ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
«РОССИЙСКИЙ ОРДЕНА ТРУДОВОГО КРАСНОГО ЗНАМЕНИ
НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ИНСТИТУТ
ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ ИМЕНИ Р.Р.ВРЕДЕНА»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИИ

На правах рукописи

БОЯРОВ
АНДРЕЙ АЛЕКСАНДРОВИЧ

ВЛИЯНИЕ ПОЗИЦИИ КОМПОНЕНТОВ ЭНДОПРОТЕЗА НА ПРОЦЕСС ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ ИСКУССТВЕННОГО ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

14.01.15 – Травматология и ортопедия

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук
ШУБНЯКОВ Игорь Иванович

Санкт-Петербург - 2018

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ..... 6

ГЛАВА 1. МАЛПОЗИЦИЯ КОМПОНЕНТОВ ЭНДОПРОТЕЗА И ЕЁ ВЛИЯНИЕ НА БИОМЕХАНИКУ ИСКУССТВЕННОГО СУСТАВА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ) 15

1.1. Современное состояние эндопротезирования тазобедренного сустава……15

1.2. Вывих головки эндопротеза 19

1.2.1. Причины вывихов, связанные с пациентом 19

1.2.2. Причины вывихов, определяемые дизайном имплантата и хирургической техникой 21

1.2.3. Причины вывихов, связанные с малпозицией компонентов ЭП . 27

1.3. Другие последствия ошибок позиционирования компонентов эндопротеза..... 30

1.3.1. Импинджмент. Причины и последствия 31

1.3.2. Влияние положения вертлужного компонента на износ в узле трения 32

1.4. Ориентация бедренного компонента эндопротеза..... 35

1.5. Компьютерная навигация при эндопротезировании тазобедренного сустава..... 37

1.6. Резюме..... 42

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ..... 44

2.1. Структура диссертационного исследования..... 44

2.2. Общая характеристика групп пациентов, включенных в исследование……..49

2.3. Особенности эндопротезирования пациентов клинических групп сравнения 61

2.3.1. Пациенты, прооперированные стандартным доступом..... 61

2.3.2. Пациенты, прооперированные с применением мини-инвазивного доступа Роттингера 62

2.3.3. Пациенты, прооперированные с использованием направителя вертлужного компонента..... 64

2.4. Методики рентгенологических исследований 64

2.4.1. Измерение угла наклона вертлужного компонента 64

2.4.2. Измерение угла антеверсии вертлужного компонента..... 66

2.4.3. Измерение угла антеверсии вертлужного компонента по данным компьютерной томографии..... 68

2.4.4. Измерение угла антеверсии бедренного компонента 68

2.4.5. Оценка степени линейного износа полиэтиленового вкладыша . 69

2.4.6. Данные протокола компьютерного навигатора..... 70

2.4.7. Оценка позиции компонентов у пациентов с вывихами головки эндопротеза..... 71

2.5. Методы статистической обработки 72

ГЛАВА 3. РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ АЦЕТАБУЛЯРНОГО И БЕДРЕННОГО КОМПОНЕНТОВ ЭНДОПРОТЕЗА ТБС У ПАЦИЕНТОВ ГРУПП СРАВНЕНИЯ..... 73

3.1. Общее представление о вариабельности позиционирования вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава..... 73

3.2. Результаты измерений углов наклона и антеверсии вертлужных компонентов в группе пациентов, которым эндопротезирование выполнено в отделениях института (стандартный доступ и МИС)..... 74

3.2.1. Результаты измерения углов наклона и антеверсии в группах сравнения (стандартный доступ и МИС)..... 74

3.2.2. Пациенты, прооперированные с направителем и без направителя……79

3.2.3. Результаты измерений по сторонам и BMI (стандартный доступ и МИС)..... 83

3.2.4. Результаты измерений в зависимости от оперирующего хирурга……86

3.3. Пациенты, прооперированные в городских стационарах 87

3.4. Оценка позиционирования бедренного компонента 90

3.5. Обсуждение 90

ГЛАВА 4. ВЛИЯНИЕ ПОЗИЦИИ КОМПОНЕНТОВ ЭНДОПРОТЕЗА НА ЧАСТОТУ ВЫВИХОВ И ТЕМПА ИЗНОСА УЗЛА ТРЕНИЯ ЭНДОПРОТЕЗА...95

4.1. Клинические результаты эндопротезирования у пациентов групп сравнения и группы пациентов с вывихами головки эндопротеза..... 95

4.1.1. Обсуждение 100

4.2. Результаты измерений линейного износа полиэтиленового вкладыша, угла наклона и антеверсии вертлужного компонента в группе пациентов после ТЭП в динамике 103

4.2.1. Общие данные результатов измерения рентгенограмм группы пациентов, у которых оценивалась степень износа полиэтиленового вкладыша..... 103

4.2.2. Данные результатов измерения рентгенограмм пациентов группы 5 в зависимости от модели вкладыша..... 107

4.2.3. Обсуждение 111

ГЛАВА 5. ИЗУЧЕНИЕ ВОЗМОЖНОСТЕЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ НАВИГАЦИИ В ОПТИМИЗАЦИИ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ ВЕРТЛУЖНОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА 114

5.1. Результаты измерения углов наклона и антеверсии, расчёта частоты малпозиции вертлужных компонентов пациентов группы 6..... 114

5.2. Статистический анализ данных измерения рентгенограмм после эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов группы 6 121

5.3. Обсуждение 123
ЗАКЛЮЧЕНИЕ 125
ВЫВОДЫ 130
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ 132
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ 133

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования

Первичное эндопротезирование является эффективным и широко распространенным методом лечения терминальных стадий заболеваний тазобедренного сустава (ТБС) любой этиологии, избавляющим от боли и улучшающим функцию (Прохоренко В.М., 2007; Ахтямов И.Ф., 2008; Мурылёв В.Ю. с соавт., 2013; Скороглядов А.В. с соавт., 2015). В последние годы эндопротезирование тазобедренного сустава имеет репутацию предсказуемой операции с высоким уровнем успеха с точки зрения долговечности функционирования искусственных суставов (Learmonth I.D. et al., 2007; Daigle M.E. et al., 2012; Kurtz S.M. et al., 2014). Однако, по разным оценкам, от 5% до 16% пациентов остаются не удовлетворены результатами хирургического вмешательства, а часть этих пациентов уже в первые годы вынуждена подвергаться ревизии вследствие развития различных осложнений (Maloney W.J., 2001; Singh J.A. et al., 2010; Kurtz S.M. et al., 2014), к которым можно отнести рецидивирующие вывихи, асептическое расшатывание компонентов эндопротеза, повышенные темпы износа пары трения искусственного сустава, болевой синдром, связанный с импинджментом компонентов и параартикулярных тканей.

Риск развития различных послеоперационных осложнений после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава напрямую связан с особенностями пациентов и различными хирургическими факторами. К особенностям пациентов, влияющим на развитие осложнений в ранние послеоперационные сроки, можно отнести индекс массы тела, возраст, пол и первичный диагноз (Sanchez-Sotelo J et al., 2001; Conroy JL et al., 2008). Хирургические факторы, влияющие на риск ранних осложнений, включают опыт хирурга, выполняющего операцию (Sanchez-Sotelo J. et al., 2001; Bosker B.H. et al., 2007), хирургический доступ (Morrey B.F. et al., 1992), модели и тип фиксации чашки и ножки эндопротеза (Kelley S.S. et al., 1998; Conroy J.L. et al., 2008), и, безусловно, ориентацию компонентов

искусственного сустава, в большей степени вертлужного (Sanchez-Sotelo J. et al., 2001; Callanan M. et al., 2011).

Ещё в 1978 году G.E. Lewinnek с соавторами на основании своего исследования установили диапазон допустимых углов «безопасной зоны» для вертлужного компонента: 5–25° антеверсии и 30–50° наклона, выход за пределы которой повышает риск развития ранних осложнений (Lewinnek G.E. et al., 1978). Эти показатели до сих пор используются многими хирургами в качестве ориентиров для корректной установки чашки эндопротеза. Однако некоторые авторы считают, что диапазон «безопасной зоны Lewinnek» довольно широк и предлагают свои границы корректного позиционирования вертлужного компонента. В частности, M.C. Callanan с соавторами (2011) предлагают модифицированную «безопасную зону», ограничивая угол наклона вертлужного компонента от 30 до 45°.

Выход за пределы «безопасной зоны» при имплантации вертлужного компонента может быть одной из причин вывиха головки эндопротеза (Lewinnek G.E. et al., 1978; Ali Khan MA et al., 1981; Kelley S.S. et al., 1998; Widmer KH et al., 2004; Biedermann R. et al., 2005; Pedersen D.R. et al., 2005), который встречается с частотой от 1% до 5% при первичном эндопротезировании ТБС. Избыточный угол наклона чашки (более 50°) является причиной увеличения частоты вывихов, в том числе и рецидивирующих, а избыточная антеверсия вертлужного компонента коррелирует с увеличением частоты переднего вывиха, в то время как ретроверсия чашки коррелирует с повышенным риском задних вывихов (Lewinnek GE et al., 1978; Kelley S.S. et al., 1998). Малпозиция вертлужного компонента также может быть причиной импинджмент синдрома, что, в свою очередь, может приводить к возникновению вывихов и переломов вкладыша (Yamaguchi M. et al., 2000; Widmer K.H. et al., 2004;Shon W.Y. et al., 2005).

По результатам исследований некоторых авторов позиция вертлужного компонента влияет и на степень износа полиэтиленового вкладыша (Leslie I. et al., Korduba L.A. et al., 2014). Избыточная степень и темп износа полиэтилена могут

быть связаны с более высоким углом наклона вертлужного компонента и перераспределению нагрузки в узле трения (Yamaguchi M et al., 2000). Продукты износа полиэтиленового вкладыша могут приводить к остеолизу и асептической нестабильности компонентов эндопротеза, что в результате потребует последующего хирургического вмешательства (Максимов А.Л., 2017; Kennedy JG et al., 1998). Повышенный износ может наблюдаться как в паре трения полиэтилен-металл, так и в металл-металлической паре трения (Nevelos J.E. et al., 2001; De Haan R. et al., 2008; Leslie I.J. et al., 2009). Важно отметить, что в последнее время появилось большое количество сообщений о реакции параартикулярных мягких тканей на продукты износа в металл-металлической паре трения, причём увеличение количества продуктов износа чаще наблюдалось при вертикализации вертлужного компонента более 45° (Leslie I.J. et al., 2009).

Безусловно, оценка функционирования эндопротеза как биомеханического узла должна быть совокупной, то есть играет роль общая пространственная ориентация, складывающаяся из положения как вертлужного, так и бедренного компонентов. К сожалению, публикации по проблемам позиционирования бедренного компонента встречаются гораздо реже, чем вертлужного, что, вероятно, непосредственно связано с технической сложностью оценки позиционирования ножки, требующей выполнения дорогостоящих компьютерных томограмм таза с захватом нижней конечности, а также проведения трудоёмких математических расчётов. Тем не менее, встречающиеся в мировой литературе данные результатов исследований подчеркивают значительную вариабельность в позиционировании бедренного компонента и высокую вероятность ошибки (Dorr L. et al., 2009).

Анализ отечественной и мировой литературы по проблеме ревизионных вмешательств, связанных с ранним асептическим расшатыванием компонентов эндопротеза, патологическим остеолизом, рецидивирующими вывихами головки эндопротеза и повышенным темпом износа в узле трения искусственного сустава, указывает на её многофакторность и не позволяет изолированно рассматривать

малпозицию компонентов эндопротеза как непосредственную причину развития этих осложнений, но в то же время ведет к пониманию необходимости точной пространственной ориентации компонентов искусственного сустава.

С другой стороны, позицию вертлужного компонента можно рассматривать как независимый маркер качества выполнения эндопротезирования тазобедренного сустава. В частности, немецкая система сертификации ортопедических клиник Endocert рассматривает в качестве допустимого предела 5 % вертлужных компонентов, установленных с углом наклона более 50° (Haas H. et al., 2013)

При анализе отечественной литературы не было найдено данных о результатах проведённых исследований, касающихся изучения вариабельности позиционирования компонентов эндопротеза тазобедренного сустава и факторов, влияющих на увеличение частоты их субоптимального положения. Так же мало данных, подтверждающих непосредственное влияние позиции компонентов эндопротеза на развитие таких осложнений, как вывихи головки эндопротеза и скорость износа полиэтиленового вкладыша. Необходимость получить ответы на эти вопросы и определило цель нашего исследования.

Цель исследования – минимизировать вероятность ошибок в позиционировании компонентов эндопротеза и их потенциальное негативное влияние на процесс функционирования искусственного тазобедренного сустава.

Задачи исследования

1. Изучить вариабельность позиционирования вертлужного и бедренного компонентов эндопротеза в зависимости от различных факторов, определить частоту ошибок и их вероятные причины.
2. Определить влияние позиции компонентов на частоту развития вывихов головки эндопротеза при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава.

3. На основании изучения рентгенограмм в динамике после эндопротезирования тазобедренного сустава оценить величину линейного износа полиэтиленового вкладыша вертлужного компонента в зависимости от различных факторов.

4. Изучить возможности компьютерной навигации в повышении точности позиционирования вертлужного компонента эндопротеза и предложить практические рекомендации по оптимизации её использования.

Научная новизна исследования

1. Впервые в России на большом количестве клинического материала изучена вариабельность позиционирования вертлужного и бедренного компонентов эндопротеза тазобедренного сустава и выявлена доля пациентов с субоптимальным положением компонентов.

2. Впервые в России определены факторы, влияющие на точность позиционирования вертлужного компонента, к которым относятся особенности хирургического доступа и другие варианты техники операции, индекс массы тела пациента и опыт хирурга, а также выполнена оценка корреляции некорректного позиционирования вертлужного компонента с вывихами и доказана многофакторность проблемы дислокации.

3. Впервые в России на основании долгосрочных наблюдений изучена связь между степенью износа узла трения эндопротеза и позицией вертлужного компонента, а также влияние гендерных, возрастных и фенотипических особенностей пациента на скорость износа полиэтиленового вкладыша.

4. Впервые показаны возможности использования компьютерной навигации не только для повышения точности позиционирования вертлужного компонента при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава, но и для обучения, в том числе среди хирургов с большим опытом эндопротезирования.

Практическая значимость диссертационной работы

1. На значительном объеме клинического материала показана неспособность хирурга полностью контролировать точность позиционирования компонентов эндопротеза, что сопровождается высокой частотой их установки в субоптимальной позиции.

2. Доказан повышенный риск нарушения ориентации вертлужного компонента при использовании мини-инвазивной техники хирургического вмешательства в сравнении со стандартным переднебоковым доступом, что не влияет на частоту вывихов, но содержит потенциальную угрозу увеличения темпов износа узла трения эндопротеза ТБС.

3. При сравнении частоты малпозиции вертлужного компонента и количества вывихов головки эндопротеза показано отсутствие статистически значимой связи, что, с одной стороны, подтверждает многофакторность причин дислокации. С другой стороны, выявлено положительное влияние опыта хирургов на вероятность правильного позиционирования и уменьшение частоты вывихов, что подтверждает крайнюю важность высокой квалификации ортопедов, выполняющих тотальное эндопротезирование ТБС.

4. В долгосрочном исследовании доказано, что материал, из которого изготовлен вкладыш вертлужного компонента, критическим образом влияет на темпы износа узла трения, соответственно, использование полиэтилена с поперечными связями потенциально увеличивает сроки нормального функционирования искусственного сустава, что, в свою очередь, должен учитывать хирург при выборе имплантата у пациентов разных возрастных групп.

5. Использование компьютерной навигации при первичном тотальном эндопротезировании тазобедренного устава позволяет уменьшить частоту ошибок при имплантации компонентов и способствует выработке или закреплению уже имеющихся хирургических навыков у оператора.

6. Понимание совокупности причин некорректного позиционирования компонентов эндопротеза ТБС, а также их зависимость от особенностей пациента

и техники операции позволяет хирургу в каждом конкретном случае осуществлять оптимальный выбор хирургического доступа, определять необходимость использования направителя или компьютерной навигации и соответственно корректировать возможные погрешности по ходу операции.

Основные положения, выносимые на защиту

1. При выполнении тотального эндопротезирования тазобедренного сустава хирург не может полностью контролировать множество переменных параметров пространственной ориентации таза и бедренной кости, поэтому всегда существует вероятность установки компонентов эндопротеза в субоптимальной позиции. Факторами, влияющими на частоту малпозиции, являются опыт хирурга, особенности оперативной техники, индекс массы тела пациента и выраженные анатомо-функциональные нарушения.

2. Нарушение позиционирования вертлужного компонента неблагоприятно влияет на возможную амплитуду движений, повышает риск импинджмента и снижает стабильность сустава. В то же время вывих головки эндопротеза является многофакторной проблемой и зависит не только от точности позиционирования компонентов эндопротеза, а также от хирургического доступа и опыта хирурга, поэтому в каждом конкретном случае требует изучения дополнительных факторов, влияющих на функционирование эндопротеза.

3. Корректность позиции вертлужного компонента в значительной мере определяет общую величину и среднюю скорость линейного износа полиэтиленового вкладыша – особенно большое значение имеет избыточный вертикальный наклон. Однако имеется несколько мощных конфаундинг-факторов, затрудняющих изучение износа: возраст пациентов, индекс массы тела, и особенно технические условия производства полиэтилена, которые отличаются не только у разных производителей, но и меняются с течением времени.

4. Применение компьютерной навигации при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава позволяет хирургу уменьшить риск

малпозиции вертлужного компонента как в стандартных, так и в сложных случаях на фоне измененной анатомии, а при регулярном её использовании способствует выработке и закреплению мануальных навыков и лучшему пространственному восприятию взаиморасположения элементов сустава.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Задачи и положения, выносимые на защиту диссертации, соответствуют формуле специальности 14.01.15 – «травматология и ортопедия».

Личный вклад автора

Диссертационная работа представляет самостоятельный труд автора, основанный на результатах обследования пациентов, перенесших первичное тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава. Автором самостоятельно подготовлен аналитический обзор отечественной и зарубежной литературы, связанной с темой диссертационного исследования, самостоятельно осуществлён сбор материала, изучены и проанализированы истории болезней пациентов, отобраны и проанализированы рентгенограммы исследуемых пациентов, сформирована компьютерная база собранных материалов, осуществлена статистическая обработка полученных данных и интерпретация основных результатов проведенных исследований, сформулированы выводы и практические рекомендации, написаны все главы диссертационного исследования и ее автореферат.

Апробация работы

Основные положения диссертационной работы доложены на научно-практической конференции молодых ученых Северо-Западного федерального округа (СПб, 2014); XVI конгрессе Европейской федерации национальных ассоциаций ортопедов и травматологов (EFORT) (Прага, 2015); XII Конгрессе EUROPEAN HIP SOCIETY (Мюнхен, 2016); ежегодной научно-практической

конференции с международным участием «Вредеповские чтения» (СПб, 2013, 2016), а также на заседании Научного общества травматологов-ортопедов Санкт-Петербурга и Ленинградской области (2017).

По теме диссертации опубликовано 8 печатных работ, в том числе 6 статей в рецензируемых журналах, входящих в перечень ВАК РФ.

Реализация результатов исследования

Результаты исследований по теме диссертации внедрены в работу клиники ФГБУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена» Минздрава России.

Материалы диссертации используются при обучении на кафедре травматологии и ортопедии ФГБУ РНИИТО им. Р.Р. Вредена клинических ординаторов, аспирантов и травматологов-ортопедов, проходящих усовершенствование по программам дополнительного образования.

Объем и структура диссертации

Объем диссертации составляет 159 страницы текста, набранного на компьютере. Диссертационная работа состоит из введения, пяти глав, в которых проведен анализ научной литературы и отражены результаты собственных исследований, заключения, выводов, практических рекомендаций и списка литературы. Диссертационная работа содержит 24 таблицы и 39 рисунков. Список литературы включает 220 источников: из них – 32 отечественных и 188 – иностранных авторов.

ГЛАВА 1
МАЛПОЗИЦИЯ КОМПОНЕНТОВ ЭНДОПРОТЕЗА И ЕЁ ВЛИЯНИЕ НА БИОМЕХАНИКУ ИСКУССТВЕННОГО СУСТАВА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

1.1. Современное состояние эндопротезирования тазобедренного сустава

Более полувека назад была выполнена первая операция по замене тазобедренного сустава (Charnley J., 1961). За это время эндопротезирование стало одной из самых успешных и востребованных ортопедических операций при различных патологиях тазобедренного сустава (Мурылев В.Ю. с соавт., 2017; Летов А.С. с соавт., 2017; Learmonth I.D. et al., 2007; Daigle M.E. et al., 2012; Kurtz S.M. et al., 2014). Количество выполняемых вмешательств по замене тазобедренного сустава ежегодно возрастает, что обусловлено, в первую очередь, старением населения и увеличением продолжительности жизни. Кроме того, прослеживается тенденция к развитию дегенеративно-дистрофических заболеваний в более молодом возрасте, расширяются показания к выполнению эндопротезирования при различной патологии ТБС (Тихилов Р.М. с соавт., 2014; Ардашев С.А., Ахтямов И.Ф., 2017;Шубняков И.И. с соавт., 2017; Maloney W.J. et al., 2001; Gasbarra E. et al., 2013; Schmitz M.W. et al., 2013; Swarup I. et al., 2015).

Ежегодное количество операций по замене тазобедренного сустава, выполняемых во всех странах мира, составляет более миллиона (Pivec R. et al., 2012). По данным девяти ведущих регистров артропластики ТБС, среднее ежегодное число выполняемых операций эндопротезирования составляет 133 на 100 000 населения. Данный показатель значительно варьирует в разных возрастных группах: от 26 на 100 000 в возрастной группе моложе 55 лет до 531 в популяции старше 75 лет (Sadoghi P. et al., 2012). Однако во всем мире прослеживается отчетливая тенденция к росту числа выполненных операций по

замене ТБС у более молодых пациентов (Corbett K.L. et al., 2010; Katz J.N. et al., 2012; Prokopetz J.J. et al., 2012; Ravi B. et al., 2012). По данным S.M. Kurtz с соавторами (2009), к 2030 году 52% ревизионных операций будет выполняться пациентам моложе 65 лет.

Только в США в 2012 году было выполнено 470 500 операций тотального эндопротезирования тазобедренного сустава (Lehil M.S., Bozic K.J., 2014). По данным S. Kurtz с соавторами (2007), их число должно вырасти с 2005 до 2030 года на 174% и составить 572 000 операций в год.

В Великобритании, по подсчетам A. Patel с соавторами (2015), количество выполняемых ежегодно операций по замене ТБС должно увеличиться с 186 893 в 2015 г. до 805 835 в 2030 г.

В Швеции за период с 1968 по 2012 год было выполнено 387 674 операции эндопротезирования ТБС. Причем если в 2000 году этот показатель составил 11 329, то в 2010 году уже 15 945, а распространённость – 332 на 10^5 жителей Швеции в возрасте старше 40 лет (Nemes S. et al., 2014).

В России показатели эндопротезирования ТБС пока значительно отстают от общемировых. В 2008 было выполнено 33 223, а в 2015 г. – 61 170 операций по замене ТБС (Травматизм, ортопедическая заболеваемость … , 2009; Травматизм, ортопедическая заболеваемость …, 2015). Тем не менее, за 7 лет количество выполненных операций увеличилось в 1,84 раза. Частота выполнения артропластики ТБС составляет 43,2 на 100 тысяч населения (Шубняков И.И. с соавт., 2017).

Несмотря на постоянное совершенствование дизайна эндопротезов и техники их имплантации, доля ревизионных вмешательств в общей структуре эндопротезирования продолжает увеличиваться. Это обусловлено несколькими причинами: ростом числа выполненных первичных операций эндопротезирования, увеличением продолжительности жизни и коморбидных состояний, таких как ожирение; расширением показаний к эндопротезированию

ТБС у пациентов молодого возраста (Maloney W.J., 2001; Ong K. et al., 2006; Singh J.A. et al., 2010; Ravi B. et al., 2012; Kurtz S.M. et al., 2014).

По данным R. Iorio с соавторами (2008), в США ожидается увеличение доли ревизий от числа всех операций по замене ТБС с 14,4% в 2005 году до 16,9% в 2030 году при общем росте числа операций более чем в 2 раза. S. Kurtz с соавторами (2007) подсчитали, что в США к 2030 году потребность в ревизионном эндопротезировании ТБС возрастет на 137% по сравнению с 2005 годом. К концу 2015 года общие затраты клиник на выполнение ревизионного эндопротезирования ТБС в США составили $ 3,8 миллиардов.

В Англии и Уэльсе число выполненных ревизионных операций выросло с 2008 по 2012 год почти на 30% – с 7038 до 10008, а средний годовой прирост составил 9,2% (Patel A. et al., 2015).

Анализ данных регистра эндопротезирования РНИИТО им. Р.Р. Вредена за 2007–2013 годы показывает, что доля ревизий составила от 10,2% до 16,9% в год от общего числа выполненных операций по замене тазобедренного сустава: 2184 из 16805 операций.

Структура причин ревизионных операций значительно варьирует в разных странах. Так, в США в 2005–2006 годах наиболее частой причиной замены компонентов эндопротеза была их нестабильности или вывих – 22,5% случаев, следующими по значимости причинами являлись асептическое расшатывание (19,7%) и перипротезная инфекция (14,8%) (Bozic K.J. et al., 2009). По данным Nationwide Inpatient Sample (NIS) за 2005–2010 годы, структура причин ревизионного эндопротезирования почти не изменилась: вывихи – 22%, асептическая нестабильность – 20%, инфекция – 15%, разрушение эндопротеза – 10%, остеолиз перипротезной костной ткани – 7%, перипротезные переломы и износ пары трения – по 6%. Чаще всего ревизии выполнялись у пациентов в возрасте от 74 до 85 лет и в 65% случаев у пациентов женского пола. (Bozic K.J. et al., 2015).

Анализ данных регионального регистра артропластики канадской провинции Манитоба показал, что основными причинами ранних ревизионных операций (в срок менее двух лет) являются перипротезная инфекция (32%), нестабильность (25%), асептическое расшатывание компонентов (21%) и перипротезные переломы (18%) (Singh J. et al., 2016). Аналогичные показатели содержат и отчеты артропластики Великобритании (2014) и Австралии (2013). Однако со временем, в среднем и долгосрочном периодах, структура причин ревизионных вмешательств значительно меняется: инфекция снижается до 15% и 3% соответственно, асептическое расшатывание, напротив, становится причиной ревизий в 55% и 71% случаев, нестабильность снижается до 15 и 9%, а перипротезные переломы становятся причиной ревизий в 8 и 1% наблюдений (Singh J. et al., 2016).

По данным регистра эндопротезирования РНИИТО им. Р.Р. Вредена, доля ревизий, выполненных в течение первых пяти лет после первичного эндопротезирования, составила 33%. Наиболее частые причины повторной операции: инфекция – 64%, асептическое расшатывание компонентов – 19%, вывихи – 8%, перипротезные переломы – 6%. При этом изолированное расшатывание вертлужного компонента наблюдалось в 1,5 раза чаще, чем бедренного. В группе пациентов, которым выполнялись ревизионные вмешательства по поводу неинфекционных осложнений, очевидные дефекты в позиционировании компонентов были выявлены в 60% случаев, неочевидные – в 9% и только в 32% случаев компоненты были установлены корректно. Очевидные дефекты установки компонентов эндопротеза при асептическом расшатывании наблюдались в 74% случаев, в 72% случаев при вывихах головки эндопротеза и в 20% при перипротезных переломах. При вывихах и асептическом расшатывании такие дефекты характеризовались нарушением ориентации компонентов и высоким расположением центра ротации (Тихилов Р.М. с соавт., 2014). Высокая доля дефектов установки среди причин ревизии, по мнению авторов, свидетельствует о том, что усилия по улучшению результатов эндопротезирования тазобедренного сустава на настоящий момент должны быть

направлены на усовершенствование техники установки, а самые совершенные материалы, технологии изготовления и покрытия компонентов не могут компенсировать биомеханические нарушения в работе искусственного сустава.

1.2. Вывих головки эндопротеза

В 60–70% случаев вывихи происходят в течение первых 6 недель после эндопротезирования, и приблизительно у трети пациентов они повторяются в будущем (Sikes C.V. et al., 2008; Канзюба, А.И., 2016). Y.H. Kim с соавторами (2009) проследили исходы 1268 бесцементных артропластик по поводу различной патологии ТБС в течение 2–8 лет, которые выполнялись заднебоковым доступом, и выявили, что все вывихи (3,6%) были задними и произошли в средний срок 15 дней с момента операции (3–62 дня). По данным A.L. Malkani с соавторами (2010), частота вывихов в США составляет 4,76%, при этом подавляющее большинство из них (80,6%) происходит в первые два года после эндопротезирования.

Причины вывихов принято классифицировать на несколько групп: 1) факторы, связанные с пациентом; 2) факторы, зависящие от хирурга; 3) факторы, определяемые дизайном имплантата и техникой его установки (Ключевский В.В. с соавт., 2009)

1.2.1. Причины вывихов, связанные с пациентом

К факторам риска вывихов, обусловленных особенностями пациента, относят, прежде всего, возраст старше 80–85 лет, поскольку в этом возрасте возникают когнитивные и нейромышечные расстройства, включая церебральный паралич, мышечную дистрофию, деменцию и т.д. (Meek R.M. et al., 2006; Patel P.D. et al., 2007; Kim Y.H. et al., 2009; Seagrave K.G. et al., 2017). В результате возрастает риск непроизвольных падений, такие пациенты не соблюдают рекомендации в послеоперационном периоде. A.L. Malkani с соавторами подсчитали, что у пациентов в возрастной группе старше 85 лет ранние вывихи эндопротеза происходят на 44% чаще, чем у больных в возрасте 65–69 лет. A. Ekelund с

соавторами (1992) обращают внимание на почти двукратное возрастание риска вывихов у пожилых людей старше 80 лет, которым эндопротезирование выполнялось по поводу переломов шейки бедренной кости. М.А. Молодов с соавторами (2013) установили, что вывихи статистически значимо чаще возникали у больных старше 60 лет, поскольку у пациентов данной группы отмечается снижение общей мышечной массы, и основные стабилизаторы тазобедренного сустава обладают меньшей способностью к удерживанию конечности в правильном положении при возникающем вывихе.

Среди авторов нет единой позиции по поводу значимого влияния пола пациента на частоту вывихов. Исторически сложилось мнение, что вывихи гораздо чаще происходят у женщин (Ali Khan M.A. et al., 1981; Woo R.Y., Morrey B.F., 1982). Y.H. Kim с соавторами (2009) на большом клиническом материале также показали, что риск вывихов у женщин в 2,5 раза выше, чем у мужчин. Однако S.A. Paterno с соавторами (1997) и B.M. Jolles с соавторами (2002) опровергают своими исследованиями это утверждение.

S.A. Paterno соавторами (1997) относят к факторам риска также злоупотребление алкоголем, что почти в 5 раз увеличивает вероятность вывиха эндопротеза (Paterno S.A. et al., 1997).

Независимым фактором риска развития вывиха является патология, по поводу которой было выполнено эндопротезирование. Так, по данным R.E. Zwartelé с соавторами (2004) и J.L. Conroy с соавторами (2008), при ревматоидном артрите риск вывихов повышается в два раза по сравнению с идиопатическим остеоартрозом. Анализ данных шведского регистра артропластики показал, что вероятность вывихов эндопротеза значимо выше у пациентов с переломами шейки и некрозом головки бедренной кости (Hailer N.P. et al., 2012). Эти данные подтверждаются исследованиями других авторов (Kim Y.H. et al., 2009).

Результаты исследования М.А. Молодова с соавторами (2013) показали, что наибольшая частота вывихов приходится на пациентов с переломами шейки бедра и пациентов, перенесших ревизионные вмешательства (7,06% и 7,52%) Пациенты

с дисплазией вертлужной впадины в 2,9 раза чаще подвергаются ревизионным операциям по причине вывиха в первые полгода после эндопротезирования по сравнению с больными с первичным остеоартритом (Thillemann T.M. et al., 2008).

K.G. Seagrave с соавторами (2017) выполнили анализ 1326 операций первичного эндопротезирования, выполненных с 2010 по 2015 год. Результаты исследования показали, что вывихи эндопротеза чаще происходят у пациентов с ИМТ менее 25 и более 30, а также имеющих высокую степень операционно-анестезиологического риска по шкале ASA. По данным M. Khatod с соавторами (2006), пациенты, имеющие степень риска 3 и 4 по ASA, в 2,3 раза чаще страдают от вывихов эндопротеза по сравнению с больными, имеющими степень1 или 2. Аналогичные данные приводят Y.H. Kim с соавторами (2009). Влияние повышенного ИМТ на частоту вывихов объясняется увеличением нагрузок на искусственный тазобедренный сустав, а также большей сложностью хирургического вмешательства, поскольку избыточное количество мягких тканей напрямую может оказывать влияние на точность позиционирования и имплантации компонентов (Lübbeke A. et al., 2007; Azodi O.S. et al., 2008; Davis A. et al., 2011). Связь между уменьшенным ИМТ и послеоперационным вывихом авторы объясняют дефицитом и слабостью мышц, способствующими снижению стабильности имплантата.

1.2.2. Причины вывихов, определяемые дизайном имплантата и хирургической техникой

Непосредственной причиной вывихов эндопротеза является так называемый импинджмент, который может возникать между компонентами эндопротеза (имплантат-ассоциированный импинджмент), костными структурами (костный импинджмент) и мягкотканными структурами (мягкотканный импинджмент).

В доступной литературе мы не нашли объективных доказательств того, что костный импинджмент является основной причиной вывихов. Однако признаки имплантат-ассоциированного импинджмента чаще выявляются на извлеченных

чашках и вкладышах эндопротезов при ревизионных операциях по поводу вывихов (80–94%) по сравнению с ревизионными вмешательствами, выполненными по другим причинам (51–56%) (Shon W.Y. et al., 2005; Marchetti E. et al., 2011). H. Miki с соавторами (2013) изучили механику движений в протезированном тазобедренном суставе с использованием 4D системы, предложенной Y. Otake с соавторами (2003). Результаты показали, что имплантат-ассоциированный импинджмент был причиной 6 вывихов из 10 после первичного эндопротезирования и во всех 4 случаях после ревизионных вмешательств. Все соударения произошли между передней стенкой вкладыша и шейкой ножки эндопротеза при задних вывихах и между задней стенкой вкладыша и шейкой ножки в случаях переднего вывиха.

Значимое влияние на частоту вывихов оказывает диаметр головки эндопротеза: чем больше ее размер, тем меньше риск вывиха.

Самое значительное на сегодняшний день исследование факторов риска вывихов, основанное на 21 047 случаях тотального эндопротезирования ТБС, выполнили в 2005 году D.J. Berry с соавторами. По их мнению, наибольшую опасность представляют головки маленького размера в сочетании с использованием заднебокового доступа.

По мнению D.E. Padgett и H. Warashina (2004), использование головок, диаметр которых совпадает с размером естественной головки бедренной кости, в сочетании с новыми материалами в парах трения является наиболее эффективным как для профилактики, так и для лечения нестабильности эндопротеза. Чем больше диаметр головки эндопротеза, тем больше амплитуда движения, так называемая «дистанция прыжка», до возникновения вывиха; увеличение эффективного диаметра головки за счет мобильного шаровидного полиэтиленового вкладыша приводит к двукратному увеличению дистанции прыжка (Kelley S.S. et al., 1998; Crowninshield R.D. et al., 2004; Malkani A.L. et al., 2010). P.G. Sultan с соавторами (2002) доказали, что увеличение диаметра головки эндопротеза с 28 до 32 мм увеличивает объем движения на 8,2°.

Молодов М.А. с соавторами (2013) также подтвердили, что наименьший процент вывихов был зарегистрирован при имплантации чашек с головками диаметром 36 мм и «X-large heads» – 1,75 и 0,53 соответственно. Однако гораздо более значимым фактором, влияющим на риск вывихов, по мнению авторов, является соотношение размеров вертлужного компонента и головки эндопротеза. Реже всего (0,74%) вывихи происходили, когда разница между наружным диаметром чашки и головки составляла менее 16 мм. При увеличении этой разницы до 16–20 мм вывихи случались в 1,51–3,27% наблюдений, при 21–30 мм риск вывихов достигал 3,83–6,67%, а при 32 мм и более – в 36,36% случаев.

В США с 1998 по 2007 год использование головок диаметром 32 мм и более увеличилось с 12 до 77% (Malkani A.L. et al., 2010).

Однако не все авторы согласны с тем, что головки большого размера статистически значимо уменьшают частоту вывихов. Так, P.M. Pellicci с соавторами (1998) выполнили 395 операций эндопротезирования использованием головок диаметром 26 и 28 мм и не зафиксировали ни одного случая вывиха, благодаря восстановлению капсулы сустава после заднего доступа.

В качестве профилактики вывихов всё более часто используются системы двойной мобильности (Абдулнасыров Р.К. с соавт., 2017; Ивашкин А.Н. с соавт., 2017). Чашку с двойной мобильностью разработал в 1970-е годы G. Bousquet для предупреждения послеоперационной нестабильности и снижения риска вывиха у пациентов группы риска (Bousquet G. et al., 1985). Система состоит из металлической чашки с полированной внутренней поверхностью и подвижного полиэтиленового вкладыша. Благодаря подвижному вкладышу и плавающей головке, впрессованной во вкладыш, получается эффект двойного вращения, которое можно разделить на вращение по большому и малому радиусам (Хорошков С.Н., Логвинов Н.Л., 2016; Bouchet R. et al., 2011). Таким образом, система двойной мобильности сочетает в себе две концепции: максимальной стабильности за счет имплантации головок большего диаметра, основанной на теории G.K. McKee и J. Watson-Farrar (1966) и уменьшение износа

полиэтиленового вкладыша, основанного на принципе низкофрикционной артропластики сэра J. Charnley (Charnley J., 1972).

Во Франции было выполнено многоцентровое проспективное исследование результатов эндопротезирования с использованием систем с двойной мобильностью у 214 пациентов в возрасте от 70 лет до 103 лет с переломами шейки бедренной кости, которое было выполнено с сентября по декабрь 2008 года. В течение 9 месяцев после лечения вывихи произошли лишь у 3 пациентов(1,4%), причем все три случая произошли в течение первых трех месяцев и во всех случаях использовался задний доступ. Ни один из вывихов не был внутрипротезным. Авторы считают, что результаты эндопротезирования с использованием систем двойной мобильности при переломах шейки бедренной кости со смещением у пожилых людей можно сравнить с исходами гемиартропластики (Adam P. et al., 2012).

B.P. Chalmers с соавторами (2017) выполнили сравнительное исследование результатов конверсии гемиартропластики в тотальное эндопротезирование в двух группах пациентов. В первой группе использовали системы с двойной мобильностью, во второй – эндопротезы с головками диаметром 36 мм и более. У подавляющего большинства пациентов эндопротезирование было выполнено по поводу переломов шейки бедренной кости. Двухлетняя выживаемость эндопротезов в группе с системами двойной мобильности составила 100%, в группе с головками большого размера – 92%.

В РНИИТО им. Р.Р. Вредена система двойной мобильности используется с 2013 г. В течение двухлетнего периода после имплантации не произошло ни одного вывиха эндопротеза. Показатели по шкале Харриса выросли в среднем с 34,4 до 82,3 баллов (Шильников В.А. с соавт., 2016).

Однако имплантация систем с двойной мобильностью показана в основном пожилым пациентам, поскольку у молодых и активных людей моложе 50 лет высок риск раннего износа полиэтиленового вкладыша, что может привести к внутриимплантным вывихам. Причина внутрипротезных вывихов заключается в

том, что износ в области края полиэтиленового вкладыша приводит к выходу металлической головки из полиэтилена и размещению в металлической оболочке. Прямое трение между головкой и металлической оболочкой может генерировать значительное количество металлического дебриса, что приведёт к развитию металлоза (Lecuire F. et al., 2004; Mohammed R., Cnudde P., 2012).

Эти выводы подтверждают C. Lautridou с соавторами (2008), которым удалось проследить результаты имплантации чашек с системой двойной мобильности у 345 пациентов в средние сроки 16,5 лет. Пятилетняя выживаемость составила 84,4±4,5%. Наибольший процент осложнений наблюдался у молодых людей, поэтому авторы рекомендуют использовать эти имплантаты у пациентов старше 70 лет.

R. Philippot с соавторами (2017) сообщили о результатах применения систем с двойной мобильностью у 137 пациентов, средний возраст которых составил 41 год. Средний срок наблюдения – 21,9 лет. К этому времени выживаемость ацетабулярного компонента составила 77%. Обычных вывихов не зарегистрировано, однако внутриимплантные вывихи вследствие износа полиэтилена произошли у 15 пациентов, асептическое расшатывание – у 21. Однако авторы считают, такие осложнения свойственны только первому поколению систем двойной мобильности.

Результаты многочисленных исследований показывают, что частота вывихов и раннего расшатывания компонентов эндопротеза имеют взаимосвязь с опытом хирургов и количеством выполняемых ими операций эндопротезирования (Soohoo N.F. et al., 2010; Prokopetz J.J. et al., 2012). C.J. Dy с соавторами (2014) подсчитали, что в клиниках, где выполняется менее 200 операций эндопротезирования ТБС в год, риск асептического расшатывания компонентов эндопротеза возрастает на 34%. A.L. Malkani с соавторами провели исследование по выявлению факторов риска вывихов в раннем и среднесрочном послеоперационном периоде в США. Одним из значимых факторов риска они

считают количество ежегодно выполняемых хирургом операций. Если оно составляет пять операций и меньше, риск вывихов возрастает на 23–54%.

Независимым фактором риска вывихов эндопротеза также считают укорочение конечности более 5 мм. Это можно объяснить снижением миофасциального напряжения в укороченной конечности, приводящего к нестабильности (Padgett D.E., Warashina H., 2004).

Другими важными факторами, влияющими на стабильность эндопротеза, являются бедренный офсет и высота центра ротации. Уменьшение офсета многие авторы не рассматривают в качестве возможной причины вывиха эндопротеза (Jolles B.M. et al., 2002; Kim Y.H. et al., 2009; Seagrave K.G. et al., 2017). Тем более что точно измерить офсет, являющийся трехмерным явлением, на обычной двухмерной рентгенограмме невозможно (Lazennec J.Y. et al., 2015). Однако R.L. Barrack (2003) считает, что уменьшение офсета может снизить тонус мягких тканей, а это является предрасполагающим к вывиху фактором. Y.H. Kim с соавторами (2009) также не выявили значимого влияния офсета на частоту вывихов, зато уменьшение высоты центра ротации гораздо чаще встречалось у пациентов с послеоперационными вывихами.

К факторам, оказывающим влияние на стабильность ТБС и развитие вывихов, многие авторы относят хирургический доступ при выполнении эндопротезирования (Patel P.D. et al., 2007). Еще в 1982 году R.Y. Woo и B.F. Morrey предупреждали, что задний доступ в 2,5 раза чаще приводит к вывихам эндопротеза, чем переднебоковой: 5,8% и 2,3% соответственно. Метаанализ, выполненный J.L. Masonis и R.B. Bourne, включал 13203 случая первичного эндопротезирования ТБС. Частота вывихов при использовании заднего доступа составила 3,23%, при переднебоковом – 2,18%, при чрезвертельном доступе – 1,27%, и самый низкий процент при прямом боковом доступе – всего 0,55%.

Тщательная интраоперационная пластика мягких тканей (Ахтямов И.Ф. с соавт., 2009; Абдулнасыров Р.К. с соавт., 2013), а также восстановление задней капсулы сустава при использовании заднего доступа позволяют снизить риск

вывихов головки эндопротеза (Марков Д.А. с соавт., 2017). Так, P.M. Pellicci с соавторами (1998) удалось снизить частоту вывихов при заднем доступе с 4,1% до 0% благодаря восстановлению задней капсулы. Такие же данные приводят М.А. Молодов с соавторами (2013), которые выполнили 2569 первичных и 319 ревизионных тотальных эндопротезирований тазобедренного сустава. Капсула была восстановлена в 95 наблюдениях. За трехлетний период наблюдения у данной группы пациентов не произошло ни одного вывиха. Более того, эти больные быстрее возвращались к повседневной активности. R.E. White с соавторами (2001) опубликовали результаты исследования, в котором сравнили частоту вывихов в первые 6 месяцев после эндопротезирования в двух группах пациентов: с полным иссечением задней капсулы и с ее восстановлением. В группе с полным иссечением капсулы вывихи происходили в 4,8% наблюдений по сравнению с 0,7% у пациентов с реконструированной задней капсулой ТБС. Метаанализ, выполненный M.S. Kwon с соавторами (2006), также подтвердил, что при заднем доступе без восстановления мягких тканей ранние вывихи происходят в 8,21 раз чаще, чем при восстановлении капсулы. K.T. Suh с соавторами (2004) удалось снизить процент вывихов в ранние сроки после операции с 6,4% до 1% благодаря восстановлению задних мягкотканных околосуставных структур.

1.2.3. Причины вывихов, связанные с малпозицией компонентов ЭП

Ещё одной важной причиной вывихов головки эндопротеза являются ошибки позиционирования компонентов эндопротеза (Morrey B.F., 1992; Sanchez-Sotelo J. et al., 2001; Parvizi J. et al., 2006; Meek R.M. et al., 2009).

Некорректным считается любое позиционирование компонентов, выходящее за так называемую безопасную зону Lewinnek. В 1978 году G.E. Lewinnek с соавторами выполнили анализ 113 рентгенограмм пациентов после эндопротезирования ТБС, у 9 из которых произошел вывих головки эндопротеза. На основании результатов этого исследования авторы определили границы так называемой "безопасной зоны" для имплантации вертлужного компонента: 15 ±

10° угла антеверсии и 40 ± 10° угла инклинации. Эти показатели до сих пор используются многими хирургами в качестве ориентиров для корректной установки чашки эндопротеза. Однако в последнее десятилетие были опубликованы результаты ряда исследований, которые поставили под сомнение достоверность этих параметров.

C.I. Esposito с соавторами поставили перед собой цель – определить, существует ли рентгенологическая безопасная зона для позиционирования вертлужного компонента, и какие еще факторы определяют риск возникновения вывиха эндопротеза. Для этого авторы выполнили проспективное исследование, основанное на 7040 случаях первичного тотального эндопротезирования ТБС. Минимальный срок после выполненного вмешательства составил 6 месяцев. Вывихи были зарегистрированы у 147 пациентов, что составило 2,1%. Авторы не выявили статистически значимой разницы в углах инклинации и антеверсии между пациентами с вывихами и без вывихов. Вывихи происходили во всех зонах: от 5 до 40° антеверсии и от 25 до 55° инклинации, а в 57% случаев вывихов компоненты эндопротеза находились в пределах безопасной зоны Lewinnek. Единственными значимыми прогностическими факторами вывихов авторы считают возраст и уровень активности пациентов. Риск вывихов в 1,9 раза выше в возрастной группе моложе 50 лет и в 2,28 раза выше у больных в возрасте 70 лет и старше. Частота вывихов была ниже у пациентов с меньшей двигательной активностью. Авторы пришли к выводу, что нестабильность эндопротеза определяется многими факторами, а не только ориентацией компонентов.

Этого же мнения придерживаются A.J. Timperley с соавторами (2016), которые считают, что невозможно определить чёткие границы безопасной зоны позиционирования вертлужного компонента эндопротеза. Причина вывихов мультифакторна, а для профилактики дислокации важны восстановление анатомического центра ротации, баланс мягких тканей и предупреждение импинджмента.

M.P. Abdel с соавторами (2016) изучили следующие рентгенологические параметры 206 пациентов с вывихами головки эндопротеза: угол инклинации и антеверсии, центр ротации, разница в длине конечностей. Средний срок наблюдения составил 27 месяцев. В 58% случаев вывихов вертлужные компоненты находились в "безопасной зоне" Lewinnek. Средние показатели угла наклона составили 44 ± 8°, антеверсии – 15 ± 9°. При этом авторы выявили, что при использовании заднего доступа вероятность расположения компонентов в безопасной зоне увеличивается в три раза по сравнению с переднебоковым доступом, несмотря на то, что при заднем доступе вывихи происходят гораздо чаще.

K.H. Widmer и B. Zurfluh в 2004 году разработали математическую модель для определения оптимального сочетания инклинации и антеверсии вертлужного компонента с одной стороны и антеторсии ножки эндопротеза с другой стороны с целью максимального увеличения объема движений и минимизации риска импинджмента между вертлужным и бедренным компонентами. Результаты исследования показали, что антеверсия чашки и антеторсия ножки протеза имеют линейную зависимость. Избыточная внутренняя ротация приводит к уменьшению сгибания, а избыточная внешняя ротация лимитирует разгибание, отведение и приведение. Сочленяющаяся поверхность вертлужного компонента рентгенологически должна иметь угол инклинации в диапазоне от 40 до 45°, угол антеверсии от 20 до 28° и должна сочетаться с антеторсией ножки таким образом, чтобы сумма антеверсии чашки и 0,7 величины антеторсии ножки равнялась 37°.

Поскольку концепция безопасной зоны была разработана Lewinnek на основании небольшого числа наблюдений и основывалась исключительно на данных традиционной рентгенографии, в современных работах ставится под сомнение ее валидность. Технический прогресс и совершенствование предоперационного планирования с применением компьютерных технологий позволили скорректировать и конкретизировать диапазон безопасной зоны при ориентации компонентов.

N. Reina с соавторами (2017) считают оптимальное позиционирование компонентов ключевым фактором успешного эндопротезирования ТБС, а также необходимым условием для послеоперационной стабильности эндопротеза. Для достижения баланса между стабильностью имплантата и оптимальными биомеханическими возможностями, авторы рекомендуют ограничить горизонтальное положение чашки, в то же время избегая ее вертикализации. На основании анализа компьютерных томограмм авторы определили так называемую «целевую зону» как наиболее безопасную для позиционирования вертлужного компонента: 40–50° инклинации и 15–30° антеверсии. Положение бедренного компонента авторы не считают фактором риска вывихов.

Некоторые авторы справедливо указывают, что большое влияние на позиционирование компонентов оказывает положение пациента на операционном столе и фиксированное положение таза во время операции (Veitch S.W., Jones S.A., 2009). Чтобы минимизировать это влияние и исключить неправильное позиционирование компонентов эндопротеза, в качестве анатомического ориентира используют поперечную связку вертлужной впадины: имплантация чашки эндопротеза параллельно этой связке поможет предотвратить излишнюю антеверсию или ретроверсию (Archbold H.A. et al., 2006; Meermans G. et al., 2014). N.G. Sotereanos с соавторами (2006) удалось снизить частоту вывихов до 1% благодаря использованию анатомических ориентиров при имплантации вертлужного компонента. Однако поперечную связку вертлужной впадины нельзя использовать в качестве ориентира при дисплазии тазобедренного сустава, поскольку в этом случае значительно нарушены анатомические соотношения (Abe H. et al., 2012).

1.3. Другие последствия ошибок позиционирования компонентов эндопротеза

Некорректное позиционирование компонентов приводит к нарушению биомеханики тазобедренного сустава (Kiyama T. et al., 2009; Bonnin M.P. et al., 2011), ускоренному износу полиэтиленового вкладыша (Kennedy J.G. et al., 1998;

Wan Z. et al., 2008; Little N. et al., 2009), вызывает скрип в паре трения керамика-керамика (Affatato S. et al., 2009; Kiyama T. et al., 2009), повышает риск вывихов (Biedermann R. et al., 2005; Meek R.M. et al., 2009; Dudda M. et al., 2010; Robinson M. et al., 2012).

T. Scheerlinck (2014) дает следующее определение позиции вертлужного компонента: это пространственное взаиморасположение между центром ротации тазобедренного сустава и тазом с одной стороны, и ориентации чашки эндопротеза вокруг центра ротации, с другой стороны. Первый параметр оказывает влияние на баланс, и при некорректной установке компонентов может привести к ухудшению функции сустава и к разнице в длине конечностей. При нарушении второго параметра обычно не наблюдается никаких негативных симптомов до тех пор, пока не происходит импинджмент или вывих. Во избежание ускоренного износа пары трения и как следствие ранних ревизий, авторы считают необходимым достигать корректных значений обоих параметров, принимая при этом во внимание дополнительные факторы: положение бедренного компонента, хирургический доступ, покрытие чашки эндопротеза, положение таза во время операции и т.д.

1.3.1. Импинджмент. Причины и последствия

Некорректное позиционирование ацетабулярного или бедренного компонента может привести к костному или внутрипротезному импинджменту. Причиной костного импинджмента может быть некорректное восстановление длины конечности или неправильная ориентация ножки эндопротеза (Barsoum W.K. et al., 2007). Положение чашки относительно центра ротации не оказывает на это влияния. Костный импинджмент происходит, как правило, во время сгибания или приседания, может вызывать болевой синдром и приводить к вывихам головки эндопротеза (Malik A. et al., 2007; Elkins J.M. et al., 2012).

Импинджмент шейки эндопротеза с губой вертлужной впадины может привести к чрезмерному износу, увеличению крутящего момента вертлужного

компонента, вывихам и повреждению металла (Murray D.W., 1992; Bosco J.A., Benjamin J.B., 1993; Elkins J.M. et al., 2012; Bonnin M.P. et al., 2011). Развитие импинджмента может произойти вследствие субоптимального положения вертлужного и/или бедренного компонента, слишком маленького угла или недостаточного офсета между шейкой и ножкой, маленького диаметра головки (Hall R.M. et al., 1998; Yamaguchi M. et al., 2000; Usrey M.M. et al., 2006; Yoshimine F. et al., 2006; Marchetti E. et al., 2011).

Антеверсия вертлужного и бедренного компонента оказывает противоположное воздействие на импинджмент. Увеличенная антеверсия вертлужного компонента и уменьшенная антеверсия ножки способствуют импинджменту задней части шейки с задненижним краем вертлужной впадины при разгибании и наружной ротации. И, наоборот, уменьшение антеверсии чашки и увеличении антеверсии ножки может привести к передне-верхнему импинджменту при сгибании и аддукции (Brown TD., Callaghan J.J., 2008). Для предотвращения импинджмента D.D. D'Lima с соавторами (2000) рекомендуют имплантировать вертлужный компонент под углом наклона от 45 до 55°. Widmer K.H., Zurfluh B. (2004) считают оптимальными параметрами 40–45° угла инклинации, 20–28° угла антеверсии для вертлужного компонента и 12–24° антеверсии для бедренного компонента. T. Hisatome и H. Doi (2011) придерживаются аналогичной позиции: 45° инклинации для вертлужного компонента и 42° комбинированной антеверсии, рассчитанной по формуле: угол антеверсии чашки + 0,7 угла антеверсии ножки.

1.3.2. Влияние положения вертлужного компонента на износ в узле трения

Степень износа трущихся поверхностей после тотального эндопротезирования зависит от множества факторов, в том числе от размера головки, углов инклинации и антеверсии чашки, антеверсии бедренного компонента, степени покрытия чашки эндопротеза, от положения таза в процессе

ежедневной деятельности (Langton D.J. et al., 2008; Leslie I. et al., 2008; Angadji A. et al., 2009; Košak R. et al., 2011; Wang L. et al., 2012; Hart A.J. et al., 2013; Korduba L.A. et al., 2014). Немалое значение на степень износа в узле трения играют и материалы, из которых изготовлены элементы шарнира (Колондаев А.Ф. с соавт., 2012; Тураходжаев Ф.А. с соавт., 2016; Мурылев В.Ю. с соавт., 2017).

Избыточный износ происходит, если угол наклона вертлужного компонента превышает 50–55° (De Haan R. et al., 2008; Angadji A. et al., 2009; Hart A.J. et al., 2011). Особенно это относится к парам трения металл-металл (Williams S. et al., 2008) и металл-полиэтилен (Tian J.L. et al., 2017). Износ керамо-керамических пар трения меньше зависит от вертикализации чашки (Nevelos J.E. et al., 2001; Al-Hajjar M. et al., 2010; Johansson H.R. et al., 2011; Yoo J.J. et al., 2013). Для профилактики чрезмерного износа Z. Wan с соавторами (2008) рекомендуют угол наклона вертлужного компонента не более 45°.

B. Rijavec с соавторами (2015) изучали, как угол инклинации вертлужного компонента влияет на прогнозируемый стресс-индуцированный объемный износ вкладыша при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава. Износ рассчитывали с использованием математических моделей. В качестве входных данных были взяты геометрические параметры, полученные при анализе 95 стандартных переднезадних рентгенограмм тазобедренных суставов после тотального эндопротезирования. Результаты показали, что увеличение угла наклона чашки способствует уменьшению объемного износа, но может увеличить риск вывиха головки эндопротеза.

A.J. Hart с соавторами (2011) изучали влияние ориентации компонентов эндопротеза на степень износа у 45 пациентов в среднем возрасте 53,4 года (от 30 до 74 лет), которым было выполнено ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава. Для определения углов наклона и антеверсии вертлужного компонента, антеверсии ножки и горизонтального бедренного офсета выполняли трехмерную компьютерную томографию. Износ вкладыша на удаленных чашках эндопротеза измеряли с использованием кругломера.

Результаты исследования позволили определить, что антеверсия вертлужного компонента и комбинированная антеверсия слабо коррелировали со степенью износа. Единственным параметром, который имел значимое влияние на скорость износа, был угол инклинации вертлужного компонента.

Некоторые исследователи считают, что скорость износа увеличивается при антеверсии чашки менее 15° (Lusty P.J. et al., 2007). Другие авторы уверены, что на степень износа влияет большой угол антеверсии (Langton D.J. et al., 2008). Экспериментальное исследование на моделях, выполненное N. Kaku с соавторами (2017), показало, что чем больше значения углов инклинации и антеверсии вертлужного компонента, тем больший стресс испытывает пара трения, что приводит к ускоренному износу. А.И. Колесник с соавторами (2016) в своём исследовании показали, что уменьшение угла инклинации вертлужного компонента приводит к увеличению площади износа полиэтиленового вкладыша в переднем его отделе и уменьшению в заднем.

S. Williams с соавторами (2008) исследовали в эксперименте на симуляторах влияние параметров ориентации вертлужного компонента на износ пары трения металл-металл. Результаты показали, что инклинация вертлужного компонента под углом 55° в 5 раз увеличивает износ в долгосрочной перспективе, чем при установке чашки под углом наклона 45°, также как и латерализация головки эндопротеза по сравнению с ее анатомическим положением.

По мнению T. Scheerlinck (2014), предпочтительно горизонтальное положение вертлужного компонента в сочетании с минимальной антеверсией, поскольку при этом достигается максимальная площадь соприкосновения чашки с головкой во время ходьбы. Однако при такой ориентации возрастает риск вывиха при сгибании, приведении и внутренней ротации, особенно если в результате заднего доступа были ослаблены мягкие ткани. Автор делает вывод, что необходимо находить «золотую середину» в ориентации вертлужного компонента, при которой удастся избежать как чрезмерного износа, так и вывиха или импинджмента.

1.4. Ориентация бедренного компонента эндопротеза

Проблеме малпозиции бедренного компонента и её причинам посвящено гораздо меньше публикаций по сравнению с вертлужным компонентом. Оптимальное позиционирование бедренного компонента при эндопротезировании тазобедренного сустава заключает в себе восстановление офсета и естественной антеверсии бедренной кости (Patel A.B. et al., 2010).

Данные естественной антеверсии бедренной кости представлены и описаны в многочисленных работах. Так, M. Maruyama с соавторами (2001) в эксперименте на трупах определили, что средняя антеверсия бедра у мужчин составляет 11,1°, а у женщин – 12,2°, в среднем 11,6°. Исследования, проведенные в Индии, показали, что средняя антеверсия бедра у людей без патологии тазобедренного сустава составляет 8° (от 6,5 до 10°) (Maheshwari A.V. et al., 2010). Ультразвуковое исследование тазобедренных суставов у людей без патологии ТБС, выполненное в Норвегии, показало, что средняя антеверсия бедра у мужчин составила 14°, у женщин – 18° (Braten M. et al., 1992).

Также были выполнены исследования по определению угла антеверсии бедра после эндопротезирования тазобедренного сустава. По данным L.D. Dorr с соавторами, средняя антеверсия бесцементной ножки эндопротеза, вычисленная по 3D КТ-сканам, составила 10,2±7,5° (от 8,6 до 27,1°). Аналогичное исследование, выполненное A.P. Wines и D. McNicol (2006), показало среднюю антеверсию бедренного бесцементного компонента 11,1°.

При использовании компьютерной навигации E. Sendtner с соавторами (2010) добились средней антеверсии бесцементной ножки 18° (от 13° ретроверсии до 38° антеверсии).

Важное значение имеет ответ на вопрос: позволяет ли эндопротезирование восстановить естественную антеверсию бедра? Проведенные исследования показали, что после имплантации бесцементных ножек методом press-fit происходит увеличение антеверсии по сравнению с дооперационными параметрами. R.H. Emerson (2012) считает, что увеличение угла антеверсии бедра

составляет в среднем 8,2±7,4°, K.T. Suh с соавторами (2006) – 3,8±2,6°, S.G. Eckrich с соавторами (1994) – 7,5±6,3°.

Эти данные имеют важное клиническое значение, поскольку параметры бедренного офсета и антеверсии в сочетании с углами наклона и антеверсии вертлужного компонента являются факторами, определяющими объем движений в искусственном тазобедренном суставе без риска возникновения импинджмента. Экспериментальное исследование с применением компьютерного моделирования, выполненное A.B. Patel с соавторами (2010), показало, что для каждой комбинации угла наклона вертлужного компонента и угла антеверсии бедренного, существует оптимальный диапазон угла ацетабулярной антеверсии, который минимизирует риск импинджмента. Таким образом, общая антеверсия, то есть сумма антеверсии бедренного и вертлужного компонентов, позволяет регулировать позиционирование каждого компонента для достижения оптимального общего значения (D'Lima D.D. et al., 2000; Maruyama M. et al., 2001; Widmer K.H., Zurfluh B., 2004; Masaoka T. et al., 2006). L.D. Dorr с соавторами (2009) считают, что безопасной является зона, при которой суммарная антеверсия составляет от 25° до 50°. B.M. Jolles выявили, что риск вывихов возрастает в 6,9 раза, если суммарная антеверсия превышает 40–60°. В случае избыточной антеверсии бедра требуется устанавливать чашку эндопротеза с меньшей антеверсией, и наоборот. Поэтому некоторые авторы рекомендуют устанавливать вертлужный компонент только после того, как будет определена антеверсия ножки (Dorr L.D. et al., 2009).

На ориентацию бедренного компонента влияют различные факторы. Одним из них является хирургический доступ, который выбирает хирург при выполнении эндопротезирования. K. Jain с соавторами (2013) использовали задний и чрезвертельный доступы – по 50 наблюдений в каждой группе. Положение бедренного компонента оценивалось по рентгенограммам, выполненным в сагиттальной и переднезадней проекциях. Результаты исследования по данным рентгенограмм, выполненным в сагиттальной плоскости

не выявили статистически значимых отличий в ориентации бедренного компонента в зависимости от примененного доступа, однако данные рентгенограмм, выполненные в прямой проекции, показали, что при использовании заднего доступа чаще удавалось достичь нейтрального положения бедренного компонента.

C.A. Bell с соавторами (2009) исследовали влияние использования централизаторов на позиционирование анатомических бедренных компонентов эндопротезов ABG II. Результаты исследования показали, что применение централизатора не обеспечивает оптимального положения ножки.

D. Dimitriou с соавторами (2015) с помощью 3D моделирования доказали, что, на ориентацию бедренного компонента значимо влияет диаметр костного канала на уровне выполнения остеотомии, а также угол, под которым выполняется остеотомия.

K.W. Nam с соавторами (2016) в качестве предрасполагающего фактора избыточной антеверсии бедренного компонента считают варусную деформацию контралатеральной конечности, развившуюся вследствие деформирующего артроза коленного сустава.

1.5. Компьютерная навигация при эндопротезировании тазобедренного сустава

Иногда достичь оптимальной ориентации компонентов эндопротеза бывает довольно сложно. Большинство механических направителей для ориентации компонентов предназначены для достижения угла инклинации 45–50° и антеверсии 15–25°. Однако эти инструменты имеют большой недостаток, поскольку в качестве ориентира при ориентации чашки используется плоскость операционного стола без учета изменений в положении таза. D.E. McCollum и W.J. Gray еще в 1990 году отметили, что точность при определении угла антеверсии чашки снижается при изменении угла наклона таза пациента на операционном столе. В этом положении также может выравниваться поясничный

лордоз, что приводит к сгибанию таза и, следовательно, к ошибке при ориентации вертлужного компонента.

Интраоперационные измерения также свидетельствуют о значительных изменениях положения таза на операционном столе во время имплантации ацетабулярного компонента. Механические направители, выпускаемые производителями эндопротезов, как показывает практика, не обеспечивают необходимой точности при имплантации компонентов (DiGioia A.M. et al., 2002; Jolles B.M. et al., 2004; Kalteis T. et al., 2006; Suksathien Y. et al., 2014; Sariali E. et al., 2016). Чтобы снизить риск неправильной ориентации компонентов эндопротеза, в конце XX века были разработаны различные системы компьютерной навигации для эндопротезирования (computer-assisted orthopedic surgery – CAOS).

Система хирургического навигационного контроля является средством интраоперационной визуализации, позволяющей в режиме реального времени получать информацию об анатомических особенностях пациента, расположении инструментов, оценки степени патологического процесса при планировании и в ходе операции (Турков П.С. с соавт., 2013; Wixson R.L., 2008; Sugano N. et al., 2013).

Основными компонентами навигационных систем являются излучатель, трекер пациента, компьютер, программное обеспечение и периферический инструментарий. Современные навигационные системы основаны на электромагнитном или оптическом принципе действия. В оптических системах инструмент и трекер пациента снабжены специальными стеклянными сферами, а источником сигнала выступает инфракрасная камера. В электромагнитных системах поле создается специальным генератором, поэтому используются инструменты с электромагнитными датчиками, которые подключены к специальному блоку (Health Quality Ontario, 2004; Wixson R.L., 2008; Sugano N. et al., 2013; Chang J.D. et al., 2017).

Впервые компьютерную навигацию для точной установки вертлужного компонента использовали A.M. DiGioia с соавторами в 1998 году (DiGioia A.M. et al., 1998; Jaramaz B. et al., 1998), и до сих пор этот метод остается «золотым стандартом» навигации при эндопротезировании тазобедренного сустава. Компьютерные системы обеспечивают навигацию во время эндопротезирования в режиме реального времени, используя изображения анатомических структур пациента, полученные до операции во время КТ или МРТ-исследования. В качестве анатомических ориентиров используют передние верхние подвздошные ости (anterior superior iliac spines – ASIS) и лонные бугорки. Плоскость, проходящая через эти анатомические ориентиры, называют передней тазовой проекцией (APP). Однако, поскольку на величину сагиттального угла передней тазовой проекции могут влиять форма таза, возраст или деформация позвоночника вследствие остеопороза, иногда используют функциональную плоскость таза, при которой таз, при положении пациента на спине на смотровом столе, ротируют по оси до тех пор, пока передние верхние подвздошные ости с обеих сторон не достигнут одной горизонтальной плоскости, а линия между «фигурами слезы» будет использоваться в качестве промежуточной оси (Nishihara S. et al., 2003; Miki H. et al., 2007; Sugano N. et al., 2007).

Установка преобразует изображения и отображает их на мониторе в осевой, сагиттальной и прямой проекциях, а также в других режимах. Для облегчения визуализации хирург может создавать несколько трехмерных анатомических моделей и управлять ими. Во время операции система отслеживает положение хирургических инструментов по отношению к анатомическим структурам пациента и непрерывно обновляет позицию инструмента на экране (Bernsmann K. et al., 2001; Haaker R.G. et al., 2007; Parratte S. et al., 2007; Ybinger T., Kumpan W., 2007; Sariali E. et al., 2016).

Результаты ряда исследований показали, что на ориентацию вертлужного компонента существенно влияет наклон таза, особенно при использовании компьютерной навигации, которая берет в расчет переднюю плоскость таза

(Lembeck B. et al., 2005; Wolf A. et al., 2005; DiGioia A.M. et al., 2006). Хотя погрешность системы компьютерной навигации при позиционировании чашки эндопротеза составляет примерно 1°, наклон таза кпереди на 5° может привести к ошибке угла антеверсии в 5° при окончательной установке вертлужного компонента (Wolf A. et al., 2005). Поэтому для повышения точности позиционирования чашки необходимо отражать предоперационный наклон таза в навигационной программе (DiGioia A.M. et al., 2006; Parratte S., Argenson J.N., 2007).

Большинство авторов считают, что применение компьютерной навигации обеспечивает более точную ориентацию вертлужного компонента по сравнению с использованием механических направителей. Так, R.G. Haaker с соавторами (2007) провели сравнительное исследование точности установки ацетабулярного компонента традиционным способом и с использованием компьютерной навигации. Результаты исследования показали, что в группе с применением компьютерной навигации средние значения углов инклинации и антеверсии составили 43,0° и 22,2° соответственно, в то время как в группе традиционного эндопротезирования эти показатели составили 45,7° и 28,5°.

Аналогичное исследование провели E. Sariali с соавторами в 2016 году. Обе группы пациентов были прооперированы с применением мини-инвазивного прямого переднего доступа. Углы антеверсии и наклона вертлужного компонента после эндопротезирования оценивали методом 3D реконструкции компьютерных томограмм. Основным критерием оценки был выход показателей позиционирования вертлужного компонента за границы зоны Lewinnek. Более часто это происходило при традиционной ориентации компонента по сравнению с применением компьютерной навигации – 46% и 21% соответственно. Результаты также показали, что компьютерная навигация обеспечивает более точную антеверсию чашки – -2,7±5,4° по сравнению с запланированной до операции, в то время как в группе традиционного эндопротезирования этот показатель составил

6,6±9,5°. Однако отклонения в углах наклона незначительно отличались в группах сравнения.

Г.М. Казарян (2015) провел сравнительное исследование в период с 2010 по 2013 год. Автор наблюдал 69 больных с диспластическим коксартрозом 3 степени, которым были выполнены операции эндопротезирования тазобедренного сустава с использованием компьютерной навигационной технологии, составивших основную группу. Для сравнения полученных данных была создана контрольная группа, включающая 40 больных с аналогичной патологией. Всем больным были имплантированы бесцементные тотальные эндопротезы с чашкой и ножкой Вагнера. Результаты исследования показали, что основное преимущество навигационной технологии заключается в математически точном расчете направлений, объема удалённой костной ткани при обработке вертлужной впадины, уровня резекции суставного конца бедренной кости, в исправлении всех видов деформаций и создании точной механической и анатомической осей конечности путем оптимальной установки компонентов имплантата. Всё это способствовало уменьшению болевого синдрома, повышению стабильности эндопротеза и более ранней активизации больных по сравнению с пациентами контрольной группы. Показанием к применению компьютерной навигации при эндопротезировании автор считает диспластический коксартроз III степени, осложненный тяжелой деформацией сустава в результате прогрессирования основного патологического процесса и перенесенных ранее операций.

Однако существует и противоположная точка зрения. В 2016 году S. Parratte с соавторами опубликовали результаты рандомизированного контролируемого исследования, в котором сравнивались отдаленные 10-летние исходы эндопротезирования ТБС у 30 пациентов, прооперированных с использованием компьютерной навигации и 30 больных, прооперированных с применением механических направителей. В обеих группах больных оценивали стабильность вертлужного компонента, степень износа вкладыша, функциональные результаты и качество жизни пациента. Ни по одному из исследуемых показателей не было

найдено статистически значимых отличий. Учитывая увеличение операционного времени и стоимости эндопротезирования при использовании компьютерной навигации, авторы не считают ее применение обоснованным.

A. Keshmiri с соавторами (2015) провели аналогичное исследование, но сроки наблюдения после эндопротезирования с применением компьютерной навигации и без нее составили от 4,8 до 7,4 лет (в среднем 6,4 года). Оценивали широкий круг показателей: функциональное состояние по шкалам HOOS и HHS; угол инклинации, признаки расшатывания и износа полиэтилена с помощью цифрового анализа рентгенограмм; плотность перипротезной костной ткани методом DEXA. Авторам не удалось найти никаких значимых различий в исследуемых между группами показателях. Поэтому требуются дополнительные исследования для обоснования необходимости использования компьютерной навигации при эндопротезировании ТБС.

К недостаткам компьютерной навигации можно отнести увеличение времени хирургического вмешательства, а также высокую стоимость и сложность необходимого для этого оборудования (Hafez M. et al., 2006; Kalteis T. et al., 2006; Sugano N. et al., 2007; Sugano N., 2013).

Анализ современной литературы показал, что в настоящее время нет единого мнения о целесообразности применения систем компьютерной навигации при эндопротезировании ТБС. Для решения этого вопроса нужны дополнительные сравнительные исследования, выполненные на большом клиническом материале.

1.6. Резюме

В то время как многие исследования связывают возникновение послеоперационных осложнений с особенностями пациента и хирургической техники, никто не изучал влияние этих факторов на позиционирование компонентов эндопротеза на большом количестве пациентов. Выявление связи между этими факторами и субоптимальным позиционированием компонентов, позволит хирургам выделить комбинации факторов которые могли бы увеличивать риск малпозиции.

Анализ литературы по проблемам ревизионных вмешательства, связанных с ранним расшатыванием компонентов эндопротеза, патологическим остеолизом и рецидивирующими вывихами головки эндопротеза, ведет к пониманию необходимости точной пространственной ориентации компонентов эндопротеза, в большей степени ацетабулярного, для чего в современной хирургии тазобедренного сустава предлагаются различны технические решения, в частности использование компьютерная навигация.

В ходе проведенного анализа мировой литературы до сих пор не получено однозначного понимания причин, а также последствий некорректной имплантации компонентов эндопротеза. Мы так же не обнаружили результатов исследований, проведенных на значительной когорте пациентов и изучающих вариабельность позиционирования компонентов эндопротеза и ее последствия.

Таким образом, при проведении данного исследования мы попытаемся изучить вариабельность позиционирования вертлужного и бедренного компонентов в зависимости от различных факторов, влияние позиции компонентов эндопротеза на величину линейного износа полиэтиленового вкладыша и частоту вывихов головки эндопротеза, а так же возможности компьютерной навигации в оптимизации позиционирования вертлужного компонента при эндопротезировании тазобедренного сустава.

ГЛАВА 2
МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

2.1. Структура диссертационного исследования

В основу работы положены сведения о результатах первичного тотального эндопротезирования 1833 больных (1878 тазобедренных суставов) с патологией тазобедренного сустава различной этиологии. 1359 пациентам (1404 сустава) эндопротезирование тазобедренного сустава было выполнено в клинических отделениях ФГБУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена» и 474 пациента (474 сустава) прооперированы в 9 городских больницах г. Санкт-Петербург.

В связи с тем, что исследование проводилось в нескольких направлениях, весь материал исследования был разделён на блоки, в зависимости от изучаемых явлений. В итоге была составлена схема, наглядно отображающая структуру диссертационного исследования (рис. 1).

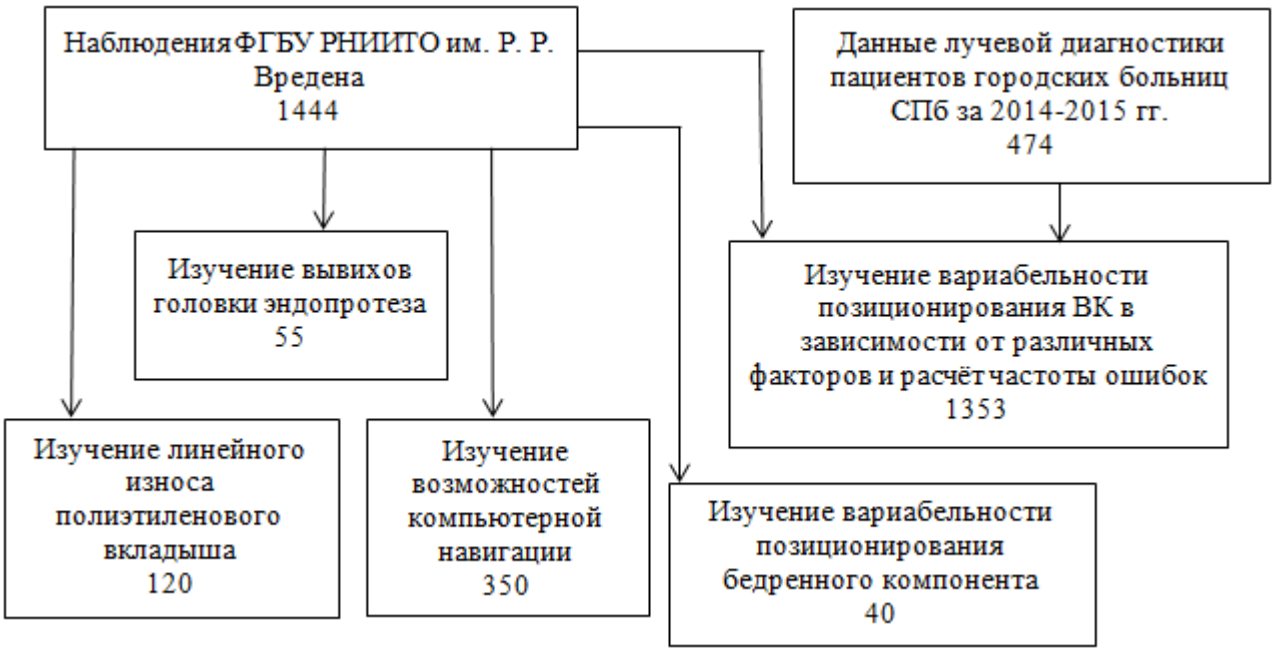


Рисунок 1. Структура диссертационного исследования

В ходе исследования по рентгенограммам, выполненным после эндопротезирования тазобедренных суставов в городских стационарах и в РНИИТО им. Р.Р. Вредена, проводилось изучение вариабельности позиционирования вертлужного компонента в зависимости от различных факторов и рассчитывалась частота ошибок. По результатам компьютерной томографии была изучена вариабельность позиционирования бедренных компонентов. Частота и причины вывихов головки эндопротеза оценивались по данным рентгенологических исследований и результатам компьютерных томограмм протезированных тазобедренных суставов. По данным рентгенологических исследований, выполненных в различные сроки после операции первичного эндопротезирования тазобедренных суставов изучался линейный износ полиэтиленового вкладыша. В ходе исследования также изучались возможности компьютерной навигации при первичном протезировании тазобедренного сустава.

В ходе исследования, в зависимости от выполнения поставленных задач, были сформированы 6 групп пациентов (табл.1).

Таблица 1

Количество прооперированных пациентов и тазобедренных суставов в группах исследования

Показатель	Группа						Итого
	1	2	3	4	5	6	
Количество пациентов	669	176	474	55	109	350	1833
Количество суставов	695	184	474	55	120	350	1878

При изучении вариабельности позиционирования вертлужного и бедренного компонентов эндопротеза в зависимости от различных факторов, а также при определении частоты ошибок и их вероятных причин (задача 1) были

использованы данные результатов эндопротезирования 845 пациентов (879 суставов), прооперированных в клинических отделениях РНИИТО им. Р.Р. Вредена, и 474 пациентов (474 сустава), прооперированных в стационарах Санкт-Петербурга. В качестве факторов, влияющих на точность позиционирования ацетабулярного компонента, мы рассматривали хирургический доступ, использование направителя вертлужного компонента, опыт хирурга, оперируемую сторону, ИМТ пациента.

При изучении влияния хирургического доступа на позиционирование вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава, 845 пациентов, прооперированных в РНИИТО им. Р.Р. Вредена, были разделены на 2 группы. Группу 1 составили пациенты, прооперированные с применением переднебокового доступа, – 669 пациентов (695 суставов), группу 2 составили 176 пациентов (184 сустава), прооперированные с использованием мини-инвазивной техники хирургического вмешательства. Все операции в группах 1 и 2 выполнялись опытными хирургами, выполняющими не менее 100 первичных эндопротезирований тазобедренного сустава в год. Мы предположили, что наличие у хирурга большого опыта тотального эндопротезирования тазобедренного сустава, подразумевает совершение меньшего количества ошибок при имплантации компонентов. Поэтому для оценки влияния опыта хирурга на позиционирование вертлужного компонента была сформирована группа сравнения (группа 3), включившая данные результатов эндопротезирования тазобедренного сустава 474 пациентов (474 сустава), прооперированных менее опытными хирургами в 9 стационарах Санкт-Петербурга.

Несмотря на то, что у всех пациентов трех групп эндопротезирование тазобедренного сустава было первичным, оно отличалось своей сложностью, что связано с диагнозом больных (табл. 2).

Таблица 2

Распределение тазобедренных суставов по диагнозам

Диагноз	Группа 1 N (%)	Группа 2 N (%)	Группа 3 N (%)	Всего N (%)
Идиопатический КА	284 (40,9)	96 (52,2)	206 (43,5)	586 (43,3)
Диспластический КА	226 (32,5)	55 (29,9)	21 (4,4)	302 (22,3)
Высокий вывих бедра	19 (2,7)	–	–	19 (1,4)
Посттравматический КА	34 (4,9)	3 (1,6)	14 (2,9)	51 (3,8)
АНГБК	74 (10,7)	24 (13,0)	34 (7,2)	132 (9,8)
Перелом ПОБК	18 (2,6)	5 (2,7)	188 (39,7)	211 (15,6)
ЛС ПОБК	31 (4,5)	–	11 (2,3)	42 (3,1)
Костный анкилоз	3 (0,4)	–	–	3 (0,2)
Ревматоидный артрит	6 (0,9)	1 (0,5)	–	7 (0,5)
Итого	695 (100)	184 (100)	474 (100)	1353 (100,0)

При распределении тазобедренных суставов пациентов групп исследования по диагнозам отмечается преобладание сложных случаев эндопротезирования ТБС в РНИИТО им. Р.Р. Вредена. Так, в группе 1 по поводу диспластического коксартроза (ДКА) были прооперированы 32,5% тазобедренных суставов, в группе 2 – 29,9%. В городских больницах выполнено всего 21 операция при данной патологии, что составило 4,4% от всех случаев. Эндопротезирование ТБС при ложных суставах проксимального отдела бедренной кости (ЛС ПОБК) в стенах института выполнялось практически в 2 раза чаще, чем во всех городских больницах Санкт-Петербурга. А по поводу такой патологии, как ревматоидный артрит, высокий вывих бедра, костный анкилоз, эндопротезирование в городских больницах не выполнялось вообще. При этом в городских больницах протезирование по поводу переломов проксимального отдела бедренной кости (ПОБК) выполнялось гораздо чаще, чем в других группах – в 39,7% случаев (в группе 1 – 2,6, в группе 2 – 2,7%). Разумеется, такая несопоставимость групп по этиологическому фактору

накладывает некоторое ограничение на данное исследование, но не исключает анализа частоты малпозиции вертлужного компонента.

Вариабельность позиционирования бедренного компонента была изучена на 40 пациентах (40 бедренных компонентов) группы 1.

При определении влияния позиции компонентов на частоту развития вывихов головки эндопротеза при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава (задача 2) в ходе ретроспективного и проспективного анализа рентгенограмм и историй болезни была сформирована группа из 55 пациентов (55 суставов) (группа 4), прооперированных в клинических отделениях института в период с 2011 по 2016 г., у которых в послеоперационном периоде диагностировали вывих головки эндопротеза. Так же для выявления причин и частоты вывихов головки эндопротеза в ходе исследования мы выделили пациентов, у которых произошла дислокация в раннем послеоперационном периоде в группах 1, 2 и 3. Данные результатов исследования этих пациентов были необходимы для выявления роли малпозиции компонентов эндопротеза в развитии вывиха и определения влияния на их частоту этиологического фактора.

В ходе исследования так же изучалась степень износа полиэтиленового вкладыша в зависимости от фирмы-производителя, позиции вертлужного компонента, сроков функционирования искусственного сустава, возраста пациента (задача 3). Оценка объёмного износа полиэтилена требовала значительных технических затрат, выполнения компьютерных томограмм таза с использованием программ шумоподавления, выполнения 3D реконструкций оперированного тазобедренного сустава по данным КТ и сложных математических расчётов, позволяющих оценить степень объёмного износа. Поэтому в нашем исследовании мы рассчитывали только степень линейного износа полиэтилена. Для оценки величины линейного износа полиэтиленового вкладыша вертлужного компонента в зависимости от различных факторов был проведён ретроспективный и проспективный анализ рентгенограмм таза и тазобедренного сустава в различные сроки (но не менее 4 лет после операции)

2084 пациентов, перенесших тотальное эндопротезирование. В итоге была сформирована группа 5, включившая в себя результаты исследований 109 пациентов (120 суставов).

В нашем исследовании мы так же изучали возможности компьютерной навигации в оптимизации позиционирования вертлужного компонента эндопротеза (задача 4). Нам было необходимо определить:

- влияет ли использование компьютерной навигации на точность позиционирования вертлужного компонента в случаях, когда операцию выполняет опытный хирург;
- сможет ли хирург после использования компьютерной навигации в течение нескольких операций в дальнейшем уменьшить частоту ошибок при имплантации вертлужного компонента;
- какова обучающая эффективность компьютерной навигации.

В итоге была сформирована группа из 350 пациентов (группа 6), перенесших первичное протезирование тазобедренного сустава, в которой оценивалась степень обучаемости хирурга, и как следствие, эффективность компьютерной навигации.

2.2. Общая характеристика групп пациентов, включенных в исследование

При оценке вариабельности позиционирования вертлужного компонента эндопротеза в зависимости от различных факторов, а та же определении частоты ошибок и их вероятных причин, мы оценивали позиционирование чашки (угол наклона и антеверсии) в зависимости от хирургического доступа, использования направителя, оперируемой стороны, индекса массы тела пациента, опыта хирурга, выполнявшего операцию. Материалом исследования послужи пациенты групп 1, 2 и 3 (табл.3).

Таблица 3

Факторы, влияющие на позиционирование вертлужного компонента, в группах 1, 2 и 3

Фактор	Группа 1	Группа 2	Группа 3
Хирургический доступ	+	+	
Использование направителя	+		
Оперируемая сторона	+	+	
BMI	+	+	
Опыт хирурга	+	+	+

При оценке позиционирования бедренного компонента и расчёта малпозиции оценивался угол антеверсии ножки. В качестве материала исследования были использованы компьютерные томограммы 40 пациентов (40 бедренных компонентов) группы 1.

Пациенты всех групп были достаточно однородны по полу, везде преобладали женщины (табл. 4). При распределении пациентов по возрасту средние показатели в группе 1 и 2 были также однородны – 56,3 и 57,8 лет соответственно. Однако в группе 3 возраст пациентов был статистически значимо выше ($p<0,001$). Это объясняется тем, что в городских больницах тотальное протезирование тазобедренного сустава наиболее часто выполнялось при патологиях, более распространённых у пациентов пожилого возраста, в частности переломе проксимального отдела бедренной кости.

Таблица 4

Половозрастная характеристика групп пациентов

Пол	Переменные	Группа 1	Группа 2	Группа 3	Всего
Мужчины	N (%)	260 (37,4)	88 (47,8)	174 (36,7)	544 (38,6)
	Ср. возраст с 95% ДИ	$_{53,7}$ 55,2 $_{56,8}$	$_{53,4}$ 56,4 $_{59,4}$	$_{59,5}$ 61,4 $_{63,3}$	$_{56,1}$ 57,2 $_{58,3}$
	Мин-макс (Me)	19-84 (56)	25-84 (60)	26-89 (62)	19-89 (58)
	Станд. отклонение	12,3	12,6	12,3	12,9
Женщины	N (%)	435 (62,6)	96 (52,2)	300 (63,3)	864 (61,4)
	Ср. возраст с 95% ДИ	$_{55,5}$ 56,7 $_{57,9}$	$_{56,5}$ 59,1 $_{61,6}$	$_{68,0}$ 69,2 $_{70,4}$	$_{60,8}$ 61,7 $_{62,6}$
	Мин-макс (Me)	22-83 (57)	21-85 (58)	30-97 (69)	22-97 (62)
	Станд. отклонение	12,1	14,2	10,5	12,9
Итого	N (%)	695 (100)	184 (100)	474 (100)	1408 (100,0)
	Ср. возраст с 95% ДИ	$_{55,4}$ 56,3 $_{57,0}$	$_{55,8}$ 57,8 $_{59,7}$	$_{65,3}$ 66,4 $_{67,4}$	$_{59,3}$ 60,0 $_{60,7}$
	Мин-макс (Me)	19-84 (57)	21-85 (59)	26-97 (67)	19-97 (61)

При оценке влияния хирургического доступа на точность позиционирования вертлужного компонента оценивались рентгенограммы пациентов группы 1 и 2.

Группу 1 (прооперированных переднебоковым доступом) составили 695 суставов, последовательно прооперированных в клинических отделениях № 9 и 13 РНИИТО им. Р. Р. Вредена в период с 2011 по 2012 г. При распределении по полу 37,4% составили мужчины (260 пациентов) и 62,4% – женщины (435 пациентов). Средний возраст пациентов составил 56,2 года (от 19 до 84 лет). В 349 случаях выполнено тотальное протезирование правого тазобедренного сустава и в 346 случаях – левого. Средний индекс массы тела пациентов составил 26,55 (от 18,1 до 45,3).

Группу 2 (прооперированных малоинвазивной техникой хирургического вмешательства) составили 184 сустава, последовательно прооперированных в клиническом отделении № 19 РНИИТО им. Р.Р. Вредена в период с 2012 по

2013 г. 47,8% пациентов составили мужчины (88 пациентов), 52,2% – женщины (96 пациентов). Средний возраст пациентов составил 57,8 лет (от 21 до 85 лет). В 95 случаях выполнено тотальное протезирование правого тазобедренного сустава, в 89 случаях – левого. Индекс массы тела пациентов составил в среднем 27,6, диапазон от 18,8 до 52,7.

При оценке позиционирования ацетабулярного компонента в зависимости от использования направителя группа 1 была разделена на 2 подгруппы: подгруппа А – 305 суставов (300 пациентов), которым вертлужный компонент был установлен без использования направителя, и подгруппа Б – 390 суставов (369 пациентов), у которых при имплантации вертлужного компонента использовался направитель. В обеих подгруппах так же преобладали женщины – по 63,1%. Средний возраст пациентов в обеих подгруппах был сопоставим и в подгруппе А составил 57 лет, в подгруппе Б – 55,8 лет (табл. 5). Между группами не было статистически значимых различий (p=0,19), однако у мужчин наблюдалась статистически значимая разница в показателе возраста (p=0,02).

Таблица 5

Характеристика пациентов, прооперированных с использованием направителя и без направителя

Пол	Переменные	Группа 1		Стат. значимость	Всего
		подгруппа А	подгруппа Б		
Мужчины	N (%)	120 (36,9)	144 (36,9)		264 (37,9)
	Ср. возраст	57,3	53,9	p=0,02	55,4
	Доверительный интервал 95 %	55,3-59,3	51,7-56,0		53,9-56,9
	Мин-макс (Me)	19-84 (57,3)	22-83 (55)		19-84 (56)
	Станд. отклонение	10,9	13,1		12,2
Женщины	N (%)	185 (63,1)	246 (63,1)		431 (62,1)
	Ср. возраст	56,8	56,9	p=0,9	56,8
	Доверительный интервал 95 %	55-58,5	55,3-58,5		55,7-58
	Мин-макс (Me)	25-83 (57)	22-79 (58)		22-83 (57)
	Станд. отклонение	11,8	12,3		12,1
Итого	N (%)	305 (100)	390 (100)		695 (100)
	Ср. возраст	57	55,8	p=0,19	56,3
	Доверительный интервал 95 %	55,7-58,3	54,5-57		55,4-57
	Мин-макс (Me)	19-84 (57)	22-83 (57)		19-84 (57)
	Станд. отклонение	11,5	12,6		12,1

С целью определения возможного влияния опыта хирурга на точность позиционирования вертлужного компонента эндопротеза проводилось сравнение результатов измерений рентгенограмм тазобедренных суставов пациентов, прооперированных шестью хирургами, выполняющими 100 и более операций первичного эндопротезирования тазобедренного сустава в год. Пять хирургов выполняли оперативные вмешательства переднебоковым доступом (группа 1) и один хирург использовал мини-инвазивную технику хирургического вмешательства (группа 2). В группе 1 два хирурга выполняли установку вертлужного компонента без использования направителя и трое – с направителем (рис. 2).

Рисунок 2. Количество пациентов, прооперированных шестью опытными хирургами

Так же для сравнения были взяты 474 сустава (474 пациента), подвергшиеся тотальному эндопротезированию и случайным образом отобранные в 9 городских стационарах (группа 3). Они составили 24%, от всех случаев эндопротезирования ТБС, выполненных в городских стационарах (согласно отчетам заведующих отделениями травматологии и ортопедии, в 2014 году произведено 1975 операций по замене тазобедренного сустава). Мужчины составили 36,7% группы 3, женщины – 63,3 %-. Средний возраст пациентов – 66,4 года (от 26 до 97 лет).

Помимо расчёта частоты малпозиции чашки в зависимости от хирургического доступа (сравнение данных группы 1 и 2) и использования

направителя (сравнение данных подгрупп А и Б группы 1), мы оценивали частоту ошибок при установке чашки в зависимости от оперируемой стороны в группах 1 и 2 (рис. 3), а так же индекса массы тела пациентов в тех же группах.

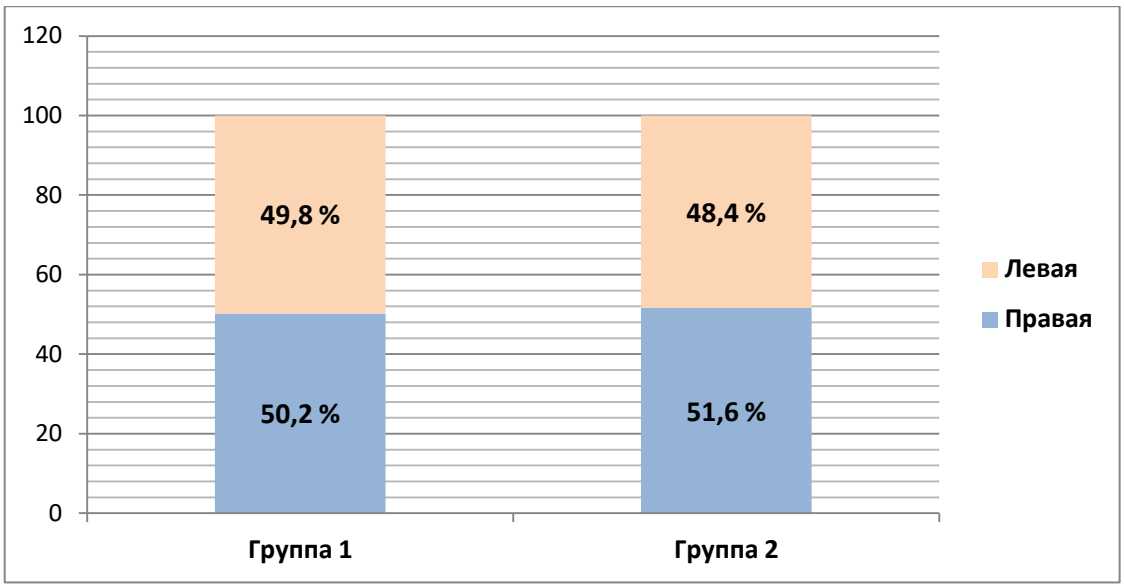


Рисунок 3. Распределение тазобедренных суставов по оперируемой стороне

В обеих группах операции протезирования тазобедренного сустава с правой и левой сторон выполнялись практически с одинаковой частотой, средний показатель индекса массы тела пациентов в группе 1 и 2 отличался незначительно – 26,5 и 27,4 соответственно (p=0,038).

При оценке позиционирования бедренного компонента 40 прооперированным пациентам группы 1 были выполнены компьютерные томограммы таза с захватом мыщелков бедренной кости оперируемой стороны. По данным компьютерных томограмм оценивался угол антеверсии бедренного компонента и рассчитывалась частота ошибок позиционирования.

Для определения влияния позиции компонентов на частоту вывихов головки эндопротеза была сформирована группа 4, включившая результаты исследования 55 суставов (55 пациентов). При распределении по полу 60% группы составили женщины (33 пациента) и 40% – мужчины (22 пациента). Средний возраст пациентов составил 59,5 лет (от 19 до 82 лет) (табл. 6).

Таблица 6

Половозрастная характеристика пациентов группы 4

Пол	Переменные	Группа 4
Мужчины	N (%)	22 (40,0)
	Ср. возраст с 95% ДИ	$_{46,2}$ 51,6 $_{57,0}$
	Мин-макс (Me)	19-67 (55)
	Станд. отклонение	12,3
Женщины	N (%)	33 (60,0)
	Ср. возраст с 95% ДИ	$_{61,3}$ 64,8 $_{68,3}$
	Мин-макс (Me)	36-82 (67)
	Станд. отклонение	10,0
Итого	N (%)	55 (100)
	Ср. возраст с 95% ДИ	$_{56,1}$ 59,5 $_{62,9}$
	Мин-макс (Me)	19-82 (60)

У 18 пациентов (32,7% случаев) вывих головки эндопротеза произошёл после операции в период первичной госпитализации. В 14 случаях (77,8 %) из них производилось закрытое вправление головки эндопротеза, а в 4 случаях (22,2 %) выполнялось ревизионное вмешательство, причём в 3-х случаях возникла необходимость замены вертлужного компонента.

У 37 пациентов (67,3 %) вывих головки эндопротеза произошёл в течение первого года после оперативного вмешательства. Пациенты были госпитализированы в РНИИТО им. Р.Р. Вредена, где 10 пациентам (27,1%) удалось выполнить закрытое вправление головки эндопротеза. Остальные 27 пациентов нуждались в повторной операции. Одиннадцати пациентам из 37 (29,7%) при ревизионном вмешательстве была выполнена замена вкладыша с установкой констрейна, 8 пациентам (21,6%) и 6 пациентам (16,2%) была выполнена замена вертлужного компонента и головки эндопротеза соответственно. Одному пациенту (2,7%) пришлось заменить как вертлужный, так и бедренный компонент, и в одном случае удалось выполнить открытое вправление без замены компонентов эндопротеза (рис. 4).

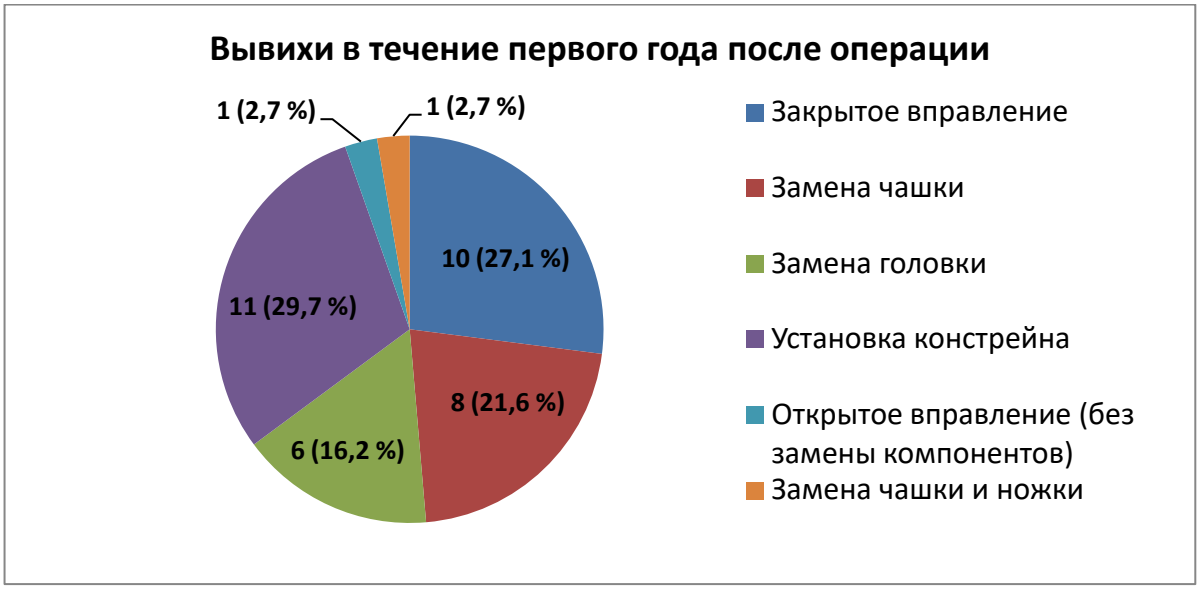


Рисунок 4. Пациенты с вывихами головки эндопротеза, произошедшего в течение первого года после операции

У всех пациентов группы 4 по обзорным рентгенограммам таза и прямым рентгенограммам тазобедренного сустава проводилась оценка углов наклона и антеверсии вертлужного компонента. 30 последовательным пациентам после закрытого или открытого вправления головки (без замены компонентов эндопротеза) была выполнена компьютерная томография таза с захватом коленного сустава оперируемой конечности с целью определения антеверсии бедренного компонента. По данным измерения углов наклона и антеверсии ацетабулярного компонента, а также по данным измерения антеверсии бедренного компонента рассчитывалась частота малпозиции.

Так же были изучены пациенты группы 1, 2 и 3, у которых в послеоперационном периоде произошёл вывих головки эндопротеза. В группе 1 вывих головки эндопротеза произошёл в 6 случаях (0,9% пациентов), в группе 2 – лишь в одном случае (0,5% пациентов). В группе 3 в период нахождения в стационаре отмечено 9 случаев вывиха головки эндопротеза (1,9% пациентов). У всех пациентов проводился анализ результатов измерения рентгенограмм и компьютерных томограмм.

Для оценки величины линейного износа полиэтиленового вкладыша вертлужного компонента в зависимости от различных факторов был проведен ретроспективный и проспективный анализ рентгенограмм 2084 пациентов, перенесших тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава с 1997 по 2012 г. Критериями включения в группу были минимальные сроки наблюдения от 4 лет с момента первичного эндопротезирования с использованием в паре трения полиэтиленового вкладыша. С учётом того, что при эндопротезировании тазобедренного сустава использовались вкладыши с различной плотностью полиэтилена, что является одним из факторов, влияющих на линейный износ, дополнительно были изучены архивные истории болезни пациентов, перенесших тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава, в частности протоколы операций и акты имплантаций компонентов эндопротеза для уточнения фирмы, модели и диаметра головки полиэтиленовых вкладышей. В результате была сформирована группа 5, включившая в себя 109 пациентов (120 суставов). При распределении по полу 29,1% составили мужчины (35 пациентов) и 70,9% женщины (85 пациентов). Средний возраст пациентов составил 49 лет (от 18 до 76 лет) (табл. 7). При распределении по возрасту 61 пациент (50,8%) был моложе 50 лет и 59 пациентов (49,2%) старше 50-летнего возраста.

Таблица 7

Половозрастная характеристика группы 5

Пол	Переменные	Группа 5
Мужчины	N (%)	35 (29,1)
	Ср. возраст с 95% ДИ	$_{46,7}$ 51,7 $_{56,2}$
	Мин-макс (Me)	18–75 (51)
	Станд. отклонение	13,8
Женщины	N (%)	85 (70,9)
	Ср. возраст с 95% ДИ	$_{45,2}$ 47,9 $_{50,7}$
	Мин-макс (Me)	18-76 (48)
	Станд. отклонение	12,8
Итого	N (%)	120 (100)
	Ср. возраст с 95% ДИ	$_{46,6}$ 48,9 $_{51,3}$
	Мин-макс (Me)	18–76 (49)
	Станд. отклонение	13,1

Средний срок наблюдения пациентов в группе составил 102,3 месяца (от 48,1 до 218,9 месяцев). Значение медианы составило 96,5 месяцев, а доверительный 95%интервал – от 95,7 до 108,8 месяцев.

При распределении по фирмам производителей в 81,6% случаев были имплантированы вертлужные компоненты фирмы Zimmer (98 чашек) и в 18,4% случаев – De Puy (22 чашки) (рис. 5).

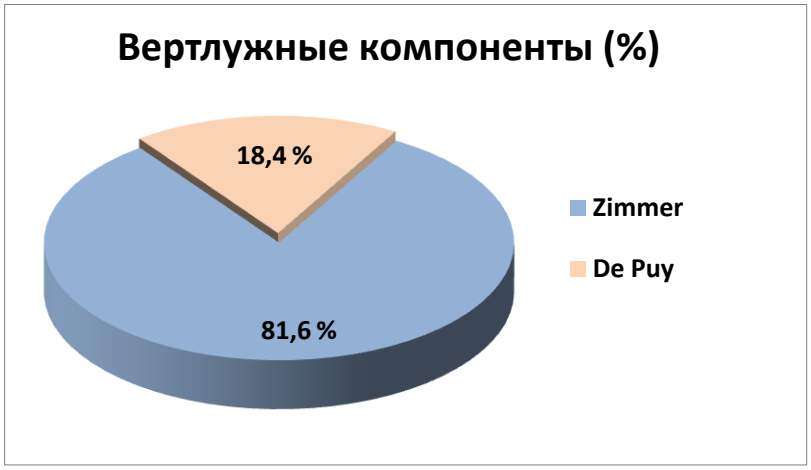


Рисунок 5. Распределение вертлужных компонентов по фирмам-производителям

При распределении эндопротезов по модели установленных полиэтиленовых вкладышей в 59,1% случаев были установлены Zimmer Liner 10 deg., в 15% – Duraloc Enduron 10 deg., в 10,8% установили Zimmer Longevity Crosslinked 10 deg., в 11,8 % случаев – Zimmer Standard вкладыши, и только в 3,3% случаев – Duraloc Marathon (рис. 6). Во всех случаях использовались головки диаметром 28 мм.

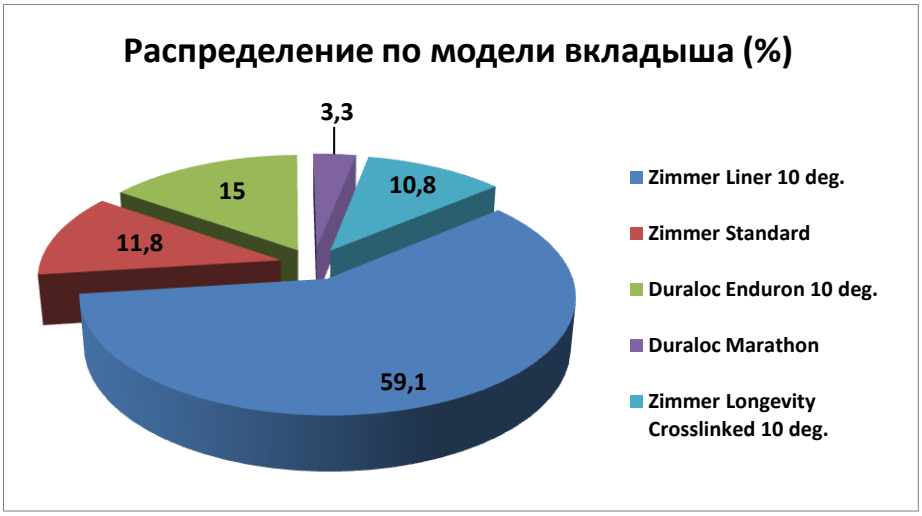


Рисунок 6. Распределение вкладышей по модели

Оценка степени децентрации головки эндопротеза относительно центра вертлужной впадины и расчёт степени линейного износа полиэтиленового вкладыша выполнялся в программе MediCad. После измерения угла наклона и антеверсии вертлужного компонента, степени линейного износа полиэтиленового вкладыша был проведён статистический анализ полученных данных.

В ходе исследования при изучении возможностей компьютерной навигации в оптимизации позиционирования вертлужного компонента эндопротеза была сформирована группа из 350 пациентов (группа 6), перенесших первичное протезирование тазобедренного сустава. Группа формировалась из пациентов, прооперированных пятью хирургами клинических отделений РНИИТО им. Р.Р. Вредена. Четыре хирурга выполняли протезирование ТБС через переднебоковой доступ, один хирург (хирург 2) выполнял все оперативные вмешательства с использованием мини-инвазивной техники. В группе проводился ретроспективный анализ рентгенограмм 30 пациентов, последовательно прооперированных каждым хирургом. По обзорным рентгенограмма таза и прямым рентгенограммам прооперированного сустава оценивали угол наклона и антеверсии вертлужного компонента. На основании полученных данных оценивали частоту малпозиции ацетабулярного компонента. На следующем этапе каждый из хирургов последовательно выполнил по 10 операций первичного

протезирования тазобедренного сустава с использованием компьютерной навигации согласно руководству к прибору с сохранением протокола проведения оперативного вмешательства на жёстком диске. После операции всем пациентам выполнялись обзорные рентгенограммы таза и прямые рентгенограммы оперированного сустава, по которым измеряли угол наклона и антеверсии вертлужного компонента и рассчитывали частоту ошибок позиционирования вертлужного компонента. Далее проводился сравнительный анализ данных, полученных при измерении рентгенограмм и данных протокола компьютерного навигатора.

На третьем этапе, после выполнения 10 операций с использованием компьютерной навигации, каждый из 5 хирургов последовательно выполнял ещё по 30 операций первичного тотального протезирования тазобедренного сустава. По послеоперационным рентгенограммам так же оценивались угол наклона и антеверсии ацетабулярного компонента и рассчитывалась частота малпозиции.

Характеристика пациентов группы 6 представлена в таблице 8.

Таблица 8

Характеристика пациентов группы 6

	Характеристика		Хирург 1	Хирург 2	Хирург 3	Хирург 4	Хирург 5
До КН (№ 30)	Пол	М (%)	8 (26,7)	12 (40)	11 (36,7)	9 (30)	12 (40)
		Ж (%)	22 (73,3)	18 (60)	19 (63,3)	21 (70)	18 (60)
	Ср. возраст (мин-макс)		58,7 (29-83)	61,2 (32–80)	62,3 (26–85)	60,7 (28–88)	64,6 (24–83)
	Сторона	Правая (%)	22 (73,3)	17 (56,7)	15 (50)	18 (60)	10 (33,3)
		Левая (%)	8 (26,7)	13 (43,3)	15 (50)	12 (40)	20 (66,7)
С КН (№ 10)	Пол	М (%)	5 (50)	2 (20)	5 (50)	5 (50)	6 (60)
		Ж (%)	5 (50)	8 (80)	5 (50)	5 (50)	4 (40)
	Ср. возраст (мин-макс)		62,7 (41-81)	63,6 (37–78)	59,9 (38–73)	62,5 (44–77)	55,5 (23–77)
	Сторона	Правая (%)	5 (50)	4 (40)	6 (60)	6 (60)	6 (60)
		Левая (%)	5 (50)	6 (60)	4 (40)	4 (40)	4 (40)
После КН (№ 30)	Пол	М (%)	15 (50)	11 (36,7)	15 (50)	11 (36,7)	13 (43,3)
		Ж (%)	15 (50)	19 (63,3)	15 (50)	19 (63,3)	17 (56,7)
	Ср. возраст (мин-макс)		68,6 (47-86)	70,4 (44–84)	61,3 (32–78)	60,4 (28–83)	63,4 (27–80)
	Сторона	Правая (%)	14 (46,7)	16 (53,3)	12 (40)	17 (56,7)	14 (46,7)
		Левая (%)	16 (53,3)	14 (46,7)	18 (60)	13 (43,3)	16 (53,3)

КН – компьютерная навигация

Пациенты, прооперированные пятью хирургами до использования компьютерной навигации, были сопоставимы по полу (в основном преобладали женщины) и возрасту. С использование компьютерной навигации хирурги 1, 3 и 4 прооперировали по равному количеству пациентов мужского и женского пола. У хирурга 2 преобладали пациенты женского пола (80%), а у хирурга 5 60% пациентов составили мужчины и 40% женщины. Средний возраст пациентов прооперированных хирургом 5, составил 55,5 лет. У остальных хирургов средний возраст пациентов отличался незначительно и варьировал от 59,9 до 63,6 лет. При распределении пациентов по полу, прооперированных на третьем этапе, у хирургов 1 и 3 мужчин и женщин было равное количество; у остальных хирургов преобладали пациенты женского пола. Средний возраст пациентов, прооперированных хирургами 2, 3, находился в диапазоне от 60,4 до 63,4 лет. У пациентов, прооперированных хирургами 1 и 2, средний возраст пациентов был больше и составил 68,6 и 70,4 года соответственно.

После сбора всех данных и детального анализа полученных результатов оценивалось влияние использования компьютерной навигации на частоту ошибок при имплантации вертлужного компонента.

2.3. Особенности эндопротезирования пациентов клинических групп сравнения

2.3.1. Пациенты, прооперированные стандартным доступом

При выполнении операции эндопротезирования тазобедренного сустава стандартным (переднебоковым) доступом пациент находился на операционном столе в положении лёжа на здоровом боку, при этом таз пациента ориентировался и фиксировался строго перпендикулярно поверхности стола. Кожный разрез проходил между передним и задним краями большого вертела на равном удалении от верхушки большого вертела. Далее выполнялся разрез подкожно-жировой клетчатки и широкой фасции бедра. Следующим этапом проводилось

тупое продольное разделение мышечных волокон средней ягодичной мышцы на протяжении 3 см выше верхушки большого вертела. Далее субпериостально отделяли среднюю ягодичную мышцу и латеральную порцию четырехглавой мышцы бедра от передней поверхности большого вертела и капсулы сустава. Отделение *gluteus medius* выполнялось с сохранением сухожильной структуры на большом вертеле для лучшей фиксации мышцы при ушивании. Далее выполняли Т-образное рассечение капсулы сустава, выделение шейки бедренной кости. Капсулу сустава, как правило, не иссекали. После мобилизации мягких тканей выполняли остеотомию шейки бедра во впадине с целью минимальной травматизации мышц при извлечении головки. Затем удаляли головку. После иссечения рубцовых тканей, губы, остатков круглой связки проводилась обработка вертлужной впадины фрезами, канала бедренной кости рашпилями и установка компонентов эндопротеза, вправление, послойное ушивание раны.

2.3.2. Пациенты, прооперированные с применением мини-инвазивного доступа Роттингера

При выполнении операции тотального протезирования тазобедренного сустава с использованием малоинвазивной техники хирургического вмешательства во всех случаях использовался доступ Роттингера. При использовании доступа Роттингера пациент на операционном столе располагался на здоровом боку, таз жестко фиксировали под прямым углом. Основной особенностью данного доступа является расположение оперируемой конечности при обработке проксимального отдела бедренной кости: она располагается сзади, а не спереди от пациента. Для этого использовался хирургический ортопедический стол с разделяющейся нижней частью, что позволяло снять или опустить ее заднюю (относительно положения пациента) половину и освободить место для низведения голени и стопы оперируемой конечности. Это обеспечивало приведение, разгибание и наружную ротацию нижней конечности, что

способствовало адекватной визуализации проксимального отдела бедренной кости в ране (рис. 7).

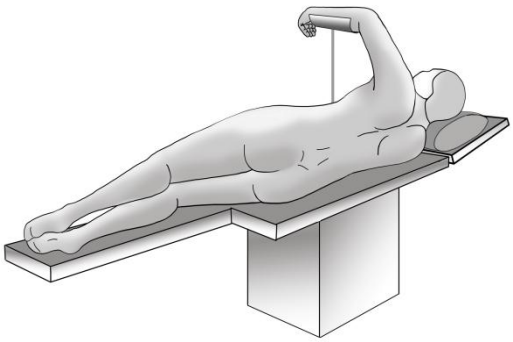


Рисунок 7. Положение пациента на ортопедическом столе, демонтаж задней половины ножной части ортопедического стола

Разрез кожи и подкожной жировой клетчатки проводился от точки, расположенной на 1–2 см латеральнее передне-верхней ости подвздошной кости, к переднему бугорку большого вертела, проекционно расположенному у передней границы большого вертела немного ниже его верхушки. Фасция рассекалась в направлении кожного разреза. Далее хирург пальпаторно определял межмышечный промежуток между средней ягодичной мышцей (дистальнее последней) и тензором широкой фасции. После мобилизации мягких тканей капсула рассекалась в переднем отделе. Вывих головки бедренной кости проводился путем разгибания, приведения и наружной ротации бедра. Далее выполнялась остеотомия шейки бедренной кости и удаление головки, с последующим иссечением рубцовых тканей, круглой связки. На следующем этапе операции проводилась обработка впадины фрезами и установка вертлужного компонента. После этого проксимальный отдел бедренной кости выводился в рану. Для этого нижняя конечность помещалась в «карман», расположенный сзади от пациента. Проводилась обработка канала бедра рашпилями, установка бедренного компонента и головки, вправление, послойное ушивание раны.

2.3.3. Пациенты, прооперированные с использованием направителя вертлужного компонента

В группе пациентов, прооперированных стандартным доступом, 3 хирурга из 5 при имплантации вертлужного компонента использовали направитель, позволяющий хирургу более точно выставить необходимый угол наклона и антеверсии. При использовании А- или Г-образного направителя, в зависимости от используемой системы, хирург перед установкой чашки должен был убедиться, что направляющая рамка направителя находится параллельно полу (что позволяет достичь 45° наклона), а передний стержень направляющей рамки соответствует продольной оси тела пациента, создавая угол антеверсии вертлужного компонента 20° (рис. 8).

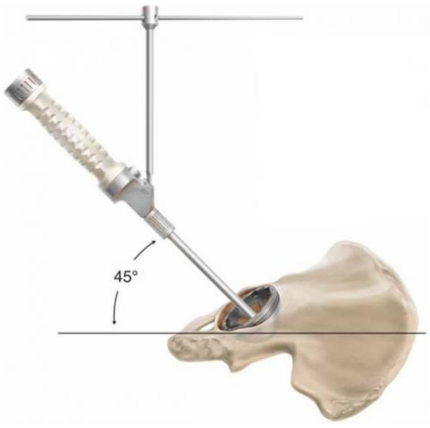


Рисунок 8. Использование направителя при имплантации вертлужного компонента

2.4. Методики рентгенологических исследований

2.4.1. Измерение угла наклона вертлужного компонента

Для оценки угла наклона вертлужного компонента всем пациентам выполнялись рентгенограммы таза в передне-задней проекции. Рентгенограммы выполнялись в положении пациента лежа на спине, ноги повернуты внутрь, колени расположены на одном уровне, выпрямлены (если одно из колен не удавалось выпрямить, то с противоположной стороны для поддержки помещали

мягкий валик). Верхний край кассеты располагался на 4 см выше гребня крыла подвздошной кости (рис. 9).

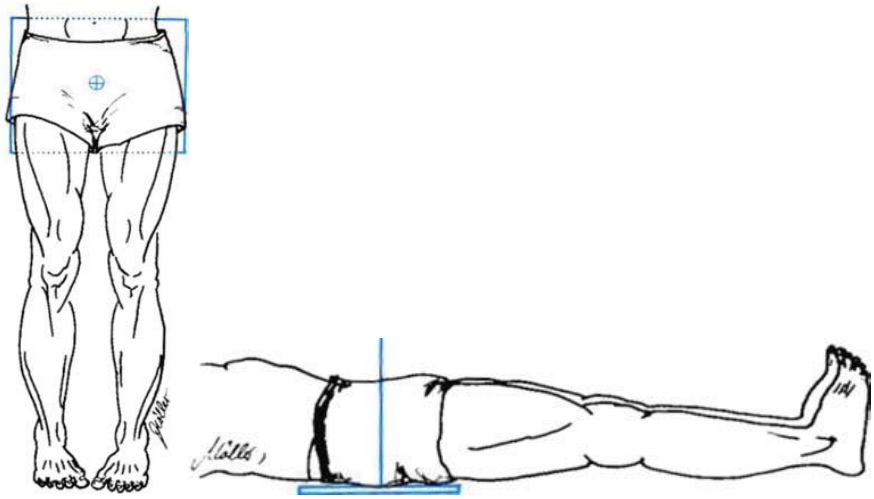
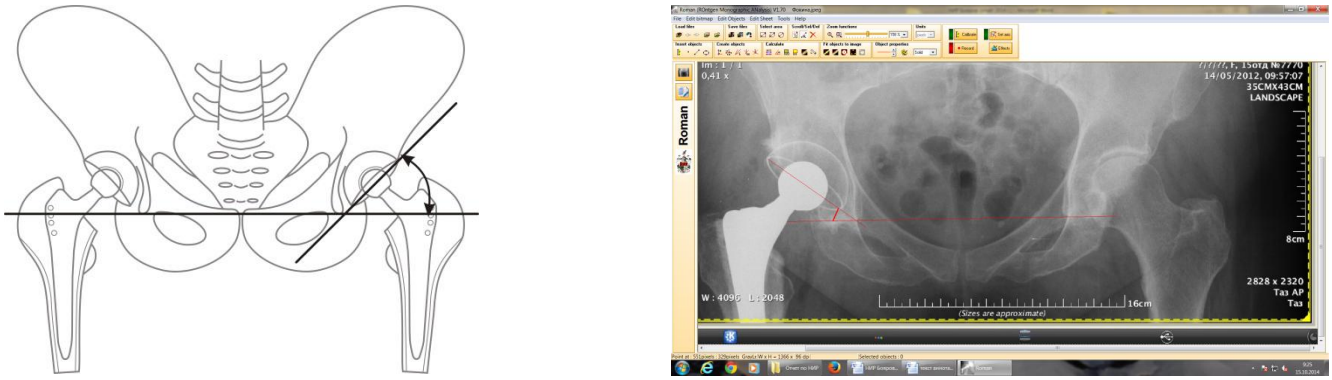


Рисунок 9. Методика выполнения рентгенограммы таза в переднезадней проекции

Далее по рентгенограммам таза в переднезадней проекции рассчитывался угол наклона вертлужного компонента, который соответствовал углу между горизонтальной линией, соединяющей «фигуры слезы» (седалищные бугры, верхние края запирательных отверстий, крылья подвздошных костей), и линией, проведенной через открытую плоскость чашки (рис. 10).



а б

Рисунок 10. Определение угла наклона вертлужного компонента:

а – схема; б – программа Roman 1.7

2.4.2. Измерение угла антеверсии вертлужного компонента

Для оценки антеверсии вертлужного компонента всем пациентам выполнялись прямые рентгенограммы оперированного тазобедренного сустава.

Рентгенограммы выполнялись в положении лёжа на спине, ноги выпрямлены (параллельны длинной оси тела), стопы повёрнуты кнутри (большие пальцы соприкасаются). Пучок рентгеновского излучения направлялся отвесно. Центральный луч направлялся в центр шейки бедренной кости и кассеты. Верхний край кассеты располагался на уровне передне-верхней ости подвздошной кости (рис. 11).

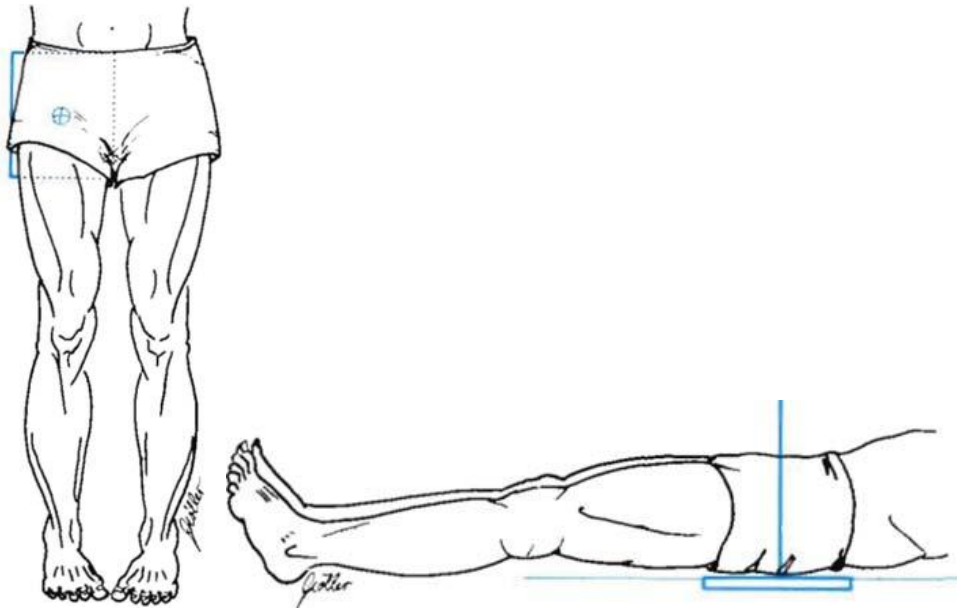
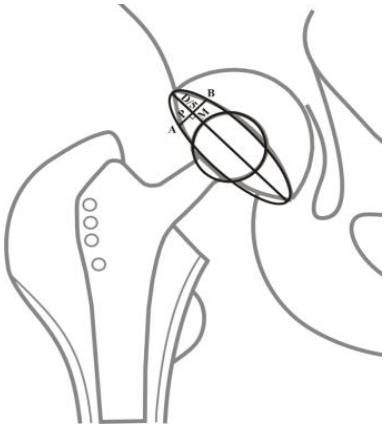


Рисунок 11. Методика выполнения рентгенограммы тазобедренного сустава в прямой проекции

Угол антеверсии вертлужного компонента определялся путём математических (тригонометрических) расчетов по методикам Pradhan и Lewinnek. Необходимые измерения рентгеновских снимков выполнялись в программе Roman версии 1.70. Вычисление угла антеверсии вертлужного компонента по Pradhan осуществлялось по математической формуле (arcsin

(p/0,4D)) x 57,296, где D – диаметр вертлужного компонента, а p – перпендикуляр, проведённый через точку D/5 (рис. 12).

а) 

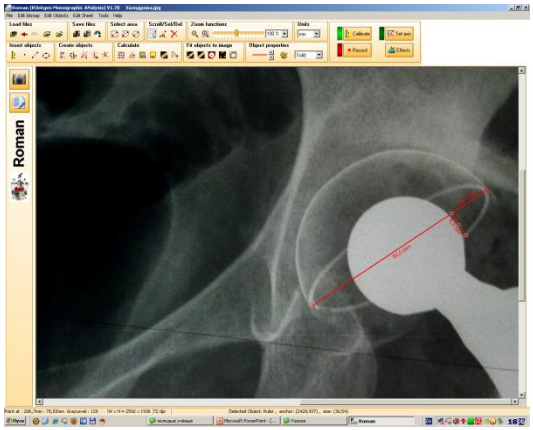
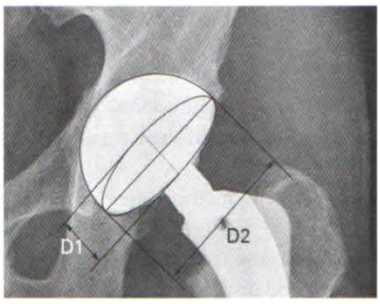
б) 

Рисунок 12. Определение угла антеверсии вертлужного компонента по Pradhan:
а) схема определения антеверсии;
б) определение антеверсии в программе Roman 1,70

Вычисление угла антеверсии вертлужного компонента по Lewinnek осуществлялось по математической формуле Version = arcsin (D1/D2) x 57,296, где D1 – длина короткой оси эллипса, проведённая перпендикулярно к длинной оси (D2), соответствующей максимальному диаметру имплантата (рис. 13).

а) 

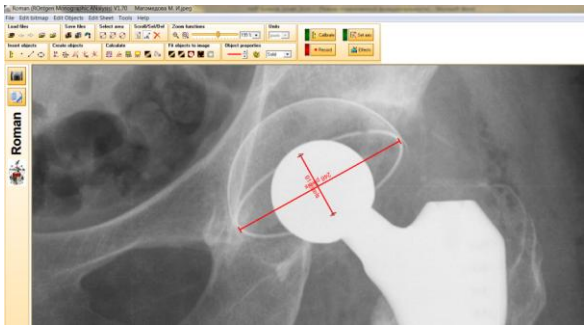
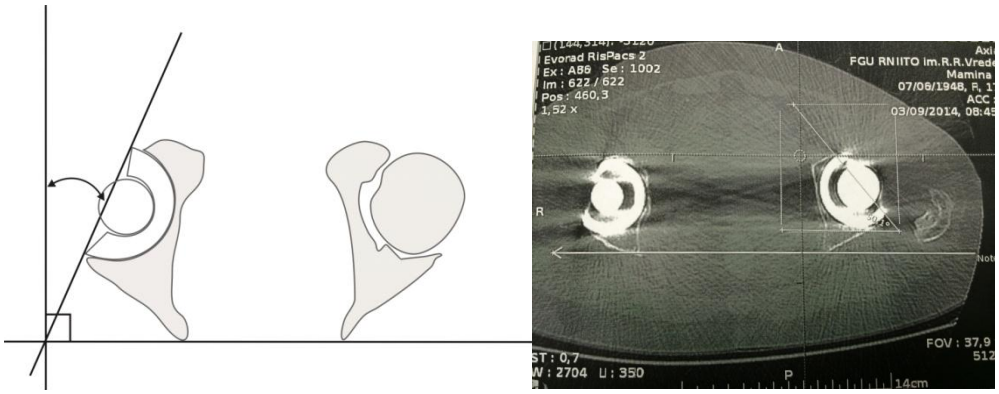
б) 

Рисунок 13. Определение угла антеверсии вертлужного компонента по Lewinnek:
а – схема определения антеверсии;
б – определение антеверсии в программе Roman 1,70

Приемлемым диапазоном углов наклона и антеверсии вертлужного компонента мы считали «безопасную зону», установленную G.E. Lewinnek с соавторами (5–25° антеверсии и 30–50° наклона).

2.4.3. Измерение угла антеверсии вертлужного компонента по данным компьютерной томографии

Для оценки угла антеверсии вертлужного компонента по КТ выполнялись компьютерные томограммы таза с максимально ровной укладкой пациента на спине. На фронтальном срезе таза с захватом вертлужного компонента проводилась линия, соединяющая передний и задний края чашки, и образующая угол с линией проведённой перпендикулярно оси, соединяющей максимально выступающие точки крыльев подвздошных костей (рис. 14).



а б

Рисунок 14. Определение угла антеверсии вертлужного компонента по КТ: а – схема; б – компьютерная томограмма

2.4.4. Измерение угла антеверсии бедренного компонента

Для оценки антеверсии бедренного компонента эндопротеза выполнялись компьютерные томограммы таза с захватом мыщелка бедренной кости оперированной стороны. По данным компьютерной томографии в программе Evorad оценивался угол (угол антеверсии) между плоскостью, проведённой через

сагиттальный срез середины бедренного компонента и плоскость, проведённую по оси бедра через середины мыщелков (рис.15).

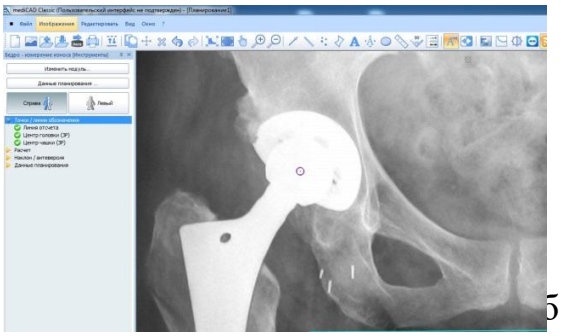
Рисунок 15. Определение угла антеверсии бедренного компонента по КТ

Наиболее оптимальным диапазоном позиционирования бедренного компонента мы считали антеверсию от 5 до 15°.

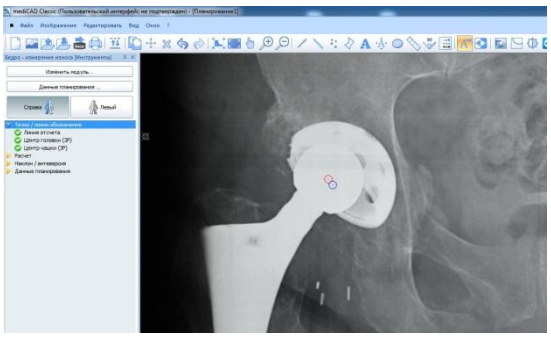
2.4.5. Оценка степени линейного износа полиэтиленового вкладыша

Для оценки степени децентрации головки эндопротеза относительно центра вертлужной впадины и, соответственно, расчёта степени линейного износа полиэтиленового вкладыша в программе MediCad выполнялось масштабирование головки эндопротеза и вертлужного компонента на прямых рентгенограммах таза сразу после операции и в отдалённые сроки. Программа рассчитывала степень линейного износа (в миллиметрах) в год и за весь период с момент выполнения операция до выполнения контрольных рентгенограмм. Программа также рассчитывала угол износа вкладыша (угол смещения головки относительно вертлужной впадины и горизонтальной оси таза) (рис. 16).

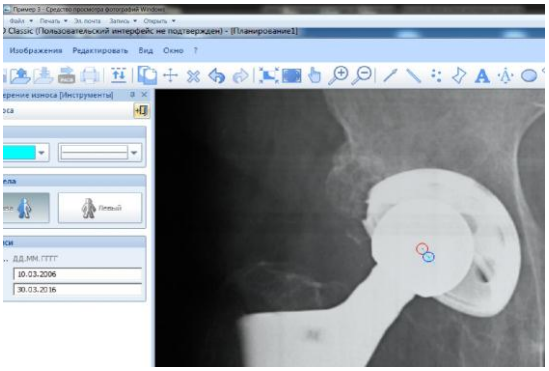
а



б



в



г

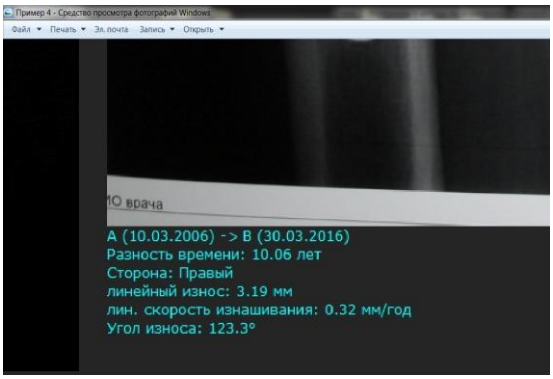


Рисунок 16. Определение степени износа полиэтиленового вкладыша:
а – определение центра ротации головки относительно ВК по Rg после операции;
б – определение центра ротации головки относительно ВК по Rg через 10 лет
после операции; в – расчёт степени линейного износа полиэтилена;
г – протокол расчётов компьютерной программы

2.4.6. Данные протокола компьютерного навигатора

При оценке углов наклона и антеверсии у пациентов, которым тотальное протезирование тазобедренного сустава выполнялось с использованием компьютерного навигатора, помимо выше описанных рентгенологических методов оценки использовались данные протокола компьютерного навигатора. В протоколе фиксировались данные об углах наклона и антеверсии вертлужной впадины, углов наклона и антеверсии фрезы в момент обработки вертлужной впадины, а так же углах наклона и антеверсии вертлужного компонента после его установки (рис. 17).

Рисунок 17. Данные протокола компьютерного навигатора при различных этапах установки вертлужного компонента

2.4.7. Оценка позиции компонентов у пациентов с вывихами головки эндопротеза

Для оценки позиционирования вертлужного компонента у пациентов с вывихами головки эндопротеза так же выполнялись обзорные рентгенограммы таза и, по вышеописанным методикам, определялся угол наклона и антеверсии чашки (рис. 18).

Пациентам, которым удавалось выполнить закрытое вправление вывиха головки либо открытое вправление без замены вертлужного и/или бедренного компонентов эндопротеза, дополнительно выполняли компьютерную томографию таза с захватом мыщелка бедренной кости оперированной стороны. По данным компьютерной томографии оценивали угол антеверсии вертлужного и бедренного компонентов эндопротеза.

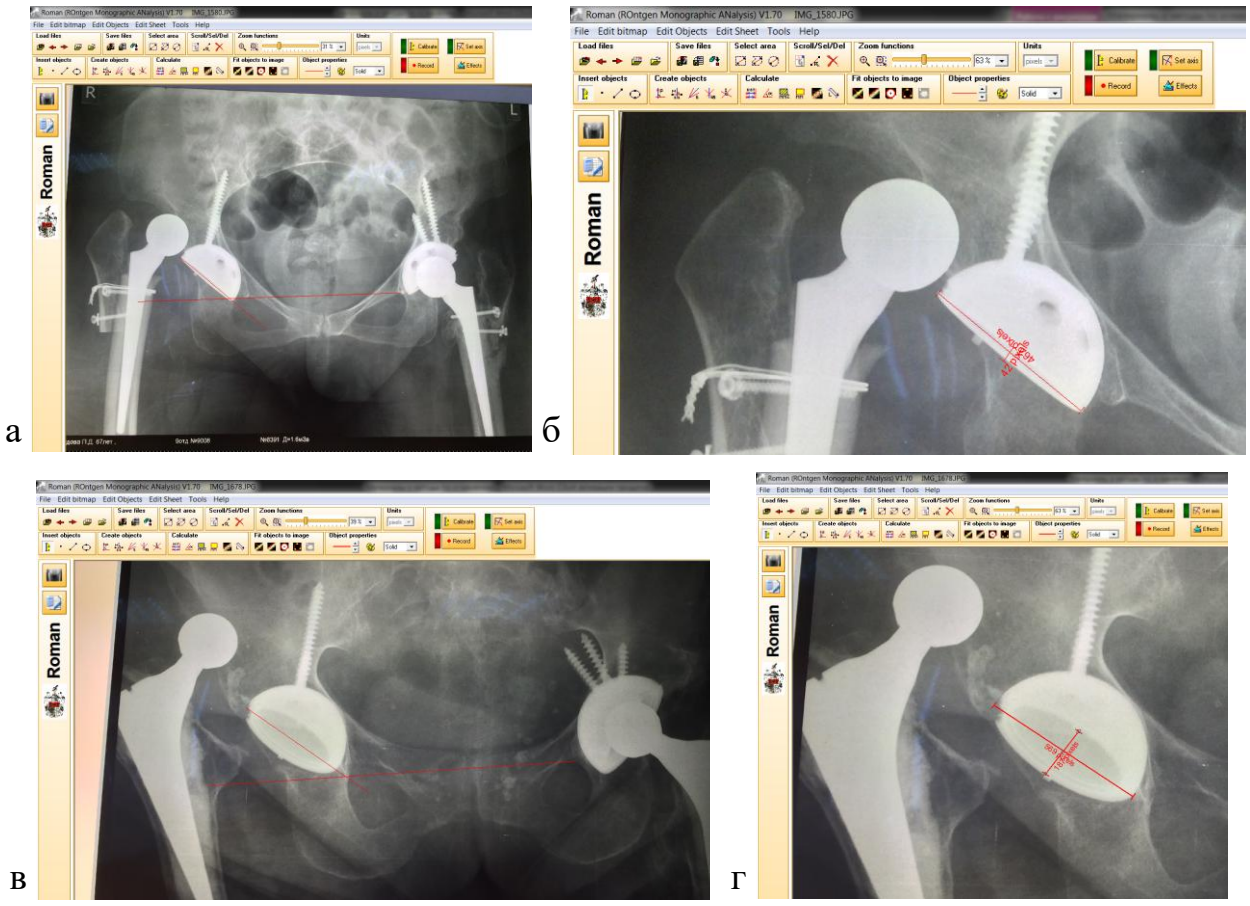


Рисунок 18. Измерение угла наклона и антеверсии вертлужного компонента у пациентов с вывихами головки: а, в – измерение угла наклона; б, г – измерение угла антеверсии

2.5. Методы статистической обработки

Статистический анализ полученных данных проводился в программе SPSS (version 24.0). Для средних величин рассчитывали 95% ДИ, определяли медиану и ошибку среднего. Сравнение средних величин осуществлялось с использованием критерия Манна-Уитни, а для долей – хи-квадрата. Для выявления связей применялся корреляционный анализ с использованием коэффициента Пирсона. Выявление факторов, негативно влияющих на позиционирование вертлужного компонента, осуществлялось с помощью однофакторного дисперсионного анализа с использованием модуля ANOVA. Критерием статистической достоверности получаемых выводов явилась общепринятая в медицинских исследованиях величина $P<0,05$.

ГЛАВА 3
РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ АЦЕТАБУЛЯРНОГО И БЕДРЕННОГО КОМПОНЕНТОВ ЭНДОПРОТЕЗА ТБС У ПАЦИЕНТОВ ГРУПП СРАВНЕНИЯ

3.1. Общее представление о вариабельности позиционирования вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава

При изучении вариабельности позиционирования вертлужного компонента в зависимости от различных факторов оценивались результаты измерения углов наклона и антеверсии вертлужных компонентов в группе 1 – пациентов, прооперированных стандартным доступом, в группе 2 – пациентов прооперированных мини-инвазивной техникой хирургического вмешательства, и в группе 3 – пациентов прооперированных в 9 городских больницах (табл. 9).

Таблица 9

Показатели углов наклона и антеверсии в группах сравнения

Позиция вертлужного компонента		Группа 1	Группа 2	Группа 3
Угол наклона (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{37,0}$ 37,4 $_{37,9}$	$_{40,1}$ 40,9 $_{41,9}$	$_{42,4}$ 43,2 $_{43,9}$
	Мин-макс (Me)	13-60 (37)	26-61 (41)	15-89 (43)
	Станд. Отклонение	5,9	6,2	8,5
	в зоне Lewinnek N (%)	617 (88,8%)	169 (91,9%)	367 (77,4%)
	Более 50° N (%)	12 (1,7%)	11 (6,0%)	70 (14,8%)
Значительное отклонение угла наклона	20° и менее	2 (0,3%)	0	2 (0,4%)
	60° и более	2 (0,3%)	2 (1,1%)	17 (3,6%)
Угол антеверсии (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{16,8}$ 17,4 $_{17,9}$	$_{19,8}$ 20,9 $_{22,1}$	$_{13,5}$ 14,0 $_{14,6}$
	Мин-макс (Me)	0-35 (17,5)	1-46 (21)	0-27 (14)
	Станд. Отклонение	7,0	8,1	5,9
	в зоне Lewinnek N (%)	559 (80,4%)	124 (67,4%)	423 (89,2%)
Значительное отклонение угла антеверсии (35° и >)		3 (0,4%)	5 (2,7%)	0
Сочетание наклона и антеверсии	зона Lewinnek N (%)	493 (70,9%)	114 (61,9%)	316 (66,6%)

Несмотря на то, что во всех трёх группах среднее значение угла наклона и антеверсии вертлужного компонента соответствовало допустимым значениям безопасной зона Lewinnek, в группе 3 отмечалась тенденция к более вертикальной установке вертлужного компонента (практически 15% всех чашек были установлены с углом наклона более 50°). При этом в группе 2 отмечалась тенденция к установке ацетабулярного компонента с большей антеверсией: средний угол антеверсии составил 21°, при 17,4° и 14° в группах 1 и 3 соответственно ($p<0,001$), а безопасной зоне Lewinnek соответствовало только 67,4% антеверсий вертлужных компонентов.

3.2. Результаты измерений углов наклона и антеверсии вертлужных компонентов в группе пациентов, которым эндопротезирование выполнено в отделениях института (стандартный доступ и МИС)

3.2.1. Результаты измерения углов наклона и антеверсии в группах сравнения (стандартный доступ и МИС)

Изучение вариабельности позиционирования вертлужного компонента в группе пациентов, прооперированных стандартным доступом (695 суставов) показало, что средний угол наклона составил 37,4°, при минимальном значении 13° и максимальном 60°. Значение медианы было сопоставимо со значением среднего угла наклона ацетабулярного компонента и составило 37°. Доверительный 95% интервал составил от 37 до 37,9°. При распределении по углам 60,2% вертлужных компонентов находилось в диапазоне от 31 до 40°.

В группе пациентов, прооперированных мини-инвазивной техникой хирургического вмешательства (184 сустава), в сравнении с пациентами, прооперированными стандартным доступом, вертлужные компоненты устанавливались в более вертикальной позиции. Средний угол наклона вертлужного компонента в группе 2 составил 40,9°, в диапазоне от 26 до 61°, значение медианы – 41°. Доверительный 95% интервал составил от 40,1 до 41,9°.

60% вертлужных компонентов были установлены с углом наклона в диапазоне от 36 до 45°, а в 19,4% случаев угол наклона превышал 45° (рис. 19).

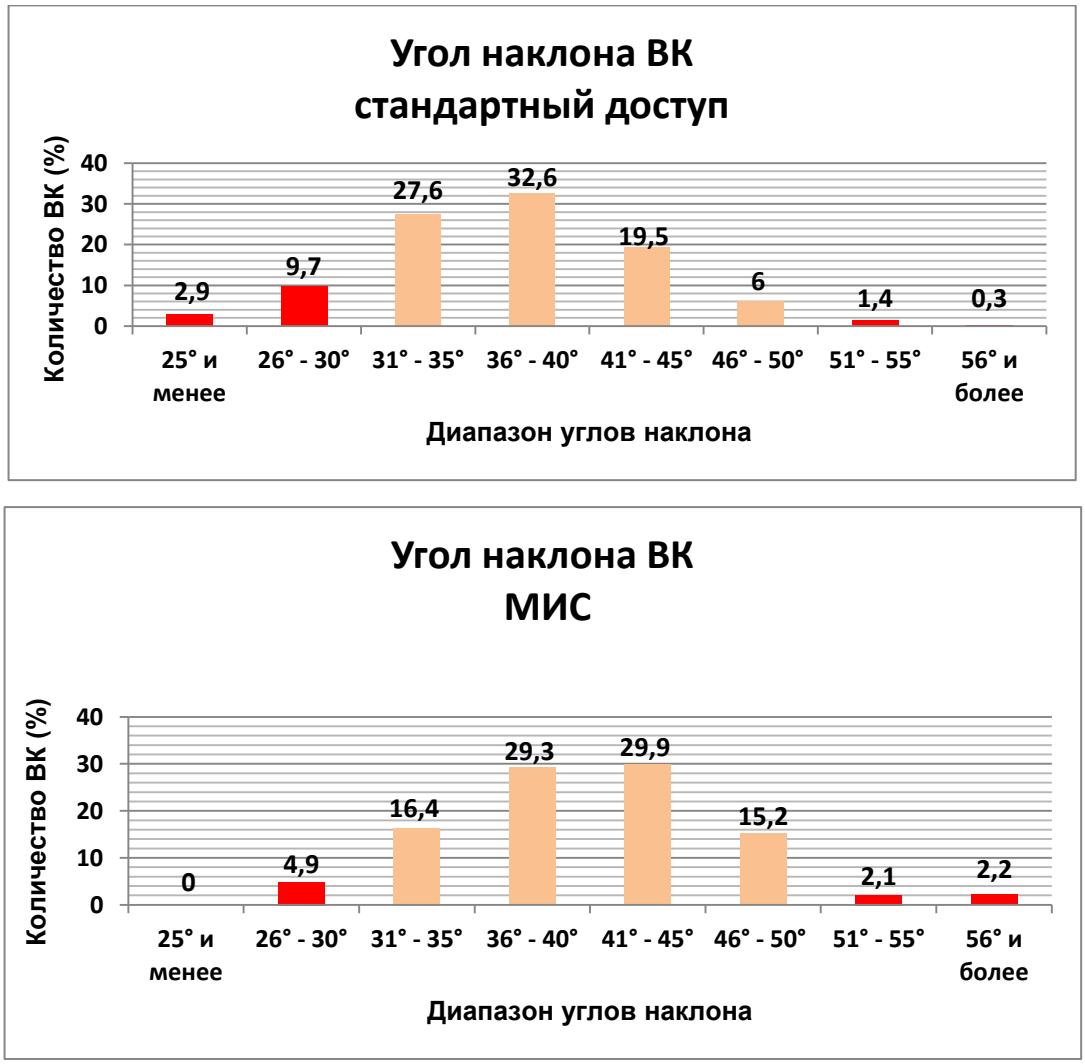


Рисунок 19. Углы наклонов вертлужных компонентов, установленных стандартным доступом и МИС

В группе пациентов, прооперированных стандартным доступом, угол наклона вертлужного компонента соответствовал критериям Lewinnek в 88,8% случаев (617 суставов), а в группе пациентов прооперированных малоинвазивной техникой хирургического вмешательства – в 91,8% случаев (169 суставов).

Средний угол антеверсии вертлужного компонента у пациентов, прооперированных стандартным доступом, составил 17,4°, при минимальном и максимальном значениях 0 и 35° соответственно. Значение медианы так же было близко к значению среднего угла антеверсии – 17,5°. Доверительный 95%

интервал составил от 16,8 до 17,9°. После распределения по углам было отмечено, что в 15,4% случаев (108 вертлужных компонентов) угол антеверсии превышал допустимые 25°.

Средний угол антеверсии вертлужных компонентов у пациентов, прооперированных мини-инвазивной техникой хирургического вмешательства, составил 20,9°. Минимальное значение угла антеверсии – 1°, максимальное – 46°, медиана – 41°. Доверительный 95% интервал составил от 19,8 до 22,1°. В группе 2 отмечалась явная тенденция к установке вертлужного компонента с бóльшей антеверсией. В 53,3% случаев она превышала 20°, а в 2,7% – была более 35° (рис. 20).

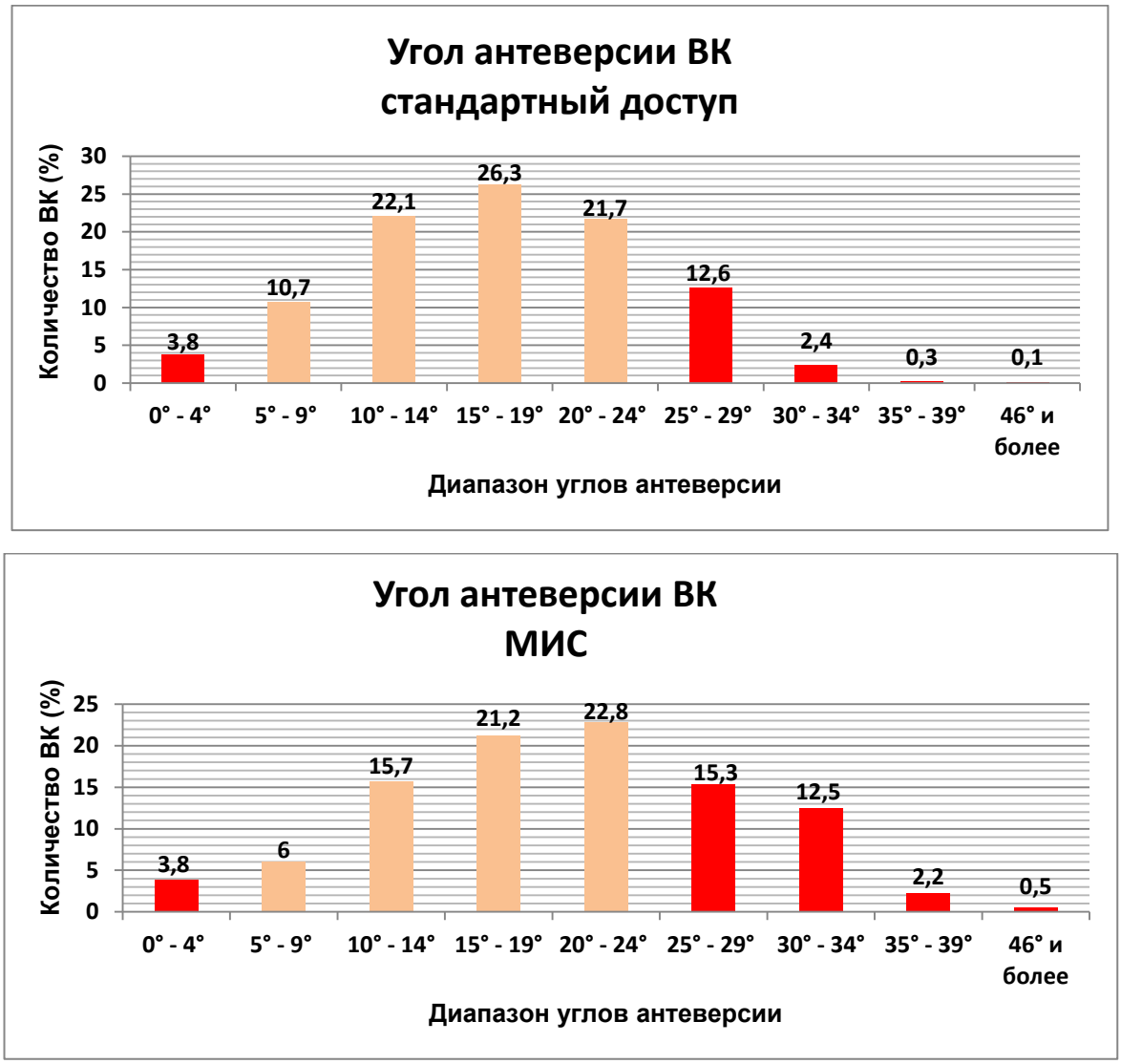


Рисунок 20. Углы антеверсии вертлужных компонентов, установленных стандартным доступом и МИС

В группе пациентов, прооперированных стандартным доступом, вертлужные компоненты с углом антеверсии в диапазоне от 5 до 25° были установлены в 80,4% случаев (559 суставов), а в группе МИС – в 67,4% случаев (124 сустава).

Всего в зоне Lewinnek находилось 70,9% вертлужных компонентов, установленных с применением стандартного хирургического доступа, и только 61,9% ацетабулярных компонентов, установленных мини-инвазивной техникой вмешательства (рис. 21).

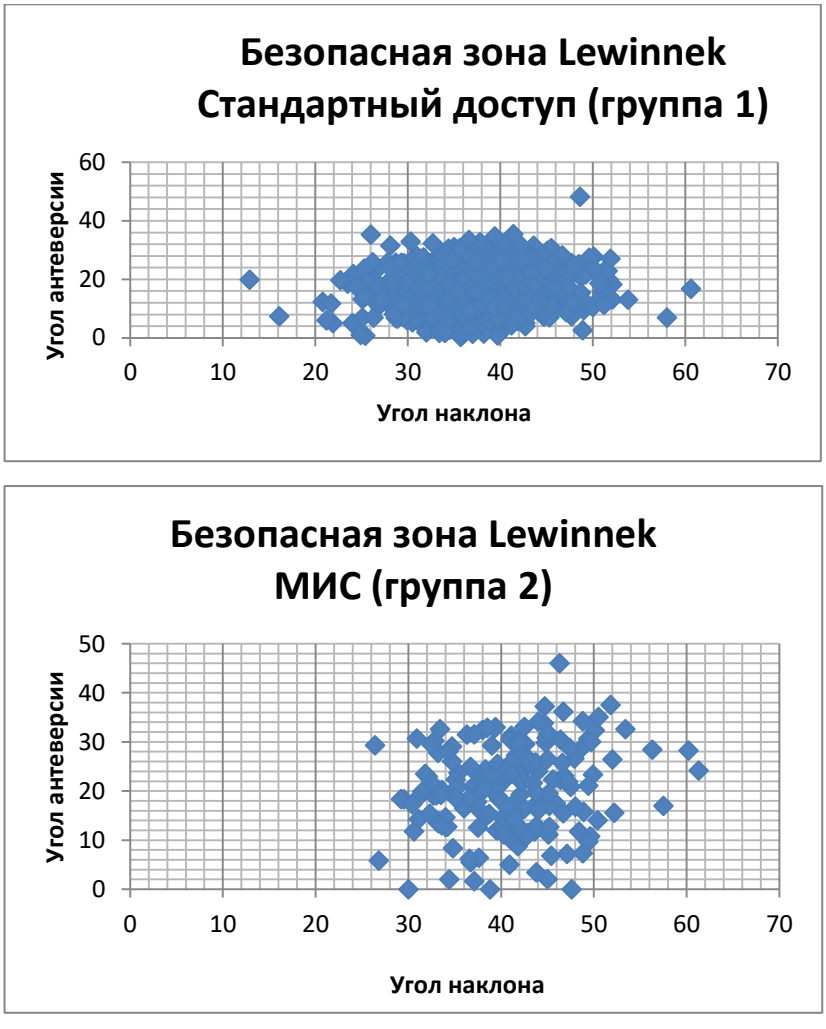


Рисунок 21. Распределение углов наклона и антеверсии вертлужных компонентов, установленных стандартным доступом и МИС (попадание в «безопасную зону» Lewinnek)

При распределении вертлужных компонентов, установленных в пределах «безопасной зоны» Lewinnek, в группе пациентов, прооперированных стандартным доступом (группа 1) в зависимости от диагноза были получены данные, представленные в таблице 10.

Таблица 10

Частота попадания в «безопасную зону» Lewinnek вертлужных компонентов, установленных стандартным доступом зависимости от диагноза

Диагноз	Субоптимальное положение ВК	Попадание в «безопасную зону» Lewinnek	Всего
Идиопатический КА	52 (18,3%)	232 (81,7%)	284 (100%)
Диспластический КА	81 (35,8%)	145 (64,2%)	226 (100%)
Высокий вывих бедра	6 (31,6%)	13 (68,4%)	19 (100%)
Посттравматический КА	13 (38,2%)	21 (61,8%)	34 (100%)
АНГБК	9 (12,2%)	65 (87,8%)	74 (100%)
Перелом ПОБК	3 (16,7%)	15 (83,3%)	18 (100%)
ЛС ПОБК	9 (29,0%)	22 (71,0%)	31 (100%)
Костный анкилоз	2 (66,7%)	1 (33,3%)	3 (100%)
Ревматоидный артрит	3 (50,0%)	3 (50,0%)	6 (100%)
Итого	178 (25,6%)	517 (74,4%)	695 (100%)

В сложных случаях эндопротезирования, к которым можно отнести диспластический и посттравматический коксартроз, врождённый высокий вывих бедренной кости, ложный сустав проксимального отдела бедренной кости, костный анкилоз и ревматоидный артрит, частота малпозиции вертлужных компонентов составила от 29% до 66,7% (в среднем – 41,9%), что гораздо превышает частоту субоптимального положения чашек, имплантированных при идиопатическом коксартрозе – 18,3%, АНГБГ – 12,2% и переломе проксимального отдела бедренной кости – 16,7%. Относительный риск установки вертлужных компонентов вне оптимальной зоны в сложных случаях эндопротезирования в группе пациентов, прооперированных переднебоковым доступом, составил RR=2,155 (95% ДИ от 1,649 до 2,987) в сравнении со стандартными случаями.

3.2.2. Пациенты, прооперированные с направителем и без направителя

Чтобы определить влияние направителя при установке вертлужного компонента на частоту малпозиции, пациенты группы 1 были разделены на 2 подгруппы: подгруппа А – 305 суставов (300 пациентов), которым вертлужный компонент был установлен без использования направителя: подгруппа Б – 390 суставов (369 пациентов), когда при имплантации вертлужного компонента использовался направитель (табл.11).

Таблица 11

Показатели углов наклона и антеверсии в подгруппах А и Б

Позиция вертлужного компонента		Подгруппа А	Подгруппа Б	Стат. значимость
Угол наклона (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{37,6}$ 38,3 $_{38,9}$	$_{36,1}$ 36,7 $_{37,3}$	p<0,001
	Мин-макс (Me)	21,9-60,6 (38)	12,9-58 (37)	
	Станд. отклонение	5,8	6	
	в зоне Lewinnek	276 (90,5%)	337 (86,4%)	
	Более 50° N (%)	9 (2,9%)	11 (6,0%)	
Значительное отклонение угла наклона	20° и менее	0	0	
	60° и более	1 (0,3%)	2 (1,1%)	
Угол антеверсии (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{18,0}$ 18,8 $_{19,7}$	$_{15,7}$ 16,3 $_{17,0}$	p<0,001
	Мин-макс (Me)	0,3-48,1 (19,4)	0,8-35,4 (16,3)	
	Станд. отклонение	7,3	6,6	
	в зоне Lewinnek	227 (74,5%)	334 (85,4%)	
Значительное отклонение угла антеверсии (35° и более)		2 (0,6%)	1 (0,3%)	
Сочетание наклона и антеверсии	зона Lewinnek	204 (66,8%)	288 (73,8%)	

Средний угол наклона вертлужного компонента в подгруппе А составил 38,3°, в диапазоне от 21,9 до 60,6°. Значение медианы составило 38°, а доверительный 95% интервал – от 37,6 до 38,9°. В подгруппе Б средний угол наклона составил 36,7° (от 12,9 до 58°), значение медианы – 37°. Доверительный

95% интервал соответствовал значениям от 36,1 до 37,3°. В диапазоне от 30° до 50° находилось 90,5% вертлужных компонентов подгруппы А (276 суставов) и 86,4% вертлужных компонентов подгруппы Б (337 суставов). В обеих подгруппах ни один вертлужный компонент не был установлен с углом наклона менее 20°, и в одном и двух случаях соответственно были установлены с углом наклона более 60°. При этом в подгруппе А как и в подгруппе Б более половины всех вертлужных компонентов были установлены в диапазоне от 31 до 40° – 60% и 60,3% соответственно (рис. 22).

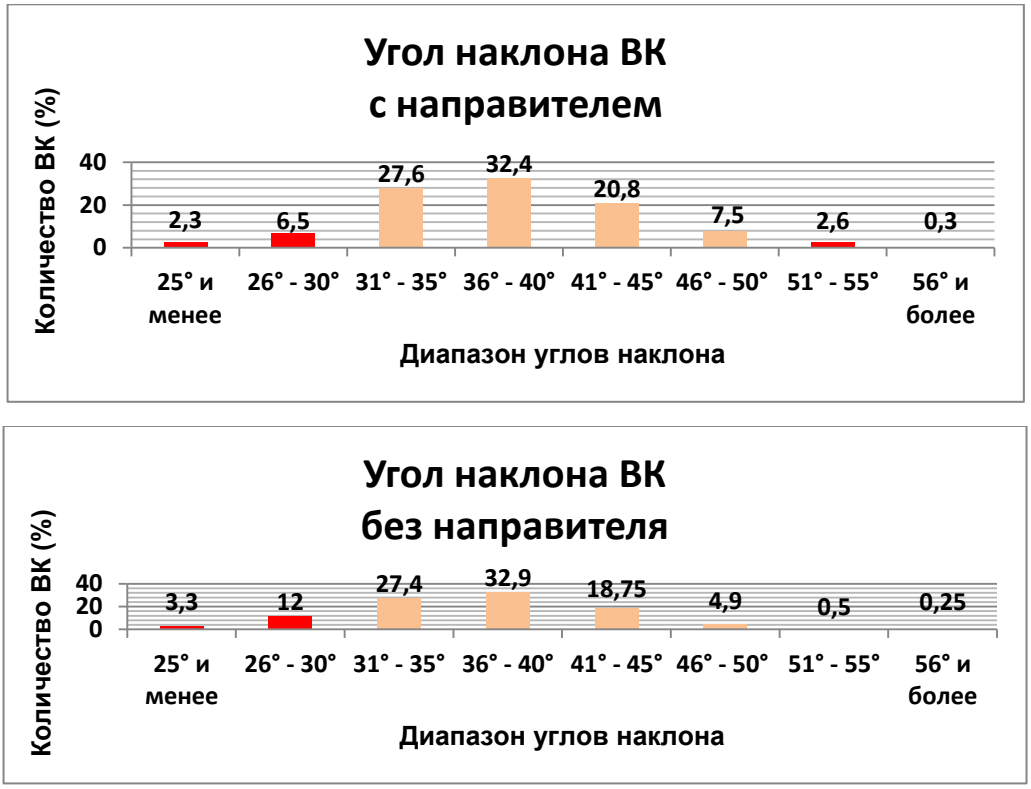


Рисунок 22. График углов наклона ВК, установленных с направителем и без направителя

Средний угол антеверсии вертлужного компонента в подгруппе А составил 18,8° в диапазоне от 0,3 до 48,1°. Значение медианы – 19,4°. Доверительный 95% интервал соответствовал от 18 до 19,7°. В подгруппе Б средний угол антеверсии составил 16,3° (от 0,8 до 35,4°). Значение медианы, как и средний угол

антеверсии, составило 16,3°. Доверительный 95% интервал находился в пределах от 15,7° до 17°.

В подгруппе пациентов, которым вертлужный компонент устанавливался без направителя, в безопасной зоне (от 5 до 25°) были имплантированы 74,5% чашек (227 суставов), в подгруппе пациентов, прооперированных с использованием направителя – 85,4% имплантов (334 сустава). В подгруппе Б 54% всех чашек (211 суставов) были установлены в пределах от 10 до 19°. В то же время в подгруппе А отмечалась тенденция к установке вертлужного компонента с большим углом антеверсии – 48,9% (149 суставов) чашек находились в пределах от 15 до 24° (рис. 23).

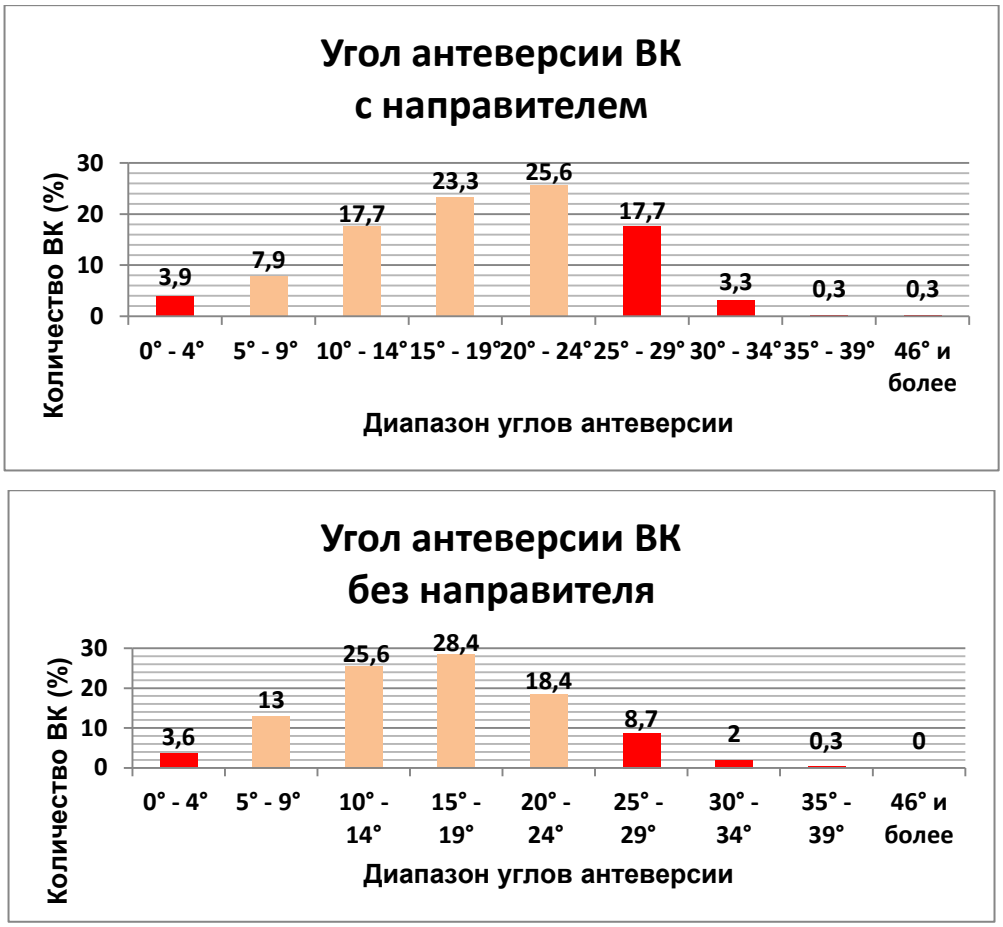


Рисунок 23. График углов антеверсии ВК у пациентов, прооперированных с направителем и без направителя

При имплантации вертлужного компонента с использованием направителя (подгруппа Б) в 73,8% случаев (288 суставов) удалось соответствовать диапазону безопасной зоны Lewinnek. При имплантации чашки без направителя (подгруппа А) только 66,8% компонентов (204 сустава) находились в безопасной зоне (рис. 24).

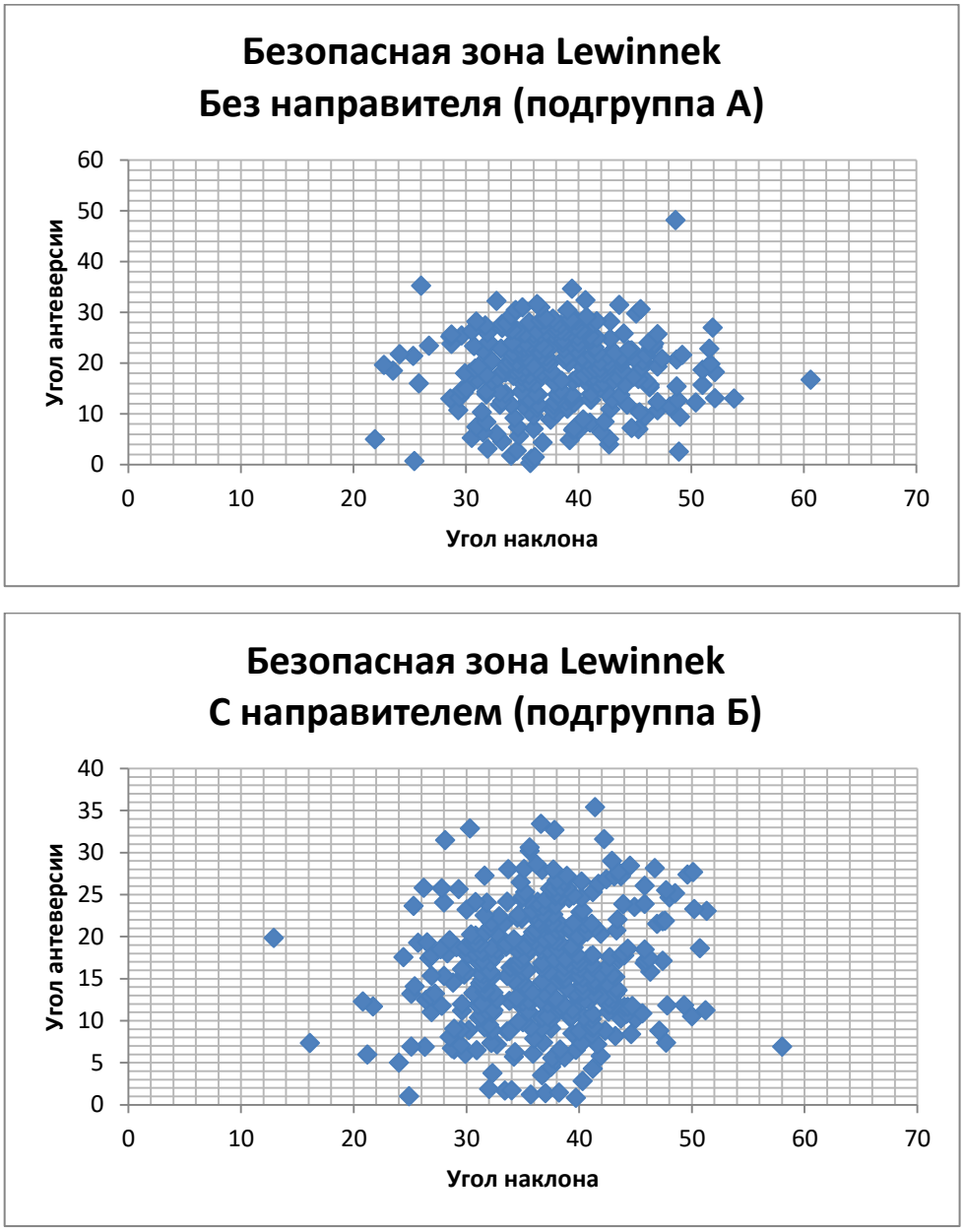


Рисунок 24. Распределение углов наклона и антеверсии у пациентов подгруппы А (N=305) и подгруппы Б (N=390) (попадание в «безопасную зону» Lewinnek)

3.2.3. Результаты измерений по сторонам и BMI (стандартный доступ и МИС)

При оценке результатов имплантации вертлужных компонентов правых и левых тазобедренных суставов сравнивались результаты измерения углов наклона и антеверсии чашек в группах пациентов, прооперированных стандартным доступом (группа 1) и малоинвазивной техникой хирургического вмешательства (группа 2) (табл. 12).

Таблица 12

Распределение углов наклона и антеверсии ВК в зависимости от оперируемой стороны.

Сторона	Параметр	Группа 1	Группа 2	Стат. значимость
Левый ТБС	Угол наклона (ср.) с ДИ 95%	$_{38}$ 38,7 $_{39,3}$	$_{39,4}$ 40,6 $_{41,7}$	p=0,006
	Мин-макс (Me)	21,2-60,6 (38,6)	29,2-56,3 (40,7)	
	Угол антеверсии (ср.) с ДИ 95%	$_{17,6}$ 18,3 $_{19}$	$_{17,2}$ 18,9 $_{20,6}$	p=0,477
	Мин-макс (Me)	1,0-48,1 (18,1)	0-37,2 (19,1)	
	ВК в зоне Lewinnek (%)	71,1%	70,8%	
Правый ТБС	Угол наклона (ср.) с ДИ 95%	$_{35,6}$ 36,2 $_{36,8}$	$_{39,9}$ 41,3 $_{42,6}$	p<0,001
	Мин-макс (Me)	12,9-58 (36)	26,4-61,3 (41,4)	
	Угол антеверсии (ср.) с ДИ 95%	$_{15,9}$ 16,6 $_{17,4}$	$_{20,3}$ 22,2 $_{24}$	p<0,001
	Мин-макс (Me)	0,3-35,4 (16,9)	0-46 (22,9)	
	ВК в зоне Lewinnek (%)	70,5%	53,7%	

В группе 1 средний угол наклона вертлужных компонентов, установленных с левой стороны, составил 38,7°, в диапазоне от 21,2 до 60,6°. Значение медианы – 38,6°. Доверительный 95% интервал соответствовал значениям от 38 до 39,3°. Средний угол наклона вертлужных компонентов, установленных справа, составил 36,2° (от 12,9 до 58°). Значение медианы – 36°. Доверительный 95% интервал - от 35,6 до 36,8°. Средний угол антеверсии в группе 1 для левой стороны составил 18,3°, в диапазоне от 1 до 48,1°. Значение медианы – 36°, Доверительный 95%

интервал соответствовал значениям от 17,6 до 19°. С правой стороны средний угол антеверсии чашек находился в диапазоне от 0,3 до 35,4° и составил 16,6° со значением медианы – 16,9°. Доверительный 95% интервал - от 15,9 до 17,4°.

В группе 2 (MIS) средний угол наклона вертлужных компонентов для левой стороны составил 46,6° (от 29,2 до 56,3°). Значение медианы – 40,7°. Доверительный 95% интервал соответствовал диапазону от 39,4 до 41,7°. Средний угол наклона ВК справа соответствовал значению 41,3° с диапазоном от 26,4 до 61,3°. Медиана – 41,4°, а доверительный 95% интервал – от 39,9 до 42,6°. Средний угол антеверсии вертлужных компонентов для левой стороны составил 18,9°, в диапазоне от 0 до 37,2°. Значение медианы – 19,1°. Доверительный 95% интервал - от 17,2 до 20,6°. С правой стороны средний угол антеверсии составил 22,2° (от 26,4 до 61,3°). Значение медианы соответствовало 22,9°. Доверительный 95% интервал – 20,3 до 24°.

В группе пациентов, прооперированных стандартным доступом, вертлужные компоненты установленные справа и слева, более чем в 70% случаев находилось в безопасной зоне Lewinnek. При малоинвазивном доступе вертлужные компоненты, установленные слева, также более чем в 70% случаев находились в безопасной зоне, однако ацетабулярные компоненты, имплантированные справа, лишь в 53,7% случаев попадали в зону Lewinnek. Статистический анализ не позволил выявить корреляции между оперируемой стороной, углами наклона и антеверсии вертлужного компонента.

Среднее значение индекса массы тела в группе пациентов, прооперированных стандартным доступом, составило 26,8, в диапазоне от 18,1 до 45,3. Значение медианы составило 25,8. Доверительный 95% интервал соответствовал значениям от 26,4 до 27,1.

В группе пациентов, прооперированных малоинвазивной техникой хирургического вмешательства, среднее значение индекса массы тела составило 27,6 (от 18,8 до 27,3), значение медианы –- 27,3. Доверительный 95% интервал – от 26,9 до 28,4 (табл. 13).

Таблица 13

Показатели BMI пациентов группы 1 и 2

Переменные	Группа 1	Группа 2	Стат. значимость
Кол-во	695	184	
Ср. BMI с 95% ДИ	$_{26,4}$ 26,8 $_{27,1}$	$_{26,9}$ 27,6 $_{28,4}$	p=0,038
Мин-макс (Me)	18,1-45,3 (25,8)	18,8-52,7 (27,3)	
Станд. отклонение	4,8	5,2	

При статистическом анализе данных не удалось выявить корреляции между индексом массы тела и углом наклона и антеверсии вертлужного компонента как в группе пациентов, прооперированных стандартным доступом, так и в группе пациентов, прооперированных MIS, хотя и наблюдалась тенденция к более вертикальному позиционированию вертлужного компонента при увеличении ИМТ у пациентов, прооперированных стандартным доступом (табл. 14, рис. 25).

Таблица 14

Нормальность распределения

Показатель	Угол наклона стандартный доступ	Угол наклона MIS	Угол антеверсии стандартный доступ	Угол антеверсии MIS	ИМТ станд. доступ	ИМТ MIS
N	695	184	695	184	695	184
Shapiro-Wilk W	0,9957	0,989	0,9937	0,9909	0,9326	0,9359
p(normal)	0,05065	0,1685	0,005536	0,2953	3,71E-17	2,76E-07
Anderson-Darling A	0,5235	0,3021	0,6758	0,3749	12,34	1,931
p (normal)	0,182	0,5731	0,0773	0,4112	1,44E-29	6,10E-05
p (Monte Carlo)	0,1786	0,5934	0,0761	0,4192	0,0001	0,0002
Jarque-Bera J.B.	13,99	4,211	0,3142	1,045	177	74,95
p (normal)	0,0009165	0,1218	0,8546	0,593	3,62E-39	5,30E-17
p (monte carlo)	0,0047	0,0913	0,8479	0,5597	0,0001	0,0002

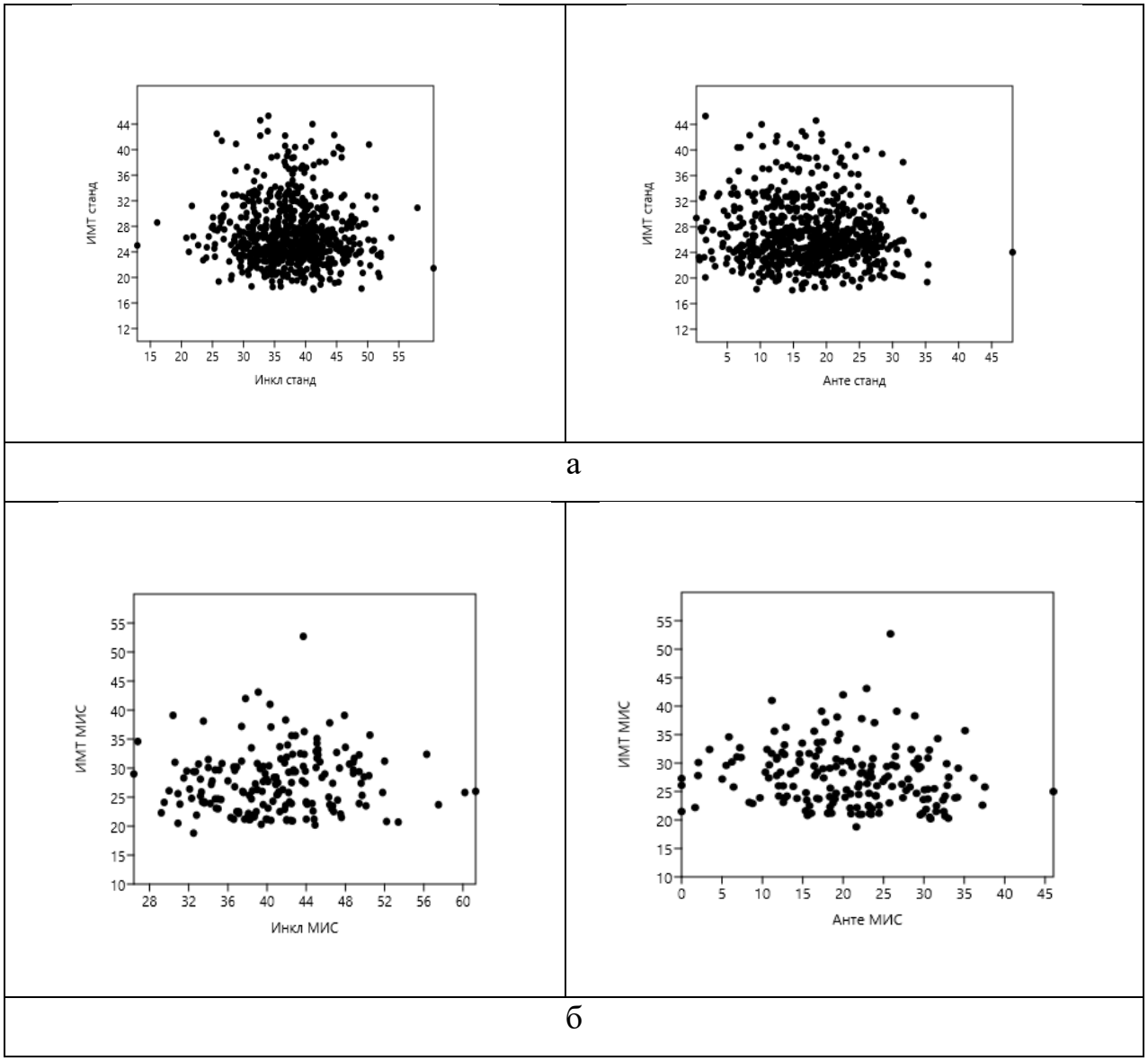


Рисунок 25. Корреляционная связь между углами наклона и антеверсии вертлужных компонентов и индексом массы тела пациентов при стандартном доступе (а) и МИС (б)

3.2.4. Результаты измерений в зависимости от оперирующего хирурга

При оценке позиционирования вертлужных компонентов у пациентов, прооперированных шестью хирургами, у первых пяти операторов средние значения углов наклона и антеверсии вертлужного компонента были приблизительно одинаковы, у 6-го хирурга отмечается тенденция к более вертикальному позиционированию вертлужного компонента и в 6% случаев (11

суставов) превышает 50°. При этом у 6-го хирурга отмечается наименьшее количество вертлужных компонентов, установленных в пределах безопасной зоны Lewinnek, – 61,9% (114 суставов) (табл. 15).

Таблица 15

Средние значения углов наклона и антеверсии вертлужных компонентов, процент попадания в безопасную зону Lewinnek

Показатель	Хирург 1	Хирург 2	Хирург 3	Хирург 4	Хирург 5	Хирург 6
	N =182	N =123	N = 136	N = 129	N =130	N =184
Средний угол наклона (град)	37,8	39,2	36,7	36,5	37,0	40,9
Доверительный 95% интервал	37,0–38,7	38,1–40,4	35,7–37,7	35,4–37,7	36,0–38,1	40,1–41,9
Средний угол антеверсии (град)	18,1	19,9	16,1	16,4	16,7	20,9
Доверительный 95 %интервал	16,9–19,3	18,7–21,0	14,9–17,3	15,2–17,6	15,6–17,8	19,8–22,1
Наклон > 50°	4 (2,2%)	5 (4,1%)	1 (0,7%)	3 (2,3%)	2 (1,5%)	11 (6,0%)
Безопасная зона Lewinnek,	128 (70,3%)	91 (74,0%)	101 (75,7%)	95 (73,6%)	100 (76,9%)	114 (61,9%)

3.3. Пациенты, прооперированные в городских стационарах

В группе пациентов, прооперированных в городских больницах (474 сустава), средний угол наклона вертлужных компонентов составил 43,2°, диапазон от 15 до 89° (Me 43°, ДИ 95% от 42,4 до 43,9°). В 77,4% наблюдений (367 суставов) угол наклона вертлужного компонента соответствовал значениям в безопасной зоне. При этом в данной группе наблюдалась выраженная тенденция к вертикальной установке чашки – в 34,1% случаев (161 сустав) угол наклона вертлужного компонента превышал 45° (рис. 26).

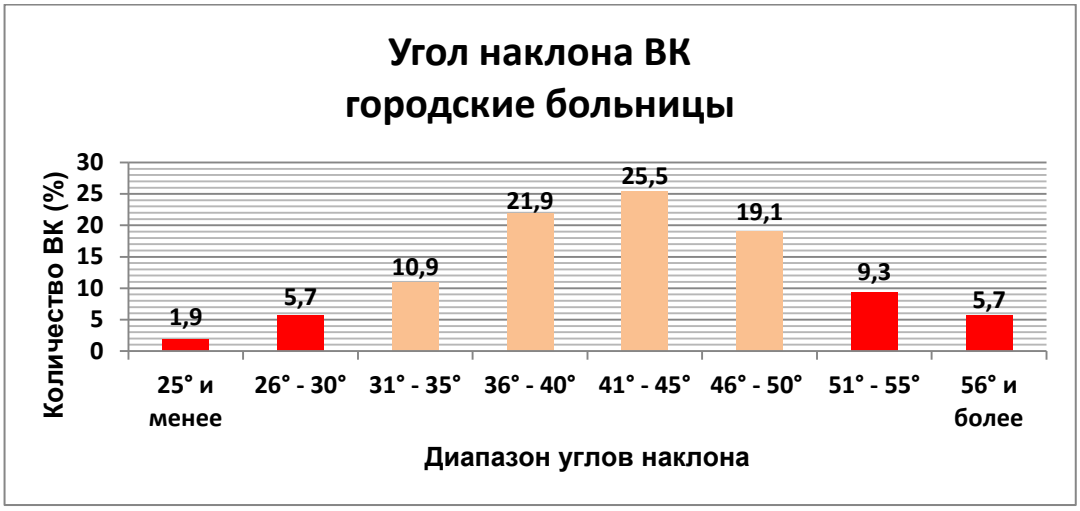


Рисунок 26. Угол наклона вертлужных компонентов, установленных пациентам в городских стационарах

Средний угол антеверсии вертлужного компонента у пациентов, прооперированных в городских больницах, составил 14° (от 0° до 27°). Значение медианы соответствовало среднему углу антеверсии и также составило 14° ДИ 95 – от 13,5 до 14,6°). В 89,2% случаев (423 сустава) угол антеверсии вертлужного компонента соответствовал диапазону от 5 до 25°, из них в 53% (251 сустав) в диапазоне от 5 до 15° (рис. 27).

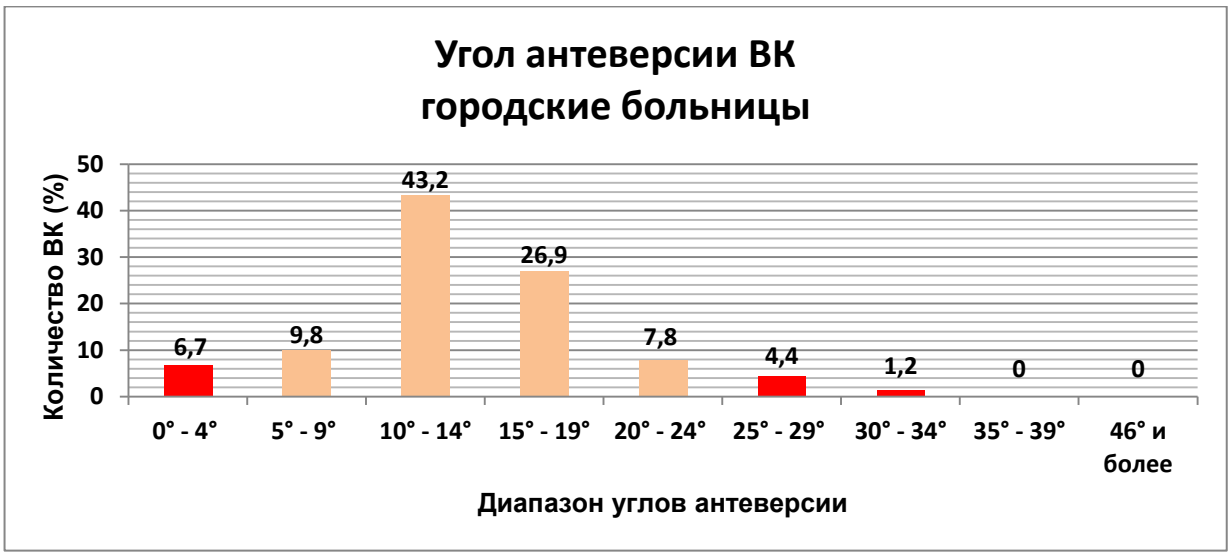


Рисунок 27. Угол антеверсии вертлужных компонентов, установленных пациентам в городских стационарах

В «безопасной зоне» Lewinnek находилось 66,6% вертлужных компонентов (316 суставов), установленных в городских больницах (рис. 28).

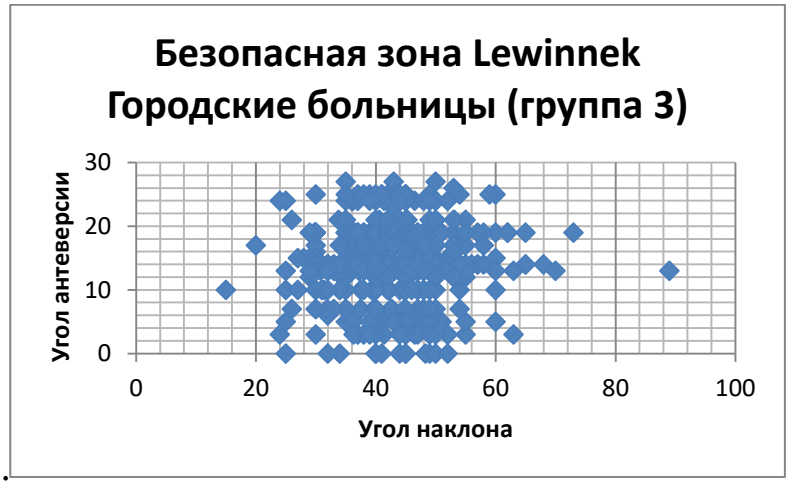


Рисунок 28. Распределение углов наклона и антеверсии вертлужных компонентов у пациентов прооперированных в городских стационарах (попадание в «безопасную зону» Lewinnek)

В то же время мы выделили пациентов из каждого городского стационара, у которых вертлужный компонент был установлен с углом наклона более 50°. В результате были получены данные, отраженные на рисунке 29.

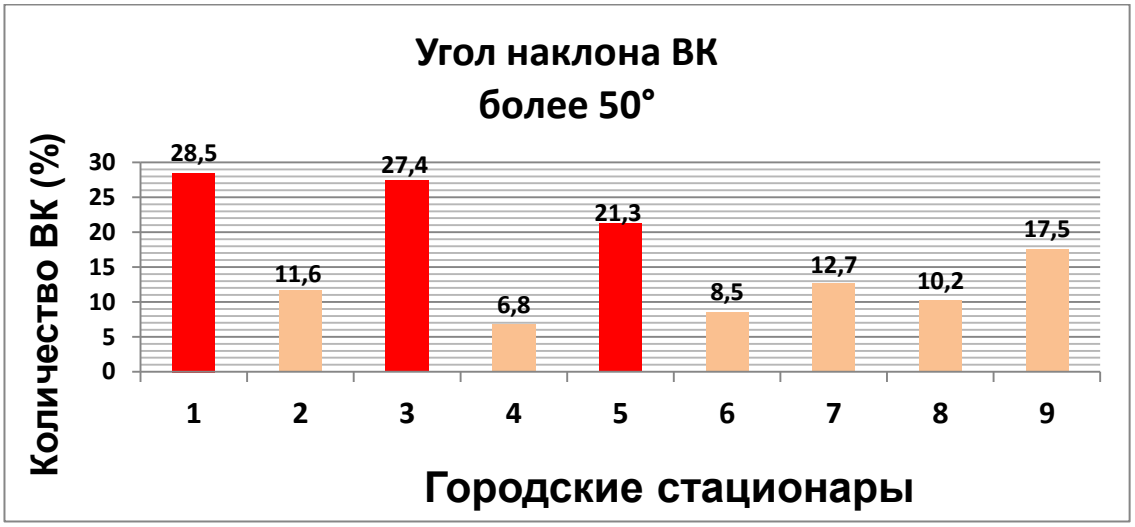


Рисунок 29. Показатель угла наклона вертлужного компонента более 50° в городских стационарах

В разных стационарах количество вертлужных компонентов, установленных под углом наклона выше 50°, варьировало от 6,8 до 28,5%, причем у пациентов, прооперированных в отделениях РНИИТО им. Р.Р. Вредена стандартным доступом (группа 1) и мини-инвазивной техникой хирургического вмешательства (группа 2), этот показатель составил 1,7 и 6,0% соответственно.

3.4. Оценка позиционирования бедренного компонента

Оценка позиционирования бедренного компонента 40 пациентов показала, что в 67,5% случаев (27 суставов) угол антеверсии ножки соответствовал допустимым значениям от 5 до 15°, хотя в 20% (8 пациентов) наблюдалась тенденция к установке ножки в нейтральное положение (рис. 30). Статистическая значимость различий P<0,001.

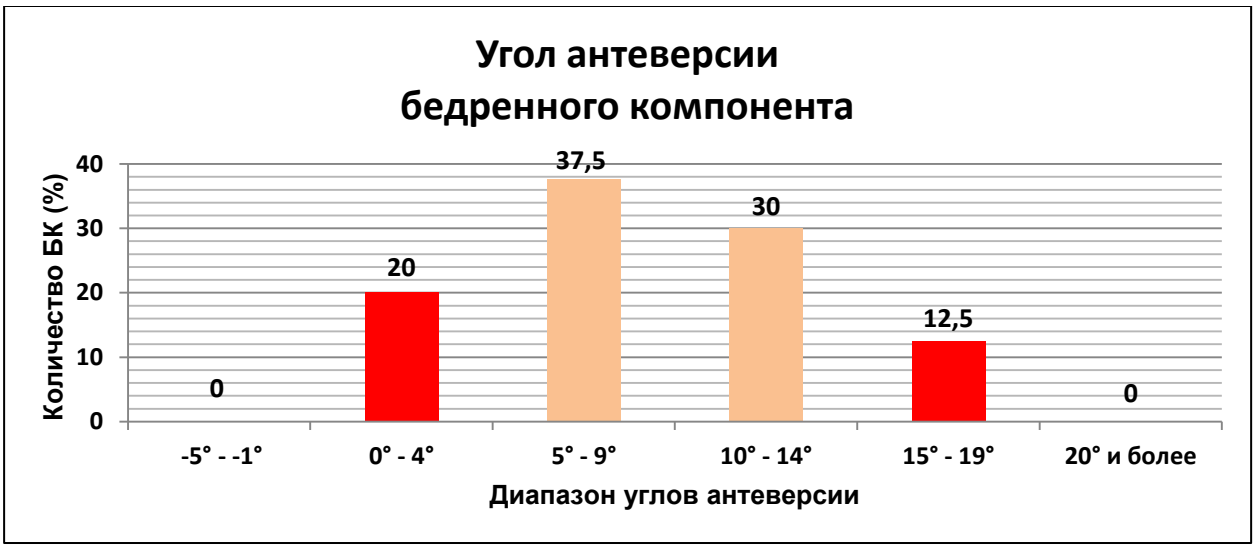


Рисунок 30. Распределение результатов измерений углов антеверсии бедренных компонентов

3.5. Обсуждение

В ходе проведенного исследования было выявлено, что вариабельность позиционирования вертлужного компонента имела довольно широкий диапазон даже у опытных хирургов, выполняющих более 100 первичных

эндопротезирований тазобедренного сустава в год (группы 1 и 2). Это связано с тем, что имеется множество не зависящих от хирурга факторов, влияющих на точность позиционирования вертлужного компонента, что подтверждается данными исследований других авторов (Bosker B. et al., 2007; Callanan M. et al., 2011). По данным нашего исследования, частота малпозиции вертлужного компонента напрямую связана с диагнозом, по поводу которого выполнялось оперативное вмешательство. Так, в сложных случаях эндопротезирования субоптимальное положение вертлужного компонента наблюдалось в 3 раза чаще, чем в стандартных ситуациях (в среднем 41,9% и 15,7% соответственно). При этом риск некорректной установки чашки в сложных случаях протезирования тазобедренного сустава был в 2,1 раза выше, чем при идиопатическом коксартрозе, АНГБК или переломах проксимального отдела бедренной кости. Немалое значение имеет и хирургический доступ. Так в ходе нашего исследования выяснилось, что при переднебоковом доступе (группа 1) некорректное положение вертлужного компонента по углу наклона наблюдалось в 11,2%, а по углу антеверсии – в 19,6% случаев. В целом, субоптимальная позиция вертлужного компонента наблюдалась в 29,1% случаев. В то же время у пациентов, прооперированных с применением малоинвазивной техники хирургического вмешательства (группа 2), частота ошибок по углу наклона и антеверсии составила 8,1% и 32,4% соответственно, а в общем субоптимальная позиция вертлужного компонента в группе составила 38,1%, что на 9% больше, чем в группе 1.

В исследовании P. Reize с соавторами (2008) была изучена зависимость позиционирования вертлужного компонента от опыта хирурга на 85 клинических случаях. Результаты не показали значимых различий между углами наклона и антеверсии чашки, установленной более опытными и менее опытными хирургами. По данным нашего исследования, проведённого на основании анализа рентгенограмм пациентов, прооперированных в городских больницах (менее опытными хирургами), так же не удалось выявить значимых отличий в

позиционировании вертлужного компонента – частота ошибок составила 33,4%. Однако в городских стационарах наблюдается явная тенденция к вертикализации вертлужного компонента: 14,8% чашек были установлены с углом наклона более 50°, при 1,7% у пациентов, прооперированных стандартным доступом в клинике РНИИТО. Анализ результатов эндопротезирования тазобедренного сустава в каждом отдельно взятом городском стационаре показал, что практически везде количество вертлужных компонентов, установленных с углом наклона более 50°, превышало 10%, а в двух стационарах достигало 30%. Такой высокий процент ошибок позиционирования вертлужного компонента, безусловно, может иметь прямую связь с недостаточным опытом хирурга, выполняющим операцию.

Использование направителя вертлужного компонента способствовало уменьшению частоты ошибок позиционирования на 7%. В то же время при использовании направителя в 6% случаев вертлужный компонент был установлен с углом наклона более 50°, что в 2 раза чаще, нежели в тех случаях, когда направитель не использовался. Возможно, это было связано с тем, что хирург ориентировался только на позицию направителя и не оценивал положение таза, которое могло меняться из-за наличия контрактур в смежном суставе, что и привело к установке вертлужного компонента с избыточным наклоном.

Расчёт частоты малпозиции в группах сравнения в зависимости от оперированной стороны показал, что частота ошибок имплантации вертлужного компонента слева в обеих группах была примерно одинаковой и составила менее 30%. В то же время в группе пациентов, прооперированных с использованием малоинвазивной техники хирургического вмешательства, частота ошибок при имплантации вертлужного компонента справа составила 46,3% по сравнению с 29,5% в группе пациентов, прооперированных стандартным доступом. Возможно, это обусловлено позицией хирурга у операционного стола и менее удобной позицией импактора чашки для более точной ориентации углов наклона и антеверсии. В подобных ситуациях, когда хирург в определённых условиях совершает большее количество ошибок при имплантации вертлужного

компонента, целесообразно использование компьютерной навигации с обучающей целью. После имплантации нескольких вертлужных компонентов с использованием компьютерной навигации хирург в дальнейшем более адаптирован к определённым условиям, что повлияет на частоту малпозиции.

Результаты исследования выявили незначительную связь увеличения углов наклона и антеверсии с нарастанием индекса массы тела, которая не имеет статистической значимости. Это обусловлено наличием мощного смешивающего фактора в виде адекватности хирургического доступа, что крайне сложно учитывать в исследовании.

Анализ частоты ошибок при имплантации вертлужных компонентов шестью опытными хирургами показал, что максимальное число малпозиции наблюдалось у хирурга, выполнявшего оперативные вмешательства малоинвазивным доступом. Ошибка позиционирования составила 38,1%. Вероятно, это связано с особенностями хирургического доступа и хирургической техники, когда избыточное количество мягких тканей препятствует правильной установке ручки импактора вертлужного компонента и, как следствие, его корректному позиционированию.

Ошибки в позиционировании бедренного компонента также достаточно распространены. По данным исследования L.D. Dorr с соавторами (2009), средняя антеверсия бесцементной ножки эндопротеза, вычисленная по 3D КТ-сканам, составила 10,2±7,5° (от 8,6 до 27,1°). Аналогичное исследование, выполненное A.P. Wines и D. McNicol (2006), показало среднюю антеверсию бедренного бесцементного компонента 11,1°. По результатам нашего исследования, средняя антеверсия бедренного компонента составила 10°, что сопоставимо с результатами исследований иностранных коллег. Однако несмотря на удовлетворительный показатель среднего значения, только в 67,5% случаев антеверсия бедренного компонента соответствовала диапазону от 10 до 20°. Неспособность хирурга контролировать антеверсию бедренного компонента также является фактором риска нарушения взаиморасположения компонентов.

Любой, даже опытный хирург при имплантации компонентов совершает достаточное количество ошибок независимо от доступа и использования направителя. Такие факторы, как индекс массы тела и оперируемая сторона, незначительно влияют на частоту малпозиции и клинически незначимы.

ГЛАВА 4
ВЛИЯНИЕ ПОЗИЦИИ КОМПОНЕНТОВ ЭНДОПРОТЕЗА НА ЧАСТОТУ ВЫВИХОВ И ТЕМПА ИЗНОСА УЗЛА ТРЕНИЯ ЭНДОПРОТЕЗА

4.1. Клинические результаты эндопротезирования у пациентов групп сравнения и группы пациентов с вывихами головки эндопротеза

В ходе исследования была проведена оценка позиционирования вертлужных компонентов у пациентов группы 1 (прооперированных стандартным доступом), группы 2 (прооперированных малоинвазивной техникой хирургического вмешательства) и группы 3 (пациентов, прооперированных в городских больницах), у которых в послеоперационном периоде произошли вывихи головки бедренного компонента. У всех пациентов группы 3 вывихи головки эндопротеза произошли в период первичной госпитализации, в то время как в 1-й и 2-й группах учитывались вывихи, случившиеся в течение первого года после операции.

В первой группе частота вывихов составила 0,9% (6 человек). В «безопасной зоне» Lewinnek находились 4 из 6 вертлужных компонентов. Только в одном случае, когда имело место выраженное ожирение (ИМТ более 40), угол наклона незначительно превышал 50°. Еще в одном наблюдении у молодого пациента отмечался тяжелый посттравматический артроз с выраженной сгибательно-приводящей контрактурой на фоне застарелого перелома задней колонны вертлужной впадины. Помимо этого, вертлужный компонент у него был установлен избыточно горизонтально – 28,7°.

Во 2-й группе вывих головки эндопротеза произошёл лишь в одном случае (0,5%), угол наклона и антеверсии вертлужного компонента при этом составил 46,3° и 46,0° соответственно, что и послужило причиной вывиха.

В 3-й группе в период нахождения в стационаре отмечено 9 вывихов (1,9%) – в 7 случаях пациенты были оперированы по поводу перелома ПОБК и в двух

наблюдениях – по поводу идиопатического коксартроза (табл. 16). В 5 случаях из 9 вертлужные компоненты были установлены в пределах «безопасной зоны».

Таблица 16

Результаты измерений углов наклона и антеверсии вертлужного компонента в группе пациентов, у которых в течение года после операции наблюдался вывих головки эндопротеза

№	Пол	Возраст	Сторона	Диагноз	ИМТ	Доступ	Углы ВК	
							наклон	антеверсия
Пациенты института								
1	Мужчина	55	Правая	ОА	40,8	Хардинга	50,2	23,3
2	Мужчина	64	Правая	ОА	30,1	Хардинга	30,5	19,2
3	Женщина	75	Правая	ОА	26,7	Хардинга	34,6	22,6
4	Мужчина	19	Правая	ПтрКА	24,3	Хардинга	28,7	23,8
5	Женщина	61	Правая	ЛС ШБК	25,7	Хардинга	40,0	23,9
6	Женщина	74	Левая	ОА	25,4	Хардинга	39,0	11,0
7	Мужчина	58	Левая	ОА	25,0	MIS	46,3	46,0
Пациенты городских стационаров								
1	Мужчина	60	Правая	ПШБК	н/д	задний	37,0	15,2
2	Мужчина	76	Правая	КА	н/д	задний	49,1	25,1
3	Женщина	65	Левая	КА	н/д	задний	30,2	7,3
4	Женщина	70	Правая	ПШБК	н/д	задний	34,8	21,2
5	Мужчина	52	Левая	ПШБК	н/д	задний	43,9	9,8
6	Женщина	43	Левая	ПШБК	н/д	задний	58,3	17,4
7	Женщина	77	Правая	ПШБК	н/д	Хардинга	62,0	18,9
8	Женщина	78	Правая	ПШБК	н/д	задний	40,2	21,3
9	Мужчина	80	Левая	ПШБК	н/д	Хардинга	59,4	22,3

При анализе результатов измерения углов наклона и антеверсии вертлужного компонента в группе пациентов с вывихами головки эндопротеза (группа 4) средний угол наклона чашки составил 43° (диапазон от 21,7 до 80,9°, Me 40,8°). Доверительный 95% интервал соответствовал диапазону от 40,1 до 46°.

Средний угол антеверсии составил 16,2°, от 0 до 46°(Me - 14,2°, 95% 95% ДИ от 13,4 до 19°) (табл.17).

Таблица 17

Показатели углов наклона и антеверсии вертлужного компонента в группе 4

Позиция вертлужного компонента		Группа 4
Угол наклона (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{40,1}$ 43,0 $_{46}$
	Мин-макс (Me)	21,7-80,9 (40,8)
	Станд. отклонение	10,9
	в зоне Lewinnek	42 (76,4%)
	Более 50°	8 (14,5%)
Значительное отклонение угла наклона	20° и менее	0
	60° и более	3 (5,5%)
Угол антеверсии (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{13,4}$ 16,2 $_{19}$
	Мин-макс (Me)	0-46 (14,2)
	Станд. отклонение	10,3
	в зоне Lewinnek	39 (70,9%)
Значительное отклонение угла антеверсии (35° и >)		3 (5,5%)
Сочетание наклона и Антеверсии	зона Lewinnek	32 (58,2%)

В 76,4% случаев у пациентов с вывихами головки эндопротеза угол наклона вертлужного компонента находился в пределах безопасной зоны и в 14,5% превышал допустимые нормы. В 5,5% случаев угол наклона превышал 60° (рис. 31).

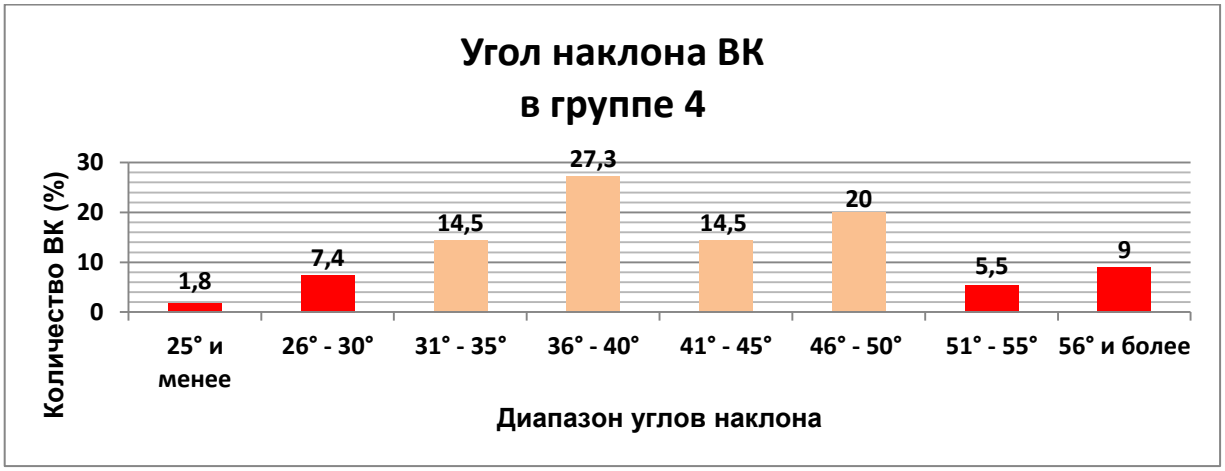


Рисунок 31. Угол наклона вертлужных компонентов в группе пациентов с вывихами головки эндопротеза

Оценка углов антеверсии показала, что 70,9% компонентов находились в пределах безопасной зоны Lewinnek. В 5,5% случаев (3 пациента) угол антеверсии вертлужного компонента превышал 35° (рис. 32).

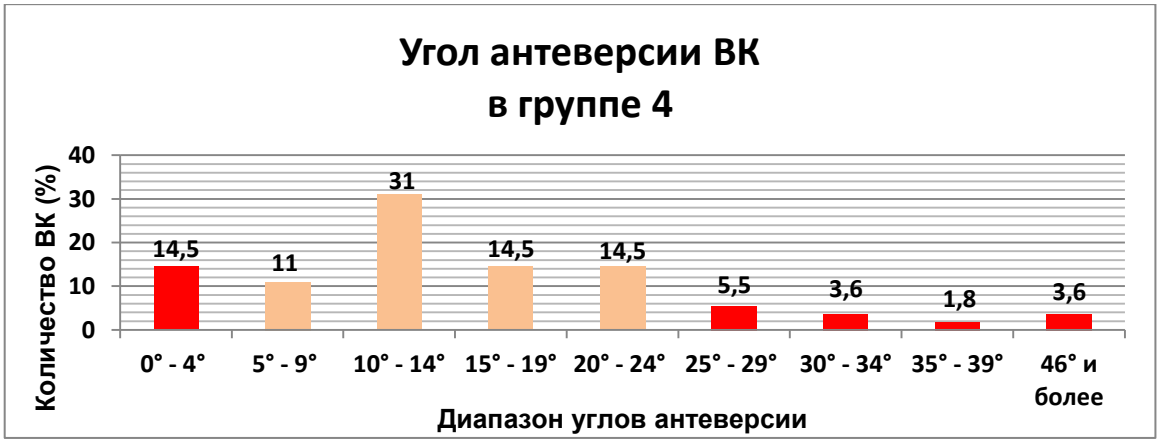


Рисунок 32. Угол антеверсии вертлужных компонентов в группе пациентов с вывихами головки эндопротеза

Несмотря на довольно большой процент попадания в «безопасную зону» отдельно взятых углов наклона и антеверсии вертлужных компонентов, истинно в зоне Lewinnek находилось только 58,2% ацетабулярных компонентов (рис. 33).

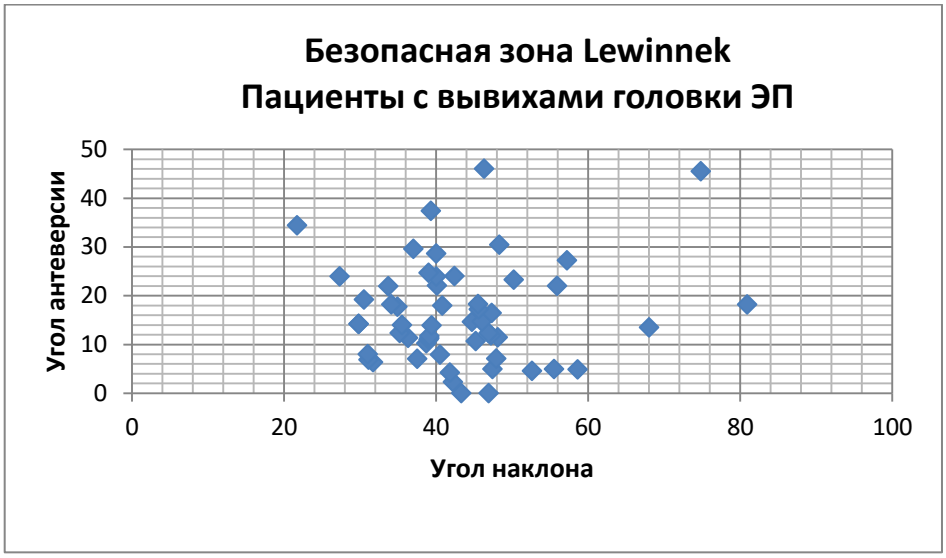


Рисунок 33. Распределение углов наклона и антеверсии у пациентов с вывихами головки эндопротеза (попадание в «безопасную зону» Lewinnek)

При оценке позиционирования бедренного компонента у 30 пациентов с вывихами головки эндопротеза 26,7% ножек находились в избыточной антеверсии (8 пациентов) и у 10% (3 пациента) бедренный компонент был установлен с недостаточной антеверсией (рис. 34).

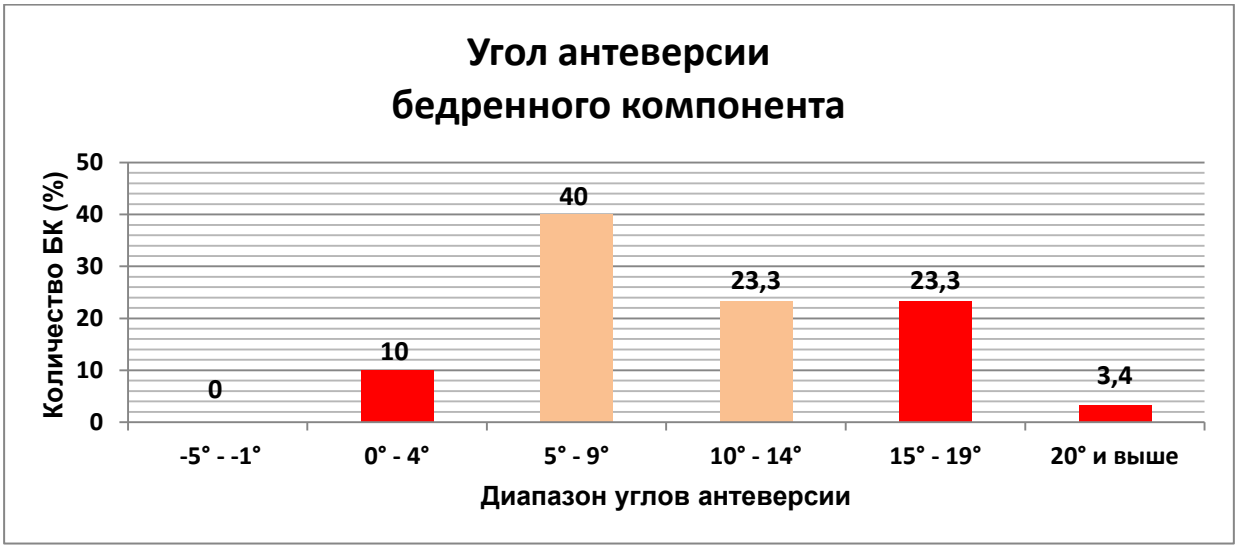


Рисунок 34. Распределение углов антеверсии бедренного компонента у пациентов с вывихами головки эндопротеза

4.1.1. Обсуждение

Анализ литературы по проблемам ревизионных вмешательств, связанных с рецидивирующими вывихами бедренного компонента, ведет к пониманию необходимости точной пространственной ориентации компонентов эндопротеза, в большей степени ацетабулярного, для чего в современной хирургии тазобедренного сустава предлагаются различные технические решения, в частности использование компьютерной навигации (Турков П.С. с соавт., 2013; Павлов В.В. с соавт., 2016; Renkawitz T. et al., 2011). Некорректное положение вертлужного компонента по углу наклона наблюдалось в 11,2%, а по углу антеверсии – в 19,6% случаев. В целом субоптимальная позиция вертлужного компонента наблюдалась в 29,1% наблюдений, что незначительно влияло на частоту вывиха эндопротеза (0,9%).

Вывих бедренного компонента является многофакторной проблемой и не зависит лишь от положения вертлужного компонента, на что указывают многие авторы (Захарян Н.Г., 2008; Widmer K.H., Zurfluh B., 2004; Pedersen D.R. et al., 2005; Callanan M. et al., 2011). В первой группе пациентов отмечался самый высокий уровень попадания в «безопасную зону» Lewinnek – 70,9%, тем не менее, частота вывихов составила 0,9% (6 наблюдений), при том, что в 4 из 6 случаев позиция компонента была корректна по углам наклона и антеверсии.

Во второй группе при существенно меньшем попадании в «безопасную зону» (61,9%) только у одного пациента развился вывих, т.е. даже тенденция к вертикальной установке вертлужного компонента на фоне минимального повреждения мышц незначительно влияла на стабильность сустава. В третьей группе пациентов вывихи отмечались в 1,9% случаев, и почти в половине этих наблюдений позиция вертлужного компонента была корректной. Анализ дополнительной группы, в которой все 55 пациентов имели вывих в течение года с момента первичного протезирования, показал практически такую же частоту установки компонентов в пределах «безопасной зоны» – 58,2%, но вывих бедренного компонента у этих пациентов все же произошел.

Следует отметить, что в группе с вывихами частота грубых нарушений позиционирования (60° наклона и более или антеверсия 35°) и более наблюдалась чаще – 9,1% в сравнении с 1% в 1-й группе, 3,8% во 2-й группе и 4% в 3-й группе. Особенно чувствителен сустав к увеличению угла наклона вертлужного компонента – в группе пациентов с вывихами он в 16,4% случаев превышал 50°.

В то же время, вывих при использовании малоинвазивного доступа наблюдался лишь в 1 случае (0,5%), несмотря на то, что 6% пациентов также имели угол наклона более 50°, а в группе пациентов, оперированных в городских больницах, частота таких случаев составила 14,8%.

Таким образом, при увеличении доли вертлужных компонентов с углом наклона более 50° нарастает вероятность развития вывихов, относительный риск составляет RR=4,198 (95% ДИ от 1,383 до 12,738), $p<0,001$. Возможно, большая частота относительно вертикальной позиции вертлужного компонента в дальнейшем скажется на избыточном износе узла трения эндопротеза, но в первые годы после операции в большинстве случаев достигается стабильность искусственного сустава. Определенное ограничение на данное исследование накладывает и тот факт, что пациенты института оценивались на наличие вывиха в течение года после операции, а пациенты городских больниц только на период пребывания в стационаре. У пациентов, прооперированных в городских стационарах, частота малпозиции не критична, но частота вывихов выше, что говорит о том, что важна не только позиция компонентов эндопротеза, но и другие факторы, в частности опыт хирурга, доступ, диагноз пациента и т.д. Всё это говорит о многофакторности проблемы вывихов головки эндопротеза и необходимости индивидуального подхода к каждому конкретному случаю эндопротезирования.

Интересен факт, что при незначительной разнице в количестве случаев субоптимального позиционирования вертлужного компонента между хирургами, работающими в институте (1-я и 2-я группы вместе – 27,9%) и в городских больницах (31,6%) частота вывихов у последних была в 2,4 раза выше (0,8% в

институте и 1,9% в городских больницах). Возможно, это связано со специфическим контингентом пациентов в городских больницах – как правило, это пожилые люди, нередко с когнитивными расстройствами и сниженным мышечным тонусом. Может быть, это результат более правильного взаиморасположения вертлужного и бедренного компонентов и более корректный хирургический доступ с минимальным повреждением мышц у ортопедов, занимающихся преимущественно эндопротезированием суставов. В частности, об этом может свидетельствовать минимальное расхождение в средних показателях углов наклона и антеверсии у хирургов, оперирующих стандартным доступом – расхождение составляет не более 3°. В свою очередь, у хирургов городских стационаров отмечается значительная тенденция к более вертикальной установке вертлужного компонента, что может в значительной мере зависеть от адекватности величины и направления кожного разреза, которые определяют натяжение мягких тканей и отклоняют инструмент для имплантации вертлужного компонента. В определенной степени это подтверждается такой же тенденцией при использовании малоинвазивного доступа.

Безусловно, оценка функционирования эндопротеза как биомеханического узла должна быть совокупной, то есть играет роль общая пространственная ориентация, складывающаяся из положения как бедренного, так и вертлужного компонентов (Павлов В.В., Прохоренко В.М., 2016), а также большое значение отводится роли окружающих сустав мышц (Захарян Н.Г., 2008; Sculco P.K. et al., 2016). Данные исследования, выполненные на ограниченном количестве клинических наблюдений, также подчеркивают значительную вариабельность в позиционировании бедренного компонента и высокую вероятность ошибки (Dorr L.D. et al., 2009). Малпозиция бедренного компонента зачастую может быть связана с доступом, который предпочитает хирург, и с не совсем корректной ориентацией оперируемой нижней конечности ассистентом во время имплантации бедренного компонента. В нашем исследовании малпозиция

бедренного компонента в группе с вывихами головки эндопротеза составила 36,7%.

Таким образом, любой хирург может допустить ошибку в позиционировании вертлужного и бедренного компонентов. Опыт хирурга в большей степени проявляется тем, что, выполняя во время операции тестовую проверку движений на предмет возможного вывиха, он может провести коррекцию пространственных взаимоотношений за счет использования модульного вкладыша с антилюксационным наклоном, увеличением диаметра головки и положением бедренного компонента, особенно цементной фиксации (Zagra L., Caboni E., 2017). Однако существуют пороговые значения позиции вертлужного компонента, за которыми никакие ухищрения, приведенные выше, не помогают – это крайне вертикальный и крайне горизонтальный наклон вертлужного компонента или явно недостаточная и избыточная антеверсия вертлужного компонента, величину которых в данном исследовании установить не удалось. В таких случаях лучшим выходом можно считать переустановку вертлужного компонента.

4.2. Результаты измерений линейного износа полиэтиленового вкладыша, угла наклона и антеверсии вертлужного компонента в группе пациентов после ТЭП в динамике

4.2.1. Общие данные результатов измерения рентгенограмм группы пациентов, у которых оценивалась степень износа полиэтиленового вкладыша

В группе 5,помимо оценки степени линейного износа полиэтиленового вкладыша у пациентов, перенесших тотального протезирования тазобедренного сустава (120 суставов у 109 пациентов), также оценивались сроки наблюдений пациентов, углы наклона и антеверсии вертлужного компонента, углы износа вкладыша (табл. 18).

Средний угол наклона вертлужного компонента в группе 5 составил 41,4° при минимальном значении 25,8° и максимальном 61,1°. Значение медианы было

сопоставимо со значением среднего угла наклона ацетабулярного компонента и составило 41,3° (95% ДИ интервал – от 40 до 42,2°). 56,6% вертлужных компонентов были установлены с углом наклона, превышающим 40°, а в 14,1% случаев угол инклинации был выше 50°. Безопасной зоне Lewinnek угол наклона вертлужного компонента соответствовал в 78,3% случаев (94 сустава) (рис. 35).

Таблица 18

Показатели углов наклона и антеверсии вертлужных компонентов, сроков наблюдения, ЛСИ и углов износа вкладыша в группе 5

Позиция вертлужного компонента		Группа 5
Угол наклона (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{40}$ 41,4 $_{42,8}$
	Мин-макс (Me)	25,8-61,1 (41,3)
	Станд. отклонение	7,4
	в зоне Lewinnek	94 (78,3%)
	Более 40°	68 (56,6%)
	Более 50°	17 (14,1%)
Значительное отклонение угла наклона	20° и менее	0
	60° и более	2 (1,6%)
Угол антеверсии (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{8,5}$ 9,7 $_{10,8}$
	Мин-макс (Me)	0-31,5 (8,9)
	Станд. отклонение	6,4
	в зоне Lewinnek	83 (69,1%)
Значительное отклонение угла антеверсии	5° и менее	35 (29,1%)
	35° и более	0
Сочетание наклона и антеверсии	зона Lewinnek	65 (54,1%)
Сроки наблюдения (мес.)	Ср. с 95% ДИ (мес)	$_{95,7}$ 102,3 $_{108,8}$
	Мин-макс (Me) (мес)	48,1-218,8 (96,5)
	Станд. отклонение	36,3
Линейный средний износ ПЭ (мм/год)	Ср. с 95% ДИ (мм/год)	$_{0,15}$ 0,16 $_{0,18}$
	Мин-макс (Me) (мм/год)	0,01-0,48 (0,15)
	Станд. отклонение	0,07
	Пациенты моложе 50 лет Ср. (Мин-макс)	0,16 (0,01-0,48)
	Пациенты старше 50 лет Ср. (Мин-макс)	0,17 (0,06-0,34)
Угол износа полиэтилена (градусы)	Ср. с 95% ДИ (градусы)	$_{59,7}$ 64,7 $_{69,6}$
	Мин-макс (Me) (градусы)	10,7-185,4 (61,1)
	Станд. отклонение	27,5

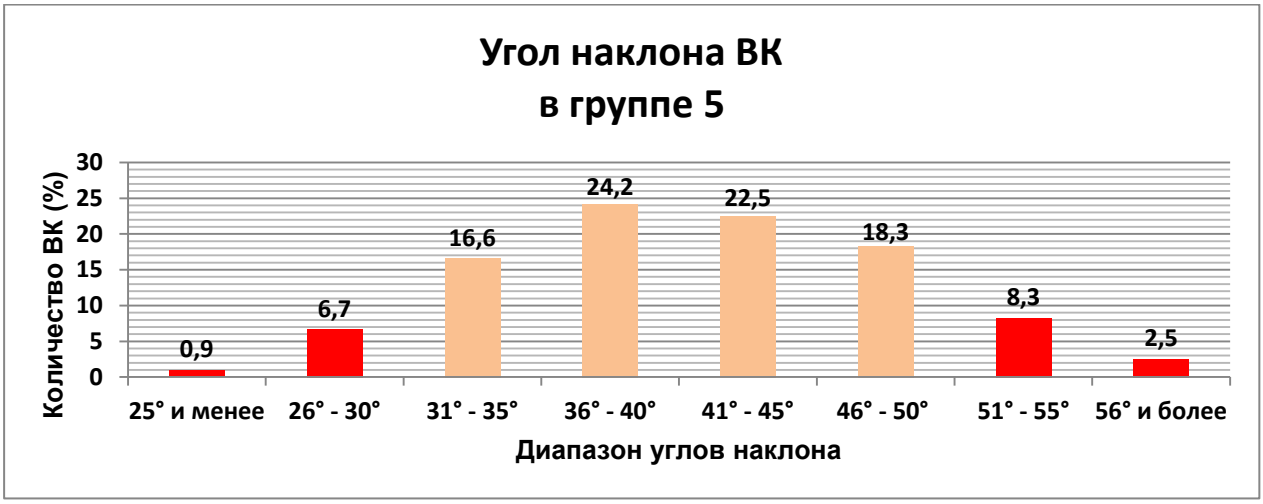


Рисунок 35. Углы наклона вертлужных компонентов в группе пациентов с износом полиэтиленового вкладыша

Средний угол антеверсии вертлужного компонента у пациентов группы 5 составил 9,7° при минимальном и максимальном значениях 0° и 31,5° соответственно (Me 8,9°, 95% ДИ от 8,3 до 10,8°). Анализ показал, что в 29,1% случаев (35 вертлужных компонентов) угол антеверсии был ниже допустимых 5°, а в 81,5% случаев – ниже 15° (98 чашек). Безопасной зоне угол антеверсии ацетабулярного компонента соответствовал лишь в 69,1% случаев (83 сустава) (рис. 36).

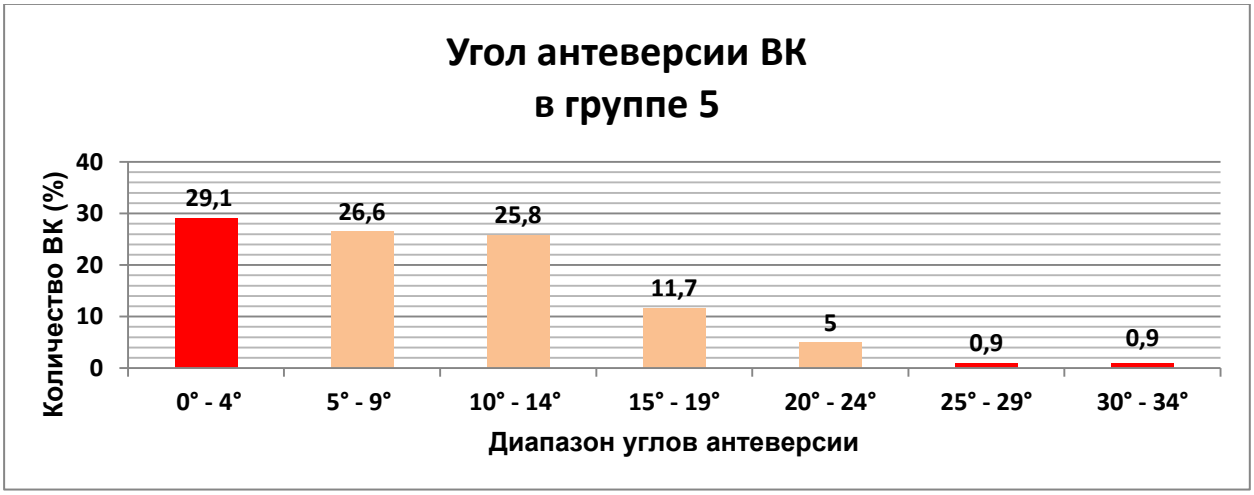


Рисунок 36. Угол антеверсии вертлужных компонентов в группе пациентов с износом полиэтиленового вкладыша

В группе пациентов, у которых оценивался износ полиэтиленового вкладыша, только 54,1% вертлужных компонентов (65 случаев) соответствовали диапазону безопасной зоны Lewinnek (рис. 37).

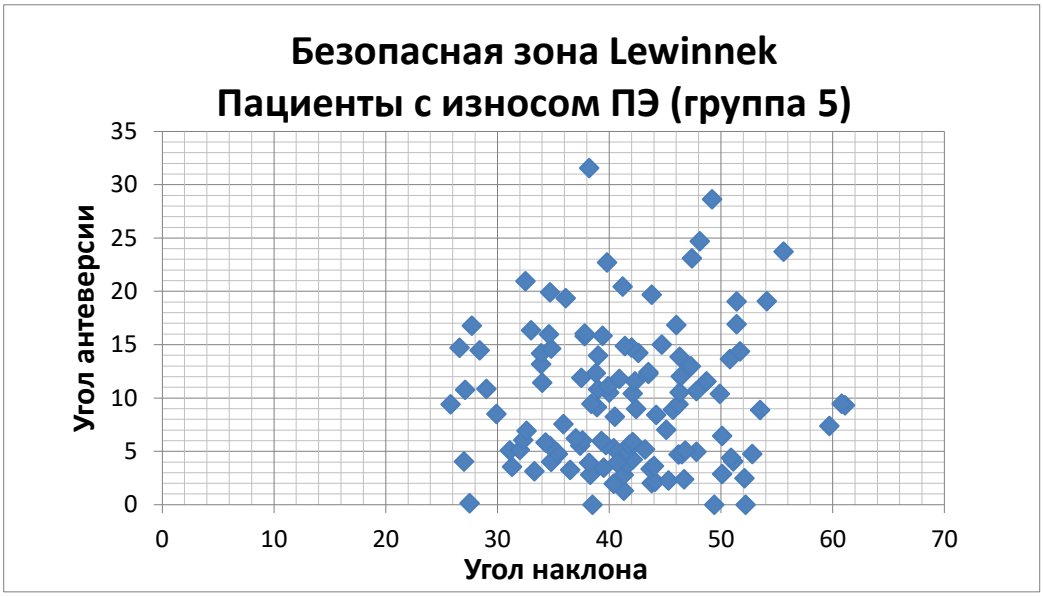


Рисунок 37. Распределение углов наклона и антеверсии у пациентов с износом полиэтиленового вкладыша (попадание в «безопасную зону» Lewinnek)

Средние сроки наблюдения пациентов группы в среднем составили 102,3 месяца (от 48,1 до 218,8 мес.). Значение медианы было ниже значения средних сроков наблюдения и составило 96,5 месяцев. Доверительный интервал в 95% соответствовал диапазону от 95,7 до 108,8 месяцев.

Линейный средний износ (ЛСИ) полиэтиленового вкладыша в группе 5 составил в среднем 0,16 мм/год (диапазон от 0,01 до 0,48 мм/год) (Me 0,15, 95% ДИ от 0,15 до 0,18).

При распределении по возрасту линейный средний износ полиэтилена у пациентов моложе 50 лет составил 0,16 мм/год (от 0,01 до 0,48), а у пациентов старше 50 лет – 0,17 мм/год (от 0,06 до 0,34).

Средний угол износа полиэтиленового вкладыша составил 64,7°, в достаточно широком диапазоне – от 10,7 до 185,4°. Значение медианы – 61,1°, Доверительный 95% интервал составил практически 10° в диапазоне от 59,7 до 69,6°.

Статистический анализ полученных данных не позволил выявить корреляционной зависимости между темпом среднего линейного износа полиэтиленового вкладыша и углами позиционирования вертлужных компонентов, сроками наблюдения, а так же полом и возрастом пациентов.

4.2.2. Данные результатов измерения рентгенограмм пациентов группы 5 в зависимости от модели вкладыша

После распределения пациентов группы 5 в зависимости от модели используемого полиэтиленового вкладыша был проведён детальный анализ данных измерений рентгенограмм (табл. 19).

У пациентов, которым был установлен вкладыш Zimmer Liner 10 deg. (71 случай), средний угол наклона вертлужного компонента составил 42°, в диапазоне от 27,1 до 61,1°. В 80,3% случаев (57 суставов) угол наклона соответствовал безопасной зоне Lewinnek, несмотря на то, что в 57,7% случаев угол инклинации ацетабулярного компонента превышал 40°, а в 14% – 50°. Средний угол антеверсии вертлужного компонента у этих же пациентов составил 9,6° (от 0 до 31,5°). В 38% случаев угол антеверсии был менее 5°, но всё же в 67,6% соответствовал безопасной зоне Lewinnek.

В совокупности углов позиционирования 54,9% вертлужных компонентов с использованием Zimmer Liner 10 deg. вкладыша были установлены в безопасной зоне. Средний срок наблюдения пациентов составил 91,8 месяцев (от 48,1 до 194,8 месяцев); линейный средний износ варьировал от 0,01 до 0,28 мм/год и в среднем составил 0,16 мм/год, а средний угол износа полиэтилена – 67,3° (от 20 до 185,4°).

У пациентов, которым был установлен Zimmer Standard полиэтилен (14 случаев), средний угол наклона вертлужного компонента составил 43,8°, в диапазоне от 27,7 до 54,1°. В 71,4% случаев угол наклона превышал 40°, а в 28,5% – 50°. Соответствие угла наклона безопасной зоне составило 71,4%.

Таблица 19

Показатели углов наклона и антеверсии вертлужных компонентов, сроков наблюдения, ЛСИ и углов износа вкладыша в зависимости от модели вкладыша

Позиция вертлужного компонента		Zimmer Liner 10 deg.	Zimmer Standard	Duraloc Enduron 10 deg.	Zimmer Longevity Crosslinked 10 deg.
		71 комп.	14 комп.	18 комп.	13 комп.
Угол наклона (градусы)	Ср. с 95% ДИ	40,2 42 43,8	39,3 43,8 48,4	36,0 39,3 42,6	34,1 39,3 44,6
	Мин-макс (Me)	27,1-61,1 (41,5)	27,7-54,1 (45)	26,6-50,8 (40,5)	25,8-51,1 (40,9)
	Станд. отклонение	7,4	7,8	6,5	8,7
	в зоне Lewinnek N (%)	57 (80,3%)	10 (71,4%)	15 (83,3%)	9 (69,2%)
	Более 40°	41 (57,7%)	10 (71,4%)	9 (50%)	7 (53,8%)
	Более 50°	10 (14%)	4 (28,5%)	1 (5,5%)	2 (15,3%)
Угол антеверсии (градусы)	Ср. с 95% ДИ	8,0 9,6 11,1	6,2 10,9 15,7	8,0 10,6 13,2	4,8 6,8 8,9
	Мин-макс (Me)	0-31,5 (9,3)	0-24,7 (8,2)	2,7-19,9 (12,4)	4-15 (5,1)
	Станд. отклонение	6,6	8,2	5,2	3,4
	в зоне Lewinnek N (%)	48 (67,6%)	10 (71,4%)	15 (83,3%)	7 (53,8%)
Значительное отклонение угла антеверсии	5° и менее N	27 (38%)	5 (35,7%)	4 (22,2%)	6 (46,1%)
	35° и более	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Сочетание наклона и антеверсии	зона Lewinnek	39 (54,9%)	6 (42,8%)	12 (66,6%)	6 (46,1%)
Сроки наблюдения (мес.)	Ср. с 95% ДИ (мес)	82,3 91,8 101,3	112,4 136,5 160,5	90,4 102,8 115,1	70,1 85 99,9
	Мин-макс (Me) (мес)	48,1-194,8 (85,8)	54,1-194,8 (136,8)	53,5-137,3 (105,1)	49,4-124 (81,7)
	Станд. отклонение	29,3	41,6	24,9	24,6
Линейный средний износ ПЭ (мм/год)	Ср. с 95% ДИ (мм/год)	0,14 0,16 0,17	0,09 0,14 0,18	0,18 0,23 0,27	0,12 0,14 0,17
	Мин-макс (Me) (мм/год)	0,01-0,28 (0,16)	0,05-0,29 (0,11)	0,09-0,41 (0,2)	0,07-0,24 (0,14)
	Станд. отклонение	0,05	0,07	0,09	0,04
Угол износа полиэтилена (градусы)	Ср. с 95% ДИ (градусы)	57,2 67,3 77,3	55,3 74,4 93,6	60,9 74 87,2	38,4 46,7 55
	Мин-макс (Me) (градусы)	20-185,4 (61,4)	26,8-170,5 (72,4)	26,2-113,9 (81,3)	26,4-72,1 (44,3)
	Станд. отклонение	31,0	33,1	26,3	13,7

Средний угол антеверсии составил 10,9° (от 0 до 24,7°). В 35,7% случаев угол антеверсии был менее 5° и в 71,4% случаев соответствовал значения зоны Lewinnek. Всего в безопасной зоне находилось лишь 42,8% вертлужных компонентов (6 суставов), в которых использовался Zimmer Standard полиэтилен. Средние сроки наблюдения пациентов составили 136,5 месяцев, в диапазоне от 54,1 до 194 месяцев. Средний ЛСИ составил 0,14 мм/год (от 0,05 до 0,29 мм/год); угол износа полиэтилена находился в пределах от 26,8 до 170,5° и в среднем составил 74,4°.

У пациентов, которым был имплантирован вкладыш Duraloc Enduron 10 deg. (18 случаев), средний угол наклона вертлужного компонента составил 39,3° (от 26,6 до 50,8°). В 50% случаев угол наклона превышал 40° и в 5,5% – 50° (1 случай). Безопасной зоне Lewinnek угол наклона соответствовал в 83,3%. Средний угол антеверсии вертлужных компонентов составил 10,6°, в диапазоне от 2,7 до 19,9°. Четыре вертлужных компонента из 18 были установлены с углом антеверсии менее 5° (22,2% случаев). Соответствие угла антеверсии ацетабулярного компонента безопасной зоне составило, как и у угла наклона, 83,3%. В совокупности углов позиционирования зоне Lewinnek соответствовали 66,6% вертлужных компонентов с вкладышами Duraloc Enduron 10 deg. Средние сроки наблюдения пациентов составили 102,8 месяцев (от 53,5 до 137,3 месяцев); средний ЛСИ составил 0,23 мм/год, в диапазоне от 0,09 до 0,41 мм/год. Средний угол износа полиэтилена соответствовал 74°м (от 26,2 до 113,9°).

У пациентов, которым был установлен вкладыш Zimmer Longevity Crosslinked 10 deg. (13 случаев), средний угол наклона вертлужного компонента составил 39,3°, в диапазоне от 25,8 до 51,1°. В 53,8% угол наклона чашки превышал 40°, а в 15,3% – 50°. Соответствие угла инклинации безопасной зоне составило 69,2%. Средний угол антеверсии составил 6,8° (от 4 до 15°). В 46,1% случаев ацетабулярные компоненты были установлены с углом антеверсии менее 5° и в 53,8% случаев соответствовали безопасной зоне от 5 до 25°. В

совокупности углов наклона и антеверсии только 46,1% вертлужных компонентов соответствовали зоне Lewinnek.

Средние сроки наблюдения пациентов составили 85 месяцев, в пределах от 49,4 до 124 месяцев. Диапазон линейного среднего износа составил от 0,07 до 0,24 мм/год, при среднем значении ЛСИ 0,14 мм/год. Средний угол износа вкладыша соответствовал значению 46,7° (от 26,4 до 72,1°).

Между группами пациентов с различными вкладышами имелись статистически значимые отличия по углу наклона и антеверсии вертлужного компонента (p>0,05).

Вкладыш Marathon использовался только у 4 пациентов (4 сустава) (табл. 20).

Таблица 20

Результаты исследования пациентов с установленным вкладышем Marathon

Вкладыш	Угол наклона	Угол антеверсии	Срок наблюдения (мес.)	ЛСИ (мм/год)	Угол износа (градус)
Marathon	39,8	22,716	132,6	0,13	79,2
	34,3	5,8328	143,88	0,14	52,5
	37,4	5,5407	71,4	0,11	84,4
	44,1	5,541	218,8	0,11	54,3
Среднее	38,2	12,2	141,6	0,12	67,6

Средний угол наклона вертлужного компонента у пациентов, которым был имплантирован вкладыш Marathon, составил 38,2°, угол антеверсии – 12,2°. Все вертлужные компоненты находились в пределах допустимой зоны Lewinnek. Средний срок наблюдения пациентов составил 141,6 месяцев (от 71,4 до 218,8 месяцев). Средний ЛСИ и угол износа составили 0,12 мм/год и 67,6° соответственно.

4.2.3. Обсуждение

Анализ данных литературы показал, что скорость изнашивания пары трения, используемой в эндопротезе, зависит от множества факторов, но, в первую очередь, от износостойкости материалов и условий функционирования эндопротеза. Высокий уровень активности пациентов ведет к ускоренному разрушению трущихся поверхностей (Liang T.J. et al., 2010), и многочисленные исследования демонстрируют взаимосвязь скорости изнашивания с развитием остеолиза, асептического расшатывания и частотой ревизий (Gallo J. et al., 2010). Соответственно, показатели выживаемости имплантатов при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов молодого возраста существенно хуже, чем в других возрастных группах (Achten J. et al., 2010) и, в противовес общей благополучной статистической картине, у пациентов моложе 50-летнего возраста через 10 лет остается в рабочем состоянии всего лишь около 80% искусственных суставов (Duffy G.P. et al., 2001), а через 20 лет ревизии подвергаются более 50% установленных эндопротезов (Georgiades G. et al., 2009). Из найденных нами в доступной литературе исследований лишь единичные демонстрируют высокие показатели выживаемости имплантатов на протяжении 10 лет у пациентов моложе пятидесятилетнего возраста.

В нашем исследовании средний возраст пациентов составил 48,9 лет, при этом 51,6% пациентов были моложе 50 лет. Средний срок наблюдения пациентов группы составил 102,3 месяца, а средний срок наблюдения пациентов моложе 50 лет составил 104,5 месяцев. Линейный средний износ полиэтилена в исследуемой группе в среднем составил 0,16 мм в год, причем у пациентов моложе 50 лет, ведущих более активный образ жизни, и у пациентов старше 50 лет разница среднего ЛСИ составила всего лишь 0,01 мм в год (0,16 и 0,17 мм/год соответственно), у 12 из 62 пациентов моложе 50 лет (19,3%) были установлены вкладыши из поперечносвязанного полиэтилена. Статистические методы также не выявили корреляционной зависимости между возрастом пациентов и степенью износа полиэтилена.

Износ полиэтиленового вкладыша так же коррелирует с позицией вертлужного компонента. По данным некоторых авторов, более высокой темп и степень износа полиэтилена могут быть связана с более высоким углом наклона вертлужного компонента и перераспределению нагрузки в узле трения (Yamaguchi M. et al., 2000). По данным Leslie IJ с соавт. увеличение количества продуктов износа чаще наблюдалось при вертикализации вертлужного компонента более 45° (Leslie IJ. et al., 2009). Данные исследования Patil S. с соавторами (2003) показали, что увеличение угла наклона вертлужного компонента более 45° приводило к увеличению объёмного и линейного износа полиэтиленового вкладыша более чем на 25% в исследованиях на симуляторе тазобедренного сустава и к увеличению линейного износа более чем на 40% при изучении рентгенограмм пациентов в динамике.

По данным нашего исследования, угол наклона установленных вертлужных компонентов соответствовал значениям безопасной зоны в 78,3% случаев. Так же не было выявлено вертлужных компонентов со значительными отклонениями угла наклона (менее 20° и более 60°). Однако наблюдалась общая тенденция к вертикальной установки чашки – более половины компонентов, а именно 56,6%, были имплантированы с углом инклинации более 40°, при этом у 14,1% всех имплантатов угол наклона был 50° и выше.

В свою очередь, избыточная антеверсия вертлужного компонента может быть причиной импинджмент-синдрома с шейкой или непосредственно с самим бедренным компонентом. Импинджмент между частями имплантата может быть причиной ускоренного изнашивания узла трения вследствие перегрузки артикулирующих поверхностей (Malik A. et al., 2007).

По результатам нашего исследования, в 69,1% случаев угол антеверсии вертлужного компонента соответствовал значениям безопасной зоны Lewinnek, более того, отмечается тенденция к установки ацетабулярного компонента в нейтральное положение – 29,1% чашек установлены с углом антеверсии менее 5°.

Немалое значение на степень износа оказывает и вид полиэтилена. Y. Nakashima с соавторами выполнили первичного протезирования тазобедренного сустава у 131 пациента с минимальными сроками наблюдения 10 лет и сравнили использование обычного полиэтилена с поперечносвязанным. По результатам исследования, скорость износа обычного полиэтилена составила 0,12 мм в год, а поперечносвязанного полиэтилена – 0,007 мм в год. В итоге авторы пришли к выводу, что использование обычного полиэтилена ограничивает выживаемость искусственного сустава в долгосрочной перспективе, в то время как низкий износ поперечносвязанного полиэтилена может значительно улучшить этот показатель (Nakashima Y. et al., 2013). S. Glyn-Jones с соавторами изучали износ обычного и поперечносвязанного полиэтилена на 54 пациентах через 3 года после первичного эндопротезирования тазобедренного сустава. Износ поперечносвязанного полиэтилена в среднем составил 0,35 мм в год, износ обычного полиэтилена – 0,45 мм в год. Авторы пришли к заключению, что поперечносвязанный полиэтилен на 60% более износостойкий, чем обычный, что может продлить функционирование эндопротеза (Glyn-Jones S. et al., 2008).

В нашей работе при изучении степени износа полиэтиленовых вкладышей различных производителей мы выявили, что наибольший линейный средний износ был у вкладышей Duraloc Enduron и в среднем составил 0,23 мм в год. И это при том, что частота ошибок при установке вертлужных компонентов у этих пациентов была меньше чем у других – 66,6% чашек находились в пределах безопасной зоны Lewinnek.

В то же время, у вкладышей из поперечносвязанного полиэтилена (Zimmer Longevity Crosslinked 10 deg.) степень линейного среднего износа, так же как и у вкладышей Zimmer Standard, в среднем составила 0,14 мм в год. При этом у вертлужных компонентов из поперечносвязанного полиэтилена и Zimmer Standard, по сравнению с другими вкладышами, наблюдалась самая высокая частота малпозиции – 46,1% и 42,8% чашек установлены в пределах безопасной зоны соответственно.

ГЛАВА 5
ИЗУЧЕНИЕ ВОЗМОЖНОСТЕЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ НАВИГАЦИИ В ОПТИМИЗАЦИИ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ ВЕРТЛУЖНОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА

5.1. Результаты измерения углов наклона и антеверсии, расчёта частоты малпозиции вертлужных компонентов пациентов группы 6

Для определения влияния компьютерной навигации на позиционирование вертлужного компонента, уменьшение частоты ошибок при имплантации чашки, а также для оценки обучающей эффективности компьютерной навигации были изучены данные обследования 350 пациентов (350 суставов) группы 6. Пять хирургов последовательно выполнили по 30 первичных тотальных эндопротезирований тазобедренного сустава без использования компьютерной навигации, по 10 операций с использованием компьютерной навигации и для оценки эффективности использования навигатора ещё по 30 первичных ТЭП ТБС. В каждом случае оценивался угол наклона и антеверсии вертлужного компонента, рассчитывалась частота малпозиции.

Результаты изучения рентгенограмм пациентов, прооперированных без использования компьютерной навигации представлены в таблице 21.

У хирурга 1 средний угол наклона вертлужного компонента составил 44,1° в диапазоне от 35 до 51,2°, медиана – 43,8°. Доверительный 95% интервал соответствовал значениям от 44,2 до 45,9°. У 26 вертлужных компонентов (86,6%) угол наклона соответствовал значениям безопасной зоны. Средний угол антеверсии чашки составил 12,6° (от 0,9 до 26,4°), значение медианы – 13,1 градус, Доверительный 95% интервал от 10,3 до 15°. В 83,3% случаев (25 пациентов) угол антеверсии соответствовал зоне Lewinnek. Всего безопасной зоне соответствовал 21 вертлужный компонент из 30, имплантированных хирургом 1, что составило 70%.

Таблица 21

Результаты измерения углов наклона и антеверсии вертлужных компонентов, установленных без использования компьютерной навигации

Позиция вертлужных компонентов, установленных до использования КН (№30)		Хирург 1	Хирург 2	Хирург 3	Хирург 4	Хирург 5
Угол наклона (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{42,4}$ 44,1 $_{45,9}$	$_{37,8}$ 40,3 $_{42,7}$	$_{38,4}$ 40,8 $_{43,1}$	$_{40,5}$ 42,3 $_{44,2}$	$_{38,9}$ 41,3 $_{43,8}$
	Мин-макс (Me)	35-51,2 (43,8)	26,8-54,5 (40,1)	30-57,6 (39,6)	29,3-54,3 (42)	31,4-60,6 (40,2)
	Станд. отклонение	4,7	6,5	6,3	4,9	6,6
	в зоне Lewinnek	26 (86,6%)	26 (86,6%)	27 (90%)	27 (90%)	26 (86,6%)
Угол антеверсии (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{10,3}$ 12,6 $_{15}$	$_{11,3}$ 14,1 $_{16,9}$	$_{7,4}$ 9,7 $_{12}$	$_{10,0}$ 12,7 $_{15,5}$	$_{13,9}$ 15,9 $_{17,9}$
	Мин-макс (Me)	0,9-26,4 (13,1)	2,2-28,1 (13,4)	1,4-22,6 (7,8)	2,5-30,9 (11,2)	7,1-26,9 (16)
	Станд. отклонение	6,2	6	5,1	7,3	5,3
	в зоне Lewinnek	25 (83,3%)	20 (66,7%)	22 (73,3%)	27 (90%)	27 (90%)
Сочетание наклона и антеверсии	зона Lewinnek	21 (70%)	19 (63,3%)	19 (63,3%)	22 (73,3%)	23 (76,6%)

У пациентов, которых оперировал хирург 2, средний угол инклинации чашки составил 40,3°, минимальное значение угла наклона составило 26,8°, максимальное – 54,5°, Значение медианы – 40,1°. Доверительный 95% интервал соответствовал значениям от 37,8° до 42,7°. Безопасной зоне соответствовали углы наклона 26 вертлужных компонентов (86,6% случаев). Средний угол антеверсии вертлужного компонента при имплантации хирургом 2 составил 14,1° (от 2,2° до 28,1°). Значение медианы – 13,4°; доверительный 95% интервал – от 11,3° до 16,9°. Угол антеверсии вертлужного компонента в 66,7% случаев (20 пациентов) соответствовал безопасной зоне. В совокупности углов наклона и антеверсии 19 вертлужных компонентов (63,3%) соответствовали зоне Lewinnek.

У пациентов, прооперированных хирургом 3, средний угол наклона вертлужного компонента составил 40,8°, в диапазоне от 26,8° до 54,5°. Значение медианы составило 39,6°, доверительный 95% интервал – от 38,4° до 43,1°. Соответствие угла инклинации безопасной зоне составило 90% (27 ацетабулярных компонентов). Средний угол антеверсии составил 9,7° (от 1,4° до

22,6°). Значение медианы соответствовало 7,8°, доверительный 95% интервал – от 7,4 до 12°. В зоне Lewinnek находилось 22 значения угла антеверсии чашки из 30, что составило 73,3%. В совокупности углов позиционирования зоне Lewinnek соответствовали 63,3% вертлужных компонентов.

Анализ результатов измерения углов наклона вертлужных компонентов, имплантированных хирургом 4, показал, что средний угол инклинации составил 42,3°, в диапазоне от 29,3 до 54,3°. Значение медианы составило 42°, доверительный 95% интервал – от 40,5° до 44,2°. Угол наклона 27 вертлужных компонентов (90% случаев) соответствовал безопасной зоне. Угол антеверсии вертлужного находился в диапазоне от 2,5° до 30,9° и в среднем составил 12,7°, медиана – 11,2°, а доверительный интервал находился в диапазоне от 10° до 15,5°. В зоне Lewinnek находилось 27 значений угла антеверсии чашки (90%). Всего безопасной зоне соответствовало 22 вертлужных компонента из 30 имплантированных хирургом 4, что составило 73,3%.

У пациентов, прооперированных хирургом 5, средний угол инклинации вертлужных компонентов составил 41,3°. Минимальное значение угла наклона составило 31,4°, максимальное – 60,6°. Значение медианы – 40,2°, доверительный 95% интервал – от 38,9 до 43,8°. Безопасной зоне соответствовали углы наклона 26 вертлужных компонентов (86,6% случаев). Средний угол антеверсии ацетабулярных компонентов составил 15,9° (от 7,1° до 26,8°). Значение медианы – 16°; доверительный 95% интервал – от 13,9 до 17,9°. Угол антеверсии вертлужного компонента в 90% случаев (27 пациентов) соответствовал безопасной зоне. В совокупности углов наклона и антеверсии 23 вертлужных компонента (76,6%) соответствовали зоне Lewinnek.

Результаты измерения углов наклона и антеверсии, а также расчёт частоты малпозиции вертлужных компонентов, имплантированных пятью хирургами с использованием компьютерной навигации, представлены в таблице 22.

Таблица 22

Результаты измерения углов наклона и антеверсии вертлужных компонентов, установленных с использованием компьютерной навигации

Позиция вертлужных компонентов, установленных с использованием КН (№10)		Хирург 1	Хирург 2	Хирург 3	Хирург 4	Хирург 5
Угол наклона (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{41,4}$ 44,2 $_{47}$	$_{44,2}$ 47,5 $_{50,8}$	$_{40,3}$ 43,8 $_{47,3}$	$_{43,2}$ 45,7 $_{48,2}$	$_{37}$ 41,9 $_{46,8}$
	Мин-макс (Me)	38,1-50,2 (44,7)	40,6-55,3 (47)	38,1-54,1 (42,8)	40-50,8 (45,7)	35,1-55,5 (38,1)
	Станд. отклонение	4	4,7	4,9	3,5	6,8
	в зоне Lewinnek	9 (90%)	7 (70%)	90 (90%)	9 (90%)	9 (90%)
Угол антеверсии (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{14}$ 17,4 $_{20,8}$	$_{14,6}$ 19,2 $_{23,8}$	$_{12,2}$ 17,6 $_{23}$	$_{13,7}$ 17,3 $_{20,9}$	$_{15,7}$ 19,3 $_{22,9}$
	Мин-макс (Me)	11,5-26,7 (17,8)	3,8-27,7 (20,1)	3,5-30,1 (17,2)	12,2-28,9 (16,2)	9,1-26,5 (20)
	Станд. отклонение	4,7	6,5	7,5	5	5
	в зоне Lewinnek	9 (90%)	8 (80%)	7 (70%)	9 (90%)	9 (90%)
Сочетание наклона и антеверсии	зона Lewinnek	8 (80%)	7 (70%)	7 (70%)	8 (80%)	8 (80%)

Средний угол наклона вертлужных компонентов, установленных хирургом 1 с использованием компьютерной навигацией, составил 44,2°, в диапазоне от 38,1 до 50,2°. Средний угол антеверсии составил 17,4° при минимальном значении 11,5° и максимальном – 26,7°. В 90% случаях углы наклона, как и углы антеверсии вертлужных компонентов, соответствовали безопасной зоне. В совокупности в зоне Lewinnek находилось 80% вертлужных компонентов.

Хирург 2 имплантировал вертлужные компоненты со средним углом наклона 47,5° (от 40,6° до 55,3°). В 70% угол наклона соответствовал безопасной зоне. Средний угол антеверсии чашки составил 19,2°, в диапазоне от 3,8° до 27,7°. 80% вертлужных компонентов были установлены с антеверсией от 5 до 25°. В безопасной зоне хирургом 2 были установлены 70% ацетабулярных компонентов.

У больных, которых оперировал хирург 3, средний угол наклона имплантированных вертлужных компонентов составил 43,8°, в диапазоне от 38,1° до 54,1°. В 90% случаев угол наклона попадал в безопасную зону. Средний

угол антеверсии чашки соответствовал 17,6°м (от 3,5° до 30,1°). Безопасной зоне соответствовали 70% углов антеверсии. Всего в зону Lewinnek попало 70% чашек.

Хирург 4 установил вертлужные компоненты со следующими показателями: средний угол наклона – 45,7° (от 40 до 50,8°), средний угол антеверсии – 17,3° (от 12,2° до 28,9°). В 90% случаев углы наклона и углы антеверсии соответствовали диапазонам значений безопасной зоны. В совокупности углов позиционирования 80% вертлужных компонентов попадали в зону Lewinnek.

Хирург 5 имплантировал вертлужные компоненты со средним углом наклона 41,9° (от 35,1° до 55,5°). В 90% угол наклона соответствовал безопасной зоне. Средний угол антеверсии чашки составил 19,3°, в диапазоне от 9,1° до 26,5°. 90% вертлужных компонентов были установлены с антеверсий от 5° до 25°. В безопасной зоне хирургом 5 были установлены 80% ацетабулярных компонентов.

Данные измерений углов наклона и антеверсии по обзорным рентгенограммам таза, а также прямым рентгенограммам оперированного тазобедренного сустава сравнивались с данными протокола компьютерного навигатора. Расхождение в данных при оценке угла наклона вертлужного компонента по рентгенограммам и по данным протокола навигатора в среднем составило 1,36° (от 0,1° до 2,8°), а при оценке угла антеверсии – 1,06° (от 0,2° до 2,2°). Такое небольшое расхождение в показателях углов позиционирования ацетабулярного компонента мы не считали значимым.

После выполнения каждым из 5 хирургов 10 операций первичного эндопротезирования тазобедренного сустава с использованием компьютерной навигации, выполнялось ещё по 30 операций без использования компьютерной навигации. Результаты исследования рентгенограмм пациентов, прооперированных без навигатора представлены в таблице 23.

Таблица 23

Результаты измерения углов наклона и антеверсии вертлужных компонентов, установленных после использования компьютерной навигации

Позиция вертлужных компонентов, установленных после использования КН (№30)		Хирург 1	Хирург 2	Хирург 3	Хирург 4	Хирург 5
Угол наклона (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{37,5}$ 39,8 $_{42}$	$_{42,2}$ 44,4 $_{46,6}$	$_{37,1}$ 39,4 $_{41,6}$	$_{38,3}$ 40,4 $_{42,5}$	$_{36,7}$ 39 $_{41,3}$
	Мин-макс (Me)	28,6-52,9 (38,3)	34,3-59,1 (43,8)	26,7-52,8 (39,5)	28,7-55,4 (40,5)	25,8-54,5 (38,6)
	Станд. отклонение	6	5,9	6	5,6	6,1
	в зоне Lewinnek	27 (90%)	23 (76,6%)	26 (86,6%)	27 (90%)	26 (86,6%)
Угол антеверсии (градусы)	Ср. с 95% ДИ	$_{13,3}$ 16 $_{18,6}$	$_{15}$ 17,4 $_{19,8}$	$_{14,3}$ 16,7 $_{19,1}$	$_{15,1}$ 17,6 $_{20,1}$	$_{13,3}$ 15,7 $_{18,2}$
	Мин-макс (Me)	1,9-27,4 (18,1)	8,4-29,9 (16,6)	1,8-28 (16,5)	2,1-28,4 (17,4)	3,3-27,6 (15,7)
	Станд. отклонение	7	6,3	6,4	6,6	6,6
	в зоне Lewinnek	23 (76,6%)	26 (86,6%)	22 (73,3%)	25 (83,3%)	25 (83,3%)
Сочетание наклона и антеверсии	зона Lewinnek	23 (76,6%)	22 (73,3%)	22 (73,3%)	23 (76,6%)	24 (80%)

У хирурга 1 средний угол наклона вертлужного компонента составил 39,8° в диапазоне от 28,6 до 52,9°, медиана – 38,3°. Доверительный 95% интервал соответствовал значениям от 37,5 компьютерной навигации до 42°. У 27 вертлужных компонентов (90%) угол наклона соответствовал значениям безопасной зоны. Средний угол антеверсии чашки составил 16° (от 1,9 до 27,4°), значение медианы – 18,1 градус, стандартное отклонение 95% от 13,3 до 18,6°. В 76,6% случаев (23 пациента) угол антеверсии соответствовал зоне Lewinnek. Всего безопасной зоне соответствовали 23 вертлужных компонента из 30 имплантированных хирургом 1, что составило 76,6%.

У пациентов хирурга 2 средний угол инклинации чашки составил 44,4°. Минимальное значение угла наклона – 34,3°, максимальное – 59,1°. Значение медианы – 43,8°. Доверительный 95% интервал соответствовал значениям от 42,2 до 46,6°. Безопасной зоне соответствовали углы наклона 23 вертлужных компонентов (76,6% случаев). Средний угол антеверсии вертлужного компонента

при имплантации хирургом 2 составил 17,4° (от 8,4 до 29,9°). Значение медианы – 16,6°; Доверительный 95% интервал – от 15 до 19,8°. Угол антеверсии вертлужного компонента в 86,6% случаев (26 пациентов) соответствовал безопасной зоне. В совокупности углов наклона и антеверсии, 22 вертлужных компонента (73,3%) соответствовали зоне Lewinnek.

У пациентов, прооперированных хирургом 3, средний угол наклона вертлужного компонента составил 39,4°, в диапазоне от 26,7 до 52,8°. Значение медианы составило 39,5°, а доверительный 95% интервал – от 37,1 до 41,6°. Соответствие угла инклинации безопасной зоне составило 86,6% (26 ацетабулярных компонента). Средний угол антеверсии составил 17,7° (от 1,8 до 28°). Значение медианы соответствовало 16,5°, Доверительный 95% интервал от 14,3 до 19,1°. В зоне Lewinnek находилось 22 значения угла антеверсии чашки из 30, что составило 73,3%. В совокупности углов позиционирования зоне Lewinnek соответствовали 73,3% вертлужных компонентов.

Результаты измерения углов наклона вертлужных компонентов, имплантированных хирургом 4, показали, что средний угол инклинации составил 40,4°, в диапазоне от 28,7 до 54,4°. Значение медианы составило 40,5°, доверительный 95% интервал – от 38,3 до 42,5°. Угол наклона 27 вертлужных компонентов соответствовал безопасной зоне, что составило 90% случаев. Угол антеверсии вертлужного находился в диапазоне от 2,1 до 28,4° и в среднем составил 17,6°, медиана – 17,4°, а доверительный интервал находился в диапазоне от 15,1 до 20,1°. В зоне Lewinnek находилось 25 значений угла антеверсии чашки (83,3%). Всего безопасной зоне соответствовало 23 вертлужных компонента из 30 имплантированных хирургом 4, что составило 76,6%.

У пациентов, прооперированных хирургом 5, средний угол инклинации вертлужных компонентов составил 39°. Минимальное значение угла наклона составило 25,8°, максимальное – 54,5°. Значение медианы - 38,6°. Доверительный 95% интервал соответствовал значениям от 36,7 до 41,3°. Безопасной зоне соответствовали углы наклона 26 вертлужных компонентов (86,6% случаев).

Средний угол антеверсии ацетабулярных компонентов составил 15,7° (от 3,3 до 26,7°). Значение медианы – 15,7°; доверительный 95% интервал – от 13,3 до 18,2°. Угол антеверсии вертлужного компонента в 83,3% случаев (25 пациентов) соответствовал безопасной зоне. В совокупности углов наклона и антеверсии, 24 вертлужных компонента (80%) соответствовали зоне Lewinnek.

5.2. Статистический анализ данных измерения рентгенограмм после эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов группы 6

Проверка гипотезы о нормальности распределения значений двух исследуемых параметров до и после использования компьютерной навигации производилась с помощью одновыборочного критерия Колмогорова – Смирнова. Результат – нулевая гипотеза принимается и, следовательно, значения среди двух показателей подчиняются закону о нормальном распределении.

Статистический анализ различий в двух выборках, до и после использования компьютерной навигации, проводился с помощью непараметрического Т-критерия знаковых рангов Вилкоксона для связанных выборок и составил $p=0,108$ для угла наклона вертлужного компонента (нулевая гипотеза принимается, различия несущественны) (на уровне тенденций) и попадание в 95% доверительный интервал разности средних ($p<0,05$) для угла антеверсии (различия в угле антеверсии можно считать достоверными).

Проведен анализ результатов попадания в зону Lewinnek среди исследуемых групп (выполнение операций до и после тренировки с помощью компьютерной навигации).

Использовался критерий Хи-квадрат (критерий Пирсона). Результат – $p=0,115$ – различия статистически не значимы, можно сказать на уровне тенденций (табл. 24, рис. 38, 39).

Таблица 24

Значения позиционирования вертлужного компонента по углу наклона и углу антеверсии среди исследуемых групп до и после выполнения операций с использованием компьютерной навигации

Параметр	Угол наклона ВК до КН, град.	Угол наклона ВК после КН, град.	Угол антеверсии ВК до КН, град.	Угол антеверсии ВК после КН, град.
Хирург 1	44,15±4,71	39,8±6,08	12,64±6,24	16±7*
Хирург 2	40,32±6,5	44,44±5,95	14,14±7,46	17,45±6,38*
Хирург 3	40,8±6,3	39,99±6	9,71±6,07	16,7±6,47*
Хирург 4	42,3±4,91	40,41±5,67	12,75±7,34	17,64±6,6*
Хирург 5	41,6±6,63	39,01±6,11	15,88±5,36	15,74±6,58
Среднее значение	41,8±5,96	40,6±6,2	13,02±6,7	16±6,58*

*- p<0,05

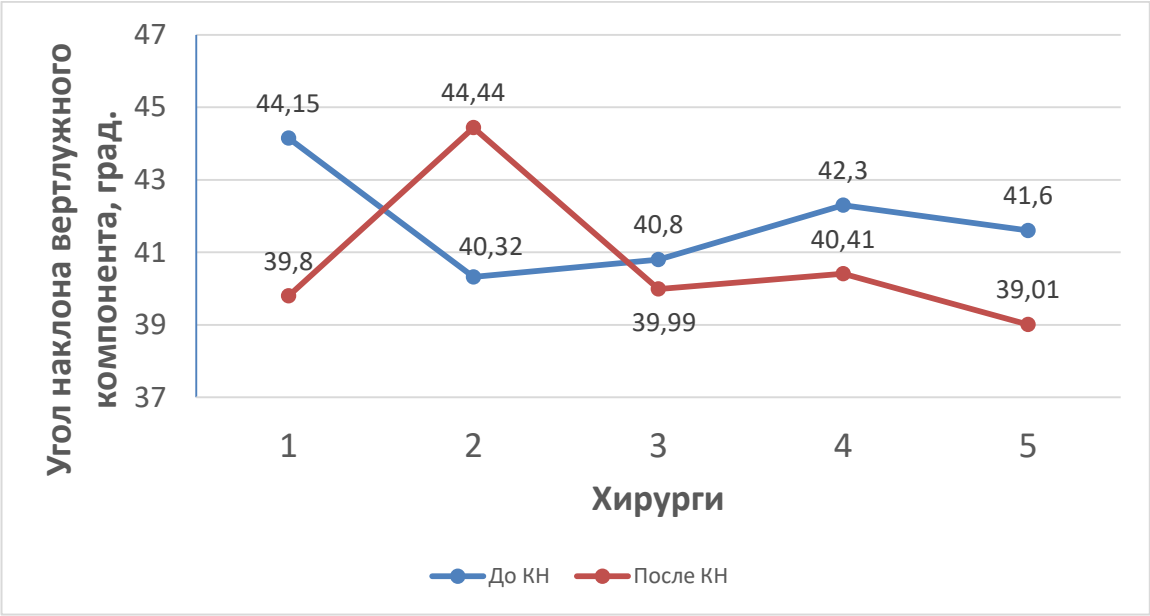


Рисунок 38. Средние значения позиционирования вертлужного компонента по углу наклона среди исследуемых групп до и после выполнения операций с использованием компьютерной навигации

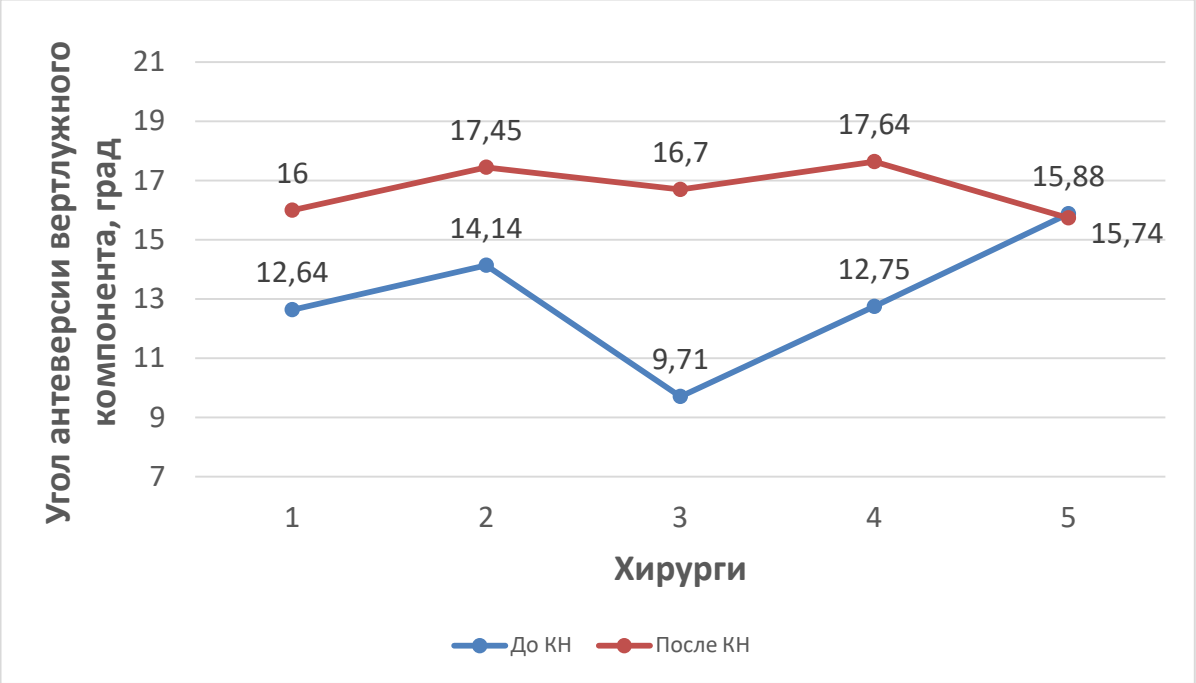


Рисунок 39. Средние значения позиционирования вертлужного компонента по углу антеверсии среди исследуемых групп до и после выполнения операций с использованием компьютерной навигации

5.3. Обсуждение

Одним из путей снижения частоты ошибок, особенно в нестандартных ситуациях (наличие деформаций, контрактур, малоинвазивные доступы), может быть использование компьютерной навигации. Незначительное увеличение времени, затраченное на установку датчиков и выполнение измерений, компенсируется уменьшением риска некорректной имплантации компонентов эндопротеза (Renkawitz T. et al., 2011). В исследовании J.W. Babisch с соавторами на основании результатов компьютерных томограмм тазобедренных суставов 72 пациентов, перенесших первичное тотальное эндопротезирование с использованием компьютерной навигации, было показано, что угол антеверсии вертлужного компонента в 99%, а угол наклона – в 97% соответствовали диапазону безопасной зоны (Babisch J.W. et al., 2008).

В нашем исследовании не удалось добиться столь хороших результатов, однако каждый из 5 хирургов при выполнении по 10 операций первичного

тотального эндопротезирования тазобедренного сустава с использованием компьютерной навигации повысил свой процент попадания в безопасную зону Lewinnek в среднем на 6%. В дальнейшем, при выполнении подобных операций без использования навигатора, каждый из хирургов смог сохранить этот процент. Статистический анализ полученных данных не позволил выявить значимого влияния компьютерной навигации на точность позиционирования вертлужного компонента, что связано с небольшим количеством пациентов в группах исследования. Однако при сравнении результатов эндопротезирования у пациентов, прооперированных до использования компьютерной навигации и после, отмечается тенденция к более корректному позиционированию ацетабулярного компонента в случаях после выполнения 10 навигируемых операций. Возможность уменьшения количества ошибок хирургом при имплантации вертлужного компонента после периодического использования компьютерной навигации говорит о её положительной обучающей способности, даже среди хирургов с большим опытом протезирования тазобедренного сустава.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Подводя итог нашего исследования, хочется обратить внимание на то, что, по мнению отечественных и зарубежных авторов, операцию тотального эндопротезирования тазобедренного сустава можно рассматривать как современный и высокоэффективный метод лечения пациентов с тяжелой патологией тазобедренного сустава разной этиологии (Прохоренко В.М., 2007; Ахтямов И.Ф., 2008; Мурылёв В.Ю. соавт., 2013). Поэтому во всём мире наблюдается повсеместное увеличение количества выполняемых первичных оперативных вмешательств на тазобедренном суставе. Однако, несмотря на заявляемую эффективность, уже в первые годы после замены сустава ряд пациентов подвергается ревизии эндопротеза, и с увеличением времени доля таких пациентов нарастает. Еще в 2014 году мы провели анализ ревизионных вмешательств, информация о которых содержалась в регистре нашего института. Из 1293 ревизий эндопротезов тазобедренного сустава, выполненных в период с 2011 по 2013 г. включительно, доля операций, сделанных в течение первых пяти лет после первичного эндопротезирования, составила 33% (Тихилов Р.М. с соавт., 2014). При этом доля впервые выполняемых ревизий от общего числа ревизионных операций составила 59,8%, из числа которых асептическое расшатывание компонентов наблюдалось в 28%, а вывихи – в 12% случаев. Согласно описанным критериям правильного положения компонентов эндопротеза, очевидные дефекты установки среди основных неинфекционных причин ревизий варьировали от 72% при вывихах до 74% при асептическом расшатывании компонентов. Такие дефекты характеризовались нарушением ориентации компонентов и высоким расположением центра ротации. Другими причинами вывихов головки эндопротеза были малпозиция бедренного компонента, импинджмент-синдром и мышечный дисбаланс вследствие недостаточной латерализации бедренной кости. Очевидно, что перечисленные факторы не относятся к неустранимым, и если учитывать их при планировании, то, вероятно, вполне можно избежать обозначенных выше проблем.

Несмотря на то, что малпозиция компонентов эндопротеза может быть причиной вывихов головки эндопротеза, износа полиэтиленового вкладыша, существует и другие факторы, приводящие возникновению этих осложнений. К этим причинам можно отнести недостаточность офсета, импинджмент синдром, недостаточность мышечного аппарата, анатомические особенности больного, активность пациента, несоблюдение пациентом предписанных рекомендаций.

Поэтому выбор цели диссертационного исследования и постановленные задачи были направлены на изучение частоты и причин субоптимального позиционирования компонентов эндопротеза, а так же на выявление связи между малпозицией и причинами, приводящими к нарушению функционирования искусственного тазобедренного сустава.

Проведённый в нашем исследовании анализ результатов обследования 1833 пациентов, перенесших первичное тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава, позволил сделать ряд заключений, изложенных ниже.

На первом этапе исследования мы изучили вариабельность позиционирования вертлужного компонента в зависимости от различных факторов, а в частности от хирургического доступа, использования направителя, оперируемой стороны, индекса массы тела пациента, опыта хирурга, а также оценили частоту субоптимального позиционирования ацетабулярного компонента в зависимости от диагноза пациентов. Была также изучена вариабельность позиционирования бедренного компонента. В результате мы выявили, что при мини-инвазивном доступе вертлужный компонент устанавливается в субоптимальном положении на 9% чаще, нежели при стандартном доступе. Следовательно, мини-инвазивный доступ может рассматриваться как фактор риска некорректной установки ацетабулярного компонента. В свою очередь, использование направителя при установке чашки повышает точность позиционирования на 7%, но не исключает вероятность ошибки. Такие факторы, как оперируемая сторона и индекс массы тела пациента, не показали статистически значимой связи с углами инклинации и антеверсии вертлужного

компонента. Несмотря на отсутствие значительной разницы в частоте малпозиции вертлужного компонента среди хирургов с разным опытом протезирования тазобедренного сустава, у операторов с небольшим опытом всё-таки выявлена тенденция к установке чашки в вертикальном положении: в 10% случаев угол наклона вертлужного компонента превышал 50°. Безусловно, большое значение имеет и диагноз пациента, по поводу которого выполнялось эндопротезирование тазобедренного сустава. Так, при дисплазиях, посттравматических коксартрозах, ложных суставах проксимального отдела бедренной кости, ревматоидном артрите малпозиция вертлужных компонентов наблюдалась в 3 раза чаще, нежели при идиопатическом коксартрозе или АНГБК, а риск установки чашки в субоптимальном положении в сложных случаях тотального эндопротезирования тазобедренного сустава был в 2 раза выше, нежели в стандартных ситуациях. Ошибки в позиционировании бедренного компонента также достаточно распространены. По результатам нашего исследования, только в 67,5% случаев антеверсия бедренного компонента соответствует диапазону от 10 до 20°. Неспособность хирурга контролировать антеверсию бедренного компонента, в свою очередь, является фактором риска нарушения взаиморасположения компонентов.

Следующим этапом исследования, после изучения вариабельности позиционирования компонентов эндопротеза и факторов, влияющих на частоту малпозиции чашки, было выявление зависимости между положением компонентов и частотой вывихов головки эндопротеза.

Анализ полученных в исследовании данных не позволил выявить прямого влияния позиции вертлужного компонента на частоту развития вывихов головки эндопротеза. У пациентов, прооперированных малоинвазивной техникой, с частотой малпозиции 38,1%, вывих произошёл лишь в одном случае из 184 (0,5%), т.е. минимальная травматизация мышц позволяет сохранить стабильность сустава, даже при некорректном положении ацетабулярного компонента. У пациентов, прооперированных в городских стационарах, частота вывихов

составила 1,9%, однако при оперативном вмешательстве у этих пациентов в подавляющем большинстве случаев использовался задний доступ, который, безусловно, мог быть фактором риска дислокации. Так же, у пациентов с вывихами, была выявлена значительная вариабельность позиционирования бедренного компонента: 26,7% ножек находились в избыточной антеверсии. Проблема вывихов связана не только с положением вертлужного или бедренного компонента и требует более детального изучения дополнительных факторов, напрямую или опосредовано влияющих на функционирование эндопротеза. В частности, к этим факторам можно отнести хирургический доступ, диагноз пациента, степень интраоперационной травматизации мышц, восстановление офсетного расстояния, длины конечности и, как следствие, сохранение мышечного баланса, соблюдение пациентом в послеоперационном периоде рекомендаций врача.

На следующем этапе исследования мы попытались выяснить, какие факторы влияют на темпы износа полиэтиленового вкладыша в узле трения искусственного сустава. В результате среднее значение линейного износа полиэтилена составило 0,16 мм в год. Проведённый статистический анализ не позволил выявить значимых различий между степенью линейного износа и полом пациента. Так же не удалось определить устойчивую связь между темпом линейного износа и возрастом пациентов. Однако отмечалась тенденция к уменьшению темпа износа вкладыша при увеличении возраста. Полиэтилен с поперечными связями продемонстрировал более низкие темпы линейного износа по сравнению с традиционным полиэтиленом сверхвысокой молекулярной массы. Каждый хирург, безусловно, должен помнить о долгосрочной перспективе функционирования искусственного тазобедренного сустава и при выборе эндопротеза учитывать трибологические особенности полиэтиленового вкладыша каждого производителя.

Одним из вариантов решения проблемы малпозиции вертлужного компонента можно считать использование компьютерной навигации. В

проведённом исследовании нам удалось доказать эффективность компьютерной навигации в отношении тренировки и закрепления мануальных навыков у хирургов с различным опытом тотального эндопротезирования тазобедренного сустава. Каждый из хирургов, выполнявший операции с использованием компьютерной навигации, при имплантации вертлужного компонента, повысил свою долю попадания в безопасную зону Lewinnek в среднем на 6%. При этом в дальнейшем при выполнении подобных операций без использования навигатора каждый из хирургов смог сохранить этот процент.

В итоге, реализованные этапы диссертационного исследования, по нашему мнению, позволили решить поставленные нами задачи и достичь его цели. Основные итоги проведенной работы представлены далее в выводах и практических рекомендациях.

ВЫВОДЫ

1. При тотальной артропластике ТБС наблюдается значительная вариабельность позиционирования компонентов эндопротеза с долей субоптимального положения вертлужного компонента до 38,1% всех наблюдений, а бедренного – до 32,5%. Факторами, повышающими риск малпозиции, являются индекс массы тела пациента, малоинвазивный доступ и опыт хирурга, а вероятными причинами – наличие контрактур тазобедренного сустава, фиксированные деформации позвоночника и некорректная работа ассистентов.

2. Вывих головки эндопротеза ТБС зависит не только от позиции вертлужного или бедренного компонентов, а является многофакторной проблемой, поскольку сильными смешивающими факторами являются вариант хирургического доступа и опыт хирурга, а также трудно учитываемые критерии, такие как адекватность восстановления мышечного баланса, корректность выбора эндопротеза и соблюдение пациентом в послеоперационном периоде рекомендаций врача. Это подтверждается отсутствием статистически значимых корреляций между частотой вывиха с одной стороны и углами наклона и антеверсии вертлужного компонента с другой.

3. Скорость линейного износа ввиду сильного воздействия ряда факторов (ИМТ, возраст, срок наблюдения и тип полиэтилена) не имела устойчивой связи с позицией вертлужного компонента, но отмечалась тенденция к увеличению износа с увеличением угла наклона, коэффициент корреляции Пирсона $r=0,241$ ($p=0,002$). В частности, при нахождении в «безопасной зоне» Lewinnek 46,1% вертлужных компонентов средняя скорость линейного износа поперечносвязанного полиэтилена составила 0,14 мм/год, а при позиционировании в «безопасной зоне» Lewinnek 66,6% вертлужных компонентов с вкладышами из стандартного полиэтилена сверхвысокой молекулярной массы средняя скорость линейного износа составила 0,23 мм/год.

4. Использование компьютерной навигации помогает не только снизить риск совершения ошибки при позиционировании вертлужного компонента в каждом конкретном случае, но и при регулярном её использовании даже опытными хирургами способствует выработке и закреплению мануальных навыков, позволяющих более точно устанавливать ацетабулярный компонент. Точность попадания в искомый диапазон углов наклона и антеверсии вертлужного компонента при использовании навигации у разных хирургов увеличивается на 4,4–10,0%, что делает целесообразным ее применение для периодической проверки собственного восприятия пространственного положения чашки эндопротеза.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Легко определяемый на стандартных рентгенограммах таза угол наклона вертлужного компонента может рассматриваться как независимый показатель качества выполнения эндопротезирования ТБС, поскольку при увеличении доли вертлужных компонентов с углом наклона более 50° нарастает вероятность развития вывихов, относительный риск составляет RR=4,198 (95% ДИ от 1,383 до 12,738), p<0,001, а также увеличиваются темпы износа полиэтиленового вкладыша.

2. Регулярное рентгенологическое обследование пациентов, перенесших тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава, с оценкой степени износа полиэтиленового вкладыша вертлужного компонента необходимо для понимания реальной эффективности используемых моделей эндопротезов. Независимо от этого при выборе пары трения эндопротеза ТБС целесообразно учитывать существенно более низкие темпы износа полиэтилена с поперечными связями в сравнении с традиционным полиэтиленом сверхвысокой молекулярной массы.

3. С учётом доказанной эффективности использования компьютерной навигации в отношении улучшения показателей точности позиционирования вертлужного компонента она должна периодически использоваться хирургами с небольшим опытом протезирования тазобедренного сустава с целью улучшения мануальных навыков и тренировки пространственного восприятия при имплантации вертлужного компонента эндопротеза.

4. В сложных ситуациях, а именно при фиксированных контрактурах контралатеральных суставов и выраженных деформациях позвоночника, приводящих к перекосу таза, диспластических и посттравматических коксартрозах, анкилозах тазобедренного сустава, а также при использовании малоинвазивных доступов ввиду высокой вероятности установки вертлужного компонента в субоптимальной позиции целесообразно использование компьютерной навигации независимо от опыта хирурга.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абдулнасыров, Р.К. Использование эндопротезов с двойной мобильностью при артропластике тазобедренного сустава / Р.К. Абдулнасыров, С.И. Киреев, О.Ю. Воскресенский [и др.] // Сборник научных трудов НИИТОН СГМУ. — Саратов, 2017. — С. 11–13.

2. Абдулнасыров, Р.К. Особенности профилактики вывиха эндопротеза тазобедренного сустава / Р.К. Абдулнасыров, Д.А. Марков, А.В. Фроленков [и др.] // Вестник ТГУ. — 2013. — № 6. — С. 3260–3264.

3. Ардашев, С.А. Эффективность тотального эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с высоким индексом массы тела / С.А. Ардашев, И.Ф. Ахтямов // Актуальные вопросы травматологии и ортопедии : матер. конф. молодых ученых Северо-Западного федерального округа. — СПб. : РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2017. — С. 7–9.

4. Ахтямов, И.Ф. Профилактика вывиха эндопротеза при артропластике тазобедренного сустава у пожилых пациентов / И.Ф. Ахтямов, Г.Г. Гарифуллов, В.Г. Афанасенко // Вестник травматологии и ортопедии им. В.Д. Чаклина. — 2009. — № 1. — С. 28–31.

5. Ахтямов, И.Ф. Возможности применения артропластики тазобедренного сустава при ревматических заболеваниях / И.Ф. Ахтямов, Р.Х. Закиров, М.А. Хайруллов, Б.Г. Зиатдинов // Практическая медицина. — 2008. — № 1. — С. 54–57.

6. Доклад о состоянии здоровья населения и организации здравоохранения по итогам деятельности органов исполнительной власти субъектов Российской Федерации за 2013 год. — М. : Министерство здравоохранения Российской Федерации, 2014. — 128 с.

7. Захарян, Н.Г. Вывихи после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава : автореф. дис. … канд. мед. наук : 14.00.22 / Захарян Норайр Грайрович. — М., 2008. — 24 с.

8. Ивашкин, А.Н. Применение метода двойной мобильности при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава / А.Н. Ивашкин, Н.В. Загородний, Т.О. Скипенко [и др.] // Сборник научных трудов, посвященный 25-летию кафедры травматологии и ортопедии Российского университета дружбы народов. — 2017. — С. 213–222.

9. Казарян, Г.М. Тотальное эндопротезпрование тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе при помощи компьютерной навигации : автореф. дис. … канд. мед. наук : 14.00.22 / Казарян Гагик Мушегович. — М., 2015. — 24 с.

10. Канзюба, А.И. Вывихи бедра после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава / А.И. Канзюба // Травма. — 2016. — № 1. — С. 106–110.

11. Ключевский, В.В. Вывихи после тотального замещения тазобедренного сустава: факторы риска, способы лечения / В.В. Ключевский, В.В. Даниляк, М.В. Белов [и др.] // Травматология и ортопедия России. — 2009. — № 3. — С. 136–138.

12. Колесник, А.И. Влияние угла инклинации на износ полиэтиленовых вкладышей в экспериментальном модуле эндопротеза тазобедренного сустава / А.И. Колесник, Н.С. Гаврюшенко, В.Г. Булгаков [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2016. — № 4. — Р. 60–65.

13. Колондаев, А.Ф. Полвека использования сверхвысокомолекулярного полиэтилена в эндопротезировании. достижения, проблемы, перспективы / А.Ф. Колондаев, А.В. Балберкин, Н.В. Загородний // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2012. — № 4. — С. 85–94.

14. Летов, А.С. Границы возможностей эндопротезирования тазобедренного сустава / А.С. Летов, В.В. Зоткин, О.Ю. Воскресенский [и др.] // Сборник научных трудов НИИТОН СГМУ. — Саратов, 2017. — С. 139–142.

15. Максимов, А.Л. Особенности ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава при асептической нестабильности компонентов (обзор литературы) / А.Л. Максимов // Уральский медицинский журнал. — 2017. — № 7. — С. 93–100.

16. Марков, Д.А. Хирургический доступ при эндопротезировании тазобедренного сустава / Д.А. Марков, Н.Н. Павленко, Р.К. Абдулнасыров, А.В. Фроленков // Сборник научных трудов НИИТОН СГМУ. — Саратов, 2017. — С. 174–178.

17. Молодов, М.А. Факторы риска вывихов тотальных эндопротезов тазобедренного сустава / М.А. Молодов, В.В. Даниляк, В.В. Ключевский [и др.] // Травматология и ортопедия России. — 2013. — № 2. — С. 23–30.

18. Мурылев, В.Ю. Пятилетние результаты применения керамических и керамополиэтиленовых пар трения при эндопротезировании тазобедренного сустава / В.Ю. Мурылев, Г.М. Кавалерский, Д.И. Терентьев [и др.] // Травматология и ортопедия России. — 2017. — № 1. — С. 89–97.

19. Мурылев, В.Ю. Эндопротезирование тазобедренного сустава как возможность улучшения качества жизни пациентов старческого возраста с ложным суставом шейки бедренной кости / В.Ю. Мурылев, П.М. Елизаров, Я.А. Рукин [и др.] // Успехи геронтологии. — 2017. — № 5. — С. 725–732.

20. Мурылев, В.Ю. Первичное эндопротезирование тазобедренного сустава с применением вертлужных компонентов из трабекулярного тантала / В.Ю. Мурылев, Г. Холодаев, Г.Г. Рубин [и др.] // Врач. — 2013. — № 1. — С. 73–76.

21. Павлов, В.В. Вывихи бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава: определение пространственного взаиморасположения компонентов / В.В. Павлов, В.М. Прохоренко // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2016. — № 3. — С. 5–10.

22. Прохоренко, В.М. Первичное и ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава / В.М. Прохоренко. — Новосибирск, 2007. — 348 с.

23. Скороглядов, А.В. Сравнение функциональных результатов лечения у больных после артропластики тазобедренного сустава с применением твердых пар трения / А.В. Скороглядов, А.Б. Бут-Гусаим, И.В. Сиротин, В.А. Мкртчян // Российский медицинский журнал. — 2015. — № 5. — С. 31–34.

24. Тихилов, Р.М. Структура ранних ревизий эндопротезирования тазобедренного сустава / Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков, А.Н. Коваленко [и др.] // Травматология и ортопедия России. — 2014. — № 2. — С. 5–13.

25. Травматизм, ортопедическая заболеваемость, состояние травматолого-ортопедической помощи населению России в 2008 году. — М. : ЦИТО им. Н.Н. Приорова, 2009. — 74 с.

26. Травматизм, ортопедическая заболеваемость, состояние травматолого-ортопедической помощи населению России в 2015 году. — М. : ЦИТО им. Н.Н. Приорова, 2016. — 146 с.

27. Тураходжаев, Ф.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава применением пары трения керамика-поперечносвязанный полиэтилен сроком наблюдения 10 лет / Ф.А. Тураходжаев, Х.М. Магомедов, С.А. Калашников, Н.В. Загородний // Вестник Российского научного центра рентгенорадиологии. — 2016. — № 3. — С. 5.

28. Турков, П.С. Компьютерная навигация при первичном и ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава / П.С. Турков, В.М. Прохоренко, В.В. Павлов // Современное искусство медицины. — 2013. — № 2–3. — Р. 40–43.

29. Хорошков, С.Н. Проблема вывихов и чашка двойной мобильности при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава / С.Н. Хорошков, Н.Л. Логвинов // Кафедра травматологии и ортопедии. — 2016. — Спецвыпуск. — С. 89.

30. Шильников, В.А. Двойная мобильность ацетабулярного компонента как способ профилактики вывиха головки эндопротеза

тазобедренного сустава / В.А. Шильников, А.Б. Байбородов, А.О. Денисов, Н.Н. Ефимов // Травматология и ортопедия России. — 2016. — № 4. — С. 107–113.

31. Шубняков, И.И. Влияние позиционирования вертлужного компонента эндопротеза на стабильность тазобедренного сустава / И.И. Шубняков, А.А Бояров, Р.М. Тихилов [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2017. — № 2. — С. 22–31.

32. Шубняков, И.И. Эпидемиология первичного эндопротезирования тазобедренного сустава на основании данных регистра артропластики РНИИТО им. Р.Р. Вредена / И.И. Шубняков, Р.М. Тихилов, Н.С. Николаев [и др.] // Травматология и ортопедия России. — 2017. — № 2. — С. 81–101.

33. Abdel, M.P. What safe zone? The vast majority of dislocated THAs are within the Lewinnek safe zone for acetabular component position / M.P. Abdel, Roth von P., Jennings M.T. [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2016. — Vol. 474. — P. 386–391.

34. Abe, H. Is the transverse acetabular ligament a reliable cup orientation guide? / H. Abe, T. Sakai, T. Hamasaki [et al.] // Acta Orthop. — 2012. — Vol. 83. — P. 474–480.

35. Achten, J. A randomized controlled trial of total hip arthroplasty versus resurfacing arthroplasty in the treatment of young patients with arthritis of the hip joint / J. Achten, N.R. Parsons, R.P. Edlin [et al.] // BMC Musculoskelet. Disord. — 2010. — Vol. 11. — P. 8.

36. Adam, P. Dual mobility cups hip arthroplasty as a treatment for displaced fracture of the femoral neck in the elderly. A prospective, systematic, multicenter study with specific focus on postoperative dislocation / P. Adam, R. Philippe, M. Ehlinger [et al.] // Orthop. Traumatol. Surg. Res. — 2012. — Vol. 98, N 3. — P. 296–300.

37. Affatato, S. Is ceramic-on-ceramic squeaking phenomenon reproducible in vitro ? A long-term simulator study under severe conditions / S. Affatato, F. Traina, C. Mazzega-Fabbro [et al.] // J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater. — 2009. — Vol. 91, N 1. — P. 264–271.

38. Al-Hajjar, M. Effect of cup inclination angle during microseparation and rim loading on the wear of BIOLOX® delta ceramic-on-ceramic total hip replacemen / M. Al-Hajjar, I.J. Leslie, J. Tipper [et al.] // J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater. — 2010. — Vol. 95, N 2. — P. 263–268.

39. Ali Khan, M.A. Dislocation following total hip replacement / M.A. Ali Khan, P.H. Brakenbury, I.S. Reynolds // J. Bone Joint Surg. Br. — 1981. — Vol. 63-B, N 2. — P. 214–218.

40. Angadji, A. Influence of cup orientation on the wear performance of metal-on-metal hip replacements / A. Angadji, M. Royle, S.N. Collins, J.C. Shelton // Proc. Inst. Mech. Eng. H. — 2009. — Vol. 223, N 4. — P. 449–457.

41. Archbold, H.A. The transverse acetabular ligament: an aid to orientation of the acetabular component / H.A. Archbold, B. Mockford, D. Molloy [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. — 2006. — Vol. 88, N 7. — P. 883–886.

42. Azodi, O.S. High body mass index is associated with increased risk of implant dislocation following primary total hip replacement: 2,106 patients followed for up to 8 years / O.S. Azodi, J. Adami, D. Lindström [et al.] // Acta Orthop. — 2008. — Vol. 79, N 1. — P. 141–147.

43. Babisch, J.W. The rationale for tilt-adjusted acetabular cup navigation / J.W. Babisch, F. Layher, L.P. Amiot // J. Bone Joint Surg. Am. — 2008. — Vol. 90, N 2. — P. 357–365.

44. Barsoum, W.K. A computer model of the position of the combined component in the prevention of impingement in total hip replacement / W.K. Barsoum, R.W. Patterson, C. Higuera [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. — 2007. — Vol. 89, N 6. — P. 839–845.

45. Barrack, R.L. Dislocation after total hip arthroplasty: implant design and orientation / R.L. Barrack // J. Am. Acad. Orthop. Surg. — 2003. — Vol. 11, N 2. — P. 89–99.

46. Bell, C.A. Effect of a distal centralizer on the positioning of an anatomical stem / C.A. Bell, P. Pilot, M. van den Boogaart, A.D. Verburg // Acta Orthop. Belg. — 2009. — Vol. 75, N 1. — P. 41–44.

47. Bernsmann, K. Computerassistierte navigierte Platzierung von verschiedenen Pfannentypen in der Hqftendoprothetik — eine randomisierte kontrollierte Studie / K. Bernsmann, U. Langlotz, B. Ansari, M. Wiese // Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. — 2001. — Vol. 319, N 6. — P. 512–517.

48. Berry, D.J. Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty / D.J. Berry, M. von Knoch, C.D. Schleck [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 2005. — Vol. 87, N 11. — P. 2456–2463.

49. Biedermann, R. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component / R. Biedermann, A. Tonin, M. Krismer [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. — 2005. — Vol. 87, N 6. — P. 762–769.

50. Bonnin, M.P. Should the acetabular cup be medialised in total hip arthroplasty? / M.P. Bonnin, P.H. Archbold, L. Basiglini [et al.] // Hip Int. — 2011. — Vol. 21, N 4. — P. 428–435.

51. Bosco, J.A. Loosening of a femoral stem associated with the use of an extended-lip acetabular cup liner. A case report / J.A. Bosco, J.B. Benjamin // J. Arthroplasty. — 1993. — Vol. 8, N 1. — P. 91–93.

52. Bosker, B.H. Poor accuracy of freehand cup positioning during total hip arthroplasty / B.H. Bosker, C.C. Verheyen, W.G. Horstmann, N.J. Tulp // Arch. Orthop. Trauma Surg. — 2007. — Vol. 127, N 5. — P. 375–379.

53. Bouchet, R. Posterior approach and dislocation rate: a 213 total hip replacements case-control study comparing the dual mobility cup with a conventional 28-mm metal head/polyethylene prosthesis / R. Bouchet, N. Mercier, D. Saragaglia // Orthop. Traumatol. Surg. Res. — 2011. — Vol. 97, N 1. — P. 2–7.

54. Bousquet, G. The ceramic coated cementless total hip arthroplasty: basic concepts and surgical technique / G. Bousquet, D.F. Gazielly, P. Girardin [et al.] // J. Orthop. Surg. Tech. — 1985. — Vol. 1. — P. 15–28.

55. Bozic, K.J. The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States / K.J. Bozic, S.M. Kurtz, E. Lau [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 2009. — Vol. 91, N 1. — P. 128–133.

56. Bozic, K.J. Comparative Epidemiology of Revision Arthroplasty: Failed THA Poses Greater Clinical and Economic Burdens Than Failed TKA / K.J. Bozic, A.F. Kamath, K. Ong [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2015. — Vol. 473, N 6. — P. 2131–2138.

57. Braten, M. Femoral anteversion in normal adults. Ultrasound measurements in 50 men and 50 women / M. Braten, T. Terjesen, I. Rossvoll // Acta Orthop. Scand. — 1992. — Vol. 63, N 1. — P. 29–32.

58. Brown, T.D. Impingement in total hip replacement: mechanisms and consequences / T.D. Brown, J.J. Callaghan // Curr. Orthop. — 2008. — Vol. 22, N 6. — P. 376–391.

59. Callanan, M.C. The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital / M.C. Callanan, B. Jarrett, C.R. Bragdon [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2011. — Vol. 469, N 2. — P. 319–329.

60. Callanan, M. An analysis of cup positioning in THA: Quality improvements by use of a local joint registry. 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society / M H. Callanan, Malchau, D. Zurakowski [et al.]. — [Эл. ресурс] : Orthopaedic Research Society. — URL : http://www.ors.org/Transactions/56/0362.pdf.

61. Chalmers, B.P. Conversion of Hip Hemiarthroplasty to Total Hip Arthroplasty Utilizing a Dual-Mobility Construct Compared With Large Femoral Heads / B.P. Chalmers, K.I. Perry, A.D. Hanssen [et al.] // J. Arthroplasty. — 2017. — Vol. 32, N 10. — P. 3071–3075.

62. Chang, J.D. The Evolution of Computer-Assisted Total Hip Arthroplasty and Relevant Applications / J.D. Chang, I.S. Kim, A.M. Bhardwaj, R.N. Badami // Hip Pelvis. — 2017. — Vol. 29, N 1. — P. 1–14.

63. Charnley, J. Arthroplasty of the hip. A new operation / J. Charnley // Lancet. —1961. — Vol. 1, N 7187. — P. 1129–1132.

64. Charnley, J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention / J. Charnley // J. Bone Joint Surg. Br. — 1972. — Vol. 54, N 1. — P. 61–76.

65. Conroy, J.L. Risk factors for revision for early dislocation in total hip arthroplasty / J.L. Conroy, S.L. Whitehouse, S.E. Graves // J. Arthroplasty. — 2008. — Vol. 23, N 6. — P. 867–872.

66. Corbett, K.L. Population-based rates of revision of primary total hip arthroplasty: a systematic review / K.L. Corbett, E. Losina, A.A. Nti [et al.] // PLoS One. — 2010. — Vol. 5, N 10. — P. e13520.

67. Crowninshield, R.D. Biomechanics of large femoral heads: what they do and don't do / R.D. Crowninshield, W.J. Maloney, D.H. Wentz [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2004. — N 429. — P. 102–107.

68. Daigle, M.E. The cost-effectiveness of total joint arthroplasty: a systematic review of published literature / M.E. Daigle, A.M. Weinstein, J.N. Katz, E. Losina // Best Pract. Res. Clin. Rheumatol. — 2012. — Vol. 26. — P. 649–658.

69. Davis, A. Does body mass index affect clinical outcome post-operatively and at five years after primary unilateral total hip replacement performed for osteoarthritis? / A. Davis, A. Wood, A. Keenan [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. — 2011. — Vol. 93, N 9. — P. 1178–1182.

70. De Haan, R. Revision of metal-on-metal resurfacing arthroplasty of the hip: the influence of malpositioning of the components / R. De Haan, P.A. Campbell, E.P. Su [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. — 2008. — Vol. 90, N 9. — P. 1158–1163.

71. DiGioia, A.M. The Otto Aufranc Award. Image guided navigation system to measure intraoperatively acetabular implant alignment / A.M. DiGioia, B. Jaramaz, M. Blackwell [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 1998. — N 355. — P. 8–22.

72. DiGioia, A.M. Comparison of a mechanical acetabular alignment guide with computer placement of the socket / A.M. DiGioia, B. Jaramaz, A.Y. Plakseychuk [et al.] // J. Arthroplasty. — 2002. — Vol. 17, N 3. — P. 359–364.

73. DiGioia, A.M. Functional pelvic orientation measured from lateral standing and sitting radiographs / A.M. DiGioia, M.A. Hafez, B. Jaramaz [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2006. — Vol. 453. — P. 272–276.

74. D'Lima, D.D. The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different head-neck ratios / D.D. D'Lima, A.G. Urquhart, K.O. Buehler [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 2000. — Vol. 82. — P. 315–321.

75. Dimitriou, D. The effect of femoral neck osteotomy on femoral component position of a primary cementless total hip arthroplasty / D. Dimitriou, T.Y. Tsai, Y.M. Kwon // Int. Orthop. — 2015. — Vol. 39, N 12. — P. 2315–2321.

76. Dorr, L.D. A comparison of surgeon estimation and computed tomographic measurement of femoral component anteversion in cementless total hip arthroplasty / L.D. Dorr, Z. Wan, A. Malik [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 2009. — Vol. 91. — P. 2598–2604.

77. Dorr, L.D. Combined anteversion technique for total hip arthroplasty / L.D. Dorr, A. Malik, M. Dastane, W. Zhinian // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2009. — Vol. 467. — P. 1528–1132.

78. Dudda, M. Risk factors for early dislocation after total hip arthroplasty: a matched case-control study / M. Dudda, A. Gueleryuez, E. Gautier [et al.] // J. Orthop. Surg. (Hong Kong). — 2010. — Vol. 18. — P. 179–183.

79. Duffy, G.P. Primary uncemented total hip arthroplasty in patients <40 years old: 10- to 14-year results using first-generation proximally porous-coated

implants / G.P. Duffy, D.J. Berry, C. Rowland, M.E. Cabanela // J. Arthroplasty. — 2001. — Vol. 16. — P. 140–144.

80. Dy, C.J. Risk factors for early revision after total hip arthroplasty / C.J. Dy, K.J. Bozic, T.J. Pan [et al.] // Arthritis Care Res. (Hoboken). — 2014. — Vol. 66, N 6. — P. 907–915.

81. Eckrich, S.G. Effect of rotation on the radiographic. Appearance of the femoral canal / S.G. Eckrich, P.C. Noble, H.S. Tullos // J. Arthroplasty. — 1994. — Vol. 9. — P. 419–426.

82. Ekelund, A. Total hip arthroplasty in patients 80 years of age and older / A. Ekelund, N. Rydell, O.S. Nilsson // Clin. Orthop. Relat. Res. — 1992. — Vol. 281. — P. 101–106.

83. Elkins, J.M. Bone-on-bone versus hardware impingement in total hips: a biomechanical study / D.R. Pedersen, J.J. Callaghan, T.D. Brown // Iowa Orthop. J. — 2012. — Vol. 32. — P. 17–21.

84. Emerson, R.H. Jr. Increased anteversion of press-fit femoral stems compared with anatomic femur / R.H. Emerson Jr. // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2012. — Vol. 470, N 2. — P. 477–481.

85. Esposito, C.I. Cup position alone does not predict risk of dislocation after hip arthroplasty / C.I. Esposito, B.P. Gladnick, Y.Y. Lee [et al.] // J. Arthroplasty. — 2015. — Vol. 30, N 1. — P. 109–113.

86. Gallo, J. The relationship of polyethylene wear to particle size, distribution, and number: A possible factor explaining the risk of osteolysis after hip arthroplasty / J. Gallo, M. Slouf, S.B. Goodman // J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater. — 2010. — Vol. 94, N 1. — P. 171–177.

87. Gasbarra, E. Total hip arthroplasty revision in elderly patients / E. Gasbarra, F.L. Perrone, M. Celi [et al.] // Aging. Clin. Exp. Res. — 2013. — Vol. 25, Suppl. 1. — P. 61–63.

88. Georgiades, G. Charnley lowfriction arthroplasty in young patients with osteoarthritis: outcomes at a minimum of twenty-two years / G. Georgiades, G.C. Babis,

G. Hartofilakidis // J. Bone Joint Surg. Am. — 2009. — Vol. 91, N 12. — P. 2846–2851.

89. Glyn-Jones, S. The creep and wear of highly cross-linked polyethylene: a three-year randomised, controlled trial using radiostereometric analysis / P. McLardy-Smith, H.S. Gill, D.W. Murray // J. Bone Joint Surg. Br. — 2008. — Vol. 90, N 5. — P. 556–561.

90. Haaker, R.G. Comparison of conventional versus computer-navigated acetabular component insertion / R.G. Haaker, K. Tiedjen, A. Ottersbach [et al.] // J. Arthroplasty. — 2007. — Vol. 22, N 2. — P. 151–159.

91. Hall, R.M. Prevalence of impingement in explanted Charnley acetabular components / R.M. Hall, P. Siney, A. Unsworth, B.M. Wroblewski // J. Orthop. Sci. — 1998. — Vol. 3. — P. 204–208.

92. Hart, A.J. The relationship between the angle of version and rate of wear of retrieved metal-on-metal resurfacings: a prospective, CT-based study / A.J. Hart, K. Ilo, R. Underwood [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. — 2011. — Vol. 93, N 3. — P. 315–320.

93. Hart, A.J. Which factors determine the dear rate of large-diameter metal-on-metal hip replacements? Multivariate analysis of two hundred and seventy-six components / A.J. Hart, S. Muirhead-Allwood, M. Porter [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 2013. — Vol. 95. — P. 678–685.

94. Hafez, M. III Navigation in Minimally Invasive Total Knee Arthroplasty and Total Hip Arthroplasty / M. Hafez, M. Seel, B. Jaramaz, A. DiGioia // Oper. Tech. Orthop. — 2006. — Vol. 16. — P. 207–210.

95. Health Quality Ontario. Computer-assisted hip and knee arthroplasty. Navigation and active robotic systems: an evidence-based analysis // Ont. Health Technol. Assess. Ser. — 2004. — Vol. 4, N 2. — P. 1–39.

96. Hisatome, T. Theoretically optimum position of the prosthesis in total hip arthroplasty to fulfill the severe range of motion criteria due to neck impingement / T. Hisatome, H. Doi // J. Orthop. Sci. — 2011. — Vol. 16, N 2. — P. 229–237.

97. Iorio, R. Orthopaedic surgeon workforce and volume assessment for total hip and knee replacement in the United States: preparing for an epidemic / R. Iorio, W.J. Robb, W.L. Healy [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 2008. — Vol. 90, N 7. — P. 1598–1605.

98. Jain, K. Comparison of femoral stem alignment in primary total hip replacement by transtrochanteric and posterior approach / K. Jain, S. Subramanian, J. Hodgkinson, M. Hemmady // Pol. Orthop. Traumatol. — 2013. — Vol. 78. — P. 115–119.

99. Jaramaz, B. Computer assisted measurement of cup placement in total hip replacement / B. Jaramaz, A.M. DiGioia 3rd, M. Blackwell, C. Nikou // Clin. Orthop. Relat. Res. — 1998. — N 354. — P. 70–81.

100. Johansson, H.R. Does acetabular inclination angle affect survivorship of alumina-ceramic articulations? / H.R. Johansson, A.J. Johnson, M.G. Zywiel [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2011. — Vol. 469, N 6. — P. 1560–1566.

101. Jolles, B.M. Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis / B.M. Jolles, P. Zangger, P.F. Leyvraz // J. Arthroplasty. — 2002. — Vol. 17. — P. 282–288.

102. Jolles, B.M. Computer-assisted cup placement techniques in total hip arthroplasty improve accuracy of placement / B.M. Jolles, P. Genoud, P. Hoffmeyer // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2004. — Vol. 426. — P. 174–179.

103. Jørgensen, C.C. Hip dislocations after 2,734 elective unilateral fast-track total hip arthroplasties: incidence, circumstances and predisposing factors / C.C. Jørgensen, P. Kjaersgaard-Andersen, S. Solgaard, H. Kehlet // Arch. Orthop. Trauma Surg. — 2014. — Vol. 134. — P. 1615–1622.

104. Kaku, N. The mechanical effects of cup inclination and anteversion angle on the bearing surface / N. Kaku, T. Tabata, H. Tagomori [et al.] // Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. — 2018. — Vol. 28, N 1. — P. 65–70.

105. Kalteis, T. Imageless navigation for insertion of the acetabular component in total hip arthroplasty: is it as accurate as CT-based navigation? / T. Kalteis, M. Handel, H. Bäthis [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. — 2006. — Vol. 88, N 2. — P. 163–167.

106. Katz, J.N. Twelve-year risk of revision after primary total hip replacement in the U.S. Medicare population / J.N. Katz, E.A. Wright, J. Wright [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 2012. — Vol. 94. — P. 1825–1832.

107. Kelley, S.S. Relationship of femoral head and acetabular size to the prevalence of dislocation / S.S. Kelley, P.F. Lachiewicz, J.M. Hickman, S.M. Paterno // Clin. Orthop. Relat. Res. — 1998. — P. 163–170.

108. Kennedy, J.G. Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration / J.G. Kennedy, W.B. Rogers, K.E. Soffe [et al.] // J. Arthroplasty. — 1998. — Vol. 13. — P. 530–534.

109. Keshmiri, A. No difference in clinical outcome, bone density and polyethylene wear 5–7 years after standard navigated vs conventional cementfree total hip arthroplasty / A. Keshmiri, C. Schröter, M. Weber [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. — 2015. — Vol. 135. — P. 723–730.

110. Khatod, M. An analysis of the risk of hip dislocation with a contemporary total joint registry / M. Khatod, T. Barber, E. Paxton [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2006. — Vol. 447. — P. 19–23.

111. Kim, Y.H. Influence of patient-, design-, and surgery-related factors on rate of dislocation after primary cementless total hip arthroplasty / Y.H. Kim, Y. Choi, J.S. Kim // J. Arthroplasty. — 2009. — Vol. 24. — P. 1258–1263.

112. Kiyama, T. Effect of superior placement of the hip center on abductor muscle strength in total hip arthroplasty / T. Kiyama, M. Naito, H. Shitama, A. Maeyama // J. Arthroplasty. — 2009. — Vol. 24. — P. 240–245.

113. Korduba, L.A. Effect of acetabular cup abduction angle on wear of ultrahigh-molecular-weight polyethylene in hip simulator testing / L.A. Korduba, A.

Essner, R. Pivec [et al.] // Am. J. Orthop. (Belle Mead NJ). — 2014. — Vol. 43, N 10. — P. 466–471.

114. Košak, R. Polyethylene wear is related to patient-specific contact stress in THA / R. Košak, V. Kralj-Iglič, A. Iglič, M. Daniel // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2011. — Vol. 469, N 12. — P. 3415–3422.

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.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 2007. — Vol. 89, N 4. — P. 780–785.

116. Kurtz, S.M. Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030 / S. Kurtz, E. Lau, K. Ong [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2009. — Vol. 467. — P. 2606–2612.

117. Kurtz, S.M. Impact of the economic downturn on total joint replacement demand in the United States: updated projections to 2021 / S. Kurtz, K. Ong, E. Lau, K.J. Bozic // J. Bone Joint Surg. Am. — 2014. — Vol. 96, N 8. — P. 624–630.

118. Kwon, M.S. Does surgical approach affect total hip arthroplasty dislocation rates? / M.S. Kwon, M. Kuskowski, K.J. Mulhall [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2006. — Vol. 447. — P. 34–38.

119. Langton, D.J. The effect of component size and orientation on the concentrations of metal ions after resurfacing arthroplasty of the hip / D.J. Langton, S.S. Jameson, T.J. Joyce [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. — 2008. — Vol. 90-B. — P. 1143–1151.

120. Lautridou, C. Survival of the cementless Bousquet dual mobility cup: Minimum 15-year follow-up of 437 total hip arthroplasties / C. Lautridou, B. Lebel, G. Burdin, C. Vielpeau // Rev. Chir. Orthop. — 2008. — Vol. 94, N 8. — P. 731–739.

121. Lazennec, J.Y. Offset and anteversion reconstruction after cemented and uncemented total hip arthroplasty: an evaluation with the low-dose EOS system comparing two and three-dimensional imaging / J.Y. Lazennec, A. Brusson, F. Dominique [et al.] // Int. Orthop. — 2015. — Vol. 39. — P. 1259–1267.

122. Learmonth, I.D. The operation of the century: total hip replacement / I.D. Learmonth, C. Young, C. Rorabeck // Lancet. — 2007. — Vol. 370. — P. 1508–1519.

123. Lecuire, F. Intra-prosthetic dislocation of the Bousquet dual mobility socket / I. Benareau, J. Rubini, M. Basso // Rev. Chir. Orthop. — 2004. — Vol. 90. — P. 249–255.

124. Lembeck, B. Pelvic tilt makes acetabular cup navigation inaccurate / O. Mueller, P. Reize, N. Wuelker // Acta Orthop. — 2005. — Vol. 76. — P. 517–523.

125. Leslie, I. Effect of bearing size on the long-term wear, wear debris, and ion levels of large diameter metal-on-metal hip replacements-An in vitro study / I. Leslie, S. Williams, C. Brown [et al.] // J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater. — 2008. — Vol. 87, N 1. — P. 163–172.

126. Leslie, I.J. High cup angle and microseparation increase the wear of hip surface replacements / I.J. Leslie, S. Williams, G. Isaac [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2009. — Vol. 467. — P. 2259–2265.

127. Lewinnek, G.E. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties / G.E. Lewinnek, J.L. Lewis, R. Tarr [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 1978. — Vol. 60. — P. 217–220.

128. Liang, T.J. Uncemented total hip arthroplasty in patients younger than 50 years: A 6- to 10-year follow-up study / T.J. Liang, M.Z. You, P.F. Xing [et al.] // Orthopedics. — 2010. — Vol. 33, N 4. — P. 236–239.

129. Little, N. Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset / N. Little, C. Busch, J. Gallagher [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2009. — Vol. 467. — P. 2895–2900.

130. Lusty, P.J. Wear and acetabular component orientation in third generation alumina-on-alumina ceramic bearings: an analysis of 33 retrievals [corrected] / P.J. Lusty, A. Watson, M.A. Tuke [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. — 2007. — Vol. 89. — P. 1158–1164.

131. Lübbeke, A. Differences in outcomes of obese women and men undergoing primary total hip arthroplasty / A. Lübbeke, R. Stern, G. Garavaglia [et al.] // Arthritis Care Res. — 2007. — Vol. 57. — P. 327–334.

132. Maheshwari, A.V. Femoral neck anteversion, acetabular anteversion and combined anteversion in the normal Indian adult population: a computed tomographic study / A.V. Maheshwari, M.P. Zlowodzki, G. Siram, A.K. Jain // Indian J. Orthop. — 2010. — Vol. 44. — P. 277–282.

133. Malik, A. Impingement with total hip replacement / A. Malik, A. Maheshwari, L.D. Dorr // J. Bone Joint Surg. Am. — 2007. — Vol. 89. — P. 1832–1842.

134. Malkani, A.L. Early- and late-term dislocation risk after primary hip arthroplasty in the Medicare population / A.L. Malkani, K.L. Ong, E. Lau [et al.] // J. Arthroplasty. — 2010. — Vol. 25, N 6 Suppl. — P. 21–25.

135. Maloney, W.J. National Joint Replacement Registries: has the time come? / W.J. Maloney // J. Bone Joint Surg. Am. — 2001. — Vol. 83-A. — P. 1582–1585.

136. Marchetti, E. Component impingement in total hip arthroplasty: frequency and risk factors. A continuous retrieval analysis series of 416 cups / E. Marchetti, N. Krantz, C. Berton [et al.] // Orthop. Traumatol. Surg. Res. — 2011. — Vol. 97. — P. 127–133.

137. Maruyama, M. The Frank Stinchfield Award: Morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and implant positioning / M. Maruyama, J.R. Feinberg, W.N. Capello, J.A. D'Antonio // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2001. — Vol. 393. — P. 52–65.

138. Masaoka, T. Study of hip joint dislocation after total hip arthroplasty / T. Masaoka, K. Yamamoto, T. Shishido [et al.] // Int. Orthop. — 2006. — Vol. 30, N 1. — P. 26–30.

139. Masonis, J.L. Surgical approach, abductor function, and total hip arthroplasty dislocation / J.L. Masonis, R.B. Bourne // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2002. — N 405. — P. 46–53.

140. McCollum, D.E. Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention / D.E. McCollum, W.J. Gray // Clin. Orthop. Relat. Res. — 1990. — N 261. — P. 159–170.

141. McKee, G.K. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis / G.K. McKee, J. Watson-Farrar // J. Bone Joint Surg. Br. — 1966. — Vol. 48. — P. 245–259.

142. Meek, R.M. Epidemiology of dislocation after total hip arthroplasty / R.M. Meek, D.B. Allan, G. McPhillips [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2006. — Vol. 447. — P. 9–18.

143. Meek, R.M. Late dislocation after total hip arthroplasty / R.M. Meek, D.B. Allan, G. McPhillips [et al.] // Clin. Med. Res. — 2008. — Vol. 6, N 1. — P. 17–23.

144. Meermans, G. The use of the transverse acetabular ligament for determining the orientation of the components in total hip replacement: a randomised controlled trial / G. Meermans, W.J. Van Doorn, K. Koenraadt [et al.] // Bone Joint J. — 2014. — Vol. 96-B. — P. 312–318.

145. Miki, H. Anatomic hip range of motion after implantation during total hip arthroplasty as measured by a navigation system / H. Miki, W. Yamanashi, T. Nishii [et al.] // J. Arthroplasty. — 2007. — Vol. 22, N 7. — P. 946–952.

146. Miki, H. Detecting cause of dislocation after total hip arthroplasty by patient-specific four-dimensional motion analysis / H. Miki, N. Sugano, K. Yonenobu [et al.] // Clin. Biomech. (Bristol, Avon). — 2013. — Vol. 28, N 2. — P. 182–186.

147. Mohammed, R. Severe metallosis owing to intraprosthetic dislocation in a failed dual-mobility cup primary total hip arthroplasty / R. Mohammed, P. Cnudde // J. Arthroplasty. — 2012. — Vol. 27, N 3. — P. 1–3.

148. Morrey, B.F. Instability after total hip arthroplasty / B.F. Morrey // Orthop. Clin. North Am. — 1992. — Vol. 2. — P. 237–248.

149. Müller, M. The sagittal stem alignment and the stem version clearly influence the impingement-free range of motion in total hip arthroplasty: a computer

model-based analysis / M. Müller, G. Duda, C. Perka, S. Tohtz // Int. Orthop. — 2016. — Vol. 40, N 3. — P. 473–480.

150. Murray, D.W. Impingement and loosening of the long posterior wall acetabular implant / D.W. Murray // J. Bone Joint Surg. Br. — 1992. — Vol. 74. — P. 377–379.

151. Nakashima, Y. Results at a minimum of 10 years of follow-up for AMS and PerFix HA-coated cementless total hip arthroplasty: impact of cross-linked polyethylene on implant longevity / Y. Nakashima, T. Sato, T. Yamamoto [et al.] // J. Orthop. Sci. — 2013. — Vol. 18, N 6. — P. 962–968.

152. Nam, K.W. Ipsilateral varus knee alignment correlates with increased femoral stem anteversion in primary total hip arthroplasty / K.W. Nam, T.Y. Tsai, D. Dimitriou [et al.] // Hip Int. — 2016. — Vol. 26, N 2. — P. 175–179.

153. National Joint Registry for England, Wales and Northern Ireland. 11th Annual Report. — [Эл. ресурс] : National Joint Registry. — URL : http://www.njrcentre.org.uk/njrcentre/Portals/0/Documents/England/Reports/11th_annual_report/NJR%2011th%20Annual%20Report%202014.pdf.

154. Nemes, S. Projections of total hip replacement in Sweden from 2013 to 2030 / S. Nemes, M. Gordon, C. Rogmark, O. Rolfson // Acta Orthop. — 2014. — Vol. 85, N 3. — P. 238–243.

155. Nevelos, J.E. The influence of acetabular cup angle on the wear of "BIOLOX Forte" alumina ceramic bearing couples in a hip joint simulator / J.E. Nevelos, E. Ingham, C. Doyle [et al.] // J. Mater. Sci. Mater. Med. — 2001. — Vol. 12, N 2. — P. 141–144.

156. Nishihara, S. Measurements of pelvic flexion angle using threedimensional computed tomography / S. Nishihara, N. Sugano, T. Nishii [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2003. — N 411. — P. 140–151.

157. Ong, K. Economic burden of revision hip and knee arthroplasty in Medicare enrollees / K. Ong, F. Mowat, N. Chan [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2006. — Vol. 446. — P. 22–28.

158. Otake, Y. 4-Dimensional computer-based motion simulation after total hip arthroplasty / Y. Otake, K. Hagio, N. Suzuki [et al.] // Stud. Health Technol. Inform. — 2003. — Vol. 94. — P. 251–257.

159. Padgett, D.E. The unstable total hip replacement / D.E. Padgett, H. Warashina // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2004. — Vol. 420. — P. 72–79.

160. Parratte, S. Validation and usefulness of a computer-assisted cup-positioning system in total hip arthroplasty. A prospective, randomized, controlled study / S. Parratte, J.N. Argenson // J. Bone Joint Surg. Am. — 2007. — Vol. 89. — P. 494–499.

161. Parratte, S. Computer-assisted surgery for acetabular cup positioning in total hip arthroplasty: comparative prospective randomized study / S. Parratte, J.N. Argenson, X. Flecher, J.M. Aubaniac // Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot. — 2007. — Vol. 93, N 3. — P. 238–246.

162. Parratte, S. No benefit after THA performed with computer-assisted cup placement: 10-year results of a randomized controlled study / S. Parratte, M. Ollivier, A. Lunebourg [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2016. — Vol. 474, N 10. — P. — 2085–2093.

163. Patel, P.D. The dislocating hip arthroplasty: prevention and treatment / P.D. Patel, A. Potts, M.I. Froimson // J. Arthroplasty. — 2007. — Vol. 22, N 4, Suppl. 1. — P. 86–90.

164. Patel, A.B. Guidelines for implant placement to minimize impingement during activities of daily living after total hip arthroplasty / A.B. Patel, R.R. Wagle, M.M. Usrey [et al.] // J. Arthroplasty. — 2010. — Vol. 25. — P. 1275–1281.

165. Patel, A. The epidemiology of revision total knee and hip arthroplasty in England and Wales: a comparative analysis with projections for the United States. A study using the National Joint Registry dataset / A. Patel, G. Pavlou, R.E. Mújica-Mota, A.D. Toms // Bone Joint J. — 2015. — Vol. 97-B, N 8. — P. 1076–1081.

166. Paterno, S.A. The influence of patient-related factors and the position of the acetabular component on the rate of dislocation after total hip replacement / S.A.

Paterno, P.F. Lachiewicz, S.S. Kelley // J. Bone Joint Surg. Am. — 1997. — Vol. 79, N 8. — P. 1202–1210.

167. Patil, S. Polyethylene wear and acetabular component orientation / S. Patil, A. Bergula, P.C. Chen [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 2003. — Vol. 85, Suppl. 4. — P. 56–63.

168. Pedersen, D.R. Activity-dependence of the ‘‘safe zone’’ for impingement versus dislocation avoidance / D.R. Pedersen, J.J. Callaghan, T.D. Brown // Med. Eng. Phys. — 2005. — Vol. 27, N 4. — P. 323–328.

169. Pellicci, P.M. Posterior approach to total hip replacement using enhanced posterior soft tissue repair / P.M. Pellicci, M. Bostrom, R. Poss // Clin. Orthop. Relat. Res. — 1998. — N 355. — P. 224–228.

170. Philippot, R. Bousquet dual mobility socket for patient under fifty years old. More than twenty year follow-up of one hundred and thirty one hips / R. Philippot, T. Neri, B. Boyer [et al.] // Int. Orthop. — 2017. — Vol. 41, N 3. — P. 589–594.

171. Prokopetz, J.J. Risk factors for revision of primary total hip arthroplasty: a systematic review / J.J. Prokopetz, E. Losina, R.L. Bliss [et al.] // BMC Musculoskelet. Disord. — 2012. — Vol. 13. — P. 251.

172. Ravi, B. The changing demographics of total joint arthroplasty recipients in the United States and Ontario from 2001 to 2007 / B. Ravi, R. Croxford, W.M. Reichmann [et al.] // Best Pract. Res. Clin. Rheumatol. — 2012. — Vol. 26. — P. 637–647.

173. Reina, N. Can a target zone safer than Lewinnek's safe zone be defined to prevent instability of total hip arthroplasties? Case-control study of 56 dislocated THA and 93 matched controls / N. Reina, S. Putman, R. Desmarchelier [et al.] // Orthop. Traumatol. Surg. Res. — 2017. — Vol. 103, N 5. — P. 657–661.

174. Reize, P. Influence of surgical experience on accuracy of acetabular cup positioning in total hip arthroplasty / P. Reize, E.V. Geiger, A. Suckel [et al.] // Am. J. Orthop. (Belle Mead NJ). — 2008. — Vol. 37, N 7. — P. 360–363.

175. Renkawitz, T. Principles and new concepts in computer-navigated total hip arthroplasty / T. Renkawitz, M. Wörner, E. Sendtner [et al.] // Orthopade. — 2011. — Vol. 40, N 12. — P. 1095–1102.

176. Rijavec, B. Effect of cup inclination on predicted contact stress-induced volumetric wear in total hip replacement / B. Rijavec, R. Košak, M. Daniel [et al.] // Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. — 2015. — Vol. 18, N 13. — P. 1468–1473.

177. Robinson, M. Effect of restoration of combined offset on stability of large head THA / M. Robinson, L. Bornstein, B. Mennear [et al.] // Hip Int. — 2012. — Vol. 22. — P. 248–253.

178. Sadoghi, P. Application and survival curve of total hip arthroplasties: a systematic comparative analysis using worldwide hip arthroplasty registers / P. Sadoghi, C. Schröder, A. Fottner [et al.] // Int. Orthop. — 2012. — Vol. 36, N 11. — P. 2197–2203.

179. Sanchez-Sotelo, J. Instability after major joint replacement: epidemiology of instability after total hip replacement / J. Sanchez-Sotelo, D.J. Berry // Orthop. Clin. North Am. — 2001. — Vol. 32, N 4. — P. 543–552.

180. Sariali, E. Comparison of Three-Dimensional Planning-Assisted and Conventional Acetabular Cup Positioning in Total Hip Arthroplasty: A Randomized Controlled Trial / E. Sariali, N. Boukhelifa, Y. Catonne [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 2016. — Vol. 98, N 2. — P. 108–116.

181. Scheerlinck, T. Cup positioning in total hip arthroplasty / T. Scheerlinck // Acta Orthop. Belg. — 2014. — Vol. 80, N 3. — P. 336–347.

182. Schmitz, M.W. Long-term results of cemented total hip arthroplasty in patients younger than 30 years and the outcome of subsequent revisions / M.W. Schmitz, V.J. Busch, J.W. Gardeniers [et al.] // BMC Musculoskelet. Disord. — 2013. — Vol. 14. — P. 37.

183. Sculco, P.K. Avoiding hip instability and limb length discrepancy after total hip arthroplasty / P.K. Sculco, U. Cottino, M.P. Abdel, R.J. Sierra // Orthop. Clin. North Am. — 2016. — Vol. 47, N 2. — P. 327–334.

184. Seagrave, K.G. Can Surgeons Reduce the Risk for Dislocation After Primary Total Hip Arthroplasty Performed Using the Posterolateral Approach? / K.G. Seagrave, A. Troelsen, B.G. Madsen [et al.] // J. Arthroplasty. — 2017. — Vol. 32, N 1. — P. 3141–3146.

185. Sendtner, E. Femur first in hip arthroplasty — the concept of combined anteversion / E. Sendtner, M. Müller, R. Winkler [et al.] // Z. Orthop. Unfall. — 2010. — Vol. 148. — P. 185–190.

186. Shon, W.Y. Impingement in total hip arthroplasty a study of retrieved acetabular components / W.Y. Shon, T. Baldini, M.G. Peterson [et al.] // J. Arthroplasty. — 2005. — Vol. 20. — P. 427–435.

187. Sikes, C.V. Instability after total hip arthroplasty: treatment with large femoral heads vs constrained liners / C.V. Sikes, L.P. Lai, M. Schreiber [et al.] // J. Arthroplasty. — 2008. — Vol. 23, Suppl. 7. — P. 59–63.

188. Singh, J.A. A population-based study of trends in the use of total hip and total knee arthroplasty, 1969–2008 / J.A. Singh, M.B. Vessely, W.S. Harmsen [et al.] // Mayo Clin. Proc. — 2010. — Vol. 85. — P. 898–904.

189. Singh, J. Trends in revision hip and knee arthroplasty observations after implementation of a regional joint replacement registry / J. Singh, A. Politis, L. Loucks [et al.] // Can. J. Surg. — 2016. — Vol. 59, N 5. — P. 304–310.

190. Soohoo, N.F. Factors that predict short-term complication rates after total hip arthroplasty / N.F. Soohoo, E. Farng, J.R. Lieberman [et al.] // Clin. Orthop. — 2010. — Vol. 468, N 9. — P. 2363–2371.

191. Sotereanos, N.G. Using intraoperative pelvic landmarks for acetabular component placement in total hip arthroplasty / N.G. Sotereanos, M.C. Miller, B. Smith // J. Arthroplasty. — 2006. — Vol. 21. — P. 832–840.

192. Suh, K.T. True femoral anteversion during primary total hip arthroplasty: use of postoperative computed tomography-based sections / K.T. Suh, J.H. Kang, H.L. Roh [et al.] // J. Arthroplasty. — 2006. — Vol. 21. — P. 599–605.

193. Sugano, N. Mid-term results of cementless total hip replacement using a ceramic-on-ceramic bearing with and without computer navigation / N. Sugano, T. Nishii, H. Miki [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. — 2007. — Vol. 89, N 4. — P. 455–460.

194. Sugano, N. Does CT-based navigation improve the long-term survival in ceramicon-ceramic THA? / N. Sugano, M. Takao, T. Sakai [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2012. — Vol. 470. — P. 3054–3059.

195. Sugano, N. Computer-assisted orthopaedic surgery and robotic surgery in total hip arthroplasty / N. Sugano // Clin. Orthop. Surg. — 2013. — Vol. 5, N 1. — P. 1–9.

196. Suh, K.T. A posterior approach to primary total hip arthroplasty with soft tissue repair / K.T. Suh, B.G. Park, Y.J. Choi // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2004. — N 418. — P. 162–167.

197. Suksathien, Y. Acetabular cup placement in navigated and non-navigated total hip arthroplasty (THA): results of two consecutive series using a cementless short stem / Y. Suksathien, R. Suksathien, P. Chaiwirattana // J. Med. Assoc. Thai. — 2014. — Vol. 97, N 6. — P. 629–634.

198. Sultan, P.G. Independent contribution of elevated-rim acetabular liner and femoral head size to the stability of total hip implants / P.G. Sultan, V. Tan, M. Lai [et al.] // J. Arthroplasty. — 2002. — Vol. 17. — P. 289.

199. Swarup, I. Implant survival and patient-reported outcomes after total hip arthroplasty in young patients with juvenile idiopathic arthritis / I. Swarup, Y.Y. Lee, E.I. Christoph [et al.] // J. Arthroplasty. — 2015. — Vol. 30, N 3. — P. 398–402.

200. Thillemann, T.M. Danish Hip Arthroplasty Registry. Implant survival after primary total hip arthroplasty due to childhood hip disorders: results from the

Danish Hip Arthroplasty Registry / T.M. Thillemann, A.B. Pedersen, S.P. Johnsen, K. Søballe // Acta Orthop. — 2008. — Vol. 79, N 6. — P. 769–776.

201. Tian, J.L. Correlation of cup inclination angle with liner wear for metal-on-polyethylene in hip primary arthroplasty / J.L. Tian, L. Sun, R.Y. Hu [et al.] // Orthop. Surg. — 2017. — Vol. 9, N 2. — P. 186–190.

202. Timperley, A.J. Dislocation after total hip replacement — there is no such thing as a safe zone for socket placement with the posterior approach / A.J. Timperley, D. Biau, D. Chew, S.L. Whitehouse // Hip Int. — 2016. — Vol. 26, N 2. — P. 121–127.

203. Usrey, M.M. Does neck/liner impingement increase wear of ultrahigh-molecular-weight polyethylene liners? / M.M. Usrey, P.C. Noble, L.J. Rudner [et al.] // J. Arthroplasty. — 2006. — Vol. 21. — P. 65–71.

204. Veitch, S.W. Prevention of dislocation in hip arthroplasty / S.W. Veitch, S.A. Jones // Orthop. Trauma. — 2009. — Vol. 23, N 1. — P. 35–39.

205. Wan, Z. The influence of acetabular component position on wear in total hip arthroplasty / Z. Wan, M. Boutary, L.D. Dorr // J. Arthroplasty. — 2008. — Vol. 23. — P. 51–56.

206. Wang, L. The effect of cup orientation and coverage on contact mechanics and range of motion of metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty / L. Wang, S. Williams, I. Udofia [et al.] // Proc. Inst. Mech. Eng. H. — 2012. — Vol. 226, N 11. — P. 877–886.

207. White, R.E. Jr. Effect of posterior capsular repair on early dislocation in primary total hip replacement / R.E. White Jr., T.J. Forness, J.K. Allman, D.W. Junick // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2001. — N 393. — P. 163–167.

208. Widmer, K.H. Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion / K.H. Widmer, B. Zurfluh // J. Orthop. Res. — 2004. — Vol. 22, N 4. — P. 815–821.

209. Williams, S. Tribology and wear of metal-on-metal hip prostheses: influence of cup angle and head position / S. Williams, I. Leslie, G. Isaac [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 2008. — Vol. 90, Suppl. 3. — P. 111–117.

210. Wines, A.P. Computed tomography measurement of the accuracy of component version in total hip arthroplasty / A.P. Wines, D. McNicol // J. Arthroplasty. — 2006. — Vol. 21. — P. 696–701.

211. Wixson, R.L. Computer-assisted total hip navigation / R.L. Wixson // Instr. Course Lect. — 2008. — Vol. 57. — P. 707–720.

212. Wolf, A. Cup alignment error model for total hip arthroplasty // A. Wolf, A.M. DiGioia 3rd, A.B. Mor, B. Jaramaz // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2005. — Vol. 437. — P. 132–137.

213. Wolf, A. A kinematic model for calculating cup alignment error during total hip arthroplasty / A. Wolf, A.M. DiGioia 3rd, A.B. Mor, B. Jaramaz // J. Biomech. — 2005. — Vol. 38. — P. 2257–2265.

214. Woo, R.Y. Dislocations after total hip arthroplasty / R.Y. Woo, B.F. Morrey // J. Bone Joint Surg. Am. — 1982. — Vol. 64. — P. 1295.

215. Yamaguchi, M. The spatial location impingement in total hip arthroplasty / M. Yamaguchi, T. Akisue, T.W. Bauer, Y. Hashimoto // J. Arthroplasty. — 2000. — Vol. 15, N 3. — P. 305–313.

216. Ybinger, T. Enhanced acetabular component positioning through computer-assisted navigation / T. Ybinger, W. Kumpan // Int. Orthop. — 2007. — Vol. 31, Suppl. 1. — P. 35–38.

217. Yoo, J.J. Medial placement of the acetabular component in an alumina-on-alumina total hip arthroplasty: a comparative study with propensity score matching / J.J. Yoo, H.J. Yoon, P.W. Yoon [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. — 2013. — Vol. 133, N 3. — P. 413–419.

218. Yoshimine, F. The safe-zones for combined cup and neck anteversions that fulfill the essential range of motion and their optimum combination in total hip replacements / F. Yoshimine // J. Biomech. — 2006. — Vol. 39, N 7. — P. 1315–1323.

219. Zwartelé, R.E. Increased risk of dislocation after primary total hip arthroplasty in inflammatory arthritis: a prospective observational study of 410 hips /

R.E. Zwartelé, R. Brand, H.C. Doets // Acta Orthop. Scand. — 2004. — Vol. 75, N 6. — P. 684–690.

220. Zagra, L. Total hip arthroplasty instability treatment without dual mobility cups: brief overview and experience of other options / L. Zagra, E. Caboni // Int. Orthop. — 2017. —Vol. 41, N 3. — P. 661–668.