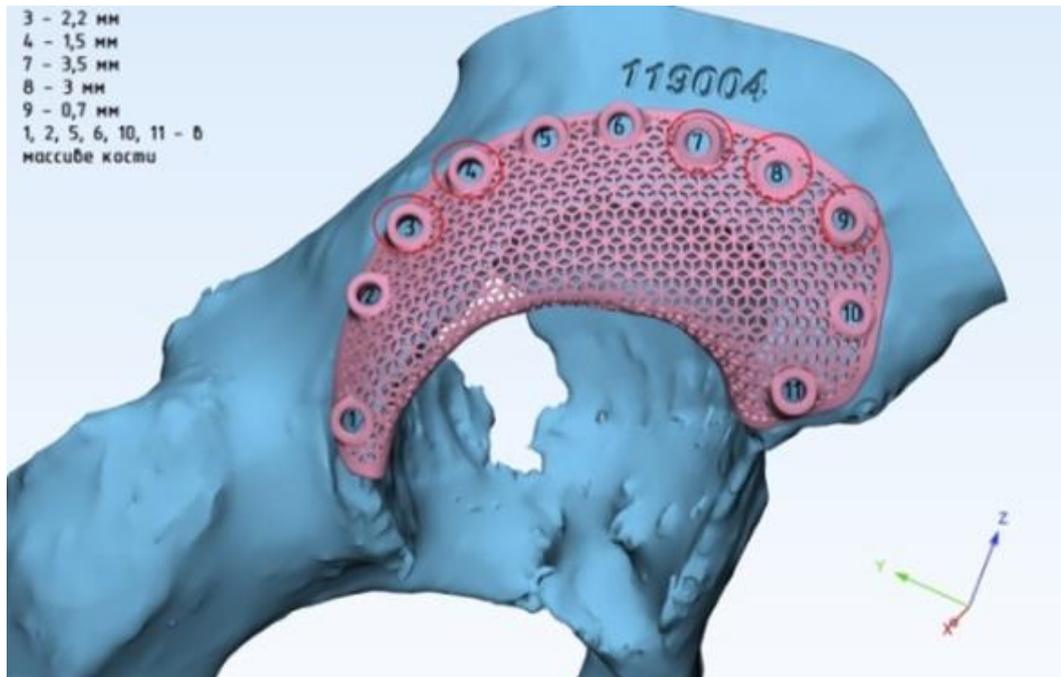


Рисунок 43 – Проект индивидуальной 3D-сетки

После планирования индивидуальная конструкция для аугментации костного дефекта изготавливалась путём 3D-печати методом селективного лазерного спекания титанового порошка в виде предизогнутой сетчатой пластины (3D-сетки), повторяющей геометрию поверхности дефекта и имеющей по краю, непосредственно прилегающему к поверхности, отверстия с втулками-направителями для винтов. Край конструкции, формирующий контур вертлужной впадины по риму, изогнут в сторону полости вертлужной впадины в виде бортика для дополнительного ограничения костного трансплантата (рисунок 44).



Рисунок 44 – 3D-сетка

Во время операции ревизионного эндопротезирования выполнялся хирургический доступ к тазобедренному суставу. На этапе реконструкции вертлужной впадины скелетировалась внешняя поверхность тазовой кости в области вертлужной впадины на расстоянии как минимум 1 см от края костного дефекта. Далее с помощью пластикового тестового шаблона, также изготовленного методом 3D-печати, повторяющего полностью истинную конструкцию, производилась примерка, и, при необходимости, поверхность дополнительно обрабатывалась (рисунок 45).

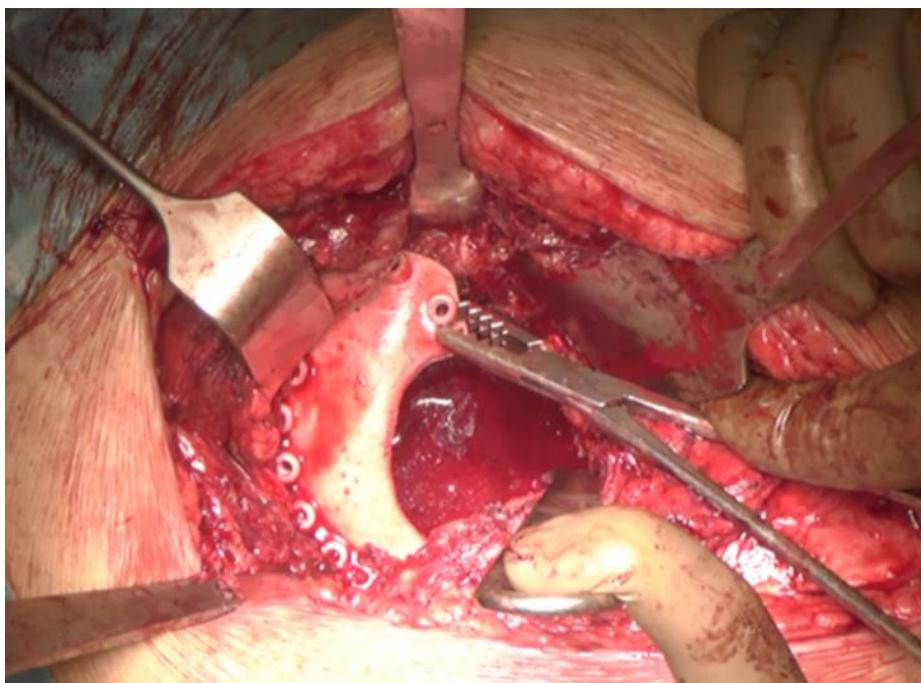


Рисунок 45 – Примерка пластикового шаблона ограничивающей сетки в области дефекта вертлужной впадины

После достижения запланированного положения на подготовленное ложе устанавливали истинную конструкцию. Через отверстия втулок-направителей с помощью сверла в кости формировали отверстия, и конструкцию фиксировали винтами с заранее запланированной при проектировании длины (рисунок 46). После завершения фиксации с помощью клинической пробы тракцией за конструкцию убеждаемся в абсолютно стабильной фиксации.

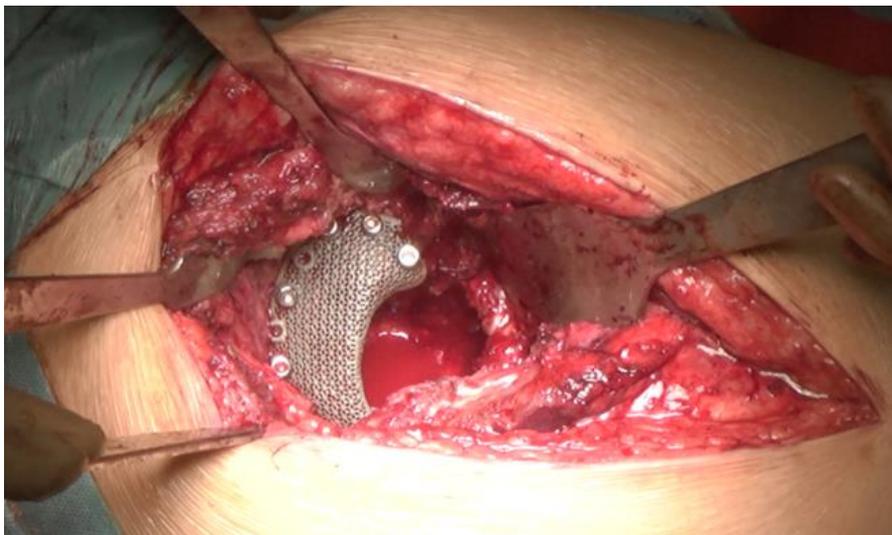


Рисунок 46 – Аугментация сегментарного дефекта верхнего края вертлужной впадины. Дефект переведен в полностью ограниченный

Импакционная костная пластика выполнялась с помощью стандартной техники с применением инструментария X-Change. После тугого наполнения дефекта КПМ и профилирования ложа под чашку в костном трансплантате на цементной основе производилась имплантация стандартного полиэтиленового вертлужного компонента эндопротеза (рисунок 47).

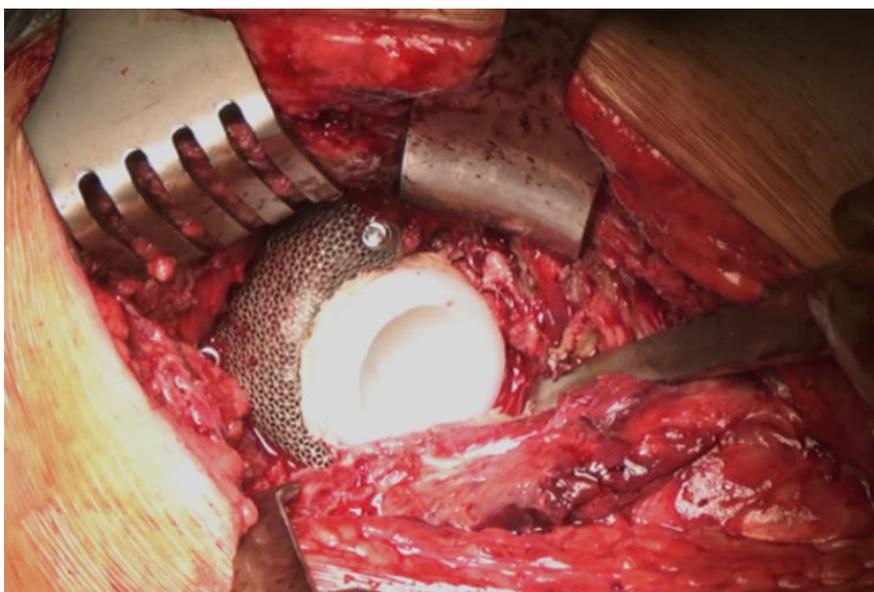


Рисунок 47 – Окончательный результат реконструкции вертлужной впадины с применением ИКП, индивидуально изготовленной 3D-сетки и вертлужного компонента цементной фиксации

4.3 Клинический пример использования индивидуальной 3D-сетки в клинической практике

Проводим в качестве иллюстрации клинический случай применения индивидуальной 3D-сетки для аугментации неограниченного дефекта вертлужной впадины у пациентки П.З.М., 61 года, с диагнозом: перипротезная инфекция области левого тазобедренного сустава. Инфицированное расшатывание, миграция тазового компонента эндопротеза. Костный дефект вертлужной впадины 3В по Paprosky, III тип по AAOS, дефект бедренной кости 2В по Paprosky (рисунок 48). С учётом выделенного возбудителя и планируемого объёма реконструкции было выполнено двухэтапное лечение перипротезной инфекции. На первом этапе выполнено удаление эндопротеза, дебридмент, установка артикулирующего спейсера, импрегнированного антибиотиком на основе компонентов эндопротеза Zimmer Mueller. Принимая во внимание ограниченный характер дефектов с сегментарным дефицитом тазовой и бедренной кости, необходимую окончательную реконструкцию на двух сегментах – для сокращения времени и технической оптимизации оперативного вмешательства – выбран метод аугментации костных дефектов индивидуальной 3D-сеткой. В интервале между этапами оперативного лечения перипротезной инфекции была выполнена КТ таза, проведена сегментация и проектирование индивидуальной 3D-сетки (Logeeks MS, Новосибирск, Россия) для тазовой и бедренной кости с учётом индивидуальных анатомических особенностей каждого сегмента с последующим изготовлением персонифицированной конструкции методом 3D-печати. На втором этапе ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава выполнено удаление спейсера и произведена окончательная реконструкция с помощью изготовленных имплантов и импакционной костной пластики с использованием компонентов эндопротеза цементной фиксации ZCA (Zimmer, Варшава, Индиана, США) и Exeter (Stryker Howmedica, Ньюбери, Великобритания). На контрольной рентгенограмме в послеоперационном периоде отмечается полное прилегание конструкции по контуру тазовой кости, равномерное распределение импактированного КПМ.

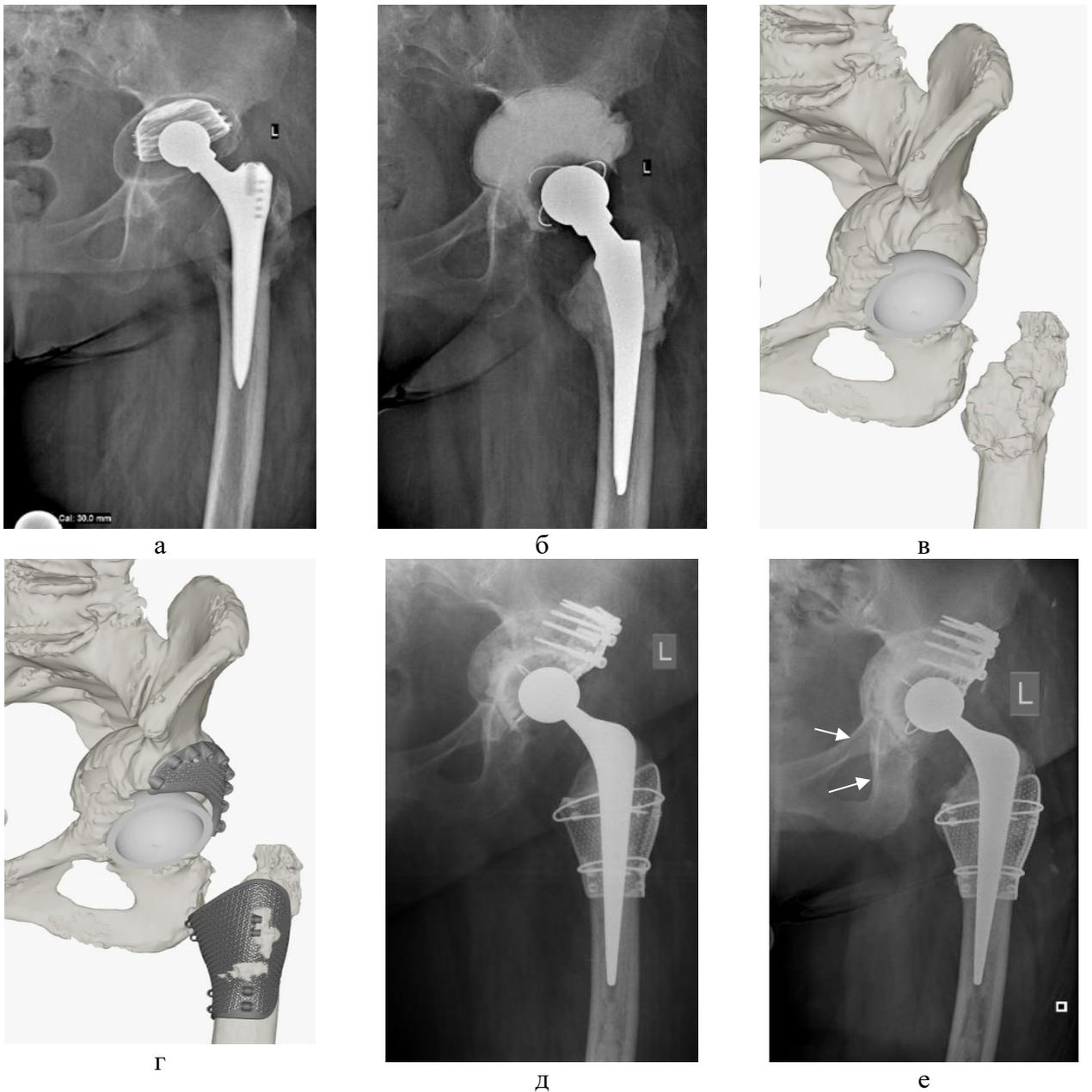


Рисунок 48 – Клинический пример ИКП с применением ограничивающей индивидуально изготовленной 3D-сетки на тазовой и бедренной костях при двухэтапном лечении перипротезной инфекции (ППИ) левого тазобедренного сустава: а – инфицированное расшатывание тазового компонента с формированием комбинированного дефекта III типа по AAOS, 3B по Paprosky, остеолитический дефект бедренной кости; б – первый этап лечения ППИ с установкой артикулирующего спейсера, импрегнированного антибиотиком; в – 3D-реконструкция костных дефектов; г – планирование аугментации костных дефектов с помощью 3D-сетки; д – рентгенограмма после выполненного рендопротезирования на втором этапе лечения ППИ с ИКП дефектов вертлужной впадины и бедра с 3D-сеткой; е – рентгенограмма через 55 мес., видны отчётливые признаки перестройки аллотрансплантата в надацетабулярной области и в области медиальной стенки вертлужной впадины без миграции чашки, стрелкой указаны рентген-прозрачные линии во 2 и 3 зонах

Во 2 и 3 зонах по DeLee–Charnley отмечается остаточная линия просветления на фоне склерозированного нижнего края вертлужной впадины в области седалищной кости. На контрольном осмотре через 55 месяцев после оперативного вмешательства пациентка жалоб со стороны левого тазобедренного сустава не предъявляет. При клинической оценке функции сустава HHS составил 86 баллов. На контрольной рентгенограмме признаков миграции, разрушения ограничивающих конструкций не отмечается. Признаков миграции компонентов эндопротеза также не определяется. Числовые данные произведённых измерений представлены в таблице 10. Они показывают минимальную разницу между исходным положением компонентов и на контрольном осмотре через 55 месяцев в пределах погрешности методики измерения.

Таблица 10 – Данные измерения миграции тазового компонента пациентки П.З.М.

	После операции	На контрольном осмотре	Δ
Расположение центра ротации по оси Y (мм)	26,6	26,9	0,3
Расположение центра ротации по оси X (мм)	28,2	29,2	1
Инклинация (°)	46,8	52	4,2

При рентгенологической оценке перестройки трансплантата отмечается его гомогенная структура с трабекулярным строением, переходящим с нативной кости на область импактированного КПМ. Остаточная линия просветления во 2 и 3 зонах с элементами склерозирования прилегающих областей без прогрессирования за период наблюдения. С учётом отсутствия отрицательной рентгенологической динамики, жалоб со стороны тазобедренного сустава и высоких показателей HHS данный рентгенологический симптом не рассматривался как предиктор (признак) развивающегося расшатывания ВК.

4.4 Выводы по главе 4

Непременным условием для применения технологии импакционной костной пластики является возможность удержать КППМ внутри костного дефекта. Оно выполнимо лишь при полной ограниченности костного дефекта, которая может быть восполнена при частичном сегментарном дефиците с помощью ограничивающих конструкций. Наиболее часто с этой целью применяется стальная реконструктивная сетка, моделирование которой под анатомию тазовой кости представляет собой достаточно трудоёмкую процедуру, затратную по времени, требующую определённых навыков и сопряжённую с определёнными рисками. Полноценной альтернативой данному подходу является разработанный нами способ аугментации неограниченных дефектов вертлужной впадины при использовании импакционной костной пластики, основанный на принципах аддитивных технологий. Ограничивающая конструкция, изготовленная на основе индивидуальных данных КТ ТБС пациента, абсолютно конгруэнтна по форме поверхности кости по периферии дефекта, что обеспечивает максимальное прилегание конструкции к поверхности и стабильность при её фиксации. Нет необходимости моделировать её и подгонять под дефект во время операции – достаточно лишь скелетировать кость по краю костного дефекта. Применение индивидуальной 3D-сетки позволило сократить время установки импланта, ограничивающего дефект вертлужной впадины, за счёт переноса основных этапов моделирования конструкции в предоперационный период. В результате индивидуального проектирования проведение винтов при фиксации индивидуальной сетки происходит безопасно и максимально точно в наиболее выраженный массив кости. Изготовление пластикового шаблона и использование его при подготовке поверхности кости для имплантации индивидуальной сетки снижает инфекционные риски за счёт сокращения манипуляций с истинной конструкцией, что повышает эффективность оперативного вмешательства.

Таким образом, разработанный способ аугментации неограниченного костного дефекта вертлужной впадины при использовании импакционной костной

пластики – за счёт оптимизации этапа имплантации ограничивающей конструкции при частичном сегментарном дефиците путём проектирования, моделирования и изготовления персонифицированной ограничивающей конструкции в предоперационном периоде – позволил сократить продолжительность и уменьшить объём оперативного вмешательства, сократить количество манипуляций по моделированию и фиксации ограничивающей конструкции во время операции, снижая риски возможных инфекционных осложнений.

На разработанный способ аугментации неограниченного костного дефекта тазовой кости в области вертлужной впадины получен патент на изобретение № 2732960. Авторы: Гольник В.Н., Красовский И.Б., Панченко А.А. Заявка № 2019138435 от 27.11.2019 (приложение А).

ГЛАВА 5. СРЕДНЕСРОЧНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

5.1 Общая характеристика способов реконструкции вертлужной впадины в исследуемой группе

Для окончательной оценки среднесрочных результатов выполненных реконструкций вертлужной впадины с применением ИКП были доступны рентгенологические данные 42 пациентов.

При детальном анализе выявлено, что в 29 случаях ИКП выполнена с применением различных ограничивающих конструкций (реконструктивная сетка, аугмент, 3D-сетка), а в 13 случаях – без применения дополнительной аугментации.

При анализе выполненных реконструкций вертлужной впадины при замещении костных дефектов среди доступных для контрольного осмотра на момент исследования пациентов выяснено, что в большинстве случаев (69%) потребовалось применение различных конструкций, ограничивающих костные дефекты. В 13 случаях ИКП выполнена без применения дополнительных конструкций. Наиболее часто для реконструкции периферических дефектов, которыми был обусловлен частичный сегментарный дефицит, была использована стальная реконструктивная сетка Stryker. Также стальная сетка была использована в 8 случаях для перекрытия дефекта медиальной стенки, из них в 2 случаях изолированно и в 6 случаях – в комбинации с периферическим сегментарным дефектом. Аугмент из пористого тантала мы применили в 4 случаях, и в 3 случаях применена индивидуально изготовленная 3D-сетка.

Систематизировано применённые способы реконструкции представлены в таблице 11 и на рисунке 49.

Таблица 11 – Способы аугментации для реконструкции различных костных дефектов вертлужной впадины

Способы аугментации	Количество случаев
Без конструкции	13
Реконструкция периферического дефекта сеткой	14
Реконструкция дефекта медиальной стенки сеткой	2
Реконструкция периферического и медиального дефекта сеткой Stryker, 2 шт.	6
Реконструкция индивидуальной 3D-сеткой	3
Аугмент из пористого тантала	4
Всего	42

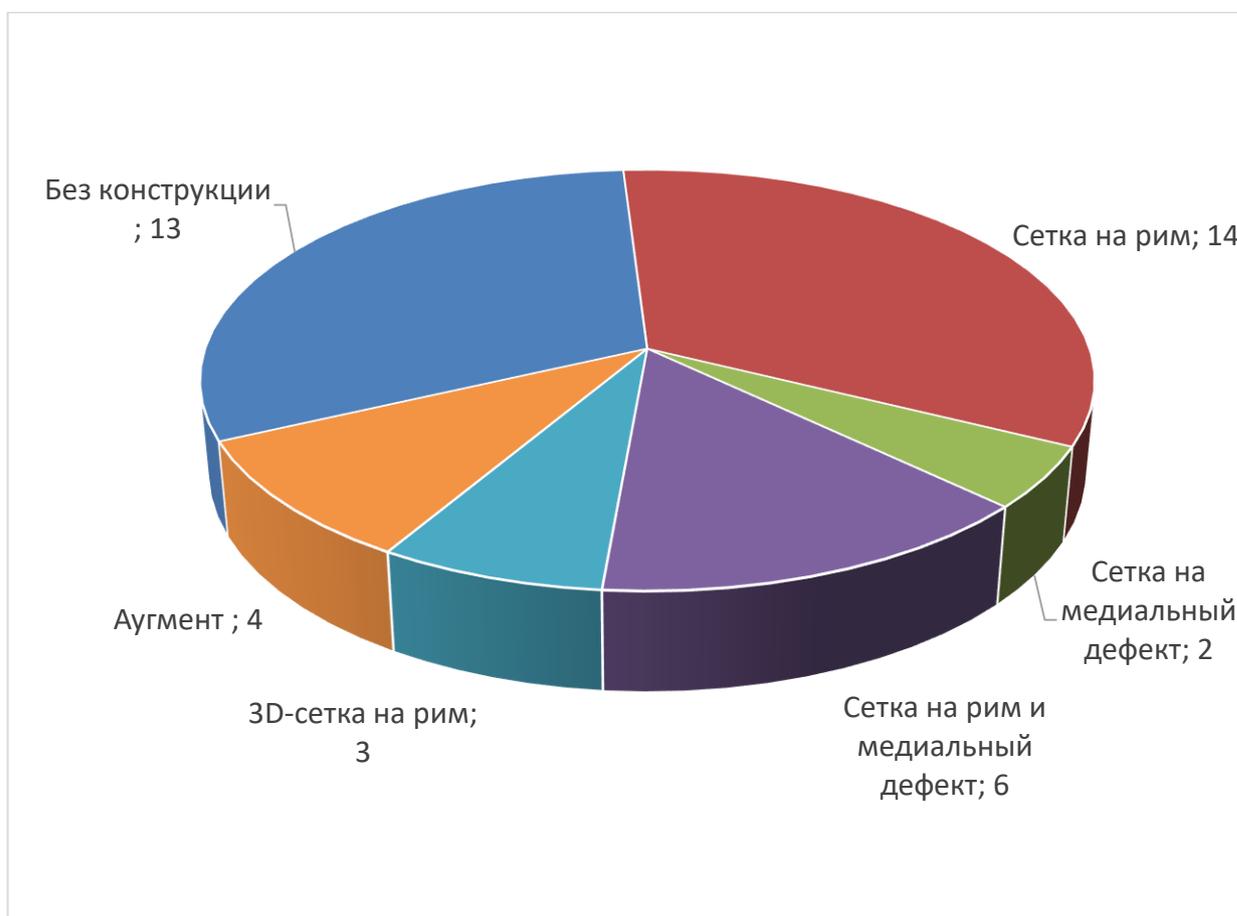


Рисунок 49 – Способы аугментации для реконструкции различных костных дефектов вертлужной впадины, n=42

Как было сказано выше, наиболее оптимальными для выбора применения ИКП являются дефекты ограниченного характера, способные удерживать импактированную КПМ как во время процедуры импакции, так и в послеоперационном периоде. Для систематизации подхода и классификации данных дефектов удобнее всего использовать классификацию AAOS, потому что тип костного дефекта является определяющим фактором в выборе ограничивающей конструкции. Анализ степени ограниченности костных дефектов согласно классификации костных дефектов AAOS показал, что дефекты I типа составили 1 случай, II типа – 13 случаев, III типа – 28 случаев. Таким образом, применение дополнительных ограничивающих конструкций потребовалось в 29 случаях при сегментарном дефиците, т.е. при дефектах I и III типа по AAOS. Мы допустили определённую условность, применив классификационные признаки Paprosky к классификации костных дефектов AAOS и сопоставив между собой способ реконструкции и тип дефекта согласно классификации AAOS и степень тяжести согласно классификации Paprosky (таблица 12). В тех случаях, где критерии Paprosky не приемлемы, например при первичном сложном эндопротезировании, использовали только систему классификации AAOS.

Таблица 12 – Соотношение способов реконструкции дефекта вертлужной впадины с типом костного дефекта

Способы аугментации	Количество случаев	Paprosky / AAOS	
		Тип дефекта	n
Без использования каких-либо ограничивающих конструкций	13	II AAOS 2A 3B	3 6 4
Реконструкция дефекта края впадины сеткой Stryker	14	2A 2B 3B	6 1 7

Продолжение таблицы 12

Реконструкция края и медиальной стенки впадины сеткой Stryker (использовано 2 шт.)	6	2A 3B	2 4
Реконструкция края впадины индивидуальной 3D-сеткой	3	3B III AAOS	2 1
Реконструкция дефекта медиальной стенки впадины сеткой Stryker	2	3B	2
Реконструкция дефекта края впадины аугментом из пористого металла	4	3B 2C III AAOS	2 1 1

Так, после удаления компонентов цементной фиксации в 40% случаев не оставались полностью ограниченные дефекты II типа, и в 60% были сформированы комбинированные дефекты с частичным сегментарным дефицитом, при которых потребовалось использование дополнительных ограничивающих конструкций. В то время как после удаления компонентов бесцементной фиксации в 90% случаев оставались костные дефекты с сегментарным дефицитом III типа по AAOS, в каждом из которых потребовалась дополнительная реконструкция.

Нами было выявлено, что форма, ограниченность и тяжесть во многом обусловлены видом удалённого распатанного компонента, точнее – способом его фиксации (таблица 13) на предыдущем этапе. С практической точки зрения цементные впадины более прогнозируемы для применения импакционной костной пластики.

Таблица 13 – Соотношение типов костного дефекта по AAOS при различных способах фиксации удаленного компонента и при первичном дефекте

Вид фиксации удаленного компонента	Кол-во	Тип III AOOS	Тип II AOOS	Тип I AOOS
Цементная	20	12 (0,6)	8 (0,4)	-
Бесцементная	17	15 (0,9)	1 (0,6)	1(0,6)
Первичный дефект	5	2 (0,4)	3 (0,6)	-
Всего	42	29 (0,7)	12 (0,3)	1 (0,02)

5.2 Клинические результаты в исследуемой группе

Большинство пациентов на момент поступления беспокоили значительные боли, хромота, ограничение движений в тазобедренном суставе, снижающие повседневную активность и возможность к самообслуживанию. Большая часть пациентов нуждалась в приёме нестероидных противовоспалительных препаратов в средних терапевтических и высоких дозах.

При функциональной оценке результатов в нашем наблюдении по шкале NHS исходная оценка показала медиану 44,0 (37,0–55,0) баллов, согласно опроснику WOMAC медиана исходных показателей составила 47 (45,0–52,0) баллов, что является низким показателем качества жизни больных (рисунок 50). В послеоперационном периоде большинство пациентов были активизированы на вторые сутки и приступили к самостоятельной ходьбе при помощи средств дополнительной опоры с частичной разгрузкой оперированной конечности с постепенным переходом на полную нагрузку через 6 недель после операции. На момент контрольного осмотра при проведении данного исследования функциональная оценка по шкале NHS показала медиану 85,50 (70,5–95,0), что практически в два раза выше исходного показателя, а результаты согласно опроснику WOMAC в финале исследования показали медиану 6,5 (2,0–21,0) баллов, что соответствует хорошему и отличному результатам (рисунок 51). У большинства пациентов боль отсутствовала или не требовала приёма обезболивающих препаратов, либо не вызывала ограничения повседневной активности и возникала периодически после чрезмерных нагрузок. У части пациентов сохранялась остаточная хромота, незначительное ограничение движений в суставе и необходимость использовать трость в качестве дополнительного средства опоры (приложения Б, В).

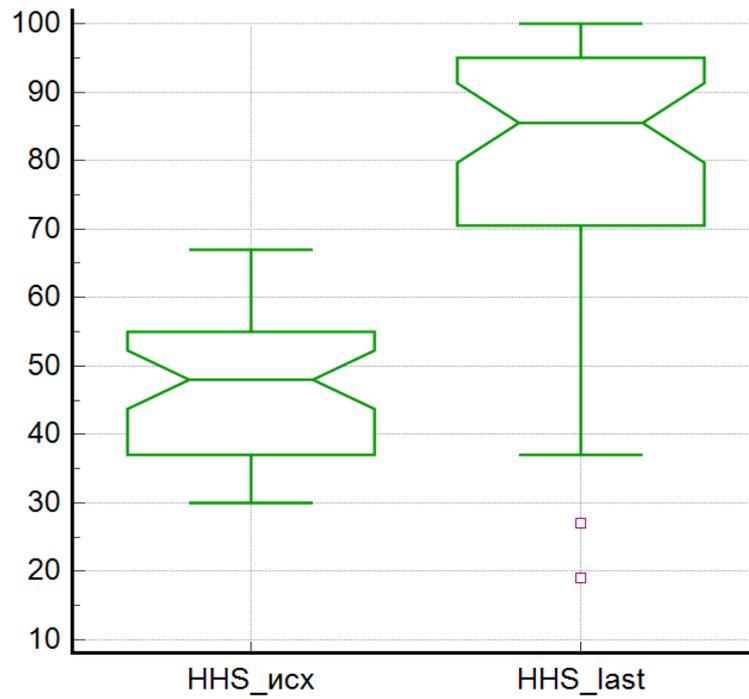


Рисунок 50 – Результаты функциональной оценки по шкале HHS (HHS_исх – исходные данные, HHS_last – в финале исследования)

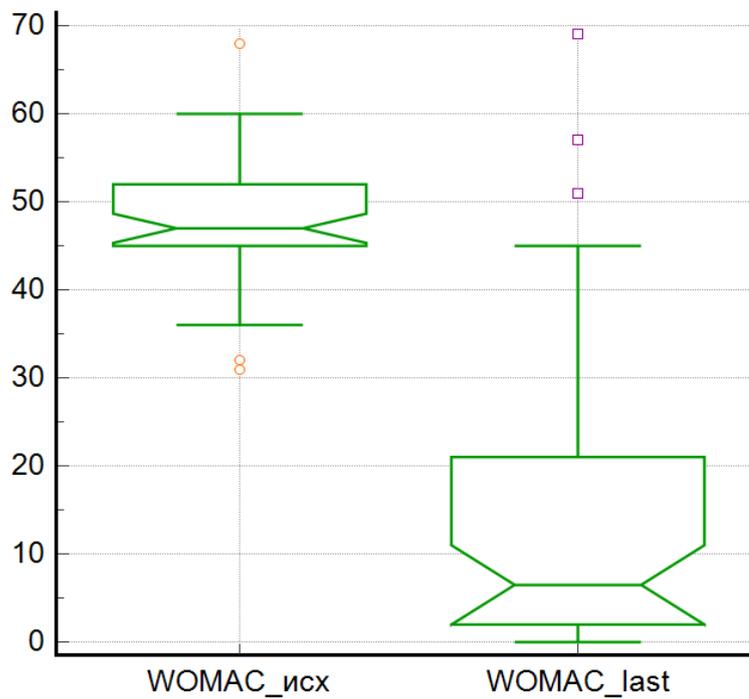


Рисунок 51 – Результаты функциональной оценки по шкале WOMAC (WOMAC_исх –исходные данные, WOMAC_last – в финале исследования)

У 5 пациентов показатели функциональной оценки показали неудовлетворительные результаты NNS – меньше из-за выраженного болевого синдрома, ограничения движения и затруднения при самообслуживании. При их дообследовании в 4 случаях выявлены показания для повторного вмешательства в связи с расшатыванием компонентов, в 1 случае низкие показатели были связаны с общим коморбидным фоном.

5.3 Оценка выживаемости эндопротезов при среднем сроке наблюдения 60 месяцев

На момент оценки выживаемости эндопротеза была доступна информация о 48 пациентах с ИКП, включённых в данное исследование. Из 48 случаев в 44 (91,7%) за период наблюдения ревизионных вмешательств не проводилось. В 4 (8,3%) случаях возникли осложнения, в 2 из которых (4,2%) потребовалось проведение оперативных вмешательств в связи с рецидивом инфекционного процесса, ещё в 2 (4,2%) случаях были выявлены рентгенологические признаки асептического расшатывания, в связи с чем запланированы ревизионные вмешательства. В качестве конечной точки при оценке общей выживаемости были определены такие признаки, как выполненная ревизионная операция на суставе с ИКП по любому поводу, наличие достоверных рентгенологических признаков расшатывания или других осложнений, требующих ревизионного эндопротезирования. С учётом данных условий, общая выживаемость эндопротезов, в частности вертлужных компонентов, составила 97,9% (95% ДИ; 97,86%–97,94%) при среднем сроке наблюдения 60 месяцев; 84,3% (95% ДИ; 84,15%–84,43%) за 90 месяцев (рисунок 52). В случае определения в качестве конечной точки асептического расшатывания, как основного фактора, непосредственно связанного с ИКП, выживаемость при среднем сроке наблюдения 60 месяцев составила 100% и 90,9% (95% ДИ; 90,78%–91,02%) за 90 месяцев наблюдения (рисунок 53).

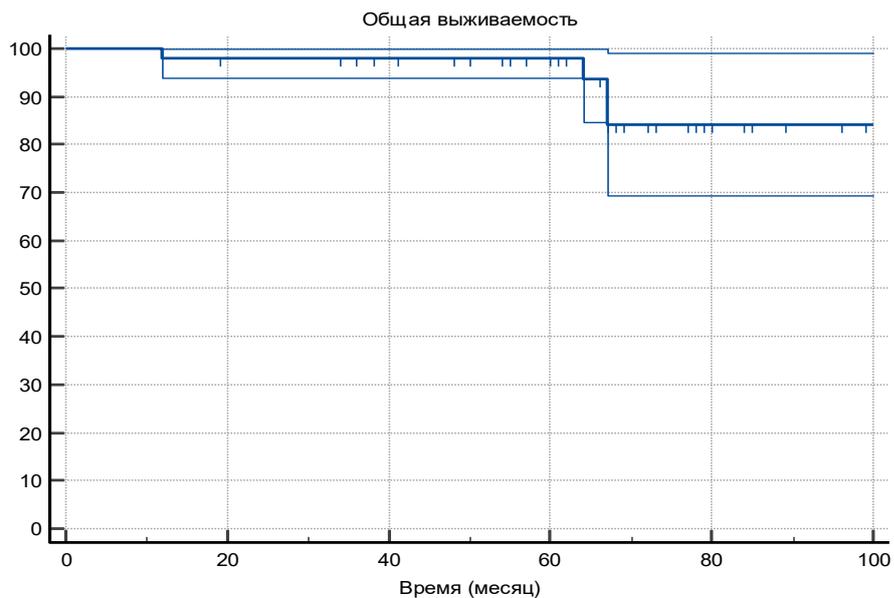


Рисунок 52 – Кривая Каплана–Майера общей выживаемости тазового компонента

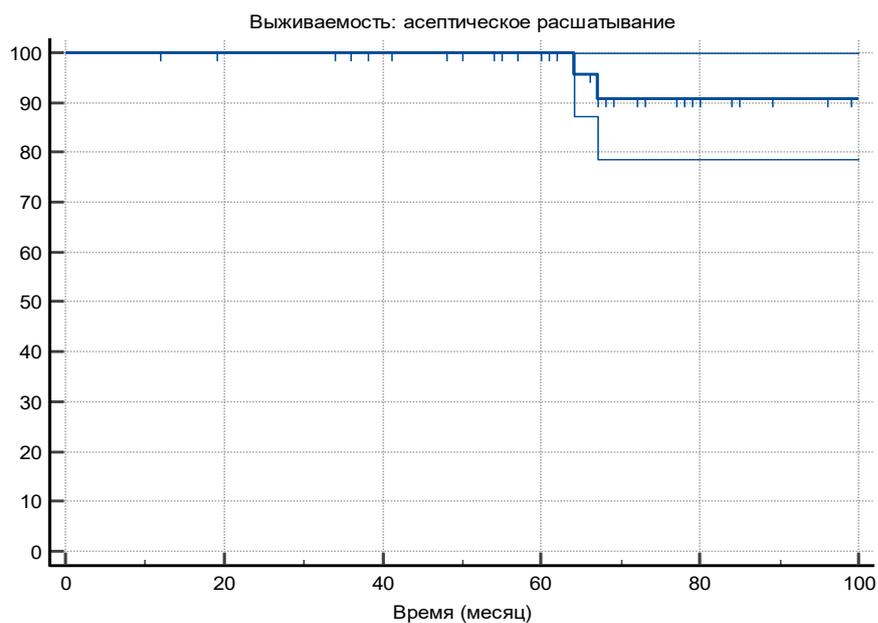


Рисунок 53 – Кривая Каплана–Майера выживаемости тазового компонента при асептическом расшатывании в качестве конечной точки

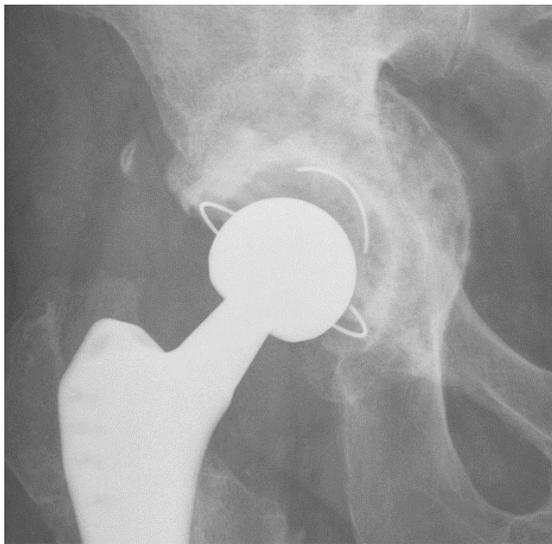
5.4 Анализ рентгенологических признаков расшатывания вертлужного компонента в исследуемой группе при среднем сроке наблюдения 60 месяцев

Одной из серьёзных проблем в анализе результатов импакционной костной пластики как методики, интерпретации данных литературы и собственных данных является большое количество переменных и методов оценки результатов. Особенно это касается признаков расшатывания компонентов и корреляции между рентгенологическими, гистологическими и клиническими данными. Имеется множество сообщений о хорошей перестройке костно-пластического материала, однако единых критериев для оценки такой перестройки нет, а рентгенологические признаки могут значительно отличаться от клинической бессимптомной ситуации с формированием синдрома «клинико-рентгенологических ножниц». Также существенным ограничением адекватной оценки параметров перестройки КППМ может стать наличие теней от металлических конструкций, зачастую перекрывающих область ИКП. Для оценки перестройки мы пользовались критериями, описанными Т. Sloof, а также использовали традиционные признаки, описанные J. Charnley.

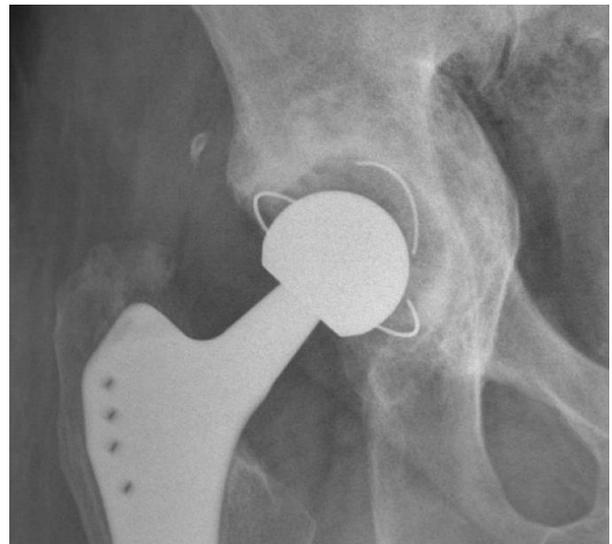
При оценке перестройки КППМ к моменту контрольного осмотра нами было отмечено, что во всех случаях на рентгенограммах трансплантат становился более однородным, менее зернистым, с элементами трабекулярной перестройки в зоне, прилегающей к костному ложу (нативной кости). С учётом данных экспериментальной работы, более гомогенная структура на рентгеновском изображении не всегда может быть интерпретирована как перестройка в морфологическом смысле, т.е. замещение новообразованной костью, а, вероятно, также может быть связана с уплотнением трансплантата под влиянием циклических нагрузок. Под влиянием нагрузок происходящее движение частиц относительно друг друга, т.е. дальнейшее уплотнение, приводит к заполнению свободных пространств наиболее оптимальным образом, что на рентгенограмме, вероятно, отражается менее структурной, более гомогенной массой (рисунок 54).



а



б



в

Рисунок 54 – Клинический пример полной рентгенологической перестройки КППМ у пациента К.А.В., 46 лет, за период наблюдения 34 мес.: а – обзорная рентгенограмма таза с признаками расшатывания тазового компонента эндопротеза правого тазобедренного сустава с костным дефектом вертлужной впадины тип II по AAOS, 3В по Paprosky; б – контрольная рентгенография правого тазобедренного сустава после ревизионного эндопротезирования с применением импакционной костной пластики дефекта вертлужной впадины, отмечается пятнистый рентгенологический рисунок импактированного КППМ, просматриваются тени отдельных костных фрагментов; в – контрольная рентгенограмма правого тазобедренного сустава через 34 мес., рентгенологически отмечается гомогенная структура с трабекулярным рисунком, переходящим с нативной кости на область КППМ

Подобное явление мы наблюдали в случаях с массивными объёмами костных трансплантатов при дефектах типа 3А и 3В по Paprosky. При менее массивных трансплантатах без использования дополнительных ограничивающих конструкций мы наблюдали трабекулярную перестройку на протяжении всего трансплантата. Анализ контрольных рентгенограмм проведён у 42 пациентов. Достоверные признаки расшатывания тазового компонента эндопротеза были выявлены только у 4-х пациентов (9,5%): в 2 (4,8%) случаях – дислокации чашки за пределы впадины; в 1 (2,4%) случае – наличие рентген-прозрачной линии на границе интерфейсов трансплантат–цемент в 3-х зонах; в 1 (2,4%) случае наличие рентген-прозрачной линии в третьей зоне было ассоциировано с высокой степенью миграции более 5 мм по одной из осей, с изменением антеверсии в пределах 10° в сочетании с низким показателем NNS – 37 баллов. Рентген-прозрачные линии выявлены в 7 (16,7%) случаях, у 6 пациентов они определялись в одной из зон: в 4 случаях – в третьей зоне, в 2 случаях – в первой зоне; в 1 случае рентген-прозрачная линия отмечена в двух зонах – во второй и третьей (рисунок 55).

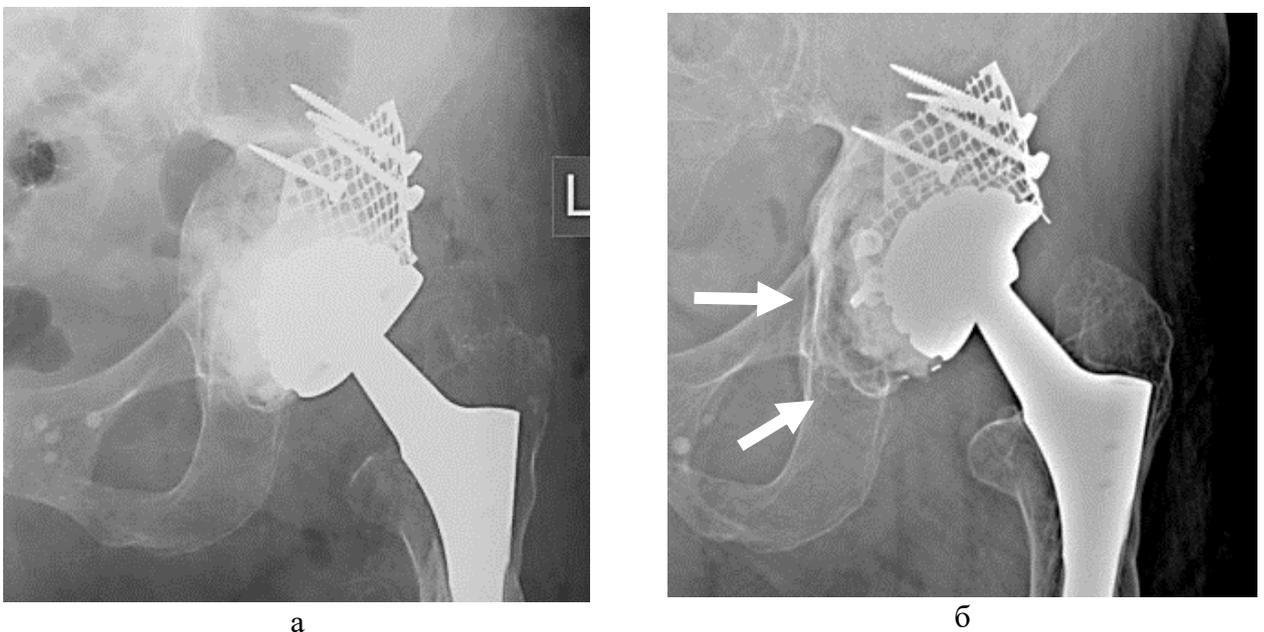


Рисунок 55 – Рентгенограммы левого тазобедренного сустава пациентки М.Л.И., 67 лет: а – после ревизионного эндопротезирования с использованием импакционной костной пластики и аугментации сеткой неограниченного костного дефекта вертлужной впадины типа III по AAOS; б – контрольная рентгенограмма через 54 мес., во II и III зонах по J.S. De Lee и J. Charnley видны рентген-прозрачные линии более 2 мм (указаны стрелками)

С учётом протяжённости линий и клинических показателей (ННС) данные линии расценены как исход трансформации КППМ, нежели как маркёр развивающегося расшатывания ВК.

5.5 Определение степени миграции вертлужного компонента при среднем сроке наблюдения 60 месяцев

В эксперименте нами было показано, что под воздействием циклических нагрузок на КППМ возможно его дальнейшее уплотнение и уменьшение в объёме. Что в клинической практике может находить проявление в виде изменения местоположения вертлужного компонента. Для оценки такого изменения на основе данных стандартной рентгенографии наиболее оптимальным является измерение расстояния смещения центра ротации, изменение угла инклинации и антеверсии ВК.

При выполнении измерений и интерпретации полученных данных в нашем исследовании мы столкнулись с определёнными методологическими ограничениями в связи с заявленной автором метода D. Nunn (1989) погрешностью в 3 мм. А по мнению С. Yang, при интерпретации рентгенологических данных миграция до 2 мм уже может быть отнесена к развитию расшатывания. С учётом этих данных абсолютные результаты измерений смещения центра ротации были разделены на группы с интервалом в 5 мм, а смещение центра ротации в любом направлении до 5 мм, т.е. в пределах вероятной погрешности, решено было считать вариантом нормы.

Исходя из данных параметров, мы получили, что в 20 случаях не происходило миграции центра ротации, при этом из них в 8 случаях всё же происходило увеличение угла инклинации ВК более 10 градусов. Абсолютно неизменным положение ВК оставалось лишь в 12 случаях.

Смещение в пределах 5 мм в любом направлении выявлено в 10 случаях, из них в половине случаев инклинация ВК оставалась неизменной, в 4 случаях – в пределах 10°, и в одном случае – более 10°.

При оценке данных показателей в совокупности в 22 (52,4%) случаях нами было отмечено одновременное изменение инклинации и краниальное смещение центра ротации. Изменение величины инклинации ВК в сторону увеличения отмечено в 24 (57,1%) случаях, т.е. инклинация ВК изменялась практически во всех случаях, когда присутствовало краниальное смещение центра ротации. Отмечена прямая корреляция между смещением центра ротации более 5 мм в любом направлении и увеличением инклинации более чем на 10° в 91,7% случаев ($p < 0,0001$).

Анализ показал, что существенное (более 5 мм) смещение центра ротации происходило, как правило, в краниальном направлении: 8 (19,0%) случаев по оси Y и 3 (7,1%) случая по оси X.

В 2 случаях зарегистрирована полная миграция ВК за пределы вертлужной впадины, произошла утрата связи ВК с КПМ, что фактически явилось финалом процесса миграции, поэтому показатели измерений данных случаев мы не учитывали.

Основные показатели миграции ВК в соотношении с классификацией костного дефекта представлены в таблице 14.

Нами были выявлены определённые закономерности, которые проявлялись в том, что в группе пациентов без использования каких-либо ограничивающих имплантатов (13 случаев) процент смещения центра ротации составил 30,8%, миграция происходила в пределах не более 5 мм. Применение любого типа сетки для ограничения костного дефекта вертлужной впадины в 68,0% случаев было ассоциировано с изменением положения тазового компонента, т.е. смещением центра ротации или увеличением инклинации, или присутствовали оба вида смещения, из них в 44,0% случаев смещение центра ротации было существенным – более 5 мм по любой из осей. В то время как при использовании аугментов несущественное изменение положения ВК (смещение в пределах до 5 мм и менее 10° инклинации) произошло лишь в 2 случаях из 4.

Таблица 14 – Основные показатели миграции ВК в соотношении с классификацией костного дефекта

№ пациента	Δ Инклинации			Смещение центра ротации						Paprosky	AOOS	Способ реконструкции
				По оси X			По оси Y					
	0°	<10°	10°>	0 мм	<5мм	5мм>	0 мм	<5мм	5мм>			
1*			•			•			•	2A	III	C
2		•			•				•	3B	III	C2
3	•			•			•			3B	II	0
4			•		•			•		2A	III	C2
5	•			•			•			3B	III	C
6			•			•			•	3B	III	C2
7	•			•			•			-	III	A
8	•				•				•	2A	III	C2
9	•			•			•			2B	I	C
10	•			•			•			3B	III	C
11		•			•			•		2A	III	C
12	•			•			•			3B	III	C2
13		•			•			•		3B	III	C
14	•			•			•			3B	III	CM
15	•			•			•			2A	III	C
16	•				•			•		3B	III	A
17	•			•			•			2A	II	0
18		•			•				•	3B	III	C2
19*			•			•			•	3B	III	C
20*			•			•			•	-	III	3D
21		•		•			•			2A	II	0
22			•		•				•	3B	III	3D
24		•		•			•			3B	II	0
24*			•			•			•	2A	III	C
25	•				•			•		2A	III	C
26	•				•			•		2A	II	0
27		•				•			•	3B	III	C
28	•			•			•			3B	III	A
29		•			•				•	3B	III	C
30	•			•			•			3B	III	CM
31		•		•			•			3B	III	3D
32			•		•				•	3B	III	C
33		•		•			•			-	II	0
34		•		•			•			2A	II	0
35		•		•			•			-	II	0
36		•		•			•			2C	III	A
37	•			•			•			2A	II	0

Продолжение таблицы 14

38		•			•			•		2А	II	0
39		•			•			•		2А	III	С
40	•				•			•		3В	II	0
41	•				•			•		3В	II	0
42		•		•			•			-	II	0
Всего	18	16	8	20	16	6	20	10	12			
Примечание: С – сетка на край вертлужной впадины, С2 – сетка на край и медиальную стенку вертлужной впадины, СМ – сетка на медиальную стенку вертлужной впадины, 3D – индивидуально изготовленная 3D-сетка на край вертлужной впадины, А – аугмент, 0 – не использовано конструкций.												

Была получена прямая корреляция наличия миграции ВК в зависимости от типа, тяжести костного дефекта и использования ограничивающей дефект конструкции. Отмечено увеличение частоты миграции на любое расстояние при дефектах III типа, 3В степени по Raprosky, с использованием любого типа сетки на крае вертлужной впадины ($p=0,006$).

Среднее изменение антеверсии в среднесрочном периоде по сравнению с послеоперационным значением составило $2,8^\circ$ (0,5–4,5). Однако учёт данного параметра не проводили в связи с его проекционной вариабельностью в зависимости от пространственного положения таза при проведении рентгенологического исследования.

Мы не выявили взаимосвязи смещения центра ротации ВК с диаметром использованной чашки ($p=0,3457$), ИМТ ($p=0,5726$) или возрастом ($p=0,3457$). Корреляции между этими параметрами не определено.

В нашей экспериментальной работе при циклических испытаниях образцов было показано увеличение модуля упругости с каждой серией циклического нагружения, что говорит об увеличении плотности образцов и повышении способности противостоять нагрузкам. В то же время на фоне уплотнения трансплантата отмечалось относительное изменение объёма образцов, что в клинической практике может проявляться в виде различной степени миграции, что демонстрируют следующие клинические примеры.

5.6 Клинические примеры различной степени миграции тазового компонента без признаков расшатывания

Клинический пример с краниальной миграцией вертлужного компонента после ИКП с применением ограничивающей реконструктивной сетки.

Пациентка Б.О.А., 38 лет, поступила в ФГБУ ФЦТОЭ Минздрава России (г. Барнаул) с жалобами на боли в области правого тазобедренного сустава, выраженное ограничение движений в нём, укорочение правой нижней конечности, хромоту. Из анамнеза выяснено, что в возрасте 26 лет перенесла гематогенный остеомиелит головки правой бедренной кости. По этому поводу проводилась хирургическая санация, устанавливалась промывная система дренирования правого тазобедренного сустава, сформировавшиеся свищи области правого тазобедренного сустава закрылись в течение года. Через год после санации очага инфекции в связи с прогрессированием болевого синдрома и нарушением опорной функции конечности было проведено эндопротезирование правого тазобедренного сустава антигибридным эндопротезом DePuy Corail/Triloc. Заживление после эндопротезирования без осложнений. Однако через 7 лет после операции артропластики пациентка стала отмечать периодическое появление болей, которые постепенно прогрессировали, появилось ограничение движений, хромота. При обследовании были выявлены признаки расшатывания тазового компонента эндопротеза, с чем и была направлена на ревизионное эндопротезирование в ФЦТОЭ г. Барнаул. На момент обращения в Центр ходит самостоятельно, хромает на правую ногу, конфигурация сустава визуально не изменена, послеоперационный рубец области правого тазобедренного сустава без признаков воспаления. При пальпации болезненности в области сустава нет. Умеренная гипотрофия мышц тазового пояса и бедра справа. Относительное укорочение правой нижней конечности на 3 см. Объём активных движений: сгибание до 80°, отведение 10°, ротационные движения 5–0–5°, приведение 10°. При движениях – умеренная боль. На рентгенограммах определяются признаки расшатывания тазового компонента эндопротеза, дефект вертлужной впадины IIIВ по W.G. Paprosky, признаки

перипротезного остеолита в проксимальном отделе бедренной кости в 1 и 7 зоне Груэна (рисунок 56 а). По данным цитологического и бактериологического исследования синовиальной жидкости данных за инфекционный процесс в суставе не получено. Однако с учётом тяжёлого инфекционного анамнеза и предстоящего объёма реконструкции было принято решение о 2-х этапном рендопротезировании через спейсирование сустава и уточнение повторного микробиологического исследования интраоперационных биоптатов. После проведения первого этапа ревизионного эндопротезирования с установкой артикулирующего спейсера и получения отрицательных результатов бактериологического исследования принято решение о проведении второго этапа рендопротезирования (рисунок 56 б). При планировании оперативного вмешательства сустава было учтено, что использование пористых аугментов для реконструкции потребовало бы дополнительной адаптации костного ложа и привело бы к ещё большему увеличению костного дефицита, для заполнения дефекта понадобилось бы несколько аугментов, а замещение такого массива металлом с учётом молодого возраста пациентки весьма вероятную повторную ревизию в перспективе делает её ещё более затруднительной. Принимая во внимание в целом ограниченную форму с наличием сегментарного дефекта медиальной стенки и верхнего края вертлужной впадины, которые могут быть ограничены с помощью сетки, методом выбора в качестве окончательного этапа реконструкции была определена импакционная костная пластика вертлужной впадины с использованием цементируемого тазового компонента. Через 6 недель после первого этапа проведена реконструктивная операция. Была выполнена аугментация верхнего края и медиальной стенки вертлужной впадины сеткой Stryker с фиксацией винтами. С целью замещения костного дефекта подготовлен костно-пластический материал в виде чипсов около 8–10 мм³. Произведена импакционная костная пластика вертлужной впадины с помощью ревизионного инструментария Stryker X-Change. По достижении восстановления объёма на цементной основе произведена имплантация впадины Zimmer ZCA 47 мм. Бедренный канал освобождён от остатков цемента. Предварительно с учётом

низкого качества кости под малым вертелом проведён канатный серкляж и имплантирован бедренный компонент Zimmer Alloclassic SLL (рисунок 56 в). В послеоперационном периоде пациентка активизирована, проведён 1 этап реабилитации, без осложнений была выписана на 12 сутки после операции. В послеоперационном периоде была рекомендована дозированная нагрузка на оперированную конечность в течение 12 недель. На момент последнего контрольного осмотра через 6,5 лет после ревизионного вмешательства жалоб не предъявляет, ходит с полной нагрузкой на ногу без дополнительных средств опоры, бытовых и социальных ограничений не испытывает. На контрольных рентгенограммах спустя 6,5 лет после операции отмечаются рентгенологические признаки перестройки костно-пластического материала области вертлужной впадины, отсутствуют линии просветления на границе костно-пластический материал–цемент. Отмечается миграция вертлужного компонента эндопротеза, смещение центра ротации на 4 мм краниально, вероятно, за счёт уплотнения КППМ и износа полиэтилена (рисунок 56 г). Функциональная оценка по шкале Харриса до операции составила 55 баллов, на момент последнего осмотра – 96 баллов.



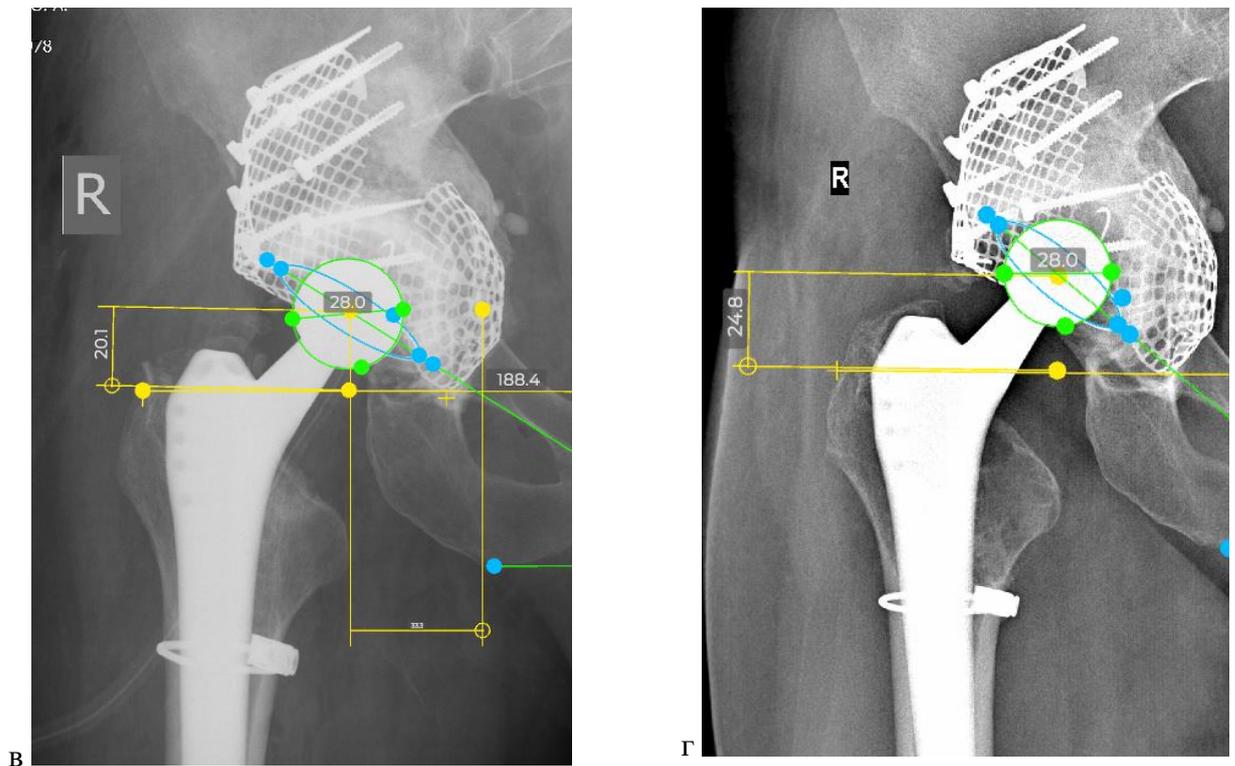


Рисунок 56 – Рентгенография правого тазобедренного сустава пациентки Б.О.А., 38 лет, на основных этапах лечения: а – предоперационная рентгенограмма; б – рентгенограмма после установки спейсера тазобедренного сустава; в – контрольная рентгенография после выполненной реконструкции с применением ИКП и сетки; г – рентгенограмма, выполненная на последнем контрольном осмотре спустя 78 мес. после реконструкции сустава, отмечается краниальная миграция тазового компонента

Клинический пример без миграции вертлужного компонента в отдаленном периоде после ИКП без использования ограничивающих конструкций. Пациент Л.В.И., 66 лет, поступил в ФГБУ ФЦТОЭ Минздрава России (г. Барнаул) с жалобами на боли в правом тазобедренном суставе, укорочение правой нижней конечности, хромоту. 5 лет назад выполнено эндопротезирование по поводу коксартроза. В течение года стал отмечать прогрессирование болевого синдрома. При обследовании диагностировано асептическое расшатывание вертлужного компонента эндопротеза с формированием костного дефекта вертлужной впадины II типа по AAOS, 2A по Pargosky, мальпозиция бедренного компонента. С учётом ограниченного характера костного дефекта пациенту проведено тотальное ревизионное эндопротезирование

тазобедренного сустава с применением импакционной костной пластики без использования ограничивающих конструкций. Данный клинический случай отслежен на протяжении 96 мес. На последней контрольной рентгенограмме признаков миграции не отмечается. Незначительные числовые отклонения можно отнести к погрешности метода измерения. Функциональная оценка по шкале Харриса до операции составила 67 баллов, на момент последнего осмотра – 99 баллов, согласно опроснику WOMAC – 43 балла исходно и 5 баллов в финале исследования. Рентгенограммы основных этапов в динамике представлены на рисунке 57.

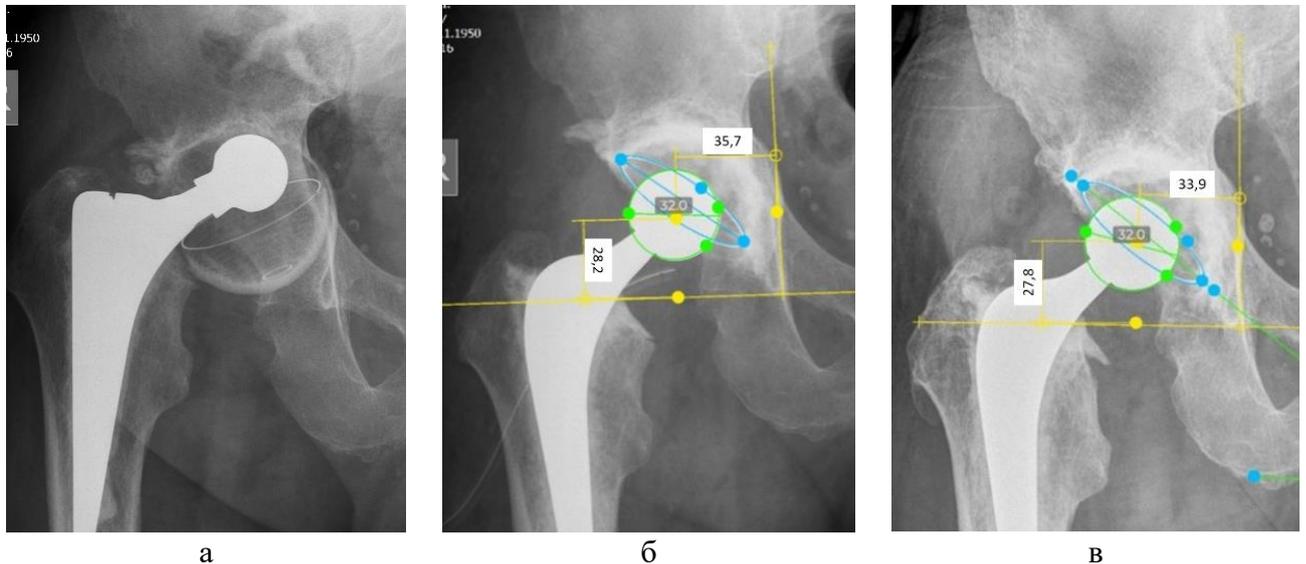


Рисунок 57 – Рентгенограммы правого тазобедренного сустава пациента Л.В.И., 66 лет: а – асептическое расшатывание вертлужного компонента, дефект II типа по AAOS, 2А по Paprosky, мальпозиция бедренного компонента; б – рентгенограмма после выполненной ИКП дефектов тазовой и бедренной кости с использованием эндопротеза Stryker Exeter/Contemporary цементной фиксации; в – контрольный снимок через 68 мес. с отчётливыми признаками перестройки аллотрансплантата без миграции компонентов

Клинический пример без существенной миграции вертлужного компонента в отдаленном периоде после ИКП с использованием ограничивающего костный дефект металлического аугмента. Пациентка Б.Е.Ф., 74 года, обратилась в Федеральный центр травматологии, ортопедии и эндопротезирования г. Барнаула по поводу массивного ятрогенного

комбинированного дефекта вертлужной впадины III типа по классификации AAOS после удаления нестабильной вертлужной впадины и бедренного компонента в одной из клиник при лечении перипротезной инфекции (рисунок 58 а). На момент обращения пациентка передвигается при помощи костылей, левая нижняя конечность неопорная. Относительное укорочение левой нижней конечности составляет 16 см за счёт отсутствия проксимального эпифиза бедренной кости, дефекта вертлужной впадины и хондродисплазии левой голени. В области левого тазобедренного сустава отмечается рубцовая деформация мягких тканей за счёт предшествующих оперативных вмешательств. Функциональная оценка по шкале Харриса составила 54 балла. При обследовании клинических и лабораторных признаков инфекционного процесса не выявлено. Поскольку на момент выполнения оперативного вмешательства в нашем Центре аддитивные технологии активно не применялись, то с учётом размера костного дефекта рассматривался вариант костной пластики в сочетании с реконструктивным кейджем Бурха–Шнайдера. Однако во время операции ревизионного эндопротезирования при установке кейджа Бурха–Шнайдера его подвздошный фланец укладывался по самому краю костной опоры, а винты, таким образом, направлялись в дефект, поэтому надёжно закрепить конструкцию было невозможно. Учитывая данные обстоятельства, наиболее оптимальным методом была признана импакционная костная пластика в сочетании с установкой аугмента из трабекулярного металла. В надацетабулярном массиве по наружному краю дефекта с помощью фрезы 60 мм сформировано ложе для аугмента. На подготовленную поверхность установлен аугмент из трабекулярного металла размером 54/20 мм и фиксирован двумя винтами 6,5 мм длиной по 30 мм каждый. Дополнительное использование металлического аугмента позволило ограничить костный дефект и укрепить надацетабулярный массив, заместив тем самым часть дефекта. После заполнения оставшейся полости костными чипсами по методике X-Change выполнена имплантация впадины Smith&Nephew PolarCup 47 мм с двойной мобильностью на цементной основе. Выбор впадины с двойной мобильностью обусловлен высокими рисками вывиха эндопротеза, связанными с возможными погрешностями

позиционирования, скомпрометированным мышечным аппаратом на фоне неоднократных оперативных вмешательств и исходным укорочением левой нижней конечности на фоне хондродисплазии костей левой голени. Имплантация ревизионного бедренного компонента Zimmer Alloclassic SLL произведена без особенностей. На контрольных послеоперационных рентгенограммах отмечается плотное наполнение дефекта КПМ, впадина установлена с частичной опорой на аугмент и импактированную аллокость. Также отмечается краниализация центра ротации на 1 см (рисунок 58 б). Спустя 4,8 года после выполненного оперативного вмешательства видны отчётливые рентгенологические признаки перестройки КПМ, остеоинтеграции аугмента из трабекулярного металла. Признаков расшатывания компонентов эндопротеза и их миграции достоверно не определяется (рисунок 58 в).

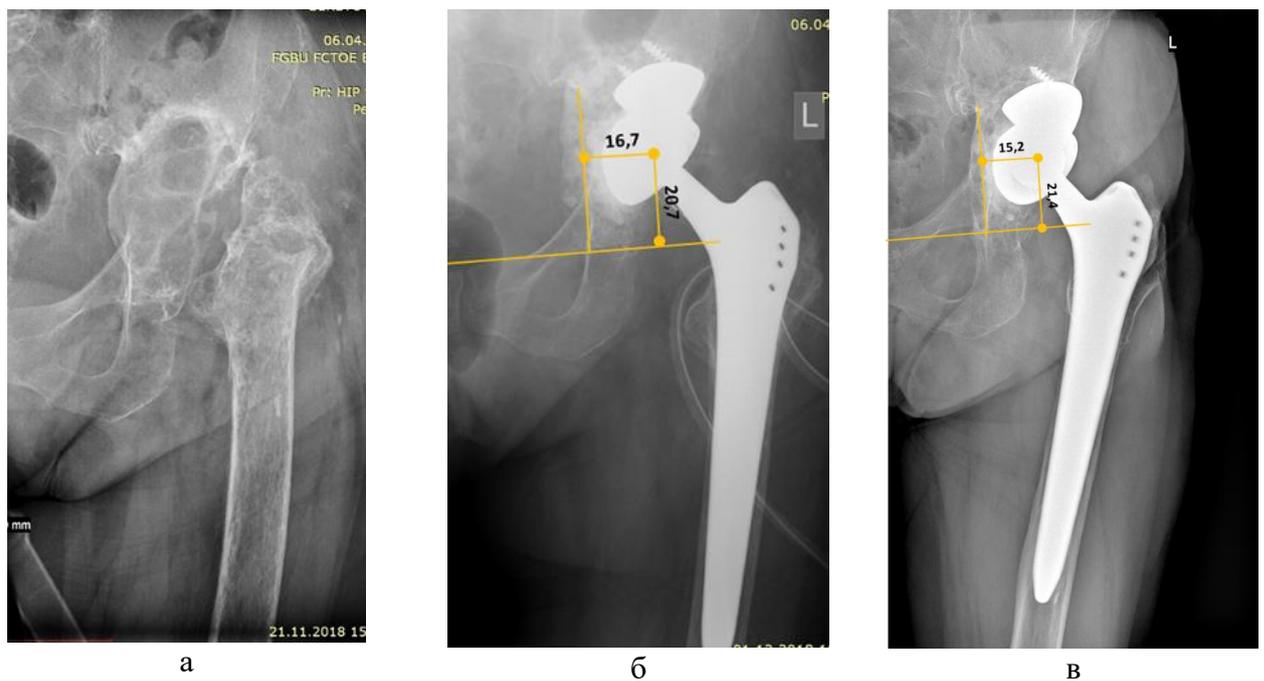
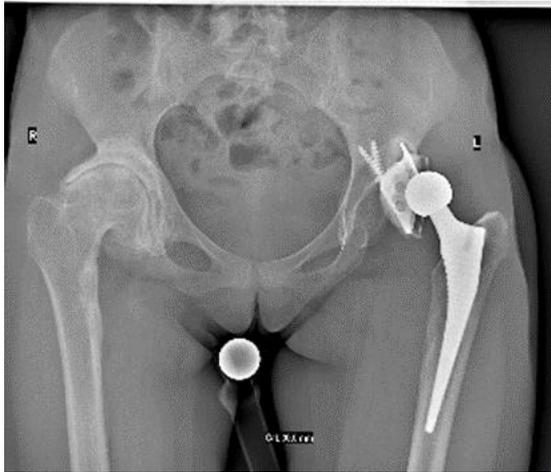


Рисунок 58 – Рентгенограммы левого тазобедренного сустава в прямой проекции пациентки Б.Е.Ф., 74 года: а – перед ревизионным эндопротезированием; б – контрольная рентгенограмма после операции; в – через 57 мес. после выполненной реконструкции тазобедренного сустава

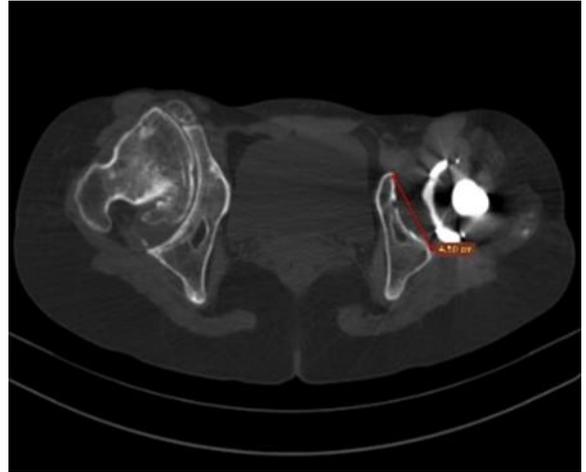
Функциональная оценка по шкале Харриса до операции составила 30 баллов, на момент последнего осмотра – 83 балла, согласно опроснику WOMAC – 54 балла исходно и 4 балла на последнем визите.

Клинический пример использования после ИКП с применением ограничивающей реконструктивной сетки без миграции вертлужного компонента в отдаленном периоде. Пациентка Б.С.С., 37 лет, была направлена для ревизионного эндопротезирования левого тазобедренного сустава. Из анамнеза известно, что в детском возрасте на обоих тазобедренных суставах выполнены реконструктивные оперативные вмешательства по поводу двухстороннего врождённого вывиха бедренных костей. В последующем в связи с развитием коксартроза было выполнено эндопротезирование левого тазобедренного сустава с дополнительным использованием укрепляющей конструкции Muller Ring, однако через 10 лет после операции развивается расшатывание и миграция тазового компонента эндопротеза. На момент поступления отмечается хромота на левую ногу, область левого тазобедренного сустава деформирована, послеоперационный рубец области левого тазобедренного сустава без признаков воспаления. Умеренная гипотрофия мышц тазового пояса и бедра справа. Относительное укорочение правой нижней конечности на 2 см. Объём активных движений: сгибание до 75°, отведение 0°, ротационные движения 5–0–5°, приведение 5°. При движениях – умеренная боль. Функциональная оценка по шкале Харриса составила 52 балла, согласно опроснику WOMAC – 31 балл. При рентгенографии таза диагностирована миграция тазового компонента эндопротеза с формированием дефекта вертлужной впадины IIВ типа по Paprosky (рисунок 59 а). По данным компьютерной томографии также выявлено, что минимальный поперечный размер тазовой кости на уровне вертлужной впадины составляет 45 мм, чего совершенно недостаточно для установки минимальной доступной на тот момент впадины с высокопористым покрытием 44 мм в диаметре (рисунок 59 б). Также был отмечен дефицит костного покрытия вертлужной впадины, что, вероятно, в сумме и послужило причиной недостаточной фиксации и последующей миграции тазового компонента. Признаков расшатывания бедренного компонента выявлено не было.

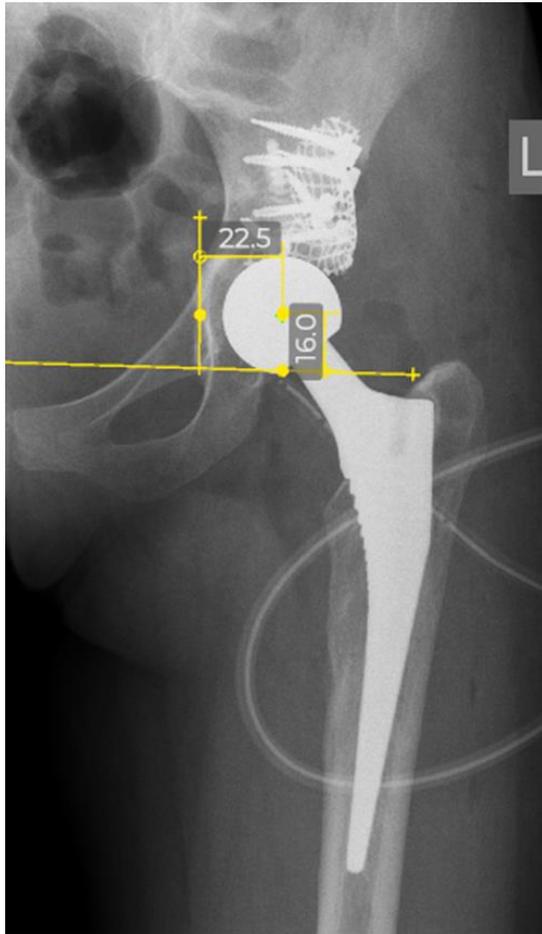
При выборе способа реконструкции вертлужной впадины учитывали экстремально малый размер тазовой кости в области левой вертлужной впадины, обусловленный дисплазией сустава, при котором дополнительная обработка вертлужной впадины могла привести к усугублению костного дефицита или развитию тяжёлого осложнения в виде диссоциации тазовой кости, в связи с чем методом выбора было решено считать импакционную костную пластику с аугментацией надацетабулярного массива реконструктивной сеткой. Интраоперационно при попытке сформировать ложе для вертлужного компонента 44 мм были подтверждены данные о дефиците костного покрытия впадины. Пациентке было проведено ревизионное эндопротезирование левого тазобедренного сустава с реконструкцией вертлужной впадины с помощью ИКП и аугментацией дефекта сеткой Stryker по технологии X-Change с использованием специализированного инструментария. После наполнения костного дефекта КПП с помощью специализированного инструментария и достижения восстановления формы вертлужной впадины на цементной основе произведена установка вкладыша размером НН под головку 32 мм от тазового компонента Zimmer Trilogy IT после его предварительной абразивной подготовки для лучшей адгезии костного цемента. На контрольных рентгенограммах после операции отмечается восстановление центра ротации, замещение области надацетабулярного массива костно-пластическим материалом с укреплением реконструктивной сеткой (рисунок 59 в). Через 2 года пациентке было выполнено эндопротезирование контралатерального сустава. Результат лечения отслежен на протяжении 68 мес. Рентгенологических признаков расшатывания, миграции компонентов эндопротеза или резорбции трансплантата не отмечается (рисунок 59 г). Достигнутый функциональный результат соответствует ожиданиям пациентки и по шкале Харриса составил 97 баллов, согласно опроснику WOMAC – 5 баллов.



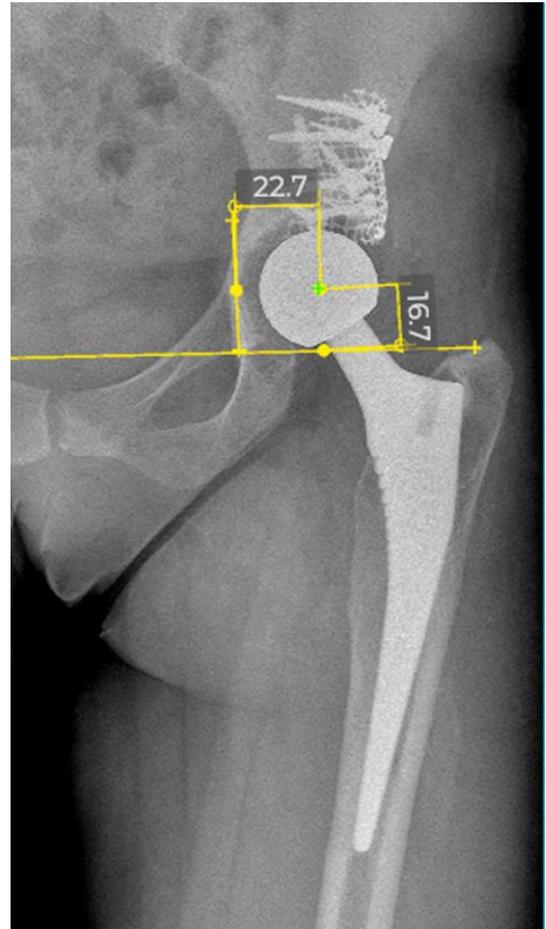
а



б



в



г

Рисунок 59 – Данные рентгеновского исследования пациентки Б.С.С., 37 лет, на основных этапах: а – обзорная рентгенограмма таза в прямой проекции до операции; б – скан компьютерной томограммы таза в аксиальной проекции на уровне с/3 вертлужных впадин до операции, поперечный размер тазовой кости составляет 45 мм; в – контрольная рентгенография таза после операции; г – рентгенограмма таза через 68 мес. после ревизионного эндопротезирования левого тазобедренного сустава, признаков миграции вертлужного компонента не определяется

Как видим, вертлужный компонент цементной фиксации, установленный непосредственно на импактированный трансплантат, практически неизбежно будет смещаться в той или иной степени в связи с процессами уплотнения КТМ в послеоперационном периоде под влиянием циклических нагрузок в результате ежедневной физиологической активности пациента.

5.7 Осложнения

Осложнения зафиксированы у 6 (11,11%) пациентов: в 2 случаях отмечена интраоперационная перфорация стенки бедренного канала при удалении бедренного компонента эндопротеза; в 1 случае развилась нейропатия седалищного нерва с последующим регрессом в течение 6 мес. на фоне консервативной терапии; 3 случая вывиха бедренного компонента, в одном из них в связи с рецидивами потребовалось повторное оперативное вмешательство и установка системы двойной мобильности в ложе импактированной костной ткани, после удаления вертлужного компонента с применением техники «цемент в цемент» ещё до выписки пациента из стационара. Данный случай не вошёл в неудовлетворительные результаты (рисунок 60). Летальность в исследуемой группе пациентов не отмечена.



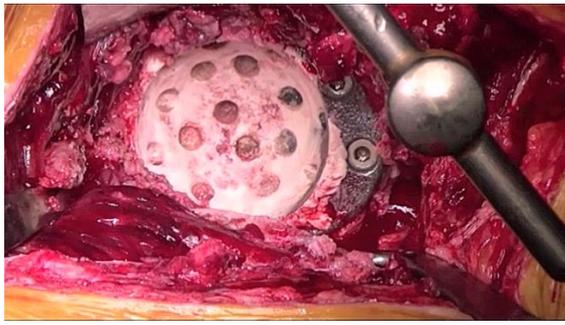
а



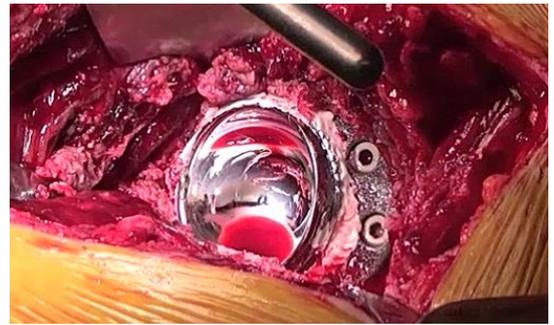
б



в



Г



Д



е

Рисунок 60 – Клинический пример, демонстрирующий возникшее осложнение в раннем периоде у пациента В.В.А., 58 лет: а – рентгенограмма левого тазобедренного сустава с массивными остеолитическими кистами области вертлужной впадины на фоне выраженного дегенеративного процесса; б – контрольная рентгенограмма после выполненного эндопротезирования с применением ИКП и ограничивающего костный дефект металлического аугмента; в – на рентгенограмме левого тазобедренного сустава определяется вывих бедренного компонента эндопротеза; г – вид вертлужной впадины во время ревизионного вмешательства после удаления полиэтиленового вертлужного компонента с подготовленными анкерными отверстиями в цементной мантии для установки нового компонента; д – вид вертлужной впадины после установки вертлужной впадины системы двойной мобильности с использованием техники «цемент в цемент»; е – контрольная рентгенограмма левого тазобедренного сустава после выполненного ревизионного вмешательства по поводу рецидивирующих вывихов бедренного компонента эндопротеза

Нужно пояснить, что осложнения не имели отношения к технологии, а наоборот, позволили продемонстрировать дополнительные возможности применения импакционной костной пластики. Применяя ее, можно увеличить

ацетабулярный офсет, тем самым дополнительно снизить риски повторных вывихов или в случае необходимости перейти на более стабильную систему, не влияя на выполненную реконструкцию.

5.8 Выводы по главе 5

Статистический и экспериментальный анализ условий эффективного применения импакционной костной пластики при дефектах вертлужной впадины в ревизионном эндопротезировании выявил закономерности в степени миграции вертлужного компонента, связанные с типом костного дефекта и необходимостью применять те или иные ограничивающие конструкции. В 22 (52,4%) случаях нами была выявлена закономерная естественная миграция ВК. Учитывая описанное в эксперименте свойство КПМ подвергаться продолжающейся деформации под влиянием циклических нагрузок, миграция ВК вслед за уплотняющимся трансплантатом является естественным и закономерным процессом при использовании ИКП. Корреляционный анализ показал, что при смещении центра ротации более 5 мм в любом направлении происходило увеличение инклинации ВК более чем на 10° в 91,7% случаев ($p < 0,0001$). Нами было отмечено, что наиболее часто миграция ВК происходила в наиболее тяжёлых (III типа по AAOS, 3В степени по Paprosky) неограниченных дефектах вертлужной впадины с применением ограничивающей сетки любого типа ($p = 0,006$). А в ограниченных дефектах с меньшим костным дефицитом (дефекты 2А типа по Paprosky) миграция ВК была минимальной (в пределах 5 мм) или отсутствовала. Такая закономерность позволила уточнить показания для ИКП в современных условиях в виде предпочтения использования данной технологии при строго ограниченных костных дефектах вертлужной впадины. Проведённый сравнительный анализ исходных функциональных возможностей и в среднесрочном периоде после выполненной реконструктивной операции с применением импакционной костной пластики дефектов вертлужной впадины показал увеличение показателей NNS практически в два раза от исходного уровня, и улучшение показателей согласно

опроснику WOMAC в финале исследования до 6,5 (2,0–21,0) баллов, что соответствует удовлетворительному и хорошему результатам. Анализ общей выживаемости ВК по Каплану–Майеру показал, что с конечной точкой «ревизионное вмешательство по любой причине» и «наличие достоверных рентгенологических признаков расшатывания» общая выживаемость составила 97,9% (95% ДИ; 97,86%–97,94%) при среднем сроке наблюдения 60 месяцев; 84,3% (95% ДИ; 84,15%–84,43%) за 90 месяцев. Необходимость в повторных ревизионных вмешательствах возникла лишь в 4 случаях. В остальных случаях рентгенологических признаков расшатывания вертлужного компонента не выявлено, несмотря на линии просветления, зарегистрированные в 7 случаях в одной или двух зонах.

Результаты настоящего исследования, основанного на статистическом анализе клинического материала и экспериментальной оценке биомеханических условий эффективного применения ИКП, выявили закономерности между характеристиками дефекта, уплотнением костного трансплантата и стабильностью вертлужного компонента, позволяющие оптимизировать показания и повысить долгосрочную выживаемость имплантатов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Учитывая поставленные цель и задачи, диссертационное исследование было направлено на выявление закономерностей между типом дефекта, техникой выполнения пластики и стабильностью вертлужного компонента, что позволяет повысить предсказуемость результата и улучшить долгосрочные исходы оперативных вмешательств путём статистического и экспериментального анализа условий эффективного применения импакционной костной пластики при дефектах вертлужной впадины в ревизионном эндопротезировании.

Полученные экспериментальные данные о биомеханических процессах закономерной физической трансформации импактированного костно-пластического материала позволили дать экспериментальное обоснование патогенеза миграции ВК при использовании ИКП и уточнить показания для ИКП на современном этапе знаний с учётом альтернативных способов реконструкции.

Определяя цель исследования, мы исходили из собственных данных и опыта ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава, а также анализа данных специализированной литературы из отечественных и зарубежных источников, который показал, что в отечественной литературе клинические аспекты применения импакционной костной пластики по технологии «X-Change» при реконструктивных вмешательствах на тазобедренном суставе практически не освещены. Это обстоятельство, вероятно, связано с традиционным предпочтением использования бесцементных ревизионных систем, отсутствием подходящих костно-пластических материалов и с организационными вопросами формирования госпитальных костных банков. Данные зарубежных авторов показывают, что интерес к проблеме в течение последнего десятилетия сохраняется, а применение импакционной костной пластики в ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава остаётся по-прежнему современным и востребованным методом замещения дефектов и демонстрирует высокие показатели выживаемости эндопротезов при среднесрочных и долгосрочных наблюдениях, которые сопоставимы с применением других способов реконструкции дефектов вертлужной

впадины. В настоящее время ИКП позиционируется как технология биологической реставрации вертлужной впадины при костных дефектах, которая позволяет вернуть костный статус близко к исходному состоянию и создать наиболее благоприятные условия при последующих ревизиях у пациентов молодой возрастной группы.

Рассмотрение литературных данных показало, что проблема выбора наиболее оптимального способа возмещения костного дефицита по-прежнему имеет большое значение, в том числе и в связи с ростом количества ревизионных вмешательств. А основная часть работ, направленных на улучшение биомеханических параметров костно-пластического материала и оптимизацию биологических процессов, связана с использованием различных искусственных наполнителей и применением лекарственных средств локально off-label.

Нами также было отмечено, что в большинстве работ констатируется миграция вертлужного компонента в послеоперационном периоде, однако изучению причин миграции ВК и конверсии КПМ в послеоперационном периоде, раскрывающих природу данного явления, посвящены немногочисленные исследования. Вышеизложенное в совокупности с собственными результатами и полученными определёнными противоречиями в клинической и рентгенологической картине, связанными в основном с миграцией ВК, послужило основанием для углублённого изучения данной проблемы и проведения экспериментальной работы.

Диссертационное исследование включает в себя экспериментальное исследование и анализ среднесрочных результатов лечения группы пациентов с костными дефектами вертлужной впадины различной этиологии, которым выполнены оперативные вмешательства с применением импакционной костной пластики по технологии X-Change при ревизионном и первично-сложном эндопротезировании тазобедренного сустава. Проведён статистический анализ клинических, рентгенологических результатов. Также внутри данной группы были изучены закономерности миграции вертлужного компонента в зависимости от тяжести костного дефекта, использованного способа аугментации, ограниченности

костного дефекта и поведения КППМ. Для описания характеристик и распределения по степени тяжести костных дефектов использовали классификацию W. Paprosky и AAOS.

Второй блок исследования состоял из экспериментальной работы, посвящённой изучению одноциклового нагружения КППМ, которое моделировало интраоперационную импакцию костного трансплантата, и последующих циклических нагрузок на те же самые образцы, которые моделировали последующее воздействие на костно-пластический материал уже в суставе пациента в результате ежедневной физиологической активности.

Принципиально, в результате эксперимента мы выяснили, что при циклических испытаниях образцов происходит увеличение модуля упругости с каждой серией циклов, что говорит об увеличении плотности образцов и повышении способности противостоять нагрузкам. В то же время при каждой серии циклических нагрузок на фоне уплотнения трансплантата отмечалось относительное изменение объёма образцов с постепенным выходом на плато деформации, что на практике может проявляться в виде различной степени миграции вертлужного компонента. Выход на плато деформации отражает завершение перемещения костных частиц, поскольку они заняли все свободное пространство между частицами, и импакционный материал стал монолитным, а миграция вертлужного компонента остановилась.

Одной из серьёзных проблем в анализе результатов импакционной костной пластики как методики, интерпретации данных литературы и собственных данных является большое количество переменных и методов оценки результатов. Особенно это касается признаков расшатывания ацетабулярных компонентов эндопротезов тазобедренного сустава и их корреляции между рентгенологическими, гистологическими и клиническими данными. С учётом вышеперечисленных обстоятельств в обеспечении первичной стабильной фиксации приоритет, по нашему мнению, принадлежит именно механическим параметрам используемого костно-пластического материала (прочность, упругость, пластичность и т.д.), а самым важным и наиболее трудоёмким этапом при выполнении технологии ИКП

является уплотнение костно-пластического материала. Именно после уплотнения фрагмент губчатой кости становится достаточно прочным, чтобы выдержать циклическую нагрузку под весом пациента и сил, действующих в результате физиологической активности. На степень уплотнения в основном влияют сила импакции и количество циклов. Во время процесса уплотнения трансплантата происходит его пластическая деформация и межфрагментарное движение, что приводит к более близкому расположению костных фрагментов и уменьшению объёма.

В клиническом отношении это позволило нам обоснованно интерпретировать данные рентгенологических исследований с позиции механики трансформации костно-пластического материала, которые показали, что в 22 (52,4%) случаях была выявлена закономерная естественная миграция ВК. Учитывая описанное в эксперименте свойство КПМ подвергаться продолжающейся деформации под влиянием циклических нагрузок, миграция ВК вслед за уплотняющимся трансплантатом является естественным и закономерным процессом при использовании ИКП по технологии X-Change. Чему было впервые дано клинико-экспериментальное обоснование.

При функциональной оценке результатов в нашем исследовании на момент контрольного осмотра оценка по шкале NHS показала медиану 85,50 (70,5–95,0), что практически в два раза выше исходного показателя, а результаты согласно опроснику WOMAC в финале исследования показали медиану 6,5 (2,0–21,0) баллов, что соответствует удовлетворительному и хорошему результатам.

Полученные клинические и экспериментальные данные в полной степени отражают так называемый синдром «клинико-рентгенологических ножниц», т.е. наблюдается несоответствие традиционных клинических и рентгенологических симптомов развития расшатывания компонентов при эндопротезировании тазобедренного сустава.

Анализ общей выживаемости эндопротезов и, в частности, ВК по Каплану–Майеру показал, что с конечной точкой «ревизионное вмешательство по любой причине» и «наличие достоверных рентгенологических признаков расшатывания»

общая выживаемость составила 97,9% (95% ДИ; 97,86%–97,94%) при среднем сроке наблюдения 60 месяцев; 84,3% (95% ДИ; 84,15%–84,43%) за 90 месяцев, что полностью соответствует опубликованным данным мировой практики.

На этапе проведения корреляционного анализа с целью выявления основных факторов, влияющих на миграцию ВК, была выявлена статистически достоверная закономерность: при смещении центра ротации более 5 мм в любом направлении происходило увеличение инклинации ВК более чем на 10° в 91,7% случаев ($p < 0,0001$). Также была получена прямая корреляция наличия миграции ВК в зависимости от типа, тяжести костного дефекта и использования ограничивающей дефект конструкции. Отмечено увеличение частоты миграции на любое расстояние при дефектах III типа, 3В степени по Paprosky, с использованием любого типа сетки на крае вертлужной впадины ($p = 0,006$). В ограниченных дефектах с меньшим костным дефицитом (дефекты 2А типа по Paprosky) миграция ВК была минимальной (в пределах 5 мм) или отсутствовала.

Несмотря на смещение вектора развития ревизионного эндопротезирования в сторону модульных ревизионных конструкций и аддитивных технологий, в современной практике ИКП по-прежнему занимает свою нишу как самостоятельная технология, так и в комплексе с другими методами замещения дефектов. Полученные экспериментальные данные и выявленные закономерности миграции ВК, а также клинический опыт позволили нам уточнить показания для применения ИКП и рекомендовать её использование в случаях ограниченных дефектов типа 2А и 3В, не требующих применения каких-либо средств для ограничения дефектов с истончёнными стенками из компактной кости вертлужной впадины, не позволяющими фиксацию металлических аугментов.

Также в отдельных случаях оперативное вмешательство с применением импакционной костной пластики может быть оптимизировано с помощью аддитивных технологий, позволяющих спроектировать с учётом индивидуального «форм-фактора» ограничивающую конструкцию, сократить время операции и снизить сопряжённые с операцией риски.

В результате настоящего исследования, основанного на статистическом анализе клинического материала и экспериментальной оценке биомеханических условий эффективного применения ИКП, удалось выявить закономерности между характеристиками дефекта, уплотнением костного трансплантата и стабильностью вертлужного компонента, что позволит оптимизировать показания и повысить долгосрочную выживаемость имплантатов.

В целом, несмотря на довольно узкую проблему, по нашему мнению, в ходе диссертационной работы мы достаточно многогранно исследовали проблему возмещения костного дефицита при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава с использованием ИКП. Таким образом, поставленные задачи были решены, а цель диссертационной работы достигнута. Сделанные при этом выводы и сформулированные практические рекомендации представлены в следующих разделах диссертационной работы.

ВЫВОДЫ

1. Многоцикловое нагружение костно-пластического материала увеличивает модуль упругости в 3,9–4,7 раза, что свидетельствует об уменьшении объёма и уплотнении импактированного костно-пластического материала в условиях, приближённых к естественной биологической среде.

2. Разработан «Способ аугментации неограниченного костного дефекта тазовой кости в области вертлужной впадины», позволяющий выполнить импакционную костную пластику при неограниченных костных дефектах (патент на изобретение РФ № 2732960).

3. Миграция вертлужного компонента проявляется изменениями угла инклинации и центра ротации, с высокой корреляционной связью ($p < 0,0001$), при этом миграция вертлужного компонента прямо коррелирует с неограниченными дефектами вертлужной впадины ($p = 0,006$) и не свидетельствует о расшатывании вертлужного компонента.

4. Функция тазобедренного сустава при средних сроках наблюдения оценивалась по шкале Харриса и составила 85,5 баллов, по опроснику WOMAC – 6,5 баллов, при общей выживаемости вертлужных компонентов по Каплану–Майеру – 97,9% за период наблюдения 60 месяцев и 84,3% - за период 90 месяцев, при сохраняющихся признаках миграции вертлужного компонента ($p < 0,0002$).

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При описании рентгенограмм в клинической практике после выполненной импакционной костной пластики дефектов вертлужной впадины необходимо производить не только оценку классических признаков расшатывания ВК или перестройки трансплантата, но и оценку степени миграции ВК в динамике путём сравнения исходного положения центра ротации с его позицией на момент исследования, а также изменение инклинации.

2. Применение ИКП при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава наиболее эффективно в тех случаях, когда костный дефект в области вертлужной впадины носит полностью ограниченный характер. При наличии сегментарного дефицита, требующего использования массивных ограничивающих конструкций, целесообразно использовать иной способ реконструкции.

3. Для сохранения эффекта «восполнения костного дефицита» и своевременного определения показаний для ре-ревизии после применения ИКП показано динамическое наблюдение пациентов с регулярным рентгенологическим контролем не реже 1 раза в год.

4. Комбинация ИКП с аугментами из пористого тантала при выполнении ревизионного и первично-сложного эндопротезирования при дефектах вертлужной впадины является достаточно стабильной с позиции биомеханики и оптимальной при замещении сегментарных костных дефектов.

5. Наличие миграции ВК более 10 мм при отсутствии рентгенологических признаков расшатывания (наличие линий просветления более 2 мм в трёх зонах) является закономерным процессом.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

ВК – вертлужный компонент

ДИ – доверительный интервал

ИКП – импакционная костная пластика

ИМТ – индекс массы тела

КПМ – костно-пластический материал

КТ – компьютерная томография

ППИ – перипротезная инфекция

ТБС – тазобедренный сустав

ЭП – эндопротезирование

AAOS – Американская академия хирургов-ортопедов

DICOM – цифровые изображения и коммуникации в медицине

HHS – модифицированная шкала Харриса

SD – стандартное отклонение

WOMAC – индекс остеоартрита университетов Западного Онтарио и МакМастера

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Алексанян, О.А. Лечение обширного дефекта вертлужной впадины у пациентки с асептической нестабильностью тотального эндопротеза тазобедренного сустава / О.А. Алексанян, Г.А. Чрагян, С.В. Каграманов, Н.В. Загородний // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2020. – Т. 27, № 3. – С. 60–66. – doi: 10.17816/vto202027360-66.
2. Анастасиева, Е.А. Использование депротейнизированной костной ткани в качестве матрицы тканеинженерной конструкции: экспериментальное исследование / Е.А. Анастасиева, Л.А. Черданцева, Т.Г. Толстикова, И.А. Кирилова // Травматология и ортопедия России. – 2023. – Т. 29, № 1. – С. 46–59. – doi: 10.17816/2311-2905-2016.
3. Базлов, В.А. Выбор хирургической тактики при первичном и ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава с использованием инструментов объемной визуализации / В.А. Базлов, Т.З. Мамуладзе, О.И. Голенков // Травматология и ортопедия России. – 2020. – Т. 26, № 2. – С. 60–70. – doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-2-60-70.
4. Влияние циклических нагрузок на механические параметры костно-пластического материала / Н.В. Федорова, А.Ю. Ларичкин, С.В. Бойко [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2024. – Т. 28, № 2. – С. 38–51. – doi: 10.15593/RZhBiomeh/2024.2.03.
5. Волокитина, Е.А. Особенности эндопротезирования при дефектах и деформациях вертлужной впадины / Е.А. Волокитина, Д.А. Колотыгин // Сборник тезисов VI Евразийского конгресса травматологов-ортопедов. – Казань, 2017. – С. 42–43.
6. Воропаева, А.А. Регуляция ремоделирования костной ткани матриксными металлопротеиназами / А.А. Воропаева, О.В. Фаламеева, М.А. Садовой // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. – 2017. – № 11-1. – С. 45–49.

7. Гольник, В.Н. Замещение дефектов вертлужной впадины методом импакционной костной пластики при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава: биомеханические аспекты / В.Н. Гольник, Н.В. Федорова, А.Ю. Ларичкин // Травматология и ортопедия России. – 2024. – Т. 30, № 4. – С. 101–113. – doi: 10.17816/2311-2905-17564.

8. Гольник, В.Н. Хирургические аспекты позиционирования индивидуальных трехфланцевых имплантатов при замещении дефектов тазовой кости в ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава / В.Н. Гольник, Д.А. Джухаев, И.Б. Красовский // Кафедра травматологии и ортопедии. – 2022. – № 4 (50). – С. 15–26. – doi: 10.17238/2226-2016-2022-4-15-26.

9. Гольник, В.Н. Замещение дефектов вертлужной впадины и бедренной кости с использованием импакционной костной пластики при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава: клинический случай / В.Н. Гольник, В.А. Пелеганчук, Ю.М. Батрак, В.В. Павлов // Травматология и ортопедия России. – 2023. – Т. 29, № 3. – С. 102–109. – doi: 10.17816/2311-2905-8008.

10. Гольник, В.Н. Импакционная костная пластика как метод выбора в замещении дефектов вертлужной впадины при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава: серия клинических случаев / В.Н. Гольник, В.А. Пелеганчук, Д.А. Джухаев // Гений ортопедии. – 2024. – Т. 30, № 2. – С. 245–254. – doi: 10.18019/1028-4427-2024-30-2-245-254.

11. Двухэтапное реэндопротезирование тазобедренного сустава при обширном дефекте костной ткани вертлужной впадины (случай из практики) / В.В. Павлов, И.А. Кирилова, М.В. Ефименко [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2017. – Т. 23, № 4. – С. 125–133.

12. Загородний, Н.В. Реконструкция вертлужной впадины с использованием компонентов из трабекулярного металла / Н.В. Загородний, О.А. Алексанян, Г.А. Чрагян, С.В. Каграманов // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2019. – № 1. – С. 5–10.

13. Загородний, Н.В. Способы костнопластического замещения дефектов вертлужной впадины при ревизионном эндопротезировании тазобедренного

сустава / Н.В. Загородний, В.И. Нуждин, И.А. Николаев, С.В. Каграманов // Вестник травматологии и ортопедии. – 2013. – № 4. – С. 29–33.

14. Кавалерский, Г.М. Применение индивидуальных вертлужных компонентов при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава / Г.М. Кавалерский, В.Ю. Мурылев, Я.А. Рукин, А.В. Лычагин // Травматология и ортопедия России. – 2016. – Т. 22, № 4. – С. 114–121. – doi: 10.21823/2311-2905-2016-22-4-114-121.

15. Коваленко, А.Н. Среднесрочные результаты использования индивидуальных конструкций при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава / А.Н. Коваленко, А.А. Джавадов, И.И. Шубняков // Травматология и ортопедия России. – 2019. – Т. 25, № 3. – С. 37–46. – doi: 10.21823/2311-2905-2019-25-3-37-46.

16. Коваленко, А.Н. Дизайн индивидуальных вертлужных компонентов: влияние типа дефекта на вид конструкции / А.Н. Коваленко, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 2. – С. 159–172. – doi: 10.15593/RZhBiomeh/2021.2.04.

17. Коваленко, А.Н. Ревизии вертлужных компонентов индивидуальными конструкциями с минимальным сроком наблюдения 12 месяцев: функциональные результаты, качество жизни и удовлетворенность пациентов / А.Н. Коваленко, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков // Травматология и ортопедия России. – 2019. – Т. 25, № 1. – С. 21–31. – doi: 10.21823/2311-2905-2019-25-1-21-31.

18. Корыткин, А.А. Среднесрочные результаты ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава с использованием ацетабулярных аугментов / А.А. Корыткин, Я.С. Новикова, К.А. Ковалдов // Травматология и ортопедия России. – 2019. – Т. 25, № 1. – С. 9–18. – doi: 10.21823/2311-2905-2019-25-1-9-18.

19. Корыткин, А.А. Индивидуальные трехфланцевые вертлужные компоненты при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов со значительными дефектами вертлужной впадины: планирование, хирургическая техника, результаты / А.А. Корыткин, Я.С. Новикова, Е.А. Морозова

// Травматология и ортопедия России. – 2020. – Т. 26, № 2. – С. 20–30. – doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-2-20-30.

20. Мурылев, В.Ю. Ревизионная артропластика тазобедренного сустава при асептическом расшатывании эндопротеза : диссертация ... доктора медицинских наук : 14.00.22 / Мурылев Валерий Юрьевич; [Место защиты: ГОУВПО "Московская медицинская академия"]. – Москва, 2009. – 147 с.

21. Мурылев, В.Ю. Первичное эндопротезирование тазобедренного сустава с применением вертлужных компонентов из трабекулярного тантала / В.Ю. Мурылев, Г. Холодаев, Г. Рубин // Врач. – 2013. – № 1. – С. 73–77.

22. Мурылев, В.Ю. Сравнительная оценка использования индивидуальных 3D-компонентов и стандартных имплантатов для реконструкции вертлужной впадины при ревизионном эндопротезировании / В.Ю. Мурылев, Г.А. Куковенко, П.М. Елизаров // Травматология и ортопедия России. – 2023. – Т. 29, № 3. – С. 18–30. – doi: 10.17816/2311-2905-2553.

23. Николаев, Н.С. Применение индивидуальных вертлужных компонентов в эндопротезировании тазобедренного сустава при посттравматическом коксартрозе / Н.С. Николаев, Л.И. Малюченко, Е.В. Преображенская // Гений ортопедии. – 2019. – Т. 25, № 2. – С. 207–213. – doi: 10.18019/1028-4427-2019-25-2-207-213

24. Определение механических параметров измельчённого костного алло-трансплантата / Н.В. Федорова, А.Ю. Ларичкин, С.В. Бойко [и др.] // XIII Всероссийский Съезд по теоретической и прикладной механике: сб. тез. докл.: в 4 т. – СПб., 2023. – С. 127–129.

25. Опыт организации локального госпитального костного банка / О.В. Козловских, В.Н. Гольник, Ю.М. Батрак [и др.] // Современные проблемы гистологии и патологии скелетных тканей: материалы Всерос. науч. конф. / под ред. Р.В. Деева. – 2018. – С. 52–54.

26. Опыт создания биобанка костных аллогraftов / А.А. Кутенков, А.Н. Ананьев, С.Ф. Багненко [и др.] // Вестник трансплантологии и искусственных органов. – 2023. – Т. 25, № S. – С. 176.

27. Павлов, В.В. Двухэтапное резиндопротезирование тазобедренного сустава при обширном дефекте костной ткани вертлужной впадины (случай из практики) / В.В. Павлов, И.А. Кирилова, М.В. Ефименко, В.А. Базлов // Травматология и ортопедия России. – 2017. – Т. 23, № 4. – С. 125–133. – doi: 10.21823/2311-2905-2017-23-4-125-133.

28. Рукин, Я.А. Ранние результаты эндопротезирования тазобедренного сустава с применением индивидуальных аугментов при диспластическом коксартрозе / Я.А. Рукин, А.В. Лычагин, В.Ю. Мурылев // Травматология и ортопедия России. – 2020. – Т. 26, № 2. – С. 50–59. – doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-2-50-59.

29. Сирак, С.В. Роль механотрансдукции в активации физиологического ремоделирующего гистона / С.В. Сирак, М.О. Диденко, А.Г. Сирак // Медицинский вестник Северного Кавказа. – 2021. – Т. 16, № 4. – С. 399–404. – doi: 10.14300/mnnc.2021.16095.

30. Современные способы обработки и стерилизации аллогенных костных тканей (обзор литературы) / К.А. Воробьев, С.А. Божкова, Р.М. Тихилов [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2017. – Т. 23, № 3. – С. 134–147.

31. Стогов, М.В. Костные ксеноматериалы в травматологии и ортопедии (аналитический обзор литературы) / М.В. Стогов, Д.В. Смоленцев, Е.А. Киреева // Травматология и ортопедия России. – 2020. – Т. 26, № 1. – С. 181–189. – doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-1-181-189.

32. Тихилов, Р.М. Какие особенности дефекта вертлужной впадины влияют на выбор ацетабулярного компонента при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава? / Р.М. Тихилов, А.А. Джавадов, А.Н. Коваленко // Травматология и ортопедия России. – 2020. – Т. 26, № 2. – С. 31–49. – doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-2-31-49.

33. Тихилов, Р.М. Классификации дефектов вертлужной впадины: дают ли они объективную картину сложности ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава? (критический обзор литературы и собственных наблюдений) / Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков, А.О. Денисов // Травматология и

ортопедия России. – 2019. – Т. 25, № 1. – С. 122–141. – doi: 10.21823/2311-2905-2019-25-1-122-141.

34. Тихилов, Р.М. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава с использованием аугментов из трабекулярного металла при последствиях переломов вертлужной впадины / Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков, И.Т. Чиладзе // Травматология и ортопедия России. – 2011. – Т. 59, № 1. – С. 76–81.

35. Удинцева, М.Ю. Первичное и ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава с восполнением дефектов вертлужной впадины / М.Ю. Удинцева, Е.А. Волокитина, Д.А. Колотыгин, С.М. Кутепов // Гений ортопедии. – 2024. – Т. 30, № 6. – С. 797–810. – doi: 10.18019/1028-4427-2024-30-6-797-810.

36. Шнеттлер, Р. Аллогенные костнопластические материалы: современное состояние проблемы / Р. Шнеттлер, И. Франке, Д.В. Римашевский // Травматология и ортопедия России. – 2017. – Т. 23, № 4. – С. 92–100. – doi: 10.21823/2311-2905-2017-23-4-92-100.

37. Шубняков, И.И. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава – что нас ждет? / И.И. Шубняков, А.А. Корыткин, А.О. Денисов // Травматология и ортопедия России. – 2025. – Т. 31, № 2. – С. 132–152. – doi: 10.17816/2311-2905-17697.

38. Шубняков, И.И. Что изменилось в структуре ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава в последние годы? / И.И. Шубняков, Р.М. Тихилов, А.О. Денисов // Травматология и ортопедия России. – 2019. – Т. 25, № 4. – С. 9–27. – doi: 10.21823/2311-2905-2019-25-4-9-27.

39. Цед, А.Н. Причины ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава после гемиартропластики по поводу перелома шейки бедренной кости / А.Н. Цед, Н.Е. Муштин, А.К. Дулаев // Травматология и ортопедия России. – 2024. – Т. 30, № 4. – С. 25–37. – doi: 10.17816/2311-2905-17545.

40. Эндопротезирование протрузионного коксартроза у пациента с терминальной стадией хронической болезни почек / А.Н. Цед, А.К. Дулаев, Н.Е. Муштин [и др.] // Вестник хирургии им. И.И. Грекова. – 2018. – Т. 177, № 6. – С. 73–76. – doi: 10.24884/0042-4625-2018-177-6-73-76.

41. Abdelnasser, M.K. Post-operative hip centre restoration and migration after impaction bone grafting in revision and complex primary hip arthroplasty / M.K. Abdelnasser, A.A. Khalifa, M.A. Mahran [et al.] // *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. – 2019. – Vol. 29, № 7. – P. 1411–1417. – doi: 10.1007/s00590-019-02458-8.
42. Abu-Zeid, M.Y. Impaction bone grafting for contained acetabular defects in total hip arthroplasty / M.Y. Abu-Zeid, M.E. Habib, S.M. Marei [et al.] // *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. – 2023. – Vol. 18, № 1. – Art. 671. – doi: 10.1186/s13018-023-04154-0.
43. Ansorge, C.H. Acetabular Reconstruction Using Multiple Porous Tantalum Augments: Three-Quarter Football Augment / C.H. Ansorge, M. Ohlmeier, T.M. Ballhause [et al.] // *Case Reports in Orthopedics*. – 2022. – Vol. 2022. – P. 7954052. – doi: 10.1155/2022/7954052.
44. Apostu, D. How to prevent aseptic loosening in cementless arthroplasty: a review / D. Apostu, D. Piciu, D. Oltean-Dan [et al.] // *Applied Sciences*. – 2022. – Vol. 12, № 3. – P. 1571
45. Astore, F. Impaction Bone Grafting for Severe Femoral Bone Loss: Surgical Technique in Revision Total Hip Arthroplasty / F. Astore, N.M. Molho, F. Piccaluga [et al.] // *JBJS Essential Surgical Techniques*. – 2022. – Vol. 12, № 1. – P. e20.00043. – doi: 10.2106/JBJS.ST.20.00043.
46. Bains, S.S. The Epidemiology of the Revision Total Hip Arthroplasty in the United States From 2016 to 2022 / S.S. Bains, J.A. Dubin, C.G. Salib [et al.] // *Arthroplasty Today*. – 2024. – Vol. 30. – Art. 101517. – doi: 10.1016/j.artd.2024.101517.
47. Barlow, B.T. Outcomes of custom flange acetabular components in revision total hip arthroplasty and predictors of failure / B.T. Barlow, K.K. Oi, Y. Lee [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. – 2016. – Vol. 31, № 5. – P. 1057–1064. – doi: 10.1016/j.arth.2015.11.016.
48. Belfrage, O. Locally administered bisphosphonate in hip stem revisions using the bone impaction grafting technique: a randomised, placebo-controlled study with

DXA and five-year RSA follow-up / O. Belfrage, M. Tägil, M. Sundberg [et al.] // *Hip International*. – 2019. – Vol. 29, № 1. – P. 26–34. – doi: 10.1177/1120700018781809.

49. Berasi, C.C. Are custom triflange acetabular components effective for reconstruction of catastrophic bone loss? / C.C. Berasi, K.R. Berend, J.B. Adams [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2014. – Vol. 473, № 2. – P. 528–535. – doi: 10.1007/s11999-014-3969-z.

50. Bhaskar, D. Current Concepts in Acetabular Positioning in Total Hip Arthroplasty / D. Bhaskar, A. Rajpura, T. Board // *Indian Journal of Orthopaedics*. – 2017. – Vol. 51, № 4. – P. 386–396. – doi: 10.4103/ortho.IJOrtho_144_17.

51. Blom, A.W. Impaction bone grafting of the acetabulum at hip revision using a mix of bone chips and a biphasic porous ceramic bone graft substitute / A.W. Blom, V. Wylde, C. Livesey [et al.] // *Acta Orthopaedica*. – 2009. – Vol. 80, № 2. – P. 150–154. – doi: 10.3109/17453670902884767.

52. Borland, W.S. Use of porous trabecular metal augments with impaction bone grafting in management of acetabular bone loss / W.S. Borland, R. Bhattacharya, J.P. Holland, N.T. Brewster // *Acta Orthopaedica*. – 2012. – Vol. 83, № 4. – P. 347–352. – doi: 10.3109/17453674.2012.718518.

53. Bourne, R.B. Complications associated with the use of structural allografts in hip revision surgery / R.B. Bourne // *The Bone & Joint Journal*. – 2021. – Vol. 103-B, № 7. – P. 1123–1129.

54. Brewster, N.T. Mechanical considerations in impaction bone grafting / N.T. Brewster, W.J. Gillespie, C.R. Howie [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. – 1999. – Vol. 81, № 1. – P. 118–124. – doi: 10.1302/0301-620x.81b1.8480.

55. Buma, P. Effect of load on the early incorporation of impacted morsellized allografts / P. Buma, N. Verdonschot, B.W. Schreurs // *Biomaterials*. – 2002. – Vol. 23, № 2. – P. 297–303.

56. Bunting, A.C. Staged Revision Hip Arthroplasty With Femoral Impaction Bone Grafting for Prosthetic Joint Infections: Radiostereometric Analyses and Clinical Outcomes at Minimum 5-Year Follow-Up / A.C. Bunting, K. Costi, M.

Chimutengwende-Gordon [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. – 2023. – Vol. 38, № 12. – P. 2716–2723.e1. – doi: 10.1016/j.arth.2023.06.003.

57. Busch, V.J. Acetabular reconstruction with impaction bone-grafting and a cemented cup in patients younger than fifty years old: a concise follow-up, at twenty to twenty-eight years, of a previous report / V.J. Busch, J.W. Gardeniers, N. Verdonschot [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. – 2011. – Vol. 93, № 4. – P. 367–371. – doi: 10.2106/JBJS.I.01532.

58. Butscheidt, S. Incorporation and remodeling of structural allografts in acetabular reconstruction multiscale, micro-morphological analysis of 13 pelvic explants / S. Butscheidt, M. Moritz, T. Gehrke [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 2018. – Vol. 100, № 100. – P. 1406–1415.

59. Butscheidt, S. Allograft chip incorporation in acetabular reconstruction: multiscale characterization revealing osteoconductive capacity / S. Butscheidt, S. von Kroge, J. Stürznickel [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 2021. – Vol. 103, № 21. – P. 1996–2005.

60. Buttaro, M.A. Acetabular revision with metal mesh, impaction bone grafting, and a cemented cup / M.A. Buttaro, F. Comba, R. Pusso, F. Piccaluga // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2008. – Vol. 466, № 10. – P. 2482–2490. – doi: 10.1007/s11999-008-0442-x.

61. Buttaro, M.A. Histology of vancomycin-supplemented impacted bone allografts in revision total hip arthroplasty / M.A. Buttaro, A. Morandi, H.G. Rivello, F. Piccaluga // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. – 2005. – Vol. 87, № 12. – P. 1684–1687. – doi: 10.1302/0301-620X.87B12.16781.

62. Buttaro, M.A. Bone grafting and two-stage revision total hip arthroplasty / M.A. Buttaro // *Hip International*. – 2012. – Vol. 22, Suppl. 8. – P. S69–S74. – doi: 10.5301/HIP.2012.9573.

63. Carroll, F.A. The survival of support rings in complex acetabular revision surgery / F.A. Carroll, D.A. Hoad-Reddick, R.M. Kerry, I. Stockley // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. – 2008. – Vol. 90, № 5. – P. 574–578.

64. Chang, C.H. Revision total hip arthroplasty for paprosky type III acetabular defect with structural allograft and tantalum trabecular metal acetabular cup / C.H. Chang, C.C. Hu, C.C. Chen [et al.] // *Orthopedics*. – 2018. – Vol. 41. – P. e861–e867.
65. Cimatti, P. Use of morselized bone allograft in revision hip arthroplasty for massive acetabular defect: A systematic review and meta-analysis / P. Cimatti, N. Del Piccolo, B. Dallari [et al.] // *Journal of Experimental Orthopaedics*. – 2024. – Vol. 11, № 4. – Art. e70091. – doi: 10.1002/jeo2.70091.
66. Colo, E. The biological approach in acetabular revision surgery: impaction bone grafting and a cemented cup / E. Colo, W.H. Rijnen, B.W. Schreurs // *Hip International*. – 2015. – Vol. 25, № 4. – P. 361–367. – doi: 10.5301/hipint.5000267.
67. Colo, E. Lateral rim mesh in primary total hip arthroplasty / E. Colo, L.A.M. Leenders, W.H.C. Rijnen [et al.] // *The Bone and Joint Journal*. – 2019. – Vol. 101-B, № 1. – P. 96–103. – doi: 10.1302/0301-620X.101B1.BJJ-2018-0561.R2.
68. Cuscujuela-Maña, A. Burch-Schneider antiprotrusio cage for acetabular revision: a 5- to 13-year follow-up study / A. Cuscujuela-Maña, F. Angles, C. Tramunt, X. Casanova // *Hip International*. – 2010. – Vol. 20, Suppl. 7. – P. 112–118.
69. D'Antonio, J.A. Classification and management of acetabular abnormalities in total hip arthroplasty / J.A. D'Antonio, W.N. Capello, L.S. Borden [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 1989. – № 243. – P. 126–137.
70. De la Torre-Escuredo, B. Bone impaction grafting with trabecular metal augments in large defects in young patients: unravelling a new perspective in surgical technique / B. de la Torre-Escuredo, E. Gómez-García, S. Álvarez-Villar [et al.] // *BMC Musculoskeletal Disorders*. – 2020. – Vol. 21. – Art. 581. – doi: 10.1186/s12891-020-03591-w.
71. Del Gaizo, D.J. Tantalum Augments for Paprosky IIIA Defects Remain Stable at Midterm Followup / D.J. Del Gaizo, V. Kancherla, S.M. Sporer, W.G. Paprosky // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2012. – Vol. 470, № 2. – P. 395–401. – doi: 10.1007/s11999-011-2170-x.
72. Driscoll, D.A. Does Acetabular Bone Loss Severity Associate With Patient-Reported Outcome Measures and Reoperation Rate in Revision Total Hip Arthroplasty?

/ D.A. Driscoll, C.G. Anderson, T.D. Bornes [et al.] // The Journal of Arthroplasty. – 2023. – Vol. 38, № 7S. – P. S189–S193. – doi: 10.1016/j.arth.2023.04.033.

73. Dunlop, D.G. Techniques to improve the shear strength of impacted bone graft: the effect of particle size and washing of the graft / D.G. Dunlop, N.T. Brewster, S.P. Madabhushi [et al.] // The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume. – 2003. – Vol. 85, № 4. – P. 639–646. – doi: 10.2106/00004623-200304000-00009.

74. Ekhtiari, S. The changing characteristics of arthroplasty patients: a retrospective cohort study / S. Ekhtiari, A.K. Sefton, T.J. Wood [et al.] // The Journal of Arthroplasty. – 2021. – Vol. 36. – P. 2418–2423.

75. Flecher, X. Use of porous tantalum components in Paprosky two and three acetabular revision. A minimum five-year follow-up of fifty one hips / X. Flecher, B. Appy, S. Parratte [et al.] // International Orthopaedics (SICOT). – 2017. – Vol. 41. – P. 911–916. – doi: 10.1007/s00264-016-3312-2.

76. Fölsch, C. Influence of thermodisinfection on microstructure of human femoral heads: duration of heat exposition and compressive strength / C. Fölsch, J. Dharma, C.A. Fonseca Ulloa [et al.] // Cell and Tissue Banking. – 2020. – Vol. 21, № 3. – P. 457–468. – doi: 10.1007/s10561-020-09832-5.

77. Friedrich, M.J. Biologisch azetabuläre Defektrekonstruktion beim Hüftendoprothesenwechsel mittels "Impaction Grafting" und azetabulärem Rekonstruktionsring / M.J. Friedrich, S. Gravius, J. Schmolders [et al.] // Operative Orthopädie und Traumatologie. – 2014. – Vol. 26, № 2. – P. 126–140. – doi: 10.1007/s00064-013-0270-3.

78. Fryhofer, G.W. Acetabular reconstruction in revision total hip arthroplasty / G.W. Fryhofer, S. Ramesh, N.P. Sheth // Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma. – 2020. – Vol. 11, № 1. – P. 22–28. – doi: 10.1016/j.jcot.2019.11.004.

79. Fujimoto, Y. Revision total hip arthroplasty using a Kerboull-type acetabular reinforcement device and allogeneic structural bone graft / Y. Fujimoto, S. Nakamura, T. Ijuin [et al.] // Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong). – 2022. – Vol. 30, № 2. – Art. 1022. – doi: 10.1177/10225536221119719.

80. Gallo, J. Reconstruction of severe acetabular bone defects using Burch-Schneider cage / J. Gallo, Z. Rozkydal, M. Sklenský // *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Cechoslovaca*. – 2006. – Vol. 73, № 3. – P. 157–163.

81. Garbuz, D. Classification and reconstruction in revision acetabular arthroplasty with bone stock deficiency / D. Garbuz, E. Morsi, N. Mohamed, A.E. Gross // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 1996. – № 324. – P. 98–107.

82. Garcia-Cimbrelo, E. The survival and fate of acetabular reconstruction with impaction grafting for large defects / E. Garcia-Cimbrelo, A. Cruz-Pardos, E. Garcia-Rey, J. Ortega-Chamarro // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2010. – Vol. 468, № 12. – P. 3304–3313. – doi: 10.1007/s11999-010-1395-4.

83. García-Cimbrelo, E. Bone defect determines acetabular revision surgery / E. García-Cimbrelo, E. García-Rey // *Hip International*. – 2014. – Vol. 24, № 10. – P. S33–S36. – doi: 10.5301/hipint.5000162.

84. García-Cimbrelo, E. Impaction bone grafting with reinforcement metallic mesh and cemented cup for the treatment of Paprosky 3B acetabular defects / E. García-Cimbrelo, E. García-Rey // *Annals of Joint*. – 2017. – Vol. 2. – Art. 42. – doi: 10.21037/aoj.2017.07.03.

85. García-Rey, E. THA revisions using impaction allografting with mesh is durable for medial but not lateral acetabular defects / E. García-Rey, R. Madero, E. García-Cimbrelo // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2015. – Vol. 473, № 12. – P. 3882–3891. – doi: 10.1007/s11999-015-4483-7.

86. Garcia-Rey, E. Impaction bone grafting in hip re-revision surgery / E. Garcia-Rey, L. Saldaña, E. Garcia-Cimbrelo // *The Bone and Joint Journal*. – 2021. – Vol. 103-B, № 3. – P. 492–499. – doi: 10.1302/0301-620X.103B3.BJJ-2020-1228.R1.

87. Gehrke, T. Acetabular revision in THA using tantalum augments combined with impaction bone grafting / T. Gehrke, Y. Bangert, B. Schwantes [et al.] // *Hip International*. – 2013. – Vol. 23, № 4. – P. 359–365. – doi: 10.5301/hipint.5000044.

88. Gehrke, T. Femoral stem impaction grafting: extending the role of cement / T. Gehrke, M. Gebauer, D. Kendoff // *The Bone and Joint Journal*. – 2013. – Vol. 95-B, № 11 Suppl A. – P. 92–94. – doi: 10.1302/0301-620X.95B11.32762.

89. Gerber, A. Ganz reinforcement ring for reconstruction of acetabular defects in revision total hip arthroplasty / A. Gerber, M. Pisan, D. Zurakowski, B. Isler // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.* – 2003. – Vol. 85–A. – P. 2358–2364.
90. Gibon, E. Acetabular reinforcement rings associated with allograft for severe acetabular defects / E. Gibon, L. Kerboull, J.P. Courpied, M. Hamadouche // *International Orthopaedics.* – 2019. – Vol. 43, № 3. – P. 561–571. – doi: 10.1007/s00264-018-4142-1.
91. Gill, K. Results using Trabecular Metal™ augments in combination with acetabular impaction bone grafting in deficient acetabula / K. Gill, M.J. Wilson, S.L. Whitehouse, A.J. Timperley // *Hip International.* – 2013. – Vol. 23, № 6. – P. 522–528. – doi: 10.5301/hipint.5000053.
92. Gill, T.J. The management of severe acetabular bone loss using structural allograft and acetabular reinforcement devices / T.J. Gill, J.B. Sledge, M.E. Müller // *The Journal of Arthroplasty.* – 2000. – Vol. 15. – P. 1–7.
93. Gruber, M.S. Functional and radiological outcomes after treatment with custom-made acetabular components in patients with Paprosky type 3 acetabular defects: short-term results / M.S. Gruber, M. Jesenko, J. Burghuber [et al.] // *BMC Musculoskeletal Disorders.* – 2020. – Vol. 21, № 1. – Art. 835. – doi: 10.1186/s12891-020-03851-9.
94. Harris, W.H. Functional outcomes after revision hip arthroplasty with structural allografts / W.H. Harris // *Clinical Orthopaedics and Related Research.* – 2019. – Vol. 477, № 6. – P. 1345–1352.
95. Hastings, D. Protrusio acetabuli in rheumatoid arthritis / D. Hastings, S. Parker // *Clinical Orthopaedics and Related Research.* – 1975. – № 108. – P. 76–83. – doi: 10.1097/00003086-197505000-00012.
96. Hefni, E.K. Transcriptomic profiling of tantalum metal implant osseointegration in osteopenic patients / E.K. Hefni, S. Bencharit, S.J. Kim [et al.] // *BDJ Open.* – 2018. – Vol. 4. – Art. 17042. – doi: 10.1038/s41405-018-0004-6.

97. Hooten, J.P. Failure of structural acetabular allografts in cementless revision hip arthroplasty / J.P. Hooten, C.A. Engh // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. – 1994. – Vol. 76, № 3. – P. 419–422.
98. Ilyas, I. Revision of type III and type IVB acetabular defects with Burch-Schneider anti-Protrusio cages / I. Ilyas, H.A. Alrumaih, S. Kashif [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. – 2015. – Vol. 30. – P. 259–264.
99. Ishizu, H. Comparison of re-revision rate and radiological outcomes between Kerboull-type plate and metal mesh with impaction bone grafting for revision total hip arthroplasty / H. Ishizu, T. Shimizu, F. Sasazawa [et al.] // *BMC Musculoskeletal Disorders*. – 2023. – Vol. 24, № 1. – Art. 134. – doi: 10.1186/s12891-023-06240-0.
100. Jafari, S.M. Revision hip arthroplasty: infection is the most common cause of failure / S.M. Jafari, C. Coyle, S.M. Mortazavi [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2010. – Vol. 468, № 8. – P. 2046–2051. – doi: 10.1007/s11999-010-1251-6.
101. Jones, A. Biomechanical enhancement of impacted bone graft by coating with type 1 collagen and skeletal stem cells / A. Jones, T. Foong, B. Bolland [et al.] // *Orthopaedic Proceedings*. – 2011. – Vol. 93-B, Suppl. I. – P. 69. – doi: 10.1302/0301-620X.93BSUPP_I.0930069.
102. Jones, C.M. Trends and Epidemiology in Revision Total Hip Arthroplasty: A Large Database Study / C.M. Jones, A.J. Acuña, K. Jan [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. – 2025. – Art. S0883-5403(25)00026-9. – doi: 10.1016/j.arth.2025.01.011.
103. Jones, L. The Burch-Schneider cage: 9-year survival in Paprosky type 3 acetabular defects. Clinical and radiological follow-up / L. Jones, G. Grammatopoulos, G. Singer // *Hip International*. – 2012. – Vol. 22, № 1. – P. 28–34.
104. Kahlenberg, C.A. Causes of Revision in Young Patients Undergoing Total Hip Arthroplasty / C.A. Kahlenberg, I. Swarup, E.C. Krell [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. – 2019. – Vol. 34, № 7. – P. 1435–1440. – doi: 10.1016/j.arth.2019.03.014.
105. Karam, J.A. Long-term outcomes of structural allograft in revision total hip arthroplasty / J.A. Karam // *Hip International*. – 2020. – Vol. 30, № 2. – P. 150–157.

106. Kawanabe, K. Revision total hip replacement using the Kerboul acetabular reinforcement device with morsellised or bulk graft / K. Kawanabe, H. Akiyama, E. Onishi, T. Nakamura // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume.* – 2007. – Vol. 89. – P. 26–31.

107. Kerboul, M. The Kerboul acetabular reinforcement device in major acetabular reconstructions / M. Kerboul, M. Hamadouche, L. Kerboul // *Clinical Orthopaedics and Related Research.* – 2000. – № 378. – P. 155–168.

108. Kerzner, B. An epidemiological analysis of revision aetiologies in total hip arthroplasty at a single high-volume centre / B. Kerzner, K.N. Kunze, M.B. O'Sullivan [et al.] // *Bone & Joint Open.* – 2021. – Vol. 2, № 1. – P. 16–21. – doi: 10.1302/2633-1462.21.BJO-2020-0171.R1.

109. Khan, M.A. Outcomes of structural allografts in revision hip arthroplasty: a systematic review / M.A. Khan // *The Journal of Arthroplasty.* – 2018. – Vol. 33, № 4. – P. 1234–1240.

110. Kim, Y. Long-term outcome of acetabular reconstruction using a Kerboul-type acetabular reinforcement device with hydroxyapatite granule and structural autograft for AAOS type II and III acetabular defects / Y. Kim, C. Tanaka, H. Kanoe // *The Journal of Arthroplasty.* – 2015. – Vol. 30. – P. 1810–1814.

111. Kusters, C. The Müller acetabular reinforcement ring – still an option in acetabular revision of Paprosky 2 defects? Longterm results after 10 years / C. Kusters, B. Schliemann, D. Decking [et al.] // *Acta Orthopaedica Belgica.* – 2015. – Vol. 81. – P. 257–263.

112. Kuijpers, M.F.L. The outcome of subsequent revisions after primary total hip arthroplasty in 1,049 patients aged under 50 years: a single-centre cohort study with a follow-up of more than 30 years / M.F.L. Kuijpers, E. Colo, M.W.J.L. Schmitz [et al.] // *The Bone and Joint Journal.* – 2022. – Vol. 104-B, № 3. – P. 368–375. – doi: 10.1302/0301-620X.104B3.BJJ-2021-0904.R1.

113. Kuiper, J.H. Graft composition influences early mechanical stability in impaction grafting / J.H. Kuiper, J.C. Merry, K. Cheah, J.B. Richardson // *Transactions of the European Orthopaedic Research Society.* – 1996. – Vol. 6. – P. 45.

114. Kummerant, J. The etiology of revision total hip arthroplasty: current trends in a retrospective survey of 3450 cases / J. Kummerant, N. Wirries, A. Derksen [et al.] // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. – 2020. – Vol. 140, № 9. – P. 1265–1273. – doi: 10.1007/s00402-020-03514-3.

115. Kurtz, S. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030 / S. Kurtz, K. Ong, E. Lau [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. – 2007. – Vol. 89. – P. 780–785.

116. Kurtz, S.M. Impact of the economic downturn on total joint replacement demand in the United States: updated projections to 2021 / S.M. Kurtz, K.L. Ong, E. Lau, K.J. Bozic // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. – 2014. – Vol. 96. – P. 624–630.

117. Kuwahara, Y. Total Hip Arthroplasty With Impacted Bone Graft on Acetabulum for Osteoporotic Acetabular Fractures: A Report of 3 Cases / Y. Kuwahara, K.I. Yamauchi, S. Mitsuya, S. Takeda // *Arthroplasty Today*. – 2022. – Vol. 19. – Art. 101054. – doi: 10.1016/j.artd.2022.10.004.

118. Linde, M. Acetabular revision with impacted grafting and a reinforcement ring: 42 Patients followed for a mean of 10 years / M. Linde, A. Tonino // *Acta Orthopaedica Scandinavica*. – 2001. – Vol. 72, № 3. – P. 221–227.

119. Linder, L. Cancellous impaction grafting in the human femur: histological and radiographic observations in 6 autopsy femurs and 8 biopsies / L. Linder // *Acta Orthopaedica Scandinavica*. – 2000. – Vol. 71. – P. 542–552.

120. Ling, R.S. Histology of cancellous impaction grafting in the femur. A case report / R.S. Ling, A.J. Timperley, L. Linder // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. – 1993. – Vol. 75. – P. 693–696.

121. Löchel, J. Reconstruction of acetabular defects with porous tantalum shells and augments in revision total hip arthroplasty at ten-year follow-up / J. Löchel, V. Janz, C. Hipfl [et al.] // *The Bone and Joint Journal*. – 2019. – Vol. 101-B, № 3. – P. 311–316. – doi: 10.1302/0301-620X.101B3.BJJ-2018-0959.R1.

122. Lunn, J.V. Impaction allografting and the Kerboul acetabular reinforcement device: 35 hips followed for 3-7 years / J.V. Lunn, S.S. Kearns, W. Quinlan [et al.] // *Acta Orthopaedica*. – 2005. – Vol. 76. – P. 296–302.

123. Malhame, Z.M. Prosthetic Neck Fracture of a Cementless Titanium Femoral Stem / Z.M. Malhame, F. Lamnaouar, A.M. Abou Chaaya // *Cureus*. – 2024. – Vol. 16, № 10. – Art. e71508. – doi: 10.7759/cureus.71508.

124. Miettinen, H.J. Revision hip arthroplasty using a porous tantalum acetabular component / H.J. Miettinen, S.S. Miettinen, J.S. Kettunen [et al.] // *Hip International*. – 2021. – Vol. 31, № 6. – P. 782–788. – doi: 10.1177/1120700020913294.

125. Mirza, A.H. A Review and Description of Acetabular Impaction Bone Grafting: Updating the Traditional Technique / A.H. Mirza, S. Sadiq // *Hip & Pelvis*. – 2021. – Vol. 33, № 4. – P. 173–180. – doi: 10.5371/hp.2021.33.4.173.

126. Mohaddes, M. High proximal migration in cemented acetabular revisions operated with bone impaction grafting; 47 revision cups followed with RSA for 17 years / M. Mohaddes, P. Herberts, H. Malchau [et al.] // *Hip International*. – 2017. – Vol. 27, № 3. – P. 251–258. – doi: 10.5301/hipint.5000452.

127. Mondanelli, N. Treatment Algorithm of Periprosthetic Femoral Fractures / N. Mondanelli, E. Troiano, A. Facchini [et al.] // *Geriatric Orthopaedic Surgery & Rehabilitation*. – 2022. – Vol. 13. – Art. 21514593221097608. – doi: 10.1177/21514593221097608.

128. Moon, N.H. Wear and osteolysis outcomes for highly cross-linked polyethylene in primary total hip arthroplasty compared with conventional polyethylene: a 15- to 18-year single-Centre follow-up study / N.H. Moon, W.C. Shin, M.U. Do [et al.] // *Hip International*. – 2021. – Vol. 31. – P. 526–532. – doi: 10.1177/112070001989697

129. Myncke, I. Custom-made triflanged acetabular components in the treatment of major acetabular defects. Short-term results and clinical experience / I. Myncke, D. van Schaik, T. Scheerlinck // *Acta Orthopaedica Belgica*. – 2017. – Vol. 83, № 3. – P. 341–350.

130. Nele, W. Impaction bone grafting for segmental acetabular defects: a biomechanical study / W. Nele, F. Martina, R. Stefan [et al.] // *Archives of Orthopaedic*

and Trauma Surgery. – 2023. – Vol. 143, № 3. – P. 1353–1359. – doi: 10.1007/s00402-021-04296-y.

131. Oakes, D.A. Impaction bone grafting for revision hip arthroplasty: biology and clinical applications / D.A. Oakes, M.E. Cabanela // *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. – 2006. – Vol. 14, № 11. – P. 620–628. – doi: 10.5435/00124635-200610000-00004.

132. Okano, K. Revision with impacted bone allografts and the Kerboul cross plate for massive bone defect of the acetabulum / K. Okano, N. Miyata, H. Enomoto, M. Osaki, H. Shindo // *The Journal of Arthroplasty*. – 2010. – Vol. 25. – P. 594–599.

133. Oltean-Dan, D. Causes of revision after total hip arthroplasty in an orthopedics and traumatology regional center / D. Oltean-Dan, D. Apostu, G. Tomoaia [et al.] // *Medicine and Pharmacy Reports*. – 2022. – Vol. 95, № 2. – P. 179–184. – doi: 10.15386/mpr-2136.

134. Ornstein, E. Migration of the acetabular component after revision with impacted morselized allografts: a radiostereometric 2-year follow-up analysis of 21 cases / E. Ornstein, H. Franzén, R. Johnsson [et al.] // *Acta Orthopaedica Scandinavica*. – 1999. – Vol. 70, № 4. – P. 338–342. – doi: 10.3109/17453679908997821.

135. Paprosky, W.G. Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty: a 6-year follow-up evaluation / W.G. Paprosky, P.G. Perona, J.M. Lawrence // *The Journal of Arthroplasty*. – 1994. – Vol. 9, № 1. – P. 33–44. – doi: 10.1016/0883-5403(94)90135-x.

136. Paprosky, W.G. Acetabular reconstruction with massive allograft and cementless prosthesis / W.G. Paprosky, M.S. Bradford, T.I. Younger // *Chirurgia degli Organi di Movimento*. – 1994. – Vol. 79, № 4. – P. 379–386.

137. Perlbach, R. Good implant survival after acetabular revision with extensive impaction bone grafting and uncemented components / R. Perlbach, L. Palm, M. Mohaddes [et al.] // *The Bone and Joint Journal*. – 2020. – Vol. 102-B, № 2. – P. 198–204. – doi: 10.1302/0301-620X.102B2.BJJ-2019-0584.R2.

138. Phillips, A.T. 3D non-linear analysis of the acetabular construct following impaction grafting / A.T. Phillips, P. Pankaj, C.R. Howie [et al.] // *Computer Methods in*

Biomechanics and Biomedical Engineering. – 2006. – Vol. 9, № 3. – P. 125–133. – doi: 10.1080/10255840600732226.

139. Phillips, A.T. Numerical modeling of the acetabular construct following impaction grafting / A.T. Phillips, P. Pankaj, C.R. Howie, A.S. Usmani // Proceedings of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 5. – Madrid, 2006.

140. Phillips, A.T. The elastic properties of morsellised cortico-cancellous bone graft are dependent on its prior loading / A.T. Phillips, P. Pankaj, D.T. Brown [et al.] // Journal of Biomechanics. – 2006. – Vol. 39, № 8. – P. 1517–1526. – doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.03.032.

141. Pierannunzii, L. Bone grafts, bone graft extenders, substitutes and enhancers for acetabular reconstruction in revision total hip arthroplasty / L. Pierannunzii, L. Zagra // EFORT Open Reviews. – 2016. – Vol. 1. – P. 431–439. – doi: 10.1302/2058-5241.160025.

142. Ploynumpon, P. LONG-TERM OUTCOMES OF USING VARIOUS GRAIN ALLOGRAFT SIZES IN PAPROSKY TYPE 3 / P. Ploynumpon, R. Sritumma, T. Chompoosang // Acta Ortopédica Brasileira. – 2024. – Vol. 32, № 2. – Art. e273746. – doi: 10.1590/1413-785220243202e273746.

143. Pruss, A. Virus inactivation in bone tissue transplants (femoral heads) by moist heat with the 'Marburg bone bank system' / A. Pruss, M. Kao, T. von Garrel [et al.] // Biologicals. – 2003. – Vol. 31, № 1. – P. 75–82. – doi: 10.1016/s1045-1056(02)00095-7.

144. Putzer, D. Impaction bone grafting: a laboratory comparison of two methods / D. Putzer, E. Mayr, C. Haid [et al.] // The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume. – 2011. – Vol. 93, № 8. – P. 1049–1053. – doi: 10.1302/0301-620X.93B8.26819.

145. Putzer, D. Microarchitectural properties of compacted cancellous bone allografts: A morphology micro-computed tomography analysis / D. Putzer, J. Pallua, G. Degenhardt [et al.] // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2024. – Vol. 160. – Art. 106781. – doi: 10.1016/j.jmbbm.2024.106781.

146. Quarto, E. Bone impaction grafting and anti-protrusio cages in high-grade acetabular defects: a 22-year single centre experience / E. Quarto, A. Zanirato, F. Santolini, M. Formica // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. – 2021. – Vol. 142. – P. 2083–2091.

147. Rahmansyah, N. New acetabulum bone formation after 10-years impaction bone graft and cemented acetabular cup lead to simple revision-THA with cementless acetabular cup: A case report / N. Rahmansyah, A. Santoso, I.B. Anwar [et al.] // *International Journal of Surgery Case Reports*. – 2022. – Vol. 95. – Art. 107230. – doi: 10.1016/j.ijscr.2022.107230.

148. Rajaei, S.S. Increasing Burden of Total Hip Arthroplasty Revisions in Patients Between 45 and 64 Years of Age / S.S. Rajaei, J.C. Campbell, J. Mirocha, G.D. Paiement // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. – 2018. – Vol. 100, № 6. – P. 449–458. – doi: 10.2106/JBJS.17.00470.

149. Regis, D. Long- term results of anti-protrusio cage and massive allografts for the management of periprosthetic acetabular bone loss / D. Regis, B. Magnan, A. Sandri, P. Bartolozzi // *The Journal of Arthroplasty*. – 2008. – Vol. 23, № 6. – P. 826–832.

150. Regis, D. A minimum of 10-year follow-up of the Burch-Schneider cage and bulk allografts for the revision of pelvic discontinuity / D. Regis, A. Sandri, I. Bonetti [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. – 2012. – Vol. 27. – P. 1057–1063.e1.

151. Rivière, C. Hip Replacement: Its Development and Future / C. Rivière, C. Harman, K. Logishetty, C. Van Der Straeten // In: *Personalized Hip and Knee Joint Replacement*. – Springer, Cham, 2020. – doi: 10.1007/978-3-030-24243-5_3.

152. Rohe, S. Mid-term results in revision hip arthroplasty with impaction bone grafted cup reconstruction for acetabular defects / S. Rohe, N. Dörr, S. Böhle [et al.] // *Scientific Reports*. – 2022. – Vol. 12. – Art. 13322. – doi: 10.1038/s41598-022-17526-z.

153. Rosson, J. The use of reinforcement rings to reconstruct deficient acetabula / J. Rosson, J. Schatzker // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. – 1992. – Vol. 74. – P. 716–720.

154. Saleh, K.J. Revision total hip arthroplasty with the use of structural acetabular allograft and reconstruction ring / K.J. Saleh, G. Jaroszynski, I. Woodgate [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. – 2000. – Vol. 15. – P. 951–958.

155. Sanghavi, S.A. Evaluation and Management of Acetabular Bone Loss in Revision Total Hip Arthroplasty: A 10-year Update / S.A. Sanghavi, W.G. Paprosky, N.P. Sheth // *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. – 2024. – Vol. 32, № 10. – P. e466–e475. – doi: 10.5435/JAAOS-D-23-00645.

156. Sarpong, N.O. Survivorship and Risk Factors for Re-Revision after Aseptic Revision Total Hip Arthroplasty in Patients Aged ≤ 55 Years / N.O. Sarpong, A.C. Kaidi, M. Syku [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. – 2022. – Vol. 37, № 8. – P. 1626–1630. – doi: 10.1016/j.arth.2022.03.057.

157. Sawarbandhe, S. A Rare Case of Periprosthetic Fracture with Fracture of Femoral Stem around a Bipolar Hemiarthroplasty / S. Sawarbandhe, A.P. Sangtani, S. Chaudhary [et al.] // *Journal of Orthopaedic Case Reports*. – 2024. – Vol. 14, № 8. – P. 159–163. – doi: 10.13107/jocr.2024.v14.i08.4684.

158. Schelfaut, S. The use of structural periacetabular allografts in acetabular revision surgery: 2.5–5 years follow-up / S. Schelfaut, S. Cool, M. Mulier // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. – 2009. – Vol. 129, № 4. – P. 455–461.

159. Schreurs, B.W. Acetabular revision with impacted morsellised cancellous bone grafting and a cemented cup. A 15- to 20-year follow-up / B.W. Schreurs, S.B.T. Bolder, J.W.M. Gardeniers [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. – 2004. – Vol. 86, № 4. – P. 492–497. – doi: 10.1302/0301-620X.86B4.14769.

160. Schreurs, B.W. Acetabular Re-Revision with Impaction Bone Grafting and a Cemented Polyethylene Cup; A Biological Option for Successive Reconstructions / B.W. Schreurs, M.A.J. te Stroet, W.H.C. Rijnen, J.W.M. Gardeniers // *Hip International*. – 2014. – Vol. 25, № 1. – P. 44–49. – doi: 10.5301/hipint.5000193.

161. Schreurs, B.W. Acetabular Revision with Impaction Bone Grafting / B.W. Schreurs, W. Rijnen // *Acetabular Revision Surgery in Major Bone Defects*. – Springer, Cham, 2019. – doi: 10.1007/978-3-319-98596-1_5.

162. Slooff, T.J. Cemented fixation with bone grafts / T.J. Slooff, J.W. Schimmel, P. Buma // *Orthopedic Clinics of North America*. – 1993. – Vol. 24, № 4. – P. 667–677.

163. Slooff, T.J. Acetabular and femoral reconstruction with impacted graft and cement / T.J. Slooff, P. Buma, B.W. Schreurs // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 1996. – № 324. – P. 108–115. – doi: 10.1097/00003086-199603000-00013.

164. Solarino, G. Modular neck stems in total hip arthroplasty: current concepts / G. Solarino, G. Vicenti, M. Carrozzo [et al.] // *EFORT Open Reviews*. – 2021. – Vol. 6, № 9. – P. 751–758. – doi: 10.1302/2058-5241.6.200064.

165. Stiehl, J.B. Reconstruction of major column defects and pelvic discontinuity in revision total hip arthroplasty / J.B. Stiehl, R. Saluja, T. Diener // *The Journal of Arthroplasty*. – 2000. – Vol. 15. – P. 849–857.

166. Strahl, A. Outcome of different reconstruction options using allografts in revision total hip arthroplasty for severe acetabular bone loss: a systematic review and meta-analysis / A. Strahl, C.K. Boese, C. Ries [et al.] // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. – 2023. – Vol. 143, № 10. – P. 6403–6422. – doi: 10.1007/s00402-023-04843-9.

167. Symeonides, P.P. The effectiveness of the Burch-Schneider antiprotrusion cage for acetabular bone deficiency: five to twenty-one years' follow-up / P.P. Symeonides, G.E. Petsatodes, J.D. Pournaras [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. – 2009. – Vol. 24. – P. 168–174.

168. Taunton, M.J. Pelvic discontinuity treated with custom triflange component: a reliable option / M.J. Taunton, T.K. Fehring, P. Edwards [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2012. – Vol. 470, № 2. – P. 428–434. – doi: 10.1007/s11999-011-2126-1.

169. Thompson, J.W. Analysis of the Exeter V40 femoral stem prosthesis fracture: systematic review and single centre case series / J.W. Thompson, J. Corbett, D. Bye [et al.] // *Bone & Joint Open*. – 2021. – Vol. 2, № 6. – P. 443–456. – doi: 10.1302/2633-1462.26.BJO-2021-0025.R1.

170. Tikhilov, R.M. Standard versus custom-made acetabular implants in revision total hip arthroplasty / R.M. Tikhilov, A.A. Dzhavadov, A.N. Kovalenko [et al.] // *The*

Journal of Arthroplasty. – 2022. – Vol. 37. – P. 119–125. – doi: 10.1016/j.arth.2021.09.003.

171. Toms, A.D. Impaction bone-grafting in revision joint replacement surgery / A.D. Toms, R.L. Barker, R.S. Jones, J.H. Kuiper // The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume. – 2004. – Vol. 86, № 9. – P. 2050–2060. – doi: 10.2106/00004623-200409000-00028.

172. Van der Donk, S. Effect of load on the early incorporation of impacted morsellized allografts / S. van der Donk, P. Buma, N. Verdonschot [et al.] // Biomaterials. – 2002. – Vol. 23, № 2. – P. 297–303.

173. Van Egmond, N. Revisions of extensive acetabular defects with impaction grafting and a cement cup / N. van Egmond, D.C. De Kam, J.W. Gardeniers, B.W. Schreurs // Clinical Orthopaedics and Related Research. – 2011. – Vol. 469, № 2. – P. 562–573. – doi: 10.1007/s11999-010-1618-8.

174. Van Haaren, E.H. High rate of failure of impaction grafting in large acetabular defects / E.H. van Haaren, I.C. Heyligers, F.G. Alexander, P.I. Wuisman // The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume. – 2007. – Vol. 89, № 3. – P. 296–300. – doi: 10.1302/0301-620X.89B3.18080.

175. Verdonschot, N. Time-dependent mechanical properties of HA/TCP particles in relation to morsellized bone grafts for use in impaction grafting / N. Verdonschot, C.T. van Hal, B.W. Schreurs [et al.] // Journal of Biomedical Materials Research. – 2001. – Vol. 58, № 5. – P. 599–604. – doi: 10.1002/jbm.1058.

176. Verspeek, J. What Are the Long-term Results of Cemented Revision THA with Use of Both Acetabular and Femoral Impaction Bone Grafting in Patients Younger Than 55 Years? / J. Verspeek, T.A. Nijenhuis, M.F.L. Kuijpers [et al.] // Clinical Orthopaedics and Related Research. – 2021. – Vol. 479, № 1. – P. 84–91. – doi: 10.1097/CORR.0000000000001462.

177. Wachtl, S.W. The Burch-Schneider antiprotrusio cage in acetabular revision surgery – a mean follow-up of 12 years / S.W. Wachtl, M. Jung, R.P. Jakob, E. Gautier // The Journal of Arthroplasty. – 2000. – Vol. 15, № 8. – P. 959–963.

178. Waddell, B.S. Reconstruction of non-contained acetabular defects with impaction grafting, a reinforcement mesh and a cemented polyethylene acetabular component / B.S. Waddell, A.G. Della Valle // *The Bone and Joint Journal*. – 2017. – Vol. 99-B, Suppl. A. – P. 25–30. – doi: 10.1302/0301-620X.99B1.BJJ-2016-0322.R1.

179. Wang, J.S. Load-bearing increases new bone formation in impacted and morselized allografts / J.S. Wang, M. Tägil, P. Aspenberg // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2000. – № 378. – P. 274–281. – doi: 10.1097/00003086-200009000-00038.

180. Wegrzyn, J. Acetabular reconstruction using a Kerboull cross-plate, structural allograft and cemented dual-mobility cup in revision THA at a minimum 5-year follow-up / J. Wegrzyn, V. Pibarot, A. Jacquel [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. – 2014. – Vol. 29, № 2. – P. 432–437.

181. Welten, M.L.M. Acetabular reconstruction with impacted morcellized cancellous bone autograft and cemented primary total hip arthroplasty / M.L.M. Welten, B.W. Schreurs, P. Buma [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. – 2000. – Vol. 15. – P. 819–824. – doi: 10.1054/arth.2000.7110.

182. Whitehouse, M.R. Continued good results with modular trabecular metal augments for acetabular defects in hip arthroplasty at 7 to 11 years / M.R. Whitehouse, B.A. Masri, C.P. Duncan, D.S. Garbuz // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2015. – Vol. 473. – P. 521–527. – doi: 10.1007/s11999-014-3861-x.

183. Wilson, M.J. Femoral impaction bone grafting in revision hip arthroplasty: 705 cases from the originating centre / M.J. Wilson, S. Hook, S.L. Whitehouse [et al.] // *The Bone and Joint Journal*. – 2016. – Vol. 98-B, № 12. – P. 1611–1619. – doi: 10.1302/0301-620X.98B12.37414.

184. Wilson, M.J. The results of acetabular impaction grafting in 129 primary cemented total hip arthroplasties / M.J. Wilson, S.L. Whitehouse, J.R. Howell [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. – 2013. – Vol. 28, № 8. – P. 1394–1400. – doi: 10.1016/j.arth.2012.09.019.

185. Winter, E. Allogeneic cancellous bone graft and a Burch-Schneider ring for acetabular reconstruction in revision hip arthroplasty / E. Winter, M. Piert, R. Volkmann

[et al.] // The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume. – 2001. – Vol. 83, № 6. – P. 862–867.

186. Yang, C. Mid- to Long-term Follow-up of Severe Acetabular Bone Defect after Revision Total Hip Arthroplasty Using Impaction Bone Grafting and Metal Mesh / C. Yang, K. Zhu, H. Dai [et al.] // Orthopaedic Surgery. – 2023. – Vol. 15, № 3. – P. 750–757. – doi: 10.1111/os.13651.

187. Yang, C. Mid- to long-term follow-up of severe acetabular bone defect after revision total hip arthroplasty using impaction bone grafting and metal mesh / C. Yang, K. Zhu, H. Dai [et al.] // Orthopaedic Surgery. – 2023. – Vol. 15, № 3. – P. 750–757. – doi: 10.1111/os.13651.

188. Yuvraj, A. Triflange Acetabular Cup for Severe Acetabular Bone Defect / A. Yuvraj, A.M. Bassam // Biomedical Journal of Scientific & Technical Research. – 2017. – Vol. 1, № 6. – P. 1775–1777. – doi: 10.26717/BJSTR.2017.01.000545.

189. Zhang, X. Mid-term results of revision surgery using double-trabecular metal cups alone or combined with impaction bone grafting for complex acetabular defects / X. Zhang, Z. Li, W. Wang [et al.] // Journal of Orthopaedic Surgery and Research. – 2020. – Vol. 15, № 1. – Art. 301. – doi: 10.1186/s13018-020-01828-x.

ПРИЛОЖЕНИЕ А



Рисунок А.1 – Патент

ПРИЛОЖЕНИЕ Б

Таблица Б.1 – Первичные демографические, антропометрические и оценочные данные

ID	Возраст	Пол	Срок наблюдения (мес.)	ИМТ на момент операции	ННС исходный	ННС финал	WOMAC исходный	WOMAC финал
1*	52	м	64	34,80	39	53	45	41
2	38	Ж	77	23,8	55	96	47	3
3	66	М	96	30,40	67	99	43	5
4	59	Ж	85	20,10	51	97	36	0
5	39	М	19	27,70	55	96	47	2
6	73	Ж	111	33,70	55	71	47	33
7	58	М	89	27,50	42	81	51	9
8	67	Ж	84	28,20	49	75	45	1
9	36	Ж	68	18,20	52	97	31	5
10	66	Ж	69	30,00	55	89	41	7
11	70	Ж	79	31,60	54	87	47	11
12	51	Ж	96	19,50	53	73	32	6
13	76	Ж	78	22,20	53	85	49	8
14	53	М	54	26,60	37	93	47	5
15	60	М	50	32,40	34	85	49	8
16	73	ж	57	26,30	30	83	54	4
17	72	Ж	73	30,10	39	78	54	13
18	73	ж	61	30,10	37	27	38	45
19*	61	М	67	32,10	31	47	51	45
20*	35	м	12	32,00	65	51	58	51
21	52	м	68	21,90	37	72	60	7
22	42	м	66	25,40	41	90	52	3
23	57	м	67	29,60	39	95	39	1
24*	39	м	67	21,10	35	37	51	69
25	62	м	48	26,10	41	98	52	0
26	52	ж	72	26,50	62	95	47	5
27	71	Ж	62	29,70	35	40	68	37
28	73	М	80	26,40	37	98	44	3
29	59	Ж	60	24,80	58	70	54	41
30	45	М	54	29,80	57	91	42	2
31	61	Ж	55	39,00	51	86	47	1
32	67	ж	54	25,60	37	77	59	19
33	62	Ж	99	34,20	47	64	52	23
34	71	М	55	27,70	37	70	51	15
35	65	Ж	34	22,90	30	91	51	0
36	51	М	41	34,60	61	90	45	0
37	63	М	36	24,20	62	95	47	5
38	70	Ж	34	24,50	46	87	53	12
39	67	М	36	27,00	57	100	45	0
40	69	Ж	34	31,20	51	74	47	11
41	46	М	34	24,60	61	100	48	0
42	66	М	99	38,40	51	95	42	2

ПРИЛОЖЕНИЕ В

Таблица В.1 – Первичные данные по миграции вертлужного компонента, классификации костных дефектов и использованным ограничивающим конструкциям

ID	Положение центра ротации: 1 – без изменений, 2 – в пределах 5 мм, 3 – более 5 мм по оси Y, 4 – более 5 мм по оси x, 5 – более 5 мм по оси XY, 6 – дислокация	Инклинация: 1 – без изменений, 2 – в пределах 2-10 гр, 3 – более 10 град, 0 – нет данных	Разница градусов антеверсия	AAOS	Proposky	Аугментация: 1 – сетка на рим, 2 – сетка на центр и рим, 3 – 3д-сетка, 4 – аугмент, 5 – сетка на центр
1*	4	3	10	3	2a	1
2	3	2	7	3	3b	2
3	1	1	0	2	3b	0
4	2	3	3	3	2a	2
5	1	1	1	3	3b	1
6	4	3	6	3	3b	2
7	1	1	15	3	-	4
8	3	1	7	3	2a	2
9	1	1	0	1	2b	1
10	1	1	-	3	3b	1
11	2	2	2,3	3	2a	1
12	1	1	7	3	3b	2
13	2	2	4,9	3	3b	1
14	1	1	0	3	3b	5
15	1	1	0	3	2a	1
16	2	1	0	3	3b	4
17	1	1	1,2	2	2a	0
18	3	2	5	3	3b	2
19*	6	4	3	3	3b	1
20*	6	4	-	3	-	3
21	1	2	0	2	2a	0
22	3	3	1	3	3b	3
23	1	2	3	2	3b	0
24*	5	3	1	3	2a	1
25	2	1	0	3	2a	1
26	2	1	0	2	2a	0
27	3	2	0	3	3b	1
28	1	1	0	3	3b	4
29	3	2	1	3	3b	1
30	1	1	1,4	3	3b	5
31	1	2	7	3	3b	3
32	3	3	1	3	3b	1
33	1	2	1	2	-	0
34	1	2	4	2	2a	0

* Случай с достоверными признаками расшатывания и показаниями к повторному ревизионному вмешательству.

Продолжение таблицы В.1

35	1	2	2	2	-	0
36	1	2	2	3	2c	4
37	1	1	2	2	2a	0
38	2	2	1	2	2a	0
39	2	2	2,2	3	2a	1
40	2	1	2	2	3b	0
41	2	1	5	2	3b	0
42	1	2	3	2	-	0