

Харьковский научно-исследовательский институт
ортопедии и травматологии им. проф. М.И.Ситенко

На правах рукописи

Бансал Алок

УДК 616.728.2-089.28-089.168.1-06-071

**АСЕПТИЧЕСКАЯ НЕСТАБИЛЬНОСТЬ
ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА.
ДИАГНОСТИКА И ЛЕЧЕНИЕ.**

14.01.21 – травматология и ортопедия

Диссертация

на соискание ученой степени

кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

Филиппенко Владимир Акимович

доктор медицинских наук

Харьков – 2000

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	5
ГЛАВА 1 Эндопротезирование тазобедренного сустава и причины развития асептической нестабильности компонентов эндопротеза (аналитический обзор литературы)	10
1.1. Эволюция эндопротезирования тазобедренного сустава.....	10
1.2. Нестабильность эндопротеза и ее возможные причины.....	12
ГЛАВА 2 Материалы и методы исследования.....	30
2.1 Материалы исследования.....	30
2.2. Методы исследования.....	33
2.2.1 Клинические методы исследования.....	33
2.2.2 Рентгенологическая методика исследования.....	39
2.2.3 Биомеханические методы исследования.....	47
ГЛАВА 3 Биомеханический анализ области таза и тазобедренного сустава при эндопротезировании	54
3.1 Роль субхондральной пластинки вертлужной впадины при эндопротезировании	62
3.2 Влияние ориентации гнезда эндопротеза на напряжённо-деформированное состояние области вертлужной впадины.....	70
3.3 Аналитико-концептуальное исследование “поведения” ножки эндопротеза в бедренной кости	76
ГЛАВА 4 Клинико-рентгенологические признаки и клинико-биомеханические параллели при асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава.....	90
4.1 Клинические признаки	90
4.2 Рентгенологические признаки	93
4.3 Клинико-биомеханические параллели при асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава.....	94
4.3.1 Нестабильность чашки эндопротеза.....	96

4.3.2 Нестабильность ножки эндопротеза	110
4.3.3 Нестабильность обоих компонентов эндопротеза.....	115
ГЛАВА 5 Основные хирургические подходы в лечении асептической неста- бильности эндопротезов тазобедренного сустава .	120
ВЫВОДЫ	144
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	155
Приложение А	176
Приложение Б	178
Приложение В	181
Приложение Д	183

Список сокращений

МТр- момент трения

КТр – коэффициент трения

Р – масса больного

γ – радиус головки

ПММА – полиметилметакрилат

АНГБК – асептический некроз головки бедренной кости

МКИ – морфологически кортикальный индекс

ОЦМ – общий центр масс

Кк – коэффициент качания

Кн – коэффициент нагрузки

МКЭ – метод конечных элементов

НДС – напряженно-деформированное состояние

ЭВМ - электронно-вычислительная машина

ПЭВМ – персональная ЭВМ

МПа – Мега Паскаль

Па - Паскаль

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность проблемы

Современный мировой уровень достижений в решении проблемы лечения больных с патологией тазобедренного сустава характеризуется широким и эффективным использованием эндопротезирования /К.М.Сиваш, 1959; И.А.Мовшович, 1993; В.В.Кузьменко, В.А.Фокин, 1991; А.А.Корж, В.А.Танькут, 1995; В.А.Филиппенко и др., 1997; Г.В. Гайко, 1979, 1997; В.Н. Левенец, 1996; О.И.Рыбачук, 1996; А.Е.Лоскутов и др., 1996; Л.Н.Анкин и др., 1994/. Однако, несмотря на предложенное множество конструкций западных фирм /"Zimmer", "Biomet", "Aesculap", "Protek" и т.д./, а также отечественных эндопротезов /А.А.Коржа-Н.И.Кулиша, "ОРТЭН", "Инмед"/, эндопротезирование по-прежнему является сложной экономической, организационной и социальной проблемой. В то же время широкий диапазон применяемых конструкций затрудняет определение показаний к ним, сравнение результатов лечения и причин осложнений (Г.В. Гайко, Ю.В.Поляченко, О.И. Рыбачук, 2000). Тем более, что число публикаций, посвященных вопросам нестабильности, ежегодно увеличивается, подчеркивая социальную значимость проблемы эндопротезирования.

Однако в настоящее время уже не вызывает сомнений тот факт, что причиной нестабильности являются не только конструктивные особенности эндопротезов /О.И.Рыбачук, 1996; А.Е.Лоскутов, И.А.Никифоров, 1996/, которые также еще продолжают уточняться. Уже известно, что причинами асептической нестабильности эндопротеза могут быть несоблюдение техники операции, неправильный подбор эндопротеза и установка его компонентов /К.М.Сиваш, 1981; А.А.Корж, Н.И.Кулиш, 1987; Е.М.Morcher, 1998/, остеопороз, металлоз.

Для предупреждения развития асептической нестабильности ведутся различные исследования: разработка новых конструкций эндопротезов, разносторонний анализ клинических исходов, моделирование различных анатомо-биомеханических ситуаций /Hampton SJ и др., 1980; T. Brown, 1984;

D.Carter, 1983; H.Huiskes, 1987/. и др. Таким образом, анализ материалов, посвященных эндопротезированию тазобедренного сустава и причинам его асептической нестабильности, свидетельствует о достаточно глубоком рассмотрении этой проблемы в целом. Однако отдельные ее стороны продолжают оставаться дискуссионными. В частности, предметом дискуссии являются показания к способам фиксации компонентов эндопротеза (цементному, бесцементному, с протрузионными вкладышами) из различного материала /О.И.Рыбачук, Л.П.Кукуруза, В.П.Торчинский, 1997/.

Уточняются формы (прямая, изогнутая, клиновидная) и длина ножки /С.А.Воронцов, 1994; В.Н.Левенец, 1996; А.Е.Лоскутов, 1996/. Анализируется положение чашки эндопротеза в тазовой кости /К.М.Шерепо, 1999/. Несмотря на большинство мнений о благоприятности вальгусного положения ножки эндопротеза, что уменьшает опасность ее перелома /P.Pelici, 1979/, некоторые авторы полагают, что при этом головка эндопротеза перемещается в верхне-латеральное положение, приводящее к нестабильности эндопротеза /G.Hunter, 1982; M.Clayton, T.Stringer, 1983/. К числу нерешенных вопросов можно отнести недостаточность четких критериев диагностики различных видов нестабильности, набора необходимых анатомо-биомеханических параметров тазобедренного сустава для определения вида эндопротеза, роли субхондральной пластинки в эндопротезировании, особенностей развития нестабильности в зависимости от ее сроков и состояния костной ткани, возможностей профилактики нестабильности и дальнейшего лечения.

В связи с вышеизложенным актуальность данной проблемы является очевидной. Четко обозначилась необходимость в уточнении и разработке отдельных ее положений, направленных на уточнение клинкорентгенологических и биомеханических признаков нестабильности, возможностей ее профилактики и лечения.

Связь работы с научными программами, планами и темами

Диссертационная работа выполнена согласно с планом научно-исследовательских работ Харьковского научно-исследовательского института ортопедии и травматологии им. проф. М.И.Ситенка (шифр темы ОК. 993, госрегистрация №199 U 2003415). Лично автором установлены причины болевого синдрома у 42 больных и предложены методики профилактики нестабильности эндопротеза.

Цель работы

Выявление возможных биомеханических причин развития ранней асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава и разработка рекомендаций по ее профилактике и лечению.

Задачи исследования:

1. Определить состояние проблемы и тенденции ее развития по данным литературы.
2. Определить клинические и рентгенологические признаки нестабильности тазового и бедренного компонентов эндопротеза.
3. Выявить возможные биомеханические причины развития нестабильности эндопротеза.
4. Верифицировать результаты биомеханического эксперимента путем проведения клинико-биомеханических параллелей при асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава.
5. Разработать методы лечения асептической нестабильности компонентов эндопротеза и оценить их эффективность.
6. Разработать рекомендации по профилактике ранней асептической нестабильности компонентов эндопротеза тазобедренного сустава.

Объект исследования – 42 пациента с асептической нестабильностью эндопротеза тазобедренного сустава.

Предмет исследования – нестабильность тазового и бедренного компонентов эндопротеза тазобедренного сустава и возможные биомеханические предпосылки ее развития.

Методы исследования - клинические, рентгенологические и биомеханические.

Научная новизна

С помощью метода конечных элементов установлено, что субхондральная пластинка вертлужной впадины играет важную роль в перераспределении напряжений при эндопротезировании, защищая губчатую кость от высоких напряжений, определены также требования к оптимальному положению чашки и ножки эндопротеза.

Определена необходимость восстановления дефектов костной ткани вертлужной впадины и бедренной кости при резэндопротезировании.

Практическая значимость работы.

Доказана необходимость сохранения субхондральной пластинки при установке чашки эндопротеза в вертлужную впадину. Определены основные клинические и рентгенологические признаки развития асептической нестабильности компонентов эндопротеза тазобедренного сустава, что позволило улучшить диагностику нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава с учетом выявления биомеханических причин нестабильности. Разработаны рекомендации по профилактике ранней асептической нестабильности компонентов эндопротеза и методики хирургического лечения нестабильности с применением костных аллотрансплантатов, гидроксилатапатитной керамики и костного цемента.

Теоретическая значимость

Теоретическая ценность проведенного исследования состоит в том, что впервые с помощью метода конечных элементов определена важная роль субхондральной пластинки вертлужной впадины при эндопротезировании, состоящая в перераспределении напряжений и защите губчатой кости от высоких напряжений. Установлено, что развитие ранней нестабильности одного

из компонентов (чашки или ножки) эндопротеза с бесцементным креплением обусловлено преимущественно биомеханическими причинами, а ранняя нестабильность обоих компонентов в большей степени зависит от эндо- и экзогенных факторов, таких как остеопороз и другие.

Личный вклад соискателя

Лично автором изучено состояние проблемы асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава и тенденции ее развития, проанализированы 42 истории болезни пациентов. Автором предложены методы клинико-рентгенологической оценки и диагностики асептической нестабильности эндопротеза. Соискатель участвовал в 90% операций, произведенных по поводу асептической нестабильности эндопротеза. Предложена интерпретация результатов, полученных при биомеханических исследованиях. Автором установлены причины нестабильности эндопротеза и предложены методики по профилактике и лечению нестабильности эндопротеза.

Апробация результатов диссертации

Результаты работы докладывались на III Украинской научно-практической конференции «Эндопротезирование суставов» (Киев-Днепропетровск, 1997); на Республиканской научно-практической конференции, посвященной 60-летию со дня рождения проф. А.И.Блискунова (Симферополь-Ялта, 1999), на Республиканской научно-практической конференции «Клинические аспекты эндопротезирования тазобедренного сустава» (Мариуполь, 2000.), на заседании Харьковского областного общества ортопедов-травматологов (Харьков, 2000).

Публикации

По материалам диссертации опубликовано 5 научных работ, 3 из которых - в специализированных изданиях, утвержденных ВАК Украины.

ГЛАВА 1

ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЕ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА И ПРИЧИНЫ РАЗВИТИЯ АСЕПТИЧЕСКОЙ НЕСТАБИЛЬНОСТИ КОМПОНЕНТОВ ЭНДОПРОТЕЗА (АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

1.1 Эволюция эндопротезирования тазобедренного сустава

История создания эндопротезов тазобедренного сустава отражает стремление большого числа представителей разных профессий к воплощению давней мечты хирургов-ортопедов избавить пациента от мучительных болей в пораженном суставе и восстановить его функцию. Она начинается с 1890 года, когда Gluck в Германии изготовил из слоновой кости шарнирный эндопротез коленного сустава, который имплантировал трем больным. Однако из-за развившегося нагноения эти эндопротезы пришлось удалить. Из этого же материала им был выполнен тотальный эндопротез тазобедренного сустава с фенестрированной ножкой и чашкой, апробированный в экспериментах на животных.

В 1919 году Delbet (Франция) впервые описал армированный резиновый эндопротез головки бедренной кости, предназначенный для лечения больных с переломами шейки бедра. Robineau (1927) предложил в качестве материала для изготовления эндопротезов головки бедра бакелит и эбонит, но единичные попытки их имплантации также привели к нагноению.

Конец 30-х годов XX века ознаменовался началом интенсивного изучения реакции организма человека на металл. Наиболее инертным был признан сплав хрома, кобальта и молибдена, использовавшийся в стоматологии и получивший название «виталлий». Основываясь на положительных результатах экспериментов, Venable et al. (1937), Bohlman (США) (1939) впервые имплантировали при ложном суставе шейки бедренной кости эндопротез из виталлия в форме трехгранной ножки и сферической головки. В дальнейшем в содружестве с Moore конструкция была видоизменена и снабжена длинной ножкой. Эндопротез Lippmann (1957) представлял собой переход от эндопро-

тезов с короткой ножкой к конструкциям с длинным стержнем. Металлическая головка свободно вращалась на шейке, устанавливаемой под нужным углом к ножке. Muller (Швейцария) в 1965 г. разработал и в 1966 г. впервые применил полимерный эндопротез вертлужной впадины в сочетании с бедренным компонентом из кобальтхром-молибденового сплава, головка имела диаметр 32 мм. В некоторых последующих моделях головка изготавливалась из керамики.

В 1967 г. R.Judet предложил тотальный эндопротез «Monobloc» из сплава хрома и кобальта с добавлением 15% титана, где полиэтиленовая чашка охватывала более половины головки бедренного компонента.

Несмотря на наличие ярких имен в истории развития эндопротезирования тазобедренного сустава, наибольшие заслуги в данной области принадлежат Charnley (Англия). Его первая работа по этому вопросу была опубликована в 1959 г. и подводила итог изучению в экспериментах на животных смазки суставов. Истинная революция в эндопротезировании связана с двумя предложениями Charnley - имплантировать искусственный тазобедренный сустав на костном цементе и использовать эндопротезы с низким коэффициентом трения в шарнире. Charnley отнюдь не рассматривал костный цемент лишь как адгезив. Заполняя все свободное пространство между имплантатом и кортикальным слоем кости, он должен был обеспечить не только его первичную стабильность, но и распределить максимальную нагрузку на большую площадь костного ложа. Крупной заслугой Charnley является и создание сверхстерильных операционных боксов, что позволило уменьшить частоту послеоперационных инфекционных осложнений с 10% до 1%. Им же было положено начало целенаправленной оценке отдаленных результатов тотального эндопротезирования тазобедренного сустава, выявлению и анализу причин всех осложнений с целью поиска путей их профилактики.

В СССР в этот период К.М. Сиваш (1956) разрабатывает оригинальную металлическую конструкцию тотального неразъемного эндопротеза тазобедренного сустава с механическим креплением в костях. Эндопротез

К.М.Сиваша вначале изготавливался из нержавеющей стали, а затем автор, несколько изменив конструкцию, предложил использовать легкий и прочный титановый сплав BT5-1, а в узле подвижности - комохром. Усилиями К.М.Сиваша вскоре был налажен серийный выпуск эндопротеза и внедрение его в практику. Эндопротез К.М.Сиваша сыграл большую роль в становлении и развитии эндопротезирования в СССР (39,37).

Новая впадина разработана в Харьковском НИИ ортопедии и травматологии им. проф. М.И.Ситенко (авт. свид. СССР №753432 и рационализаторское предложение №646).

Предложенная конструкция искусственного сустава обеспечивает возможность точной централизации протеза вертлужной впадины в тазовой кости, прочную и надежную его фиксацию во время операции, а также устраняет опасность вывихивания или протрузии металлического вертлуга. Протез может быть применен также при недоразвитой уплощенной вертлужной впадине.

Искусственный тазобедренный сустав К.М.Сиваша в нашей модификации выпускается в институте им. М.И.Ситенко трех размеров. Он содержит протез головки бедра и сочлененный при помощи разъемных вкладышей с шаровым шарниром протез вертлужной впадины.

1.2 Нестабильность эндопротеза и ее возможные причины

Потребность в эндопротезировании тазобедренного сустава весьма велика. По статистике в США и странах Европы на тысячу населения приходится одно эндопротезирование в год. Т.е., для России с населением около 150 млн. человек потребность в эндопротезировании тазобедренного сустава должна составлять 120-150 тыс. операций в год (29), а для Украины эта цифра равна 40-50 тыс. операций в год.

В настоящее время эндопротезирование суставов является не только самой распространенной ортопедической операцией, но и наиболее разработанной в техническом отношении. Тем не менее до 10-15% производимых в

ортопедических центрах операций по замене суставов – это вмешательства, обусловленные различными осложнениями после эндопротезирования, прежде всего нестабильностью (1,4,13, 33, 43, 45).

Одним из распространенных осложнений эндопротезирования тазобедренного сустава является асептическая нестабильность бедренного компонента, основной причиной которой, по нашему мнению, является несовершенство его крепления к кости (10,20,46,47).

Целью эндопротезирования любого сустава является безболезненное долговременное стабильное его функционирование. Дестабилизация сустава ведет к возникновению болей, нарушению функции сустава и конечности. В связи с этим при разработке новых конструкций нужно, прежде всего, знать причины, способствующие дестабилизации эндопротеза (12,15,18,19).

Еще J.Charnley наблюдал явление, когда в металло-металлической паре (головка-чашка) возникает звуковой эффект трения (скрежет). Это навело его на мысль о необходимости уменьшения момента трения в узле подвижности, т.к. это агрессивный фактор, расшатывающий скрепление между имплантатом и костью, а также разрушающий трущиеся поверхности эндопротеза. Поэтому «золотым стандартом» в эндопротезировании надолго стала пара трения «металл-полиэтилен» (78,217). Только в последние годы эту пару пытаются заменить на «керамо-керамическую» и «металло-металлическую» (27,55).

Момент трения (МТр) находится в прямой зависимости от веса больного (Р), коэффициента трения (КТр) и радиуса головки (r) и описывается соотношением:

$$\text{МТр} = \text{Р} * \text{КТр} * r$$

В лаборатории полимеров Центрального НИИ травматологии и ортопедии им.Н.Н.Приорова (ЦИТО) были проведены такие исследования: изучены функциональные характеристики различных пар материалов в условиях сухого трения и при смазке синовиальной жидкостью. Показано, что разрушение узла подвижности связано с эффективностью его смазки. На

основании исследования причин разрушения трущихся поверхностей эндопротеза был создан принципиально новый тип эндопротеза конструкции Мовшовича-Гаврюшенко (30).

Как было сказано, существуют два способа крепления эндопротеза в костной ткани: механический и с помощью полимерного цемента. Тот и другой способы имеют свои положительные и отрицательные стороны, как и показания к применению. Нужно сказать, что ранее до 80% эндопротезов закрепляли с помощью цемента. Затем наблюдалась тенденция к увеличению удельного веса бесцементного эндопротезирования. Сейчас установился дифференцированный подход к выбору способа крепления в зависимости от возраста больного, наличия остеопороза и т.д. (7,22,34,35,41). Установлено, что при цементном креплении прочность фиксации ножки на кручение в три раза выше, чем при механическом креплении, а на растяжение - в 6 раз выше (196). Кроме того, нередко после бесцементного крепления ножки эндопротеза наблюдаются боли в бедре (16). Все это привело к тому, что многие хирурги применяют комбинацию бесцементного крепления чашки эндопротеза и цементного крепления ножки (195).

Бесцементное крепление чашки эндопротеза достигается за счет создания на ее внешней сферической поверхности самонарезающего винтового профиля (эндопротезы фирмы «Waldemar Link», «Implant», «Aescular», «Ортэн» и др.). При правильно рассчитанном винтовом профиле обеспечивается надежное закрепление чашки. Наконец, для надежной установки используется сферическая чашка с пористой поверхностью - металлоспонгиозная («Zimmer», «Biomet») и металлокоралловая (Thomas W, 1999). При забивании последней в вертлужную впадину происходит механическое скрепление пористой кости с губчатой поверхностью чашки. В последующем, как указывают авторы, отмечается врастание кости в пористую металлическую поверхность.

Что касается цементного закрепления чашки эндопротеза, то о надежности такой фиксации можно говорить лишь при условии четкого выполнения

методики работы с цементом и техники установки полимерной чашки. Цементная фиксация обеспечивает в 8-9 раз более прочное первичное крепление по сравнению с бесцементным (27).

С.А.Воронцов (1994) предполагает следующие требования к современному эндопротезу тазобедренного сустава:

- имплантат (ножки) должен иметь форму клина во фронтальной и сагиттальной плоскостях для обеспечения первичной тугой посадки (Press-fit эффект) и его дальнейшего заклинивания при проседании протеза;

- в сечении имплантат должен иметь форму многоугольника с целью предотвращения ротационной нестабильности;

- фиксация бесцементной ножки эндопротеза должна осуществляться в зоне компактной диафизарной кости, а не в области метафиза;

- имплантат (ножки) должен иметь стандартный конус для использования модульных головок различных типоразмеров;

- современный эндопротез должен предоставлять возможность установки без значительной травматизации тканей и с сохранением анатомического прикрепления мышц;

- быть разборным для отдельной замены компонентов в случае необходимости;

- обладать низкими триболическими свойствами элементов узла подвижности;

- позволять имплантацию как бесцементным путем, так и на костном цементе;

- при бесцементном креплении, по возможности, необходимо равномерно распределить нагрузку на кость за счет геометрии бедренного компонента;

- обладать поверхностью, обеспечивающей адгезию костной ткани и плотный контакт с костным цементом;

- изготавливаться из биологически и электрохимически инертных, коррозионно устойчивых легких и прочных материалов, выдерживающих такое

количество циклов нагружения, которое позволило бы эндопротезу функционировать 10-15 лет;

- стерилизация должна выполняться обычными методами.

Соблюдение этих требований может улучшить результаты лечения после эндопротезирования.

При эндопротезировании встречается ряд специфических осложнений. Это, в первую очередь, рано или поздно возникающая нестабильность (расшатывание) компонентов эндопротеза, и процесс этот необратимый. Задача состоит лишь в том, чтобы замедлить его. По данным ряда авторов (23,123), у 30-40% пациентов через 10 лет после операции возникает расшатывание ножки эндопротеза, а у 10-20% - чашки (159). Дестабилизация эндопротеза служит показанием к ревизионной операции по замене эндопротеза.

Причинами расшатывания эндопротеза могут являться:

- неправильная пространственная установка;
- преждевременная (ранее 3-х месяцев) полная нагрузка на оперированную конечность или избыточный вес;
- прогрессирующие деструктивные изменения в костной ткани;
- применение гормональных препаратов и химиотерапии по сопутствующим показаниям (9).

Одной из главных причин, ведущих к нестабильности (расшатыванию) эндопротеза, является высокий коэффициент трения в узле подвижности. В результате трибологических исследований, проведенных в лаборатории полимеров ЦИТО, показано, что смазка узла подвижности протеза костным мозгом снижает коэффициент трения в 2-3 раза (28).

Другая причина расшатывания эндопротеза связана с наличием остеопороза – группы метаболических заболеваний скелета, характеризующихся снижением массы костей, нарушением их микроархитектоники с последующим повышением ломкости и развитием переломов (данное определение остеопороза было предложено Consensus Development Conference: Diagnosis,

Prophylaxis and Treatment of Osteoporosis (1991) и подтверждено в докладе исследовательской группы ВОЗ) (23,32,36,43).

Для этих больных необходима расширенная диагностика остеопороза методами денситометрии, компьютерной томографии, ультразвукового исследования (36,59)

Шерепо К.М. (1966, 1990, 1999) считает, что асептическая нестабильность эндопротеза развивается из-за повторяющихся травм кости жесткими компонентами эндопротеза при ходьбе. Хотя титановые компоненты эндопротеза не нарушают процесс репаративной регенерации и не вызывают реакцию отторжения, износ комохромовых поверхностей в узле подвижности обуславливает металлоз фиброзной капсулы вокруг эндопротеза. Образование грануляционной ткани, реакция организма на металлоз и рассасывание кости имеют место в непосредственной близости к узлу трения эндопротеза. Автор считает, что интенсивная и длительная нагрузка осложняет развитие асептической нестабильности на более поздних сроках.

Вместе с увеличением количества первичных имплантаций в последнее время произошло значительное увеличение повторных операций по замене ранее установленных конструкций, что составляет от 5 % до 15% в сроки через 10-15 лет (67,105,158). Одной из главных причин неудачных результатов стало асептическое расшатывание компонентов эндопротеза в результате токсического влияния цемента и продуктов износа полиэтилена – лизис части кортикального слоя губчатой ткани в бедренной кости. Появление нестабильности в позднем периоде рассматривается как проявление биологической реакции отторжения инородного тела. Продукты износа (микрочастицы полиэтилена, металла, костного цемента) макрофаги поглощают и разносят вдоль компонентов эндопротеза, мигрируя в другие органы и ткани (158). Это также способствует увеличению лизиса костных структур и соединительной ткани. Между костным ложем и цементом или бесцементным эндопротезом образуются специфические гранулемы. И именно эта причина яв-

ляется основной в механизме асептического расшатывания эндопротеза (17,100,104,105,158).

Одной из причин возникновения асептической нестабильности являются механические и биологические свойства костного цемента (74). Поздняя нестабильность развивается как биологический феномен по типу реакции на инородное тело ПММА (полиметилметакрилат), имплантированное в кость (17). Такие вещества, как Cathepsin G и α_1 – Antichymotrypsin также влияют на возникновение асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава. Авторы доказывают, что содержание Cathepsin G и α_1 – Antichymotrypsin больше в ткани вокруг эндопротеза, что может вызвать лизис кости вокруг него с последующей нестабильностью (201).

Причиной развития асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава считают и несоблюдение техники операции, неправильный подбор эндопротеза (впадины и чашки), а также неправильную установку эндопротеза (14,27,38,45).

Однако до сих пор не установлено, насколько вероятно возникновение асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава при этих ошибках, неясно допустимое варусное и вальгусное положение ножки и угол установки чашки эндопротеза (68,73).

Нестабильность ножки и чашки эндопротеза является серьезной проблемой в качестве осложнения после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава, а также показанием для ревизионного эндопротезирования. Однако выявление ее на ранних стадиях - довольно сложная задача. Так нестабильность бедренного компонента можно определить при сравнении рентгенограмм сустава, выполненных в разные интервалы после эндопротезирования и при использовании специальных укладок конечности (33,50,94,101,170,172).

Так Goodman et al (1987) находили изменение в положении ножки эндопротеза, если ротировать нижнюю конечность на 20° .

Нестабильность ножки (по определению Gruen, Mcneice, Amstutz, 1979) – это рентгенологически демонстративные изменения ее положения при нагрузке цементного бедренного компонента, особенно при переломах цемента и наличии зоны лизиса на границе цемент-ножка или цемент-кость. Перелом цемента, который связан с движением ножки в цементе - это явный признак нестабильности, но как демонстрирует Charnley, цемент и ножка могут найти более стабильную позицию в костно-мозговом канале и больше они не теряют стабильность, так как там не идут изменения и больные не отмечают боли.

Jasty et al. (1986) находили нестабильность между протезом и цементом, где протез хорошо фиксирован до того, как образовалась фиброзная ткань между цементом и костью, и предположил, что нестабильность ножки - это механическое проявление подвижности именно между цементом и ножкой.

Не всегда наличие зоны лизиса или щели между кортикальным слоем бедренной кости и цементом указывает на нестабильность. На рентгенограммах зона лизиса в таких местах может быть обнаружена сразу в послеоперационном периоде. Это связано с тем, что хирург во время операции неполностью удалил губчатую кость из костно-мозгового канала. Расширение канала также может быть связано с возрастом и утонченным кортикальным слоем, что создает впечатление нестабильности между цементом и костью. Определили, что костно-мозговой канал расширяется на 0,33 мм каждый год в среднем интервале 11,5 года после цементного тотального эндопротезирования и толщина кортикального слоя уменьшается на 0,14 мм в год (86). Аналогичные данные наблюдал и Cornell CN et al (1986), Charnley (1973, 1975, 1979).

Для удобства оценки появления зон лизиса и нестабильности принято выделять на рентгенограмме сустава 7 зон бедренного компонента и 3 зоны для чашки эндопротеза (51,117).

Ножка считается нестабильной, если появляется зона лизиса, увеличен варус, миграция ножки дистальнее, деформация ножки на передне-задней и боковых рентгенограммах, неполный или полный перелом ножки, перелом цемента, миграция цемента дистальнее (51,84,112,151).

Чашка считается нестабильной, если присутствует зона лизиса вокруг чашки от 2 мм и больше во всех трех зонах. Нестабильность чашки определяется также, если зона лизиса присутствует только в одной или двух зонах, однако лизис прогрессирует и появляются боли в оперированном суставе. Wroblewski (1985) наблюдал 96 больных по поводу нестабильности чашки. В 94% случаев чашки были нестабильны с зоной лизиса во всех трех направлениях при ревизионном эндопротезировании. Кроме того, изменения угла инклинации, ретроверсии, антеверсии являются явными признаками нестабильности. Baldursson et al. (1980) демонстрировали миграцию чашки при помощи стереофотограмметрии у больных с ревматоидным артритом, у которых обычные рентгенограммы не показывали признаков нестабильности. Протрузия чашки через медиально-кортикальный слой подвздошной кости или перелом этого слоя являются явными признаками нестабильности (54).

Долгие наблюдения обнаруживают рентгенологически демонстративные зоны лизиса величиной 2 мм или больше между цементом и костью, между цементом и имплантатом со стороны бедра у 50% больных и со стороны впадины – у 25%. Из этих больных у 75% или больше отсутствовали клинические проявления, но наблюдения показали, что со временем нестабильность прогрессирует и возникают боли (155,184,185).

Charnley наблюдал своих больных от 11 до 15 лет, только у 11% больных отмечал миграцию чашек, но рентгенологически у 24% определил признаки нестабильности (81).

Schulte et al. (1978) наблюдали, что через 20 лет после операции с применением эндопротезов Charnley у 23% больных наблюдалась нестабильность чашки и у 7% - ножки или было проведено ревизионное эндопротезирование. Chandler et al. (1981) наблюдали 33 больных в возрасте меньше 30 лет в течение 5 лет, после операции признаки нестабильности эндопротеза появились в 57% случаев (нестабильность чашки возникала в два раза чаще, чем нестабильность ножки). Beckenbaugh и Ilstrup (1978) наблюдали рентгенологические признаки нестабильности ножки у 24% больных в течение в

среднем 5,5 лет после операции. Stauffer расширил эти данные и наблюдал этих больных в течение 10 лет, показав, что частота нестабильности возросла от 24% до 29,9%. Отсюда очевидно, что нестабильность ножки возникает чаще в первые 5 лет после операции, чем в последующие 5 лет.

Качественное цементное эндопротезирование улучшает стабильность ножки эндопротеза. Wiliam H.Harris (1988), Harris, McCarthy, O'Neill (1982) наблюдали нестабильность у 1,7% пациентов через 6 лет после операции, где было проведено качественное цементное эндопротезирование. Они продолжили эти наблюдения, и через 11 лет после операции нестабильность достигла всего 3 %. В группе больных в возрасте 50 лет и меньше наблюдали нестабильность ножки у 2% через 12 лет после операции, где были использованы современные методики цементного эндопротезирования.

Нестабильность возникает больше у молодых людей, особенно с ревматоидным артритом. Введение цемента для крепления чашки снижает риск нестабильности в первые 5 лет после операции, но нет данных о том, что применение цементной техники фиксации не приведет к нестабильности в поздние сроки. Нестабильность чашки отмечается у больных, у которых использовали головку диаметром 32 мм (80).

У большинства больных с бесцементным эндопротезированием отмечаются остеолиты или смещение, которые вызывали несостоятельность эндопротезов. Engh и Vobyn (1988) отмечают, что у 1163 больных, у которых было выполнено бесцементное эндопротезирование с пористым покрытием эндопротеза, получены хорошие результаты через 10 лет у 96,4%, как и при цементном эндопротезировании. У больных моложе 40 лет нестабильность развилась у 1,3% через 6,4 года (средние сроки) (106).

То есть нестабильность развивается независимо от избранной техники крепления компонентов эндопротеза тазобедренного сустава, хотя при бесцементном креплении ее частота несколько выше (85).

Если суммировать взгляды на возможные причины этого осложнения, то их можно объединить в две большие группы – эндогенные и экзогенные.

Учитывая направленность настоящей работы, мы подробнее остановимся на эндогенных причинах, и, в частности, влиянии техники выполнения операции и положения компонентов эндопротеза. В литературе этому вопросу уделяется достаточно внимания, но лишь при оценке причин вывихов и подвывихов компонентов эндопротезов (96,110,137).

В среднем, частота вывихов при тотальном эндопротезировании составляет около 3% (102). На подвывихи и вывихи эндопротеза после эндопротезирования влияют очень многие факторы. Основными считаются: недостаточное напряжение мягких тканей и ретроверсия чашки эндопротеза (Eftekhari's, 1978). Другими факторами являются:

- перенесенные операции на этом суставе в анамнезе или ревизионное эндопротезирование;
- хирургический доступ;
- ошибки во время постановки эндопротеза (неправильно поставленный эндопротез);
- остеофиты;
- недостаточность или слабость отводящих групп мышц бедра;
- несращение большого вертела;
- травма или сильная флексия и внутренняя ротация в операционном или послеоперационном периоде (97,213).

При фиксации чашки эндопротеза в правильном положении хирурги должны обращать внимание на положение таза больного в горизонтальном и вертикальном направлениях. Пациент должен быть хорошо фиксирован, особенно при заднем доступе. Нужно обязательно пальпировать верхнюю ость крыла подвздошной кости. При использовании держалки для чашки, нужно знать, в каком положении держать чашку эндопротеза. Нужно обязательно применять сначала мерную головку до того, как поставить чашку эндопротеза, и обязательно смотреть все ориентиры мерной чашки.

В литературе нет точных данных по определению антеверсии чашки во время операции. Считается, что в среднем этот угол должен быть около 17°

(колеблется от $11,5^{\circ}$ до $28,5^{\circ}$). Очень трудно определить угол антеверсии на рентгенограммах (16). В связи с этим Mstaagen предлагает математический расчет определения угла антеверсии.

Рекомендуется, чтобы угол антеверсии чашки был от 10° до 20° (35). Однако Charnley (1979) предлагает ее уменьшить или вообще устранить, а Muller (1981) устанавливает чашку в положении 15° антеверсии. Lewinnek et. al. (1978) определили высокий риск переднего вывиха и при антеверсии чашки больше 25° (измерение с помощью компьютерной томографии). Так же задний вывих был связан с ретроверсией чашки от 7° до 10° (измерение с помощью боковых рентгенограмм) (107).

Угол инклинации чашки на переднезадних рентгенограммах должен быть около 45° . Считается, что если угол инклинации больше 60° , то чашка может вывихнуться кверху, особенно когда приводящие группы мышц напряжены. Это осложнение может возникать, если шейка ножки эндопротеза фиксирована в вальгусном положении или кость (цемент) в нижнем отделе чашки упирается в ножку эндопротеза и вывихивает головку. Если угол инклинации чашки почти горизонтальный, она упирается в шейку ножки во время сгибания, и тазовый компонент может вывихнуться кзади во время сгибания и внутренней ротации (129,147).

Бедренный компонент фиксируется в положении антеверсии от 5° до 10° (до 15° считается приемлемым) (116,154). Если угол антеверсии больше 15° , тогда может возникать передний вывих головки эндопротеза. Ретроверсия ножки вызывает задний вывих головки при положении сгибания и внутренней ротации. Если остается сгибательная контрактура в тазобедренном или коленном суставе, также может возникнуть задний вывих. Костную ткань (остеофиты) и цемент, лежащие на гладкой поверхности чашки, нужно удалять, т.к. при наружной ротации они могут вызвать вывих головки эндопротеза.

Если шейка упирается в тазовый компонент эндопротеза, она может вызвать вывих головки и расшатывание обоих компонентов.

Если чашка и ножка эндопротеза фиксированы в положении антеверсии 15^0 , тогда возникает риск переднего вывиха головки (49,66,121,130,177).

Из всего этого следует, что не столь важны параметры установки каждого из компонентов эндопротеза, сколько их взаимоотношения. Неправильное взаимоотношение чашки и ножки эндопротеза не только увеличивает риск вывиха головки, но и ведет к неравномерной нагрузке на компоненты эндопротеза, способствуя быстрому развитию нестабильности.

Варусное или вальгусное положение ножки также имеет значение при развитии нестабильности.

Вальгусное положение головки и шейки бедренного компонента по отношению к бедренной кости (больше чем на 140^0) уменьшает момент сгибания и соответственно увеличивает аксиальное напряжение ножки эндопротеза. Небольшой вальгус считается нормой. Но он уменьшает силу абдукторов. Вальгусное положение дает возможность удлинить ногу примерно на 2,5 см и больше. Однако если головка и шейка эндопротеза находятся в вальгусном положении, головка может вывихнуться кверху при приведении, особенно если чашка установлена в более вертикальном положении.

Варусное положение головки и шейки увеличивает момент сгибания и уменьшает аксиальную нагрузку в ножке. При этом увеличивается сила абдукторов, которые в будущем могут увеличить риск развития нестабильности ножки.

В общем считается, что небольшой вальгус более благоприятен, чем варус, но угол между шейкой и бедренной костью не должен быть больше 140^0 (219).

При варусном положении может возникать перелом ножки эндопротеза (Charnley, 1975). Переломы ножек зависят не только от самой конструкции, но и от ее установки в бедренной кости (в варусном или вальгусном положении), недостаточности опоры в области шпоры (Calcar).

Чаще эти переломы возникают у больных с большим весом, особенно если ножки сделаны из стали. Они сначала деформируются, потом уже воз-

никает усталостный перелом. Эти проблемы можно решить созданием нового дизайна ножки, использованием другого металла, а также правильной постановкой ножки в канале.

Wroblewski B.M.(1979) наблюдает, что 90% случаев эти переломы возникли в течение двух лет или больше после операций. Ножки были стальные, сначала они деформировались, потом ломались.

Augusto Sarmiento, V. Nataranjan. Thomas A. Gruen, Mark McMohan (1988) наблюдали, что при возникновении нестабильности очень большое значение имеет дизайн, размеры, длина шейки эндопротеза и свойства материала, а также техника установки эндопротеза. Эти наблюдения были изучены при использовании двух конструкций эндопротезов – Charnley и STH (Titan-alloy).

В возникновении нестабильности очень большую роль играет недостаток костной ткани вокруг эндопротеза. Engelbrecht (1987) классифицирует недостаток кости вокруг эндопротеза, т.к. это способствует возникновению асептической нестабильности после эндопротезирования тазобедренного сустава.

У 50% больных отмечается I тип нестабильности, где зона лизиса - в пределах 2-3 мм вокруг эндопротеза, у 25% больных отмечается II тип потери костной ткани вокруг эндопротеза, где зона лизиса больше 3 мм. У 20% больных – большая потеря кости вокруг эндопротеза, из-за чего происходит миграция эндопротеза в разных направлениях, и у 5% больных отмечается IV тип потери кости, где приходится делать реэндопротезирование с помощью специальных конструкций (61,186,187,188).

Lee et al. (1978) привели причины, вызывающие нестабильность при цементном эндопротезировании, которые не зависят от хирурга: перенапряжение цемента и со временем усталостный перелом цемента. Эти факторы зависят от качества цемента (74,111,139,160,163).

Факторы, которые зависят от хирурга: выбор цемента, смешивание его с антибиотиком, метод смешивания цемента, время введения цемента и давле-

ние цемента, удаление крови и мягких тканей, толщина цемента, правильное положение конструкции (149,189,208).

Примесь крови в цементе ведет к потере упругости цемента примерно на 10-20%. Давление во время введения и после улучшает стабильность на 20% (60,109,125).

Dennis K. Collis (1988) наблюдал больных после эндопротезирования в течение 17 лет. У больных моложе 50 лет частота ревизий выросла до 19,6% через 10 лет после операции. Большой вес и физическая перегрузка влияют на возникновение нестабильности протеза. Автор считает, что тотальное эндопротезирование лучше выполнять после 50 лет. В 13 случаях из 25 ревизионное эндопротезирование выполнялось по поводу нестабильности ножки. Несмотря на то, что есть рентгенологические признаки нестабильности, она не всегда проявляется клинически, и тогда не обязательно нужно выполнять ревизионное эндопротезирование (113,114,141,170).

Nas S. Eftekhar (1971, 1987, 1988) отмечает, что при возникновении нестабильности нужно учитывать механизм ее возникновения, при этом играет роль комплекс биологических и механических причин. Несмотря на тип эндопротезирования (цементное или бесцементное), на первичную фиксацию влияет сама механическая установка эндопротеза в костной ткани (губчатой и кортикальной). Состояние костной ткани вокруг эндопротеза и амплитуда движений между эндопротезом и костью тоже влияют на стабильность эндопротеза. Таким образом, можно сделать вывод, что если первичная стабилизация некачественна, тогда может возникать нестабильность эндопротеза (62,69,99,103,202).

Charnley и др. связывают нестабильность чашки эндопротеза с недостаточностью подготовки костного ложа во время операции. Они не поддерживают мнение о сильном углублении вертлужной впадины, а также считают, что удаление субхондрального слоя играет важную роль в возникновении нестабильности (79). Современная технология введения цемента, удаление всех препятствий (кровь, мягкие ткани), а также сверление вертлужной впадины с

сохранением субхондральной пластинки улучшают клинические и рентгенологические результаты. Современная гипотензивная анестезия и введение цемента под давлением для получения более стабильной первичной фиксации создает более крепкую связь между цементом и костью (161,162).

Возможно, что начало микродвижений между цементом и костью вертлужной впадины является причиной нестабильности при цементной фиксации (52,75,83,98,161,166,175,203).

Самую большую нагрузку во впадине выдерживает субхондральная пластинка, она создана для того, чтобы защищать костные трабекулы губчатой кости вертлужной впадины во время нагрузки. Если удалить эту пластинку во время операции, поддержка трабекул теряется и нагрузка идет на костные трабекулы, которые в результате некротизируются. На месте некротизированной кости возникает фиброзная мембрана, которая может превратиться в сильную фибрознохрящевую метапластическую нагружаемую структуру. Если эта структура теряет упругость, тогда нагрузка дальше действует и на цемент, и на кость, и в будущем развивается нестабильность и миграция чашки эндопротеза (26,198).

Также важную роль играет остеопения, связанная с возрастом, и постменопаузальный остеопороз (4,36).

G.Bannister (1988) с целью прогнозирования нестабильности бедренного компонента при тотальном эндопротезировании изучил рентгенологические изменения у 98 больных, которым было проведено ревизионное эндопротезирование по поводу нестабильности ножки. Эти данные он сравнил с полученными у 186 больных, у которых эндопротез стоял 10 лет и больше. Он считает, что появление зоны лизиса между костью и цементом и миграция ножки в варусное положение были основными поводами для ревизионного эндопротезирования.

Cameron et al. (1980) отмечали развитие нестабильности ножки эндопротеза через 10 лет у 6,5% пациентов, что потребовало ревизионного эндопротезирования. Авторы считают, что наличие ранних рентгенологических при-

знаков нестабильности у этих больных в сочетании с появлением значительной боли является показанием к ревизионному эндопротезированию (187,188).

Выход зарубежные авторы видят в:

- улучшении дизайна ножки для цементного эндопротезирования;
- улучшении дизайна чашки для цементного эндопротезирования;
- улучшении технологии введения цемента (48,124,143,164,165).

Изнашивание полиэтиленовой чашки при тотальном эндопротезировании составляет, по данным Charnley (1975), в среднем от 0,07 мм/год до 0,15 мм/год. Wroblewski (1985) наблюдал больных от 15 до 21 года после операции эндопротезирования. В среднем полиэтиленовая чашка изнашивалась на 0,096 мм/год. Мссоу (1988) в течение 15 лет наблюдений тоже отметил изнашивание около 0,1 мм/год у 100 больных. Но никто не мог взаимосвязать изнашивание с нагрузкой и весом больного (115,190).

Griffith (1978) все-таки нашел эту взаимосвязь между изнашиванием полиэтиленовой чашки и возрастом. В 75% случаев сильного износа чашки возраст больных не превышал 60 лет. И, конечно, существенную роль играла физическая характеристика самого полиэтилена (молекулярный вес и плотность полиэтилена). Для развития нестабильности имеет значение остеолит и гранулематозная деструкция кости из-за выделения большого количества полиэтиленовых частиц вокруг ножки (93,138,153,176,185,209,211,215,218).

Тем не менее, цементная фиксация существенно влияет на стабильность эндопротеза, нивелируя допущенные при установке компонентов эндопротеза ошибки и отодвигая по времени развитие нестабильности. В связи с этим целесообразно изучение влияния положения чашки и ножки эндопротеза и особенностей их установки на развитие нестабильности при бесцементном креплении эндопротеза. Заслуживают внимания также недостаточно изученные вопросы о роли замыкательной пластинки вертлужной впадины, угловой ориентации чашки эндопротеза и глубины ее погружений, варусного или

вальгусного отклонения ножки на развитие асептической нестабильности эндопротеза (26,42).

В клинической практике эндопротезирования наблюдаются различные осложнения, которые можно разделить на две группы: эндогенные и экзогенные (171,194).

По данным литературы, эти осложнения встречаются примерно у 40% пациентов, вызывая боли, нарушение ходьбы, заболевания позвоночника и других суставов, что приводит к необходимости повторных операций. Ведущими факторами нестабильности (по данным отечественной и зарубежной литературы) являются асептическое расшатывание эндопротеза, миграция и перелом ножки эндопротеза или бедренной кости. Эти осложнения, в первую очередь, связаны с механическими причинами. В связи с этим многими исследователями обращается внимание на анализ различных биомеханических параметров.

Таким образом, очевидна необходимость проведения исследования по выявлению биомеханических предпосылок развития нестабильности компонентов эндопротеза тазобедренного сустава с разработкой рекомендаций по ее профилактике и лечению.

ГЛАВА 2 МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1 Материалы Исследования

За последние 10 лет в институте ортопедии и травматологии в клинике артрологии и эндопротезирования выполнено 397 операций эндопротезирования. В тоже время больных с нестабильностью компонентов эндопротеза тазобедренного сустава было 42. Большинству из них выполнялась замена эндопротезов разных конструкций с использованием цемента или без, либо только удаление эндопротеза.

Таблица 2.1 Перечень основных заболеваний, которые первоначально определялись у больных при выполнении первичного эндопротезирования

	Диагноз	К-во больных	В процентах ко всем случаям
1	Коксартроз	245	61,8
2	АНГБК	53	13,3
3	Посттравматический коксартроз	25	6,3
4	Полиартрит	23	5,8
5	Болезнь Бехтерева	18	4,6
6	Ложный сустав шейки бедренной кости	13	3,2
7	Перелом шейки бедренной кости	12	3,0
8	Другая патология	8	2,0
	Всего:	397	100

Таблица 2.2 Распределение больных по возрасту и полу

Пол	Возраст				Всего
	до 40	41-50	51-60	старше 60	
Мужчины	18	48	44	42	152
Женщины	10	53	78	104	245
Итого:	28	101	122	146	397

Из табл. 2.1 видно, что среди наблюдаемых больных, которым выполнялось эндопротезирование основную группу составили лица с коксартрозом – 245 больных (61,8%) и АНГБК - 53 пациента (13,3%).

Из табл.2.2 видно, что женщины болеют чаще, чем мужчины. 245 женщинам была проведена операция эндопротезирования, что составляет 61,7% среди общего количества больных.

Таблица 2.3 Распределение больных с нестабильностью эндопротеза по возрасту и полу

Пол	Возраст				Всего
	до 40	41-50	51-60	старше 60	
Мужчины	5	6	1	5	17
Женщины	1	8	9	7	25
Итого:	6	14	10	12	42

Таблица 2.4 Перечень основных заболеваний, которые первоначально определялись у больных с нестабильностью компонентов эндопротезов

	Диагноз	К-во больных	В процентах ко всем случаям
1	Коксартроз	28	66,6
2	АНГБК	8	19
3	Болезнь Бехтерева	2	4,8
4	Перелом шейки бедренной кости	2	4,8
5	Ложный сустав шейки бедренной кости	1	2,4
6	Литическая форма гигантоклеточной опухоли головки бедра	1	2,4
	Всего:	42	100

Из табл.2.3 видно, что среди наблюдаемых больных с нестабильностью эндопротеза женщин было больше, чем мужчин. Это объясняется большим числом оперированных женщин, которым было выполнено первичное эндопротезирование. Из этой таблицы также следует, что нестабильность чаще развивается у относительно молодых пациентов, так, в возрастной группе до 50 лет больных с нестабильностью – 20, т.е. почти половина, хотя первичное эндопротезирование лицам старше 50 лет выполнялось более, чем в 2 раза чаще.

Перечень основных заболеваний, которые первоначально определялись у больных с нестабильностью эндопротеза, представлен в табл.2.4.

Из приведенной табл.2.4 видно, что основную группу составили больные с коксартрозом – 66,6%. Вторыми по численности оказались больные, у которых был АНГБК, они составили 19%.

В особую группу мы выделили пациентов, которые в прошлом перенесли различного рода вмешательства на протезируемом суставе. До недавнего времени проведение подобных операций у этой категории пострадавших считалось противопоказанным в связи с большой вероятностью опасных осложнений.

В прошлом эти лица перенесли следующие операции: артропластика тазобедренного сустава и различного рода корригирующие межвертельные остеотомии на проксимальном отделе бедренной кости, открытое вправление по поводу врожденных вывихов бедра, репозиционный металлоостеосинтез шейки бедренной кости (включая повторную операцию удаления металлоконструкции)- всего 8 пациентов.

Таблица 2.5 Количество больных с нестабильностью отдельных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава

Диагноз	Количество больных	В % ко всем случаям
Нестабильность чашки	14	33,3
Нестабильность ножки	7	16,7
Нестабильность обоих компонентов	21	50
Всего	42	100%

Таблица 2.6 Сроки развития нестабильности

Диагноз	В сроки до 5 лет	В сроки более 5 лет	Всего
Нестабильность чашки	9	5	14
Нестабильность ножки	4	3	7
Нестабильность обоих компонентов	4	17	21
Всего	17	25	42

Из табл. 2.5 видно, что чаще всего встречается нестабильность обоих компонентов - 50% (21 больных), затем нестабильность чашки – 33,3% (14

больных) и реже всего нестабильность ножки эндопротеза – 16,7% (7 больных).

Условно мы выделяем раннюю нестабильность эндопротеза (развивается в сроки от 1 до 5 лет после операции) и позднюю (в сроки более 5 лет).

Из таблицы 2.6 видно, что ранняя нестабильность более характерна для чашки эндопротеза - 9 больных из 17, а поздняя нестабильность - для обоих компонентов эндопротеза – 17 больных из 25.

2.2. Методы исследования

2.2.1 Клинические методы исследования

Клиническое изучение больных проводилось по обычной схеме обследования ортопедических больных (24). Выяснялись жалобы больного, история заболевания. Особое внимание уделялось функциональному состоянию тазобедренного сустава (измерение амплитуды движения в тазобедренном суставе, измерение длины нижней конечности, ходьба больного, опороспособность тазобедренного сустава, симптом Дюшена-Тренделенбурга, симметричность, объем мягких тканей бедра, наклон таза).

Так как клиническое обследование проводилось по общепринятой схеме, то в настоящей главе мы остановимся только на некоторых особенностях его, имеющих значение для данной работы.

Клиническая схема обследования при нестабильности гнезда эндопротеза (I группа) имела следующие особенности:

1. Постоянные боли в проксимальном отделе конечности и резкое усиление этих болей в паховой области при малейших ротационных движениях, а также ограничение движений, особенно ротационных.
2. Боли усиливаются при ходьбе, в покое боли становятся меньше.
3. Нарушение опорной функции конечности.
4. Иногда больные отмечают укорочение и ограничение отведения конечности.

При нестабильности ножки (группа II) возникает следующая клиническая картина у больных:

1. Боли при ходьбе или при нагрузке в проксимальном отделе бедра, чаще по наружной поверхности, и они могут иррадиировать в коленный сустав, но эти боли чаще исчезают при покое.
2. Частичное нарушение опорной функции больной конечности.
3. Постепенно увеличивается хромота и слабость в конечности. Больной не может поднять оперированную ногу лежа на спине, и попытка сделать это часто сопровождается резкими болями в бедре.
4. При давлении на пятку при выпрямленной ноге также возникают боли в области тазобедренного сустава.
5. Ограничение движений в больном суставе.

Амплитуду движений в тазобедренном суставе определяли с помощью угломера. Подвижность во фронтальной плоскости (приведение-отведение) устанавливалась по расположению оси бедра к линии, связывающей передне-верхние ости подвздошных костей. Оси вращения угломера располагали на передне-верхней ости, одну границу устанавливали параллельно линии, соединяющей обе ости, другую – параллельно оси бедра.

Определение подвижности бедра в сагиттальной плоскости (сгибание-разгибание) проводили по отношению его к оси туловища. Ось вращения угломера устанавливали на вершину большого вертела, одну браншу располагали параллельно туловищу, другую – параллельно оси бедра.

Величину сгибательной контрактуры в тазобедренном суставе определяли при устранении поясничного лордоза сгибанием противоположной конечности в одноименном суставе.

Определение внутренней и наружной ротации бедра производили в положении больного лежа на животе при согнутом колене. Величину ротационных движений оценивали по отклонению голени от вертикали.

Клиническое определение антеторсии и степени ее выраженности производили следующим образом. Больной лежит на здоровом боку, голень исследу-

дуемой конечности сгибают в коленном суставе и ротируют конечность до тех пор, пока большой вертел не займет нормальное положение, что определяется пальпаторно другой рукой исследуемого. Степень отклонения голени от горизонтали указывает на величину антеторсии, цифровое значение которой определяют ротатометром, установленным на мышелке бедренной кости.

Отклонение стрелки от нулевого положения соответствует отклонению шейки бедренной кости.

Длину конечности определяли с помощью сантиметровой ленты при измерении конечности от передне-верхней ости крыла подвздошной кости до внутренней лодыжки.

Анатомическую длину сегментов конечности определяли измерением расстояния от верхушки большого вертела до наружной суставной щели коленного сустава и от наружной суставной щели коленного сустава до наружной лодыжки. Сравнение полученных величин с длиной симметричных сегментов позволяло определить анатомическое укорочение конечности.

При наличии контрактур и деформации определялось проекционное укорочение конечности.

Совокупность относительно анатомического и проекционного укорочения составляла функциональное (суммарное) укорочение конечности.

При ходьбе обращалось внимание на нарушение походки.

Для суждений о степени атрофии мягких тканей окружности сегментов конечности измеряем диаметр ноги на одинаковом расстоянии от верхнего полюса надколенника (для бедра) и на одинаковом расстоянии от головки малоберцовой кости (для голени).

Результаты эндопротезирования нами оценивались по шкале Harris (оценка функционального состояния).

Боль	– 44 балла
Функция	– 47 баллов
Объем движений	– 5 баллов
Отсутствие деформации	– 4 балла
Общее количество	– 100 баллов

Таблица 2.7 Методы оценки болевого синдрома по Harris W.H.(1969)

I Боль (максимум 44 балла)		Баллы
Отсутствие или игнорирование		44
Незначительная. Периодически возникает, не влияя на обычную активность		40
Слабая боль. Не возникает при обычной активности, в отдельных случаях беспокоит при незначительной активности, проходит обычно после приема аспирина		30
Средняя боль. Постоянная, но больной может ее переносить. Отмечается понижение обычной активности, но больной может постоянно работать. Есть потребность в приеме сильных анальгетиков.		20
Значительная боль. Временами сильная, но больной может ходить. Значительное ограничение активности. Потребность в постоянном приеме лекарств.		10
Постоянная сильная боль даже в положении покоя. Приковывает больного к кровати.		0
II Метод оценки функции (максимальное количество баллов 47)		
1. Ходьба (максимальное количество баллов 33)		
Хромота	отсутствует	11
	незначительная хромота	8
	умеренная хромота	5
	сильная хромота	0
Использование дополнительной опоры при ходьбе	ходит самостоятельно	11
	одна трость на незначительные промежутки времени	7
	одна трость для большей части времени	5
	один костыль	3
	две трости	2
	два костыля	0
Пройденный участок	не может ходить	0
	может ходить без ограничений	11
	может пройти 6 кварталов	8
	может пройти 2-3 квартала	5
	ходит только в помещении	2
	прикован к кровати	0
2. Ежедневная активность (максимум – 14 баллов)		Баллы
Ходьба по ступенькам	может ходить по ступенькам, не опираясь на перила	4
	ходит по ступенькам, опираясь на перила	2
	ходит по ступенькам с большими трудностями	1
	не может ходить по ступенькам	0
Общественный транспорт	может входить в общественный транспорт	1
Сидение	чувствует себя комфортно в любом сидячем положении в течении часа	5
	чувствует себя комфортно в высоком кресле в течении 0,5 часа	3
	не может сидеть на одном стуле	0
Туфли и носки	одевает носки и завязывает шнурки легко	4
	одевается тяжело	2
	не может самостоятельно одеваться	0

Отсутствие деформации. Баллы (4) даются, когда пациент демонстрирует:

- фиксированную сгибательную контрактуру меньше чем 30° ;
- фиксированную приводящую контрактуру меньше чем 10° ;
- фиксированную внутренне-ротационную контрактуру меньше чем 10° ;
- отсутствие разницы в длине конечностей около 3 см.

Таблица 2.8 Методика оценки по движениям в тазобедренном суставе (максимальное количество баллов 5, для чего полученное по шкале количество баллов умножается на коэффициент 0,05).

	Объем движений	индекс	Максимально возможное кол-во баллов
Сгибание	0° - 45° (45°)	1,0	45
	45° - 90° (45°)	0,6	27
	90° - 100° (20°)	0,3	6
	110° - 130° (20°)	0,0	0
Отведение	0° - 15° (15°)	0,8	12
	15° - 20° (5°)	0,3	1,5
	20° - 45° (25°)	0,0	0
Наружная ротация при разгибании	0° - 15° (15°)	0,4	6
	Больше 15°	0,0	0
Внутренняя ротация при разгибании	Любая	0,0	0
Приведение	0° - 15° (15°)	0,2	3
	Больше 15°	0	0
Разгибание	Любое	0	0

Динамика изменения функционального состояния тазобедренного сустава после эндопротезирования у пациентов в зависимости от возраста и пола показана в табл.2.9 (с хорошим результатом эндопротезирования).

Как видно из табл.2.9 в дооперационном периоде уровень оценки во всех исследуемых группах был достаточно низким, с возрастом он снижался. Это связано с увеличением частоты деформирующего коксартроза у пациентов пожилого возраста, переломов шейки бедренной кости, ложных суставов. Эндопротезирование тазобедренного сустава является единственным видом оперативного вмешательства у этой группы больных с хорошим функциональным результатом.

После операции наблюдается резкое улучшение состояния эндопротезированной конечности как у мужчин, так и у женщин, в первые три месяца. Это связано с отсутствием боли и ограничений движений, в этот период большинство из них оставляют костыли и начинают ходить с помощью па-

лочки. Улучшение в срок от 1 года до 3-4 лет связано с реабилитацией пациентов, ходьбой без дополнительной опоры, увеличением силы и способности оперированной конечности переносить нагрузки.

Таблица 2.9. Динамика восстановления функционального состояния тазобедренного сустава после эндопротезирования у больных в зависимости от возраста и пола. Оценка по шкале Harris (1969)

Пол	Возраст	Сроки наблюдения после операции					
		до опера- рац, M±m, n	3 мес, M±m, n	1 год, M±m, n	2 года, M±m, n	3 года, M±m, n	5 лет и выше, M±m, n
Женщины	от 40 до 49	31,30±0,80 5	75,13±0,75 5	81,07±2,03 5	83,79±2,32 4	78,87±3,37 3	76,6±0,00 2
	от 50 до 59	26,80±0,96 6	73,57±0,89 6	77,13±1,85 6	79,83±3,05 6	80,97±2,3 4	75,32±0,00 2
	от 60 и выше	15,75±2,05 9	67,13±3,07 8	72,19±2,65 7	74,78±2,3 5	70,57±3,97 5	68,7±1,07 3
Мужчины	от 40 до 49	29,53±0,89 3	77,32±1,02 3	85,09±0,00 2	82,77±0,00 2	81,86±0,00 1	76,73±0,00 1
	от 50 до 59	23,42±1,72 7	73,66±2,3 6	79,87±3,5 6	80,72±3,83 6	82,63±2,9 5	78,83±5,9 4
	от 60 и выше	19,35±4,45 10	63,75±13,30 9	68,83±10,90 8	62,73±3,39 6	60,79±6,62 4	58,7±0,0 2

Примечание: n - число больных;
M - среднее арифметическое;
± m - стандартная погрешность

2.2.2 Рентгенологическая методика исследования

При различных патологических состояниях тазобедренного сустава и в случаях, когда выполнено его эндопротезирование, рентгенологическое исследование является основным методом, способным давать опорные пункты для постановки диагноза.

Многолетний клинический опыт Харьковского НИИ ортопедии и травматологии им. проф. М.И.Ситенко по выполнению операции эндопротезирования тазобедренного сустава свидетельствует, что в различные сроки после оперативного вмешательства возможно развитие такого опасного осложнения, как расшатывание компонентов эндопротеза в костной ткани. Вследст-

вие этого возникают в различной степени протрузии или подвывихи компонентов эндопротеза. Указанные осложнения являются одной из причин развития болевого синдрома в зоне искусственного сустава, что приводит к нарушению функции оперированной конечности (14). Кроме того, потеря стабильности искусственного сустава в итоге может привести к развитию воспалительного процесса в этой области, что обычно вынуждает хирургов удалять эксплантируемый сустав.

Рентгенологическая диагностика подвижности эндопротеза в костной ткани может быть относительно достоверным тестом. Так, выполняя пациентам в одинаковых условиях обзорную рентгенографию таза в прямой проекции в различные сроки после операции, можно судить о степени фиксации эндопротеза, как тазового, так и бедренного его компонентов.

Для того, чтобы определить состояние эндопротеза в костной ткани у пациентов в различные сроки после операции, необходимо делать в динамике серию рентгенографических снимков таза больных с хорошим результатом после эндопротезирования тазобедренного сустава. При этом были выведены основные рентгенологические признаки «нормального состояния» костной ткани вокруг искусственного сустава:

- участки костной структуры, прилегающие к эндопротезу, имеют большую плотность теневого изображения, чем прилегающие отделы губчатого костного вещества. На рентгенограммах определяется однородная белая линия, окаймляющая эксплантат, толщина которой 1-2 мм;
- формирование функциональных структур, т.е. усиление рисунка в костной ткани, костных балочек, в местах постоянного воздействия нагрузок эндопротез-кость. К таким относятся опил проксимальной части бедренной кости, расположенный под «пяткой» эндопротеза, и участок костной ткани над металлическим вертлугом.

Для диагностики нестабильности эндопротеза в костной ткани применяем разработанные в институте методики (40).

Важным условием для правильной оценки рентгенографии по данной методике является строгое соблюдение основных правил выполнения рентгенографий. При выполнении обзорного рентгенснимка таза в положении лежа необходимо устранить лордоз и перекос таза, снимаемые объекты должны плотно прилегать к кассете, центральный луч направляется строго перпендикулярно средней линии туловища.

Методика функциональной рентгенографии у больных после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава.

Для изучения состояния ножки эндопротеза рентгенографию таза необходимо выполнять в положении больного лежа (передне-задняя проекция) и в положении стоя с нагрузкой на оперированную конечность. При этом следует различать косвенные и прямые признаки расшатывания ножки эндопротеза.

Косвенные признаки – остеопороз материнской кости вокруг «пятки» эндопротеза, разрежение губчатой кости феморального канала проксимальной его части.

Прямой признак – наличие диастаза между «пяткой» и проксимальным концом бедренной кости, который уменьшается или полностью исчезает на рентгенограмме в нагрузке (стоя).

Общие рентгенологические признаки расшатывания ножки эндопротеза :

- изменение положения ножки на более варусное;
- протрузия ножки, в результате чего ножка погружается глубже в бедренную кость;
- деформация изображения ножки в передне-задней или боковой проекции (при переломах ножки);
- изменение положения ножки на рентгенограммах, выполненных при максимальном отведении и приведении конечности;

- расширение костно-мозговой полости с двух сторон или с одной стороны ножки вследствие движения дистальной части ножки;
- рассасывание шейки и проксимальной части бедренной кости;
- появление избыточной оссификации костно-мозговой кости, особенно ближе к дистальному концу ножки.

Рентгенологически отмечаются изменения со стороны таза и ацетабулярного компонента:

- увеличение ширины зоны просветления вокруг чашки за счет рассасывания кости. Признак имеет высокое диагностическое значение, если эта зона больше 2 мм и процесс прогрессирует через 6 месяцев после хирургического вмешательства;
- медиальная миграция и протрузия чашки в таз;
- перелом медиальной стенки вертлужной впадины;
- изменения угла антеверсии чашки, который показывает миграцию тазового компонента.

Самым главным из этих признаков является появление остеопороза вокруг металлического вертлуга (металлической вертлужной впадины), а в ряде случаев - диастаза между искусственной впадиной и тазовой костью.

Признаки расшатывания:

Расшатывание ножек и гнезд является самым серьезным осложнением при полной замене тазобедренного сустава и обычно служит показанием для ревизии эндопротеза тазобедренного сустава.

Признаки при цементном эндопротезировании:

Нестабильность ножки:

- перелом цементной массы чаще всего в проксимальной части бедренной кости вокруг эндопротеза;
- фрагментация цемента, особенно между верхнемедиальной частью ножек и в области шейки бедренной кости;
- дистальная миграция цемента.

Механизм расшатывания ножки.

Механизм 1. Протрузия ножки в дистальном направлении

а) на рентгенограммах можно увидеть диастаз между ножкой эндопротеза и цементом верхнелатеральной части ножек, причиной которой является неполная капсуляция цемента или потеря верхнемедиальной опоры, ножка сдвигается дистально.

б) на рентгенограммах можно увидеть раздвоение линий или диастаз между цементом и ножкой по всей цементной массе.

Механизм 2. Смещение ножки на варус

Связано с миграцией ножки медиально-проксимального отдела бедра и латерально-дистального отдела ножки эндопротеза, которая приводит к перелому цемента в середине ножки вокруг эндопротеза и склеротическим переломам кости с латеральной стороны дистального конца ножки эндопротеза.

Механизм 3. Подвижность ножки в дистальном отделе

Связана с латерально-медиальной подвижностью дистального конца ножки эндопротеза. В этом случае в дистальном конце ножки не хватает опоры, в результате чего происходит расширение костно-мозгового канала.

Механизм 4. Усталостный перелом ножки

Связан с отсутствием опоры проксимальной части ножки, хотя дистальный конец хорошо зафиксирован. Происходит медиальная миграция ножки в ее проксимальной части, в результате чего происходит перелом ножки в этой области.

РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ДЛЯ ПОДБОРА ЭНДОПРОТЕЗА ПРИ НАЛИЧИИ ОСТЕОПОРОЗА ПО МЕТОДИКЕ L.Spotorno-S.Romagnoli

В основном мы используем четыре параметра при решении вопроса о цементной или бесцементной фиксации ножки имплантата.

* ПОЛ

* ВОЗРАСТ

* ИНДЕКС СИНГХА

* МОРФОЛОГИЧЕСКИ-КОРТИКАЛЬНЫЙ ИНДЕКС (МКИ)

Каждый параметр имеет балльную систему оценки. Сумма баллов, набранная при оценке пациента, позволяет решить вопрос о цементной или бесцементной фиксации ножки эндопротеза (Табл.2.10.)

Пол

Потеря костного вещества, которая начинается приблизительно в 40-летнем возрасте, явно выше у женщин. Позже этот процесс прогрессирует в связи с гормональными изменениями, которые типичны для периода менопаузы.

Возраст

У пациентов моложе 50 лет почти во всех случаях показана бесцементная имплантация. В случае необходимости замены ножки протеза это позволяет просто его удалить и имплантировать новый. У пациентов старше 70 лет обычно используется цементная фиксация ножки.

Индекс Сингха

Индекс для шейки бедра, предложенный Сингхом, определяет степень остеопороза. Он основан на изменении структуры губчатой кости головки, шейки бедренной кости и большого вертела. Рис.2.1.7 показывает нормальную костную структуру, рис.2.1.6 и рис.2.1.5 - начальную стадию остеопороза.

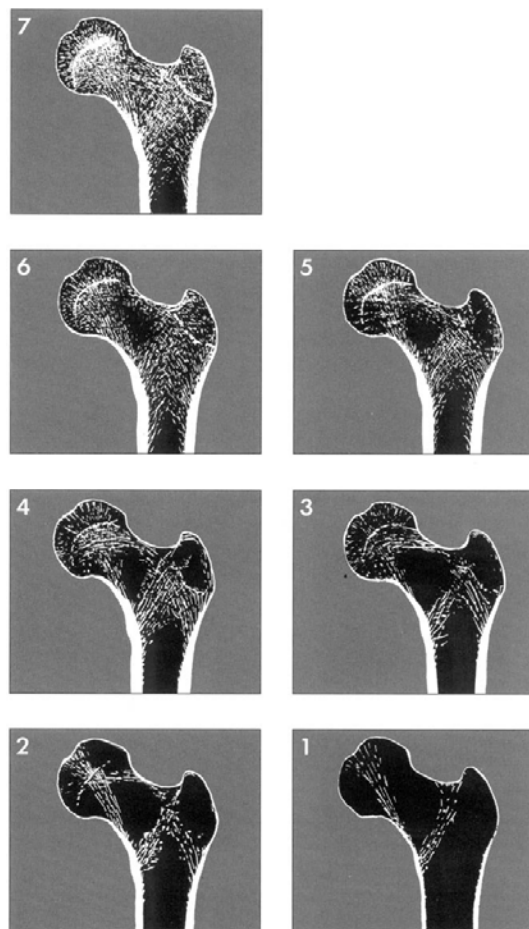


рис. 2.1

Рис.2.1.4 и рис.2.1.3 отражают следующую стадию более выраженного остеопороза, при которой бесцементная имплантация допустима только в редких случаях (относительно молодой возраст пациента, преимущественно мужской пол, сохраненная морфология кости). Рис.2.1.2 и рис.2.1.1 демонстрируют костную структуру, при которой бесцементная фиксация ножки абсолютно противопоказана.

Индекс шейки бедренной кости (Сингха)

Рис.2.1.7 (нормальная структура) Плотные маленькие трабекулы полностью заполняют шейку. Остроконечные дугообразные пучки не видны.

Рис.2.1.6 Нижний треугольник (треугольник Варда) становится видимым, ограниченным дугообразными пучками головки и большого вертела.

Рис.2.1.5 Треугольник Варда пустой. Дополнительные трабекулы частично исчезают.

Рис.2.1.4 Дополнительные трабекулы полностью исчезли.

Рис.2.1.3 Частичное исчезновение дугообразной балочной структуры.

Рис.2.1.2 Дугообразные пучки почти полностью исчезли.

Рис.2.1.1 Полное исчезновение дугообразного пучка, частичное исчезновение компрессионного пучка головки.

Морфологически-кортикальный индекс

Индекс включает в одном качестве две черты, которые не всегда находятся во взаимной связи.

* Морфология (форма) бедренной кости.

* Толщина кортикального слоя.

Морфологически бедренная кость может быть флейтообразной, цилиндрической и диспластической формы.

Кость флейтообразной формы является идеальной для выполнения бесцементной фиксации ножки.

Цилиндрическая форма бедренной кости требует выполнения разреза в подвертельной области, что в конечном итоге приводит к потере кости в ее проксимальном отделе во время обработки.

Становится необходимым частичное удаление губчатой и кортикальной кости у основания калькара - зоны, имеющей решающее значение для фиксации ножки.

Морфологически-кортикальный индекс (МКИ) представляет собой частное от деления двух размеров, полученных измерением бедра на стандартной рентгенограмме (рис.2.2).

$$\text{МКИ} = \text{CD} / \text{AB}$$

CD - расстояние между внешними контурами наружного и внутреннего кортикалов, измеренное на уровне наиболее выступающей части малого вертела к продольной оси бедра. AB - диаметр костно-мозгового канала, измеренный на 7 см ниже CD линии и вертикально к продольной оси бедра.

В случаях, касающихся полиартритов, со всеми проблемами, связанными с состоянием кости, предыдущими и последующими приемами кортизона, добавляется дополнительный балл. Поэтому бесцементная фиксация может быть выполнена только у молодых пациентов со значением индекса Сингха 6-5 и подходящей формой бедра.

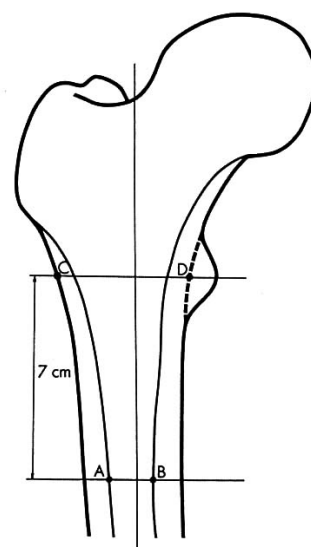


Рис.2.2 Морфологически-кортикальный индекс

МКИ может быть применен только в этой абсолютной форме, когда он подсчитывается на основании показателей, измеренных на стандартной рентгенограмме.

Таблица 2.10 Оценка в баллах (индекс S.Romagnoli)

пол	возраст	индекс Сингха	МКИ
Мужчина 0	<50 0	7 0	>3 0
Женщина 1	50-60 1	6-5 1	3-2,7 1
	61-70 2	4-3 2	2,6-2,3 2
	>70 4	2-1 4	<2,3 4

Сумма баллов является основой для выбора ножки: 0-4 бесцементная; 5 – возможен выбор; ≥ 6 –цементная.

Для измерения угла инклинации чашки на послеоперационных рентгенограммах тазобедренного сустава в прямой проекции измеряется угол в латеральном направлении относительно горизонтальной линии, проведенной через седалищные бугры (рис.2.3).

Для измерения угла перекрытия чашки эндопротеза на послеоперационных рентгенограммах тазобедренного сустава в прямой проекции измеряется угол перекрытия чашки эндопротеза (рис. 2.4.).

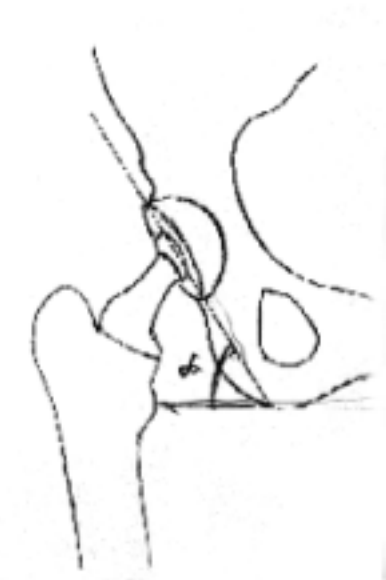


Рис.2.3 Измерение угла инклинации чашки



Рис.2.4. Измерение угла перекрытия чашки

2.2.3 БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для объективизации статико-динамических нарушений функций нижних конечностей использовался комплекс биомеханических исследований (до и после операций), который включал:

- определение объема движений в тазобедренных суставах;
- определение мышечной силы области тазобедренных суставов;
- определение функциональной опороспособности нижних конечностей;
- исследование временных характеристик ходьбы (подография).

Определение объема движения в тазобедренном суставе

Бедро совершает движение в тазобедренном суставе в сагиттальной плоскости (сгибание и разгибание), во фронтальной плоскости (приведение и отведение) и вокруг продольной оси (внутренняя и наружная ротация).

Сгибание и разгибание в тазобедренном суставе измерялось медицинским угломером, установленным в сагиттальной плоскости и приложенным к наружной поверхности сустава. Шарнир угломера располагается на уровне большого вертела, одна бранша идет по оси бедра, другая – по боковой поверхности туловища параллельно заднему краю спины, плотно прилегающей к столу, на котором лежит больной. Если движения в тазобедренном суставе ограничены сгибательной контрактурой, то остаточный объем его движений измеряется после устранения лордоза, что достигается сгибанием противоположной здоровой ноги в тазобедренном суставе.

Степень разгибания определяется при отсутствии сгибательной контрактуры, в положении больного лежа на животе. Приведение и отведение бедра измеряют угломером, установленным во фронтальной плоскости. Одна бранша располагается параллельно линии, соединяющей передне-верхние ости подвздошной кости, другая идет по передней поверхности бедра в направлении к коленной чашке; шарнир угломера находится приблизительно на середине паховой складки, что обычно соответствует середине корня бедренной кости. Вращательные движения обычно измеряются при разогнутом положении ноги, а при особых показаниях – в положении сгибания в тазобедренном суставе под прямым углом. При измерении вращательных движений в разогнутом тазобедренном суставе амплитуда движений определяется по положению стопы.

Методика измерения силы мышц тазобедренного сустава

Определение силы мышц относится к разряду кинетических исследований. При проведении исследований предварительно проводилось разъясне-

ние задачи испытуемому, после чего трижды измерялась сила соответствующих мышц.

Измерение мышечной силы проводили при положении больного лежа на топчане. Тензодинамометр, снабженный манжеткой и крюком, фиксированным к станине, соединялся с регистрирующим прибором. Кожаная манжетка перемещалась на бедре больного соответственно исследуемой группе мышц.

Для создания положения, при котором мышца оказывалась бы в оптимальных условиях и выявила максимальную силу, подвижный сегмент конечности устанавливался по отношению к неподвижному сегменту другой конечности таким образом, чтобы компрессионный момент действия и степень активной инсuffициентности мышц были минимальными, а вращательный компонент – максимальным.

Таблица 2.11. Оптимальные углы максимальной силы мышц

Сустав	Мышечная группа	Оптимальный угол максим. силы мышц (в град.)	Примечание
Тазобедренный	сгибатели	90-95	к линии Розер-Нелатона
	разгибатели	105-110	
	приводящие	75-80	к биспинальной линии
	отводящие	105-110	

Для соблюдения одинаковых условий проявления силы длина ее плеча была равна в среднем 15 см от проецируемой точки оси вращения. Таким ориентиром для тазобедренного сустава мы считали в норме край большого вертела.

Цифровой материал был подвергнут статистической обработке с использованием t – критерия Стьюдента. Сравнению подвергались вариационные ряды результатов измерений силы мышц больной и здоровой конечности до и после оперативного вмешательства. Для этого определялись средние M обоих рядов при n числе вариантов. Результаты осреднения записывались в ви-

де $M \pm m$, где m – средняя ошибка средней величины, вычисляемая по формуле

$$m = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

/ σ характеризует разброс вариант вокруг средней величины/.

После получения необходимых цифровых величин производили вычисление:

$$t = \frac{M_1 - M_2}{\sqrt{m_1^2 + m_2^2}}$$

Принимался 5% уровень значимости по критерию Стьюдента. Разница между средними вариационных рядов $M_1 - M_2$ считалась незначимой, если уровень значимости P превышал 5%, т.е. достоверность значимости этой разницы превышала 95%.

3. Методика исследования функциональной опороспособности нижних конечностей

В практике ортопедии и травматологии определение опороспособности нижних конечностей имеет важное значение для характеристики степени их патологии, выраженности компенсаторных приспособлений, а также для контроля эффективности лечебных мероприятий. Это исследование выполнимо с помощью методики точного количественного анализа параметров устойчивости, называемого стабилографией.

Известно, что в поддержании вертикальной позы человека участвуют вестибулярный и зрительный аппараты, суставно-мышечный аппарат и высшие отделы центральной нервной системы. Для исследования этого сложного координированного акта поддержания равновесия определяют положение и колебания проекции общего центра масс (ОЦМ) на площадь опоры в двух плоскостях (фронтальной и сагиттальной). Используемый в данном случае показатель устойчивости вертикальной позы, связанный с регистрацией положения и колебания ОЦМ при непринужденном стоянии, иногда оказывается недостаточно информативным. Это связано с большими адаптационными

возможностями опорно-двигательного аппарата. Для их изучения и выявления дефектов опорно-двигательной системы, которые не проявляются в режиме сбалансированного равновесия, используются различные возмущающие воздействия (толчки, весовые нагрузки, вибрации и т.п.). В данной методике в качестве возмущающего воздействия использован метод изменения типа стояния пациента посредством поочередного максимального нагружения каждой конечности при двухопорном стоянии.

Методика исследования заключается в том, что в течение 30-40 секунд регистрируется положение проекции ОЦМ на плоскость опоры и ее перемещения относительно прямоугольной системы координат при стоянии на двух ногах (свободном стоянии). После этого больному предлагают, не отрывая стоп от плоскости опоры, максимально нагрузить одну стопу и стоять в таком положении в течение 30-40 секунд. Аналогично исследуется опороспособность другой конечности. В результате проведенного исследования на контурограмме стоп проявляются три компактные зоны (пятна), образуемые перемещением проекции траектории ОЦМ при вышеописанных типах стояния. Математическая обработка полученных статограмм позволяет достаточно точно определить положение ОЦМ в системе координат, амплитуду и направление его колебаний, нагрузочную способность каждой конечности и устойчивость тела обследуемого. Эти параметры могут быть выражены в виде трех коэффициентов: качания, нагрузки и устойчивости для каждой из зон.

Коэффициент качания (K_k) характеризует амплитуду раскачивания пациента как во фронтальной, так и в сагиттальной плоскостях, и определяется как половина диагонали квадрата, очерчивающего «пятно» траектории перемещения ОЦМ.

Коэффициент нагрузки (K_n) показывает степень нагружения каждой конечности. При свободном стоянии K_n всегда равен 1, а при опоре на одну конечность он определяется как отношение веса, приходящегося на опорную ногу, к общему весу пациента. Данный коэффициент позволяет выявить наименьший дисбаланс в нагружаемости как стоп в целом, так и их отделов, что

позволяет экстраполировать полученные данные на всю конечность в целом и определить ее сегмент, нуждающийся в коррекции. Следует отметить особую эффективность коэффициента нагружения при подборе ортопедической обуви.

Коэффициент устойчивости является обобщающим показателем состояния опорно-двигательного аппарата, характеризующим общую устойчивость обследуемого при различных типах стояния. Он определяется отношением коэффициента качания в норме (10мм) к коэффициенту качания, полученному при исследовании (при $K_k < 10$ принимается значение 10), умноженному на коэффициент нагрузки.

Анализ этих коэффициентов позволяет оценить работу системы равновесия в двух плоскостях как при свободном стоянии, к которому произошла адаптация системы, так и при изменении стереотипа стояния, требующего изменения координации работы мышц и ЦНС. Статограммы позволяют достаточно точно судить о степени устойчивости конечности при стоянии. Анализ колебаний ОЦМ приобретает особую значимость у больных с двусторонними заболеваниями тазобедренных суставов, когда сам пациент затрудняется в определении менее опорной конечности. Биомеханическая особенность этих больных состоит в том, что асимметрия нагрузки конечностей выражена нерезко. В этом конкретном случае значительно увеличена амплитуда колебаний ОЦМ во фронтальной плоскости на стороне менее опорной конечности.

4. Методика исследования временных характеристик ходьбы (подография)

Для проведения исследования больному необходимо одеть обувь с контактными датчиками. Больному предлагается походить 1-2 мин с целью адаптации к изменениям в обуви, после чего он должен пройти по прямой в течение 10 сек по «контрольной дорожке». Во время движения производятся измерения временных характеристик ходьбы. Затем с помощью ПЭВМ вычисляются значения длительности шага, продолжительность опоры на всю

стопу, на ее передний и задний отделы, а также безопорной фазы при переносе конечности. Из процесса обработки необходимо исключить первый и последний шаг, т.к. в указанный период происходит разгон и торможение объекта, а поэтому эти два шага по своим механическим характеристикам значительно отличаются от остальных и являются предметом отдельного исследования. Известно, что у больных с заболеваниями тазобедренного сустава уменьшается продолжительность времени опоры на пятку. Изменение этого показателя косвенно указывает на степень поражения тазобедренного сустава. Соответственно этому увеличивается время опоры на носок. Одним из наиболее важных показателей является коэффициент ритмичности, определяемый как отношение длительности шага правой и левой ноги, т.к. при ходьбе длительность безопорной фазы одной ноги равна длительности фазы опоры противоположной ноги. Значения показателей различных фаз ходьбы в норме приведены в таблице 2.12.

Таблица 2.12 Общая относительная длительность отдельных фаз шага при ходьбе в норме (в %).

Фазы шага	мужчины		женщины	
	лев. ниж. конечн.	правая нижн. конечн.	лев. нижн. конечн	правая нижн. конечн.
Опорная фаза	64.9±2.4	65.1±2,4	66.6±2.4	65.9±1.8
Безопорная фаза	35,0±2.3	34.7±2.4	33.5±2.4	33.7±2.4
Двухопорная фаза	14.6+1.7	14.9±1.6	16.9±1.8	16.2±2.4
Опора на всю стопу	28.8±6.1	24.3±7.4	13.9±4.9	19.4±5.9
Перекаат через пятку	7.2±1.8	6.7±1.3	7.8±1.42	7.7±1.4
Перекаат через передний отдел стопы	35.0±2.3	34.7±2.4	25.4 ±3.7	24.6±3.0
Длительность шага(в сек.)	1.08±0.14	1.08±0.14	1.06±0.13	1.06±0.11
Коэф. ритмичности	0.98±0.2	0.96±0.2	0.98±0.2	0.98±0.2

ГЛАВА 3

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ОБЛАСТИ ТАЗА И ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ПРИ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ

Эндопротезирование суставов является одним из распространённых методов лечения среди всего арсенала реконструктивно-восстановительных операций. Наиболее часто выполняется эндопротезирование тазобедренного сустава, как однополюсное, так и тотальное, сопровождаемое цементным или бесцементным креплением, что ещё широко дискутируется в литературе. Применяемые конструкции эндопротезов разнообразны: Сиваша (Москва), Коржа-Кулиша (Харьков), фирм "Ортэн" (Днепропетровск), "Инмед" (Киев), "Полди" (Чехия), "Этропал" (Болгария), "Биомет", "Зиммер" (США), "Эскулап" (Германия) и др. Такой диапазон создаёт определённые трудности при определении показаний к каждому из них, аналоговой оценке результатов лечения и осложнений. Но при разработке новых конструкций не всегда учитываются биомеханические особенности системы "кость-эндопротез", её прочностные характеристики, ориентация в системе координат. Однако клинической практикой накоплен опыт осложнений, где наряду с инфекционными, сосудистыми, химико-аллергическими широко встречаются механические в виде расшатывания компонентов эндопротеза в костной ткани в результате её дистрофии и переломов. В отечественной литературе эти данные с биомеханических позиций представлены в единичных работах, а в зарубежной литературе основной упор сделан на поведение ножки эндопротеза.

В связи с этим представляется актуальным изучить с биомеханических позиций взаимодействие эндопротеза как с тазовой, так и бедренной костью для установления причин, ведущих к его нестабильности.

Целью данного исследования явилось изучение биомеханических характеристик и роли субхондральной пластинки вертлужной впадины в формировании напряжённо-деформированного состояния (НДС) тазобедренного

сустава при эндопротезировании методом конечных элементов (МКЭ), а также изучение ориентации эндопротеза в вертлужной впадине.

Эндопротезирование с позиций биомеханики является одной из сложных проблем в этой науке.

Исходя из позиций системного подхода в ортопедии и травматологии (11), принято считать, что опорно-двигательный аппарат имеет подсистему - тазобедренный сустав (эндопротез). Внешние механические силы, производя общее перемещение биосистемы, вызывают относительное движение её подсистем, изменение её формы и структуры. Конечный результат механического воздействия будет определяться прочностными характеристиками системы и её подсистем, что обуславливает степень деформации объекта. Упругая (обратимая) деформация позволяет сохранить конструкцию системы, а пластическая (необратимая) вызывает её изменение или разрушение.

Таким образом, контактное механическое воздействие изменяет биомеханическое состояние опорно-двигательного аппарата системы, вызывая нагрузку и перегрузку в межсистемных связях, что приводит к перемещению и деформации системы в целом или отдельных её подсистем. При этом механический эффект воздействия определяется такими физическими факторами как ускорение, масса, скорость, расстояние, время взаимодействия контактирующих тел. С другой стороны, важное значение имеет конструкция контактирующих объектов - геометрическая форма, её пространственная ориентация, величина контактирующих поверхностей, угловые и линейные характеристики объекта (эндопротеза), контактное давление, напряжение, модуль упругости.

В связи со сложностью оценки многих взаимодействующих элементов как в самой системе, так и её подсистеме требуется дальнейший учёт многих параметров, что необходимо для объективной оценки условий функционирования системы (подсистемы) и прогнозирования механических воздействий на неё. Для получения такой обширной информации уже недостаточно сведений о свойствах контактирующих поверхностей. Необходимы данные о не-

сущих функциях внутренних костных структур. Реальные параметры о напряжениях в кости позволили получить метод конечных элементов (МКЭ), который был впервые описан в ортопедической литературе в 80-годах. Этот математический метод, основанный на использовании электронно-вычислительной техники, позволил учитывать такие особенности костей, как сложная геометрическая форма и модуль упругости.

Эндопротезирование является наиболее популярной областью применения метода конечных элементов (МКЭ). Механические проблемы, возникающие при имплантации эндопротезов, являются особенно острыми в связи с необходимостью их длительного функционирования в условиях высоких нагрузок. В связи с этим механическая оптимизация различных конструкций играет ключевую роль в эндопротезировании. Механизмы выхода эндопротеза из строя включают классические усталостные деформации металлических компонентов, разрушение цемента (других материалов для фиксации протезов), разрыхление на границе между различными материалами (на поверхности раздела) или рассасывание кости, связанные с перенапряжением структур. Общую трудность для моделирования представляет сложный характер системы “эндопротез - кость - цемент”, отличающейся большими колебаниями в характеристиках материалов. Кроме того, например, слой цемента может быть довольно тонким, что требует относительно небольшого размера конечных элементов и увеличения степеней свободы для всей системы или касается бедренного компонента эндопротеза с прямой или искривлённой ножкой, фиксированной в канале бедренной кости без или с использованием цемента. Двух мерные модели МКЭ, рассматривающие ножку эндопротеза бедра, были проанализированы Andriacchi et al. (1976), Kwak et al. (1979), Yettam, Wright (1979). Cook et al. (1980), Sih et al. (1981), Skinner et al. (1982).

Теория композитных материалов была применена в двумерных моделях Mc Neise (1976), а другие использовали метод боковых пластин или метод перекрывающихся элементов (118,120,199,200). Ими были применены различные конечные элементы с вариантами количества ячеек у протезов раз-

ных конструкций. В основном исследовались вопросы установки положения бедренной кости (варус - вальгус), форма ножки, материал, толщина слоя акрилового цемента. Выводом из этих исследований является трудность их сравнения в количественном смысле вследствие различной геометрии конструкций и приложенных нагрузок.

Осесимметричная модель с использованием трехмерных элементов была предложена Bartel, Ulsoy (1975), Bartel (1977), Huiskes et al. (1981) с радиальными балочными и плоскими элементами. Анатомические модели с трехмерными моделями с изменяющимися степенями свободы были использованы Roehrlé (1980), Valliappan (1980), Hampton (1980), Crowninshield (1980), Lewis (1981), Vichnin (1979). Сравнение полученных результатов или данных также затруднительно вследствие различий в плотности конечных элементов, геометрии, свойства материалов и нагрузки. Используемые тесты в данных исследованиях не сообщены.

Crowninshield et al. (1980) испытывали конвергенцию с точки зрения отклонения композитной “балки”, аналогичной для фиксации ножки бедра. Хотя это и не гарантирует локальную точность в реальной модели, но даёт некоторую достоверность для общих характеристик модели.

Численные результаты этих работ некоторые авторы пытались подтвердить экспериментами на анатомических препаратах. Однако эти измерения обычно выполнены на наружной поверхности кости, что, на наш взгляд, не соответствует реальным напряжениям внутри них.

Кроме того, хотя и представлена изотропия корковой и трабекулярной кости, однако на поверхности контакта они были промоделированы как жёстко связанные.

Разрыхление на поверхности контакта “цемент-металл” было исследовано Svensson et al. (1977), Huiskes, Scholten (1980), Hampton (1981) в эксперименте, они установили значительное различие между теоретическими и экспериментальными данными. Установлено, что напряжение в ножке мало чувствительно к разрыхлению на поверхности контакта. Carter et al. (1982),

Pedersen (1982), исследовали влияние металлической опоры на пластический компонент протеза, результаты, полученные в пользу необходимости введения пластмасс имеют лучшие модели со сложной геометрической конфигурацией. Однако сложность этих моделей не позволяет получить полностью достоверные результаты.

Нагружение сустава вызывает напряжения в конструкции “кость-протез”, которые сопровождают процесс передачи нагрузки от сустава к кости через протез и фиксирующий материал (акрилатный костный цемент, полиметилметакрилат). Распределение этих напряжений (их величина и ориентация) зависит от значения и направления внешней (суставной) силы, а также от геометрии конструкции, механических (упругих) свойств материалов и способа соединения этих материалов. Напряжения могут рано или поздно вызывать такие осложнения, как перелом протеза или его расшатывание, сопровождающееся разрушением акрилатного цемента или резорбцией кости в местах её контакта с протезом. Оценивая соотношения между нагрузками и свойствами конструкции, с одной стороны, и напряжениями - с другой, можно выработать критерии для оптимального выбора конструкции протеза и процедуры имплантации, которые уменьшали бы возможности преждевременного разрушения конструкции. Сложность геометрии и свойств материала таких конструкций настолько велика, что традиционные теоретические методы механики находят здесь весьма ограниченное применение, а экспериментальные методы дают возможность оценивать напряжения только на внешней поверхности этих конструкций.

Анализы МКЭ основываются на теориях механики сплошных сред. Непрерывным материалом при анализе кости является кортикальная (или компактная) и трабекулярная (губчатая) кость. Никакой материал не является непрерывным до определенного уровня, но трабекулярная кость не непрерывна даже на макроскопическом уровне. Неясно в данный момент, как это влияет на результаты анализов напряжений, но эта работа с точки зрения указанного вопроса находится в состоянии прогресса. Под квазистатической

нагрузкой на кортикальную и трабекулярную кость, которые, хотя и являются анизотропной и негомогенной средой, ведут себя приближённо как линейно-упругие материалы. Их упругие свойства зависят от многих факторов, например, возраста, минеральных свойств кости, величины нагрузки на сустав и др., следовательно, вариабельность механических свойств между субъектами может быть высокой. Необходимо учитывать, что кость является биологической тканью. Её структура в любой момент представляет равновесие между непрерывными процессами разрушения и репарации, на которые могут влиять воздействия внешних химических, механических, электрических факторов. Имеются многие указания на то, что на архитектуру костей влияют напряжения и деформация, то есть существует зависимость выраженная в законе Вольфа (128,142,212). Отличные обзоры по биомеханике кости были изданы Cowin (1981). Предполагается, что нагрузка на кость (из-за гравитационных усилий мышц) является динамической и относительно мало известной с точки зрения её реальных характеристик и величин (89). Бедренная кость является наиболее часто анализируемой вследствие её давних разработок (142,212). В частности, МКЭ был применён для анализа напряжений бедренной кости Brekelmans (1972) и Rybicki (1972) и др. Как и в большинстве ранних исследований, их анализы были направлены не на специфическую проблему, а на демонстрацию возможностей МКЭ. Использовали двухмерный элементный анализ для исследования напряжений в плоскости модели однородной толщины, хотя Rybicki (1972) и др., анализируя только проксимальную часть кости, моделировали неоднородную её толщину путём изменения модулей Юнга в элементах. Результаты сравнивали с данными двухмерного анализа модели "балки", что дало хорошее соответствие для диафизарной части бедра. Аналогичная модель была использована Wood et al (1973), которые использовали двухэлементный анализ пластинки вариабельной толщины. Ранние модели трёхэлементного анализа МКЭ бедренной кости были представлены Scholten (1978), Olofsson (1976), Valliappan (1977), Harris (1978), Rohlman et al. (1980, 1982). Проблемы, связанные с интерпрета-

цией данных и представлениями, достаточно затруднительные в анализе трёхмерных моделей МКЭ, чётко были продемонстрированы в этих публикациях. Другие примеры ориентированных на проблему исследований с использованием относительно простых моделей МКЭ являются примерами, относящимися к росту костей или моделированию. Hayes et al (1979, 1982) в своем исследовании пытались корригировать трабекулярную структуру кости человеческой коленной чашечки и распределение напряжений для численных определений гипотезы Вольфа. С использованием двухмерной модели МКЭ они установили, что высокое по Мизесу напряжение соответствует областям высокой трабекулярной плотности. Они повторно установили, что трабекулярная структура находится в соответствии с основными ориентациями напряжений. Они также продемонстрировали, что анизотропия трабекулярной кости резко влияет на распределение напряжений, если её неоднородность определяется правильно. В этом исследовании, как и во всех ранее рассмотренных моделях, трабекулярная кость всё ещё рассматривается как непрерывный материал. Напряжения в трабекулярной структуре кости были исследованы с помощью МКЭ Pugh et al. (1973) и др. с использованием простых элементов пластинок. Целью этого анализа была коррекция локальной нагрузки кости с её трабекулярным разрушением. Аналогичную, но более усовершенствованную двухмерную модель МКЭ предложили Williams, Lewis (1982) для прогнозирования упругих констант трабекулярной кости в качестве непрерывного постоянного материала с нелинейной трабекулярной структурой и свойствами. Теоретические результаты были подтверждены экспериментальными исследованиями.

Обращаясь к МКЭ, прежде всего необходимо выбрать модель исследуемой конструкции, что включает определение внешних нагрузок, геометрии конструкции, свойств материала, которые можно описать количественно. При этом возможно введение различного рода допущений и упрощений. Затем модель разбивается (математически) на части (элементы), соединённые в определённых местах, называемых узловыми точками. Связи и внешние на-

грузки задаются численно как перемещения и силы во внешних узлах. С каждым элементом связаны один или несколько параметров (например, модулей упругости), которые определяют его упругое поведение. С помощью программы МКЭ, составленной для ЭВМ, рассчитываются жёсткостные характеристики каждого элемента; далее элементы объединяются в конструкцию и решается система алгебраических уравнений, описывающих равновесие сил в узлах элемента.

Полученное таким образом решение является оценкой, которая сводится к точному решению для данной модели при бесконечном увеличении плотности сетки. Поэтому точность полученного решения можно проверить при использовании более подробной сетки путём сравнения результатов.

Интерпретируя результаты конечно-элементного анализа, необходимо различать соответствие модели реальности (насколько математическое описание соответствует реальной конструкции) и точность модели (насколько близкий к точному решению для данной модели результат даёт выбранная элементная сетка). Соответствие модели реальности можно установить экспериментально или на основании других биомеханических параметров.

На основании данных литературы можно сделать вывод о том, что МКЭ является одним из современных и популярных методов исследования в эндопротезировании. Ряд вопросов, которые не могли быть решены без этого метода, нашёл широкое отражение в литературе. Однако в целом проблема эндопротезирования настолько сложна, что требует продолжения дальнейших исследований, что и будет представлено в данной работе.

3.1 Роль субхондральной пластинки вертлужной впадины при эндопротезировании

Целью исследования в данном разделе явилось изучение биомеханических характеристик и роли субхондральной пластинки вертлужной впадины в формировании напряженно-деформированного состояния (НДС) тазобедренного сустава при эндопротезировании.

Увеличение числа операций по эндопротезированию тазобедренного сустава и анализ причин неудач, особенно в отдаленном периоде, потребовали разносторонних исследований, в том числе и биомеханических. Так, для изучения напряженно-деформированного состояния как самого эндопротеза, так и костной ткани первоначально использовались физические и экспериментальные методы, а начиная с 1974 г., в основном, методы конечно-элементного математического моделирования (25, 64, 70, 108, 133, 152, 157, 168, 206). Однако многие вопросы остались недостаточно освещенными вследствие невысокого качества моделирования, в частности, в большинстве моделей не использовались контактные элементы, хрящ предполагался линейно-упругим, не уточнено значение субхондрального слоя впадины. Хотя в отдельных работах (70,133,152) указывается, что последний играет важную роль при передаче напряжений на стенки тазовой кости и обеспечивает защиту губчатой кости от высоких напряжений, при экспериментальном и математическом моделировании роль субхондрального слоя не выделяется. Особый интерес представляют случаи, когда эндопротезирование выполняется при отсутствии субхондрального слоя, что должно значительно влиять на характер напряженно-деформированного состояния.

Для построения конечно-элементной модели была использована программа для ПЭВМ, позволяющая учитывать физические и геометрические характеристики моделируемого объекта, а также нелинейные свойства материала (в том числе гиперупругость). Программа выдает (для плоских элементов) следующие характеристики НДС: перемещения всех точек, величину и направление усилий в контактных элементах, нормальные и касательные напряжения, главные напряжения и напряжения по Мизесу.

Плоская конечно-элементная модель тазобедренного сустава (рис.3.1) позволяет реализовывать нагрузки ,возникающие при одноопорном стоянии и ходьбе. Каждая часть объекта — таз, бедренная кость, чашка эндопротеза набирается в своей системе координат, что позволяет варьировать их взаимное расположение. Субхондральная, корковая и губчатая кости, а также сус-

тавной хрящ приняты однородными и изотропными. Толщина субхондральной кости принята равной 2 мм, корковой — от 2 мм и выше, толщина хряща постоянная — 2 мм. В предлагаемой модели содержится 1130 узлов, которые объединены в 976 плоских четырехугольных элементов. Контакт между суставными хрящами впадины и головки обеспечивается с помощью 15 контактных элементов. Модуль упругости субхондральной кости E_c принят равным МПа, губчатой — $E_g=690$ МПа в соответствии с работами (25,31). Были построены три расчетные схемы. Разработанную модель тазобедренного сустава в норме обозначим как расчетную схему №1.

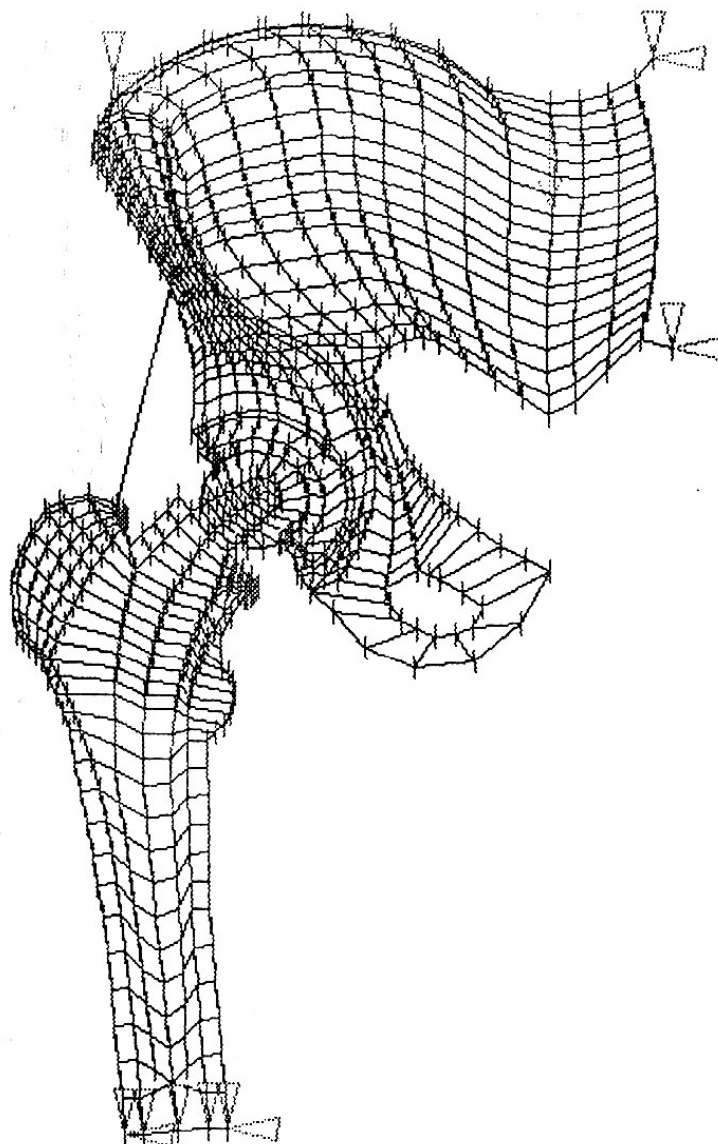


Рис. 3.1 Схема разбивки тазовой и бедренной костей на конечные элементы

Расчетная схема №2 отличается от схемы №1 тем, что установлен эндопротез с сохранением субхондрального слоя. В качестве основы принят эндопротез фирмы IMPLANT, модель "Контакт-1", ножка №10, ацетабулярный компонент №54 с упрощенной (сферической) формой наружной поверхности. Чашка ацетабулярного компонента - металлическая, вкладыш - полиэтиленовый. С поверхности вертлужной впадины удален суставной хрящ, чашка эндопротеза установлена симметрично относительно краев впадины (под углом 45° к горизонтальной плоскости) и опирается на края впадины и субхондральную пластинку.

Расчетная схема №3 отличается от расчетной схемы №2 тем, что из вертлужной впадины удалены как суставной хрящ, так и субхондральная пластинка. Чашка эндопротеза опирается на губчатую кость впадины и корковый слой её края.

Все расчетные схемы предполагают одинаковую установку бедренного компонента эндопротеза, напряженно-деформированное состояние в зоне расположения которого в данной работе не анализируется.

На рисунках принят один и тот же масштаб напряжений и нумерация контурных линий: линия №1 — напряжения по Мизесу 0.0 МПа, линии №2,3,4,5,6,7 — соответственно 1.667, 3.333, 5.0, 6.667, 8.333 и 10.0 МПа. Относительно полученных цифровых данных авторы согласны с мнением, высказанным в ряде работ, что плоские конечно-элементные схемы дают хорошее качественное приближение к действительности, однако требуют критического отношения к числовым значениям напряжений. Полученные здесь значения напряжений являются завышенными, т.к. вся нагрузка воспринимается поперечным сечением, толщина которого значительно отличается от реальных размеров (7 мм).

При анализе схемы №1 на первом этапе хрящ принимался линейно-упругим с модулем упругости $E_x=10,33$ МПа. Однако при нагрузке на опорную конечность, равной 60 % от максимальной (600 Н), происходил срыв решения. Это, на наш взгляд, объясняется некорректностью модели линейно-

упругого хряща при сжимающих напряжениях, соизмеримых с модулем упругости. По закону Гука, толщина слоя суставного хряща в этом случае должна приближаться к нулю. В связи с этим все результаты, приведенные в литературе и полученные с использованием линейно-упругой модели хряща при относительно больших напряжениях, следует оценивать критически. Математическому моделированию механики суставного хряща посвящен ряд исследований, обзор которых дан в работе Образцовой И.С. (1988). В статье Freeman M.A.R. (1979) приводится зависимость напряжений в хряще от величины деформации, которая носит ярко выраженный нелинейно-упругий характер. Аналогичные кривые приведены в экспериментальной работе Oonishi H. (1983). На наш взгляд, суставной хрящ может быть смоделирован в виде гиперупругого (резиноподобного) материала. Для таких материалов известно несколько законов упругости (потенциалов удельной энергии деформации) (44). В данной программе использован упругий потенциал Муни-Ривлина.

Для расчетной схемы №1, с нелинейно-упругим хрящом, результаты исследования представлены на рис.3.2, где приведена конечно-элементная сетка верхней части сустава в норме и контурные линии напряжений по Мизесу. Отметим, что напряжения, возникающие в головке бедренной кости, в данной статье не анализируются. В подвздошной кости в процессе нагружения сустава максимальные напряжения по Мизесу и их основные составляющие — сжимающие и растягивающие напряжения концентрируются в трех зонах.

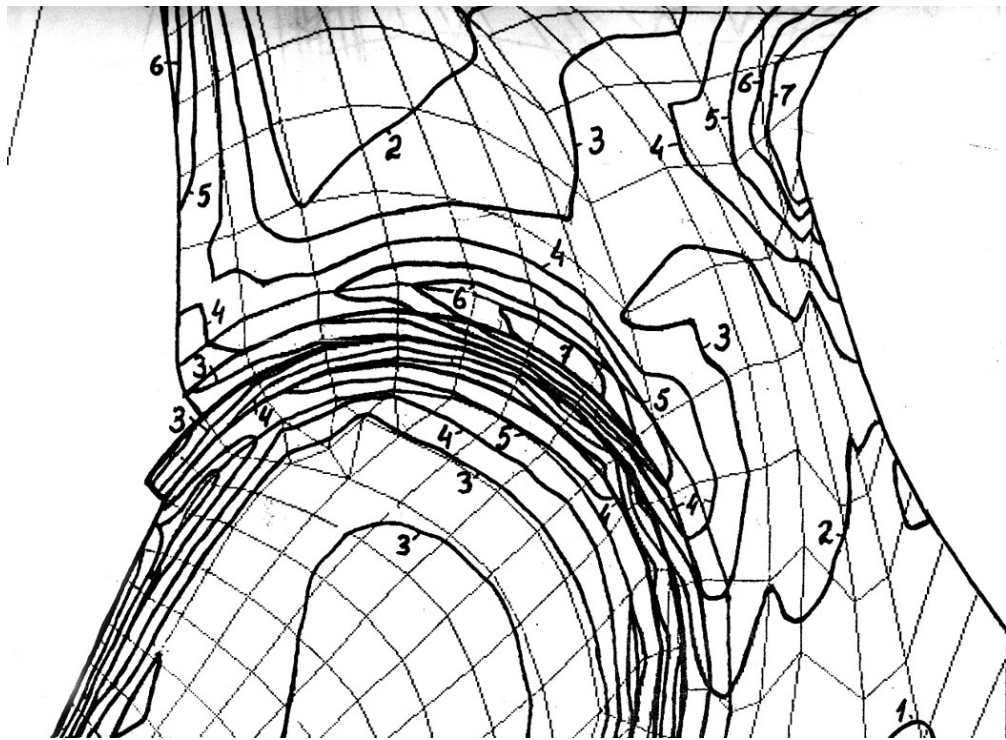


Рис. 3.2 Расчетная схема №1 в норме. Цифрами обозначены контуры линии напряжений по Мизесу. Линия № 1 – напряжение 0,00МПа; линия №2 – 1,667 МПа; линии №3 и 4 – соответственно 3,333 и 5,0 МПа; линии №5, 6 и 7 – 6,667; 8,333 и 10,0 МПа

Первая зона — это субхондральная пластинка в области действия максимальных контактных усилий в суставе. Особенностью напряженного состояния в этой зоне является наличие главных напряжений разного знака. Здесь сосредоточены главные растягивающие усилия, направленные вдоль пластинки. Главные сжимающие напряжения в этой зоне пластинки примерно в два раза меньше по величине, чем растягивающие. Вторая зона концентрации напряжений — корковый слой латеральной поверхности подвздошной кости на некотором удалении в верхнем направлении от сустава. Третья зона находится в корковом слое медиальной поверхности подвздошной кости. В последних двух зонах действуют сжимающие напряжения. Общая картина распределения напряжений в значительной степени соответствует той, которая приводится в различных литературных источниках, например в Carter D.R (1983), Huiskes R. (1987), Vasu R.(1982).

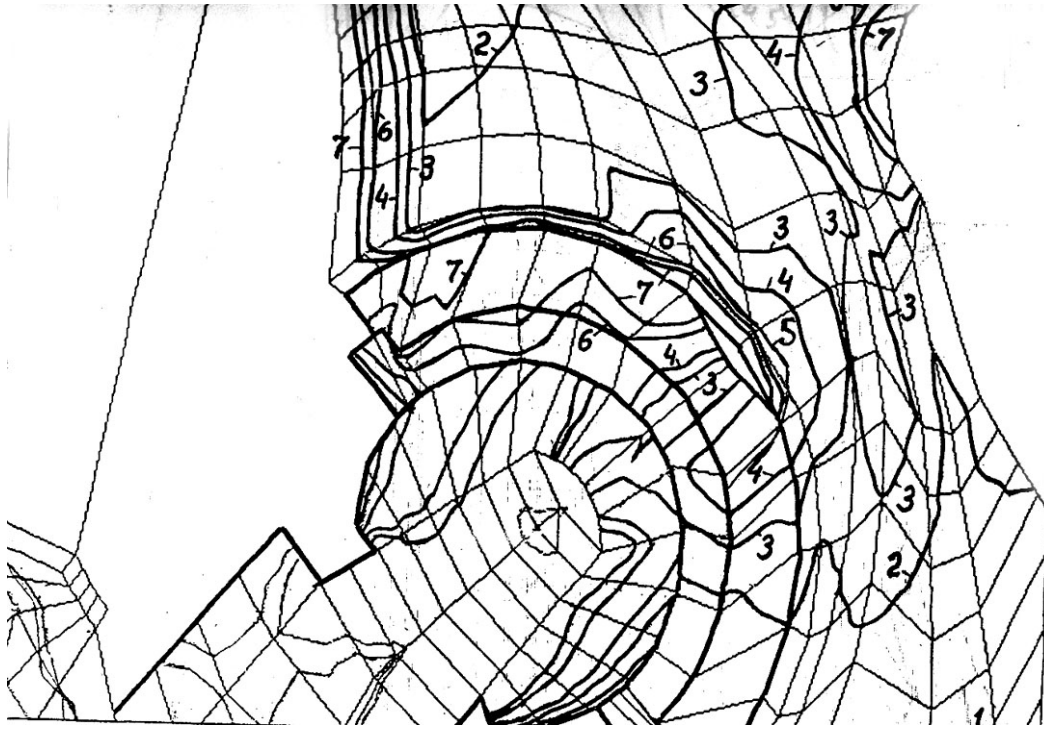


Рис.3.3 Расчетная схема №2 с сохранением субхондрального слоя при установленном эндопротезе. Цифрами обозначены контуры линии напряжений по Мизесу. Линия №1 – напряжение 0,00 МПа; линия №2 – 1,667 МПа; линии №3 и 4 – соответственно 3,333 и 5,0 МПа; линии №5, 6 и 7 – 6,667; 8,333 и 10,0 МПа

Для расчетной схемы №2 напряжения по Мизесу приведены на рис.3.3. В процессе нагружения сустава тазовая кость вместе с субхондральным слоем впадины воздействует на металлическую чашку эндопротеза, имеющую жесткость на порядок большую, чем субхондральный слой, и на два порядка большую, чем губчатая кость. При этом субхондральный слой облегает или обжимает чашку (так же как в схеме №1 — головку бедра) и растягивается. В связи с большой жесткостью чашки зона растяжений здесь занимает всю верхнюю половину субхондрального слоя. Между субхондральным слоем и чашкой при отсутствии хряща возникают контактные усилия, максимальное значение которых почти в два раза больше, чем в схеме №1. В корковом латеральном слое возникают большие сжимающие напряжения, зона действия которых, в отличие от схемы №1, начинается от субхондральной пластинки. При этом зона сжимающих напряжений в губчатой кости, расположенная в схеме №1 над зоной максимальных напряжений в субхондральной пластине, в схеме №2 смещается направо и устанавливается между субхондральной

пластинкой и медиальной поверхностью подвздошной кости. Увеличивается зона растягивающих напряжений в губчатой кости над субхондральным слоем вдоль центральной оси чашки и уменьшается над чашкой. Субхондральный слой в схемах №1 и №2 ведет себя в первом приближении, как лента, закрепленная на концах и нагруженная посередине поперечной распределенной нагрузкой. Растягиваясь и передавая нагрузку на губчатую кость, субхондральная пластинка препятствует отслоению медиальной поверхности подвздошной кости.

Отметим еще две особенности распределения напряжений в схеме №2. Во-первых, в связи с большой жесткостью чашки губчатая кость, расположенная над вертлужной впадиной в латеральной части, практически не несет нагрузки (по сравнению со схемой №1). Во-вторых, в центре наружной поверхности металлической чашки эндопротеза имеется углубление, которое сохранено на схеме №2. Хорошо видно, что это углубление стало причиной концентрации напряжений в субхондральной пластинке над ним.

Если предположить, что распределение напряжений в схеме №1 является близким к реальному, то ясно, что распределение напряжений в схеме №2 отличается от него значительно. Возможно, если чашку изготавливать не из металла с высоким модулем упругости, а из другого материала с общей жесткостью, эквивалентной жесткости натуральной костной ткани, то картина распределения напряжений в схеме №2 была бы ближе к распределению напряжений в схеме №1.

Для расчетной схемы №3 напряжения по Мизесу приведены на рис.3.4. В связи с отсутствием субхондральной пластинки губчатая кость, расположенная над чашкой и медиально от чашки, включается в непосредственное восприятие нагрузок. Однако здесь нет стабилизирующего действия субхондрального слоя и, несмотря на невысокие напряжения в губчатой кости, при перегрузках возможно превышение действующих напряжений над разрушающими, что может привести к отделению медиальных слоев подвздошной кости справа от чашки.



Рис. 3.4 Расчетная схема №3 с удалением субхондрального слоя при установленном эндопротезе. Цифрами обозначены контуры линии напряжений по Мизесу. Линия № 1 – напряжение 0,00МПа; линия №2 – 1,667 МПа; линии №3 и 4 – соответственно 3,333 и 5,0 МПа; линии №5, 6 и 7 – 6,667; 8,333 и 10,0 МПа;

3.2 Влияние ориентации гнезда эндопротеза на напряжённо-деформированное состояние области вертлужной впадины.

Целью исследования явилось изучение напряжённо-деформированного состояния (НДС) области вертлужной впадины тазовой кости при различных положениях в ней чашки эндопротеза.

В большинстве известных работ НДС исследуется в зависимости от вальгусного или варусного положения ножки эндопротеза в бедренной кости. Однако бедренный компонент имеет фиксированный шейчно-диафизарный угол (в среднем $130^{\circ} - 135^{\circ}$), передающей реакцию опоры на чашку эндопротеза в зависимости от установки ножки в канале бедренной кости. Поскольку отклонение ножки в канале не может быть большим, то оно существенно не влияет на НДС тазовой кости.

Однако установка гнезда эндопротеза по отношению к оси шейки (в норме 45°) может колебаться в довольно значительных пределах. Это зависит от конфигурации таза конкретного больного, от анатомо-биомеханических

особенностей самой вертлужной впадины, возможных неточностей в её подготовке к установке эндопротеза, топографической ориентации его чашки. На наш взгляд, исследования НДС области вертлужной впадины до и после эндопротезирования по конкретным анатомо-биомеханическим и прочностным показателям необходимы как при планировании операции, так и в послеоперационном периоде для прогнозирования стабильности эндопротеза. Подобные исследования в доступной нам литературе единичны. В данной работе использована разработанная нами плоская конечно-элементная модель. В ней содержится 919 узлов, которые объединены в 722 плоских четырёхугольных элемента. Контакт между головкой бедренного и ацетабулярного компонента обеспечивается с помощью 16 контактных элементов. Нумерация элементов показана на рис.3.5.

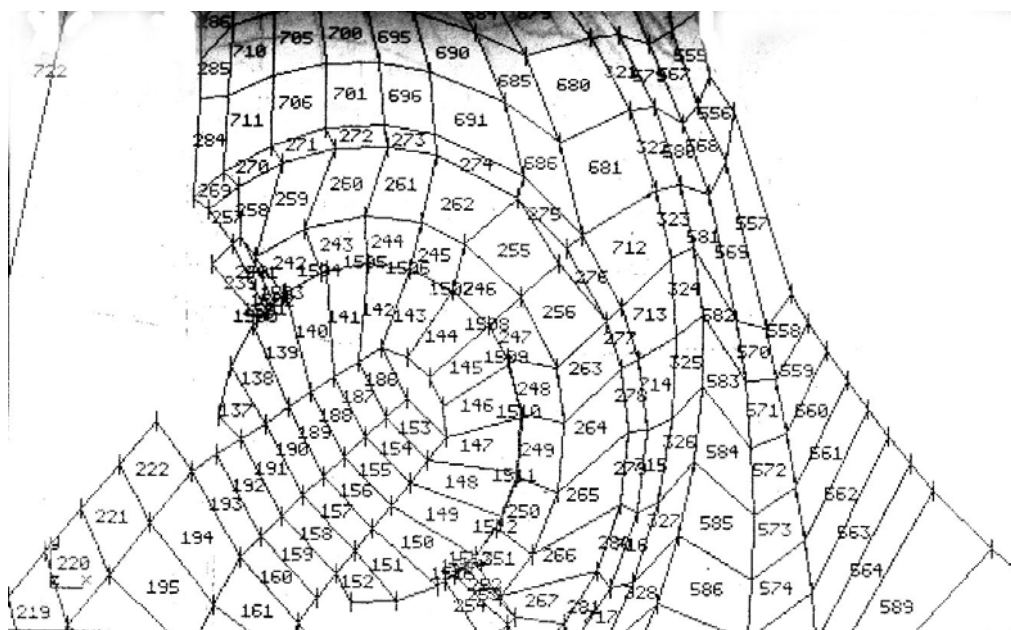


Рис.3.5 Нумерация элементов эндопротеза и области таза

Принято, что ножка эндопротеза установлена в канале бедренной кости центрально, а углы наклона к горизонтали чашки эндопротеза изменялись в пределах 35° , 45° , 55° . В каждом расчетном случае конфигурация таза изменялась таким образом, чтобы чашка опиралась на края вертлужной впадины. За норму в работе принимался угол в 45 градусов. Напряжения (НДС) анализируются по самому информативному показателю - напряжению по Мизесу (с

привлечением в необходимых случаях и других показателей, например, главные напряжения). Для расчетного случая, принятого за норму, изолинии напряжений по Мизесу приведены на рис.3.6. Анализируя распределения этих напряжений, можно выделить четыре характерные зоны : первая и вторая зоны - корковый слой латеральной и медиальной частей тазовой кости, третья зона – субхондральная пластинка и четвёртая - губчатая кость надвертлужной области. Рассматриваем вариант увеличения угла наклона эндопротеза к горизонтали (55°) – рис.3.7. Напряжения при этом перераспределяются : в первой зоне они увеличиваются , во второй зоне соответственно уменьшаются. В субхондральной пластинке вертлужной впадины (третья зона) градиент напряжений значительно возрос по сравнению с обычным суставом . Напряжения здесь изменяются от 16.667 МПа до 6.667 МПа. Дополнительно для углубления анализа приводим изолинии главных сжимающих напряжений. Максимум сжимающих напряжений расположен на границе стыка вкладыша и чашки эндопротеза, смещен относительно зоны равнодействующей против часовой стрелки и распространяется в зону латеральной части тазовой кости (первая зона). Зона растягивающих напряжений, наоборот, расширяется в сторону медиальной части тазовой кости (вторая зона). При этом изолинии главных растягивающих напряжений показывают, что максимальные напряжения в губчатой кости (четвёртая зона) увеличиваются по абсолютной величине с 5 МПа до 6,333 МПа.

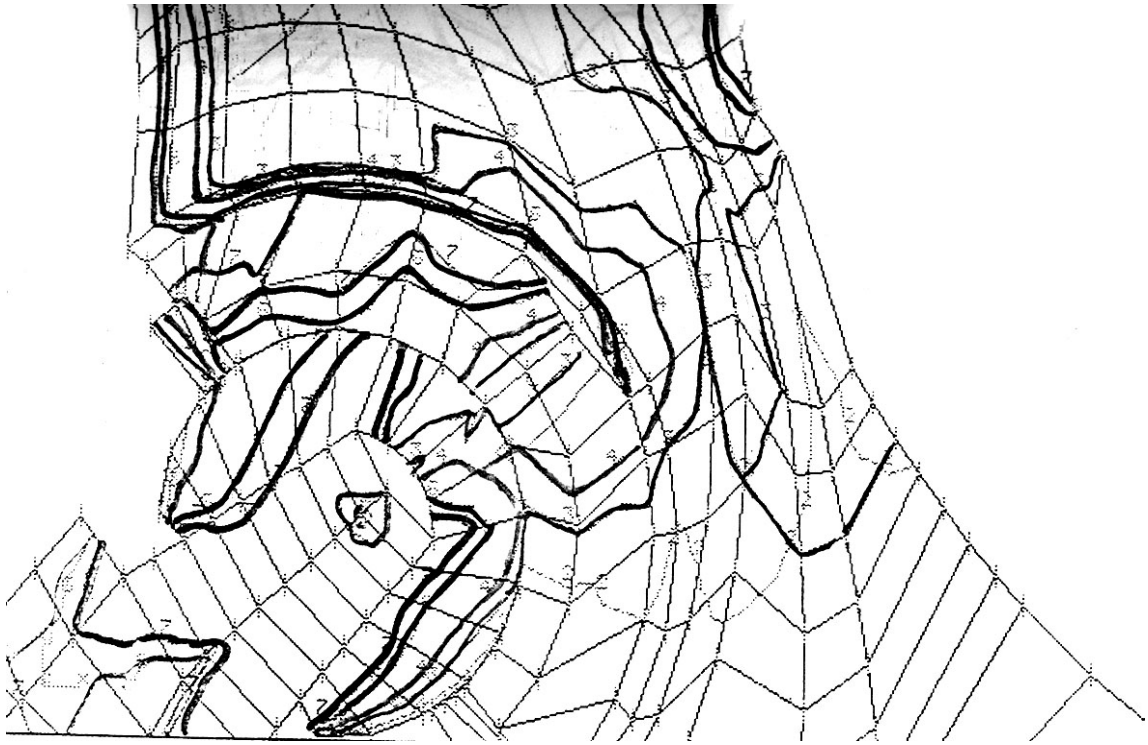


Рис.3.6. Эндопротез установлен под углом 45° к горизонтали (норма)



Рис.3.7 Напряжения в тазовой кости при установке чашки эндопротеза под углом 55° к горизонтали

Рассмотренная общая картина напряжений легко объясняется. Возникающий здесь плоский закон изменения деформаций инициирует поле напряжений, при котором они пропорциональны модулям упругости материала (в принятой модели $E_{\text{субх.}} = 6900 \text{ МПа}$, а $E_{\text{губч.}} = 690 \text{ МПа}$). Отметим также, что поле напряжений во второй зоне в значительной мере корректируется возникающими здесь контактными напряжениями. Амплитуда контактных усилий, по сравнению с костным суставом (26) возросла вдвое, что объясняется отсутствием суставного хряща с его демпфирующими свойствами.

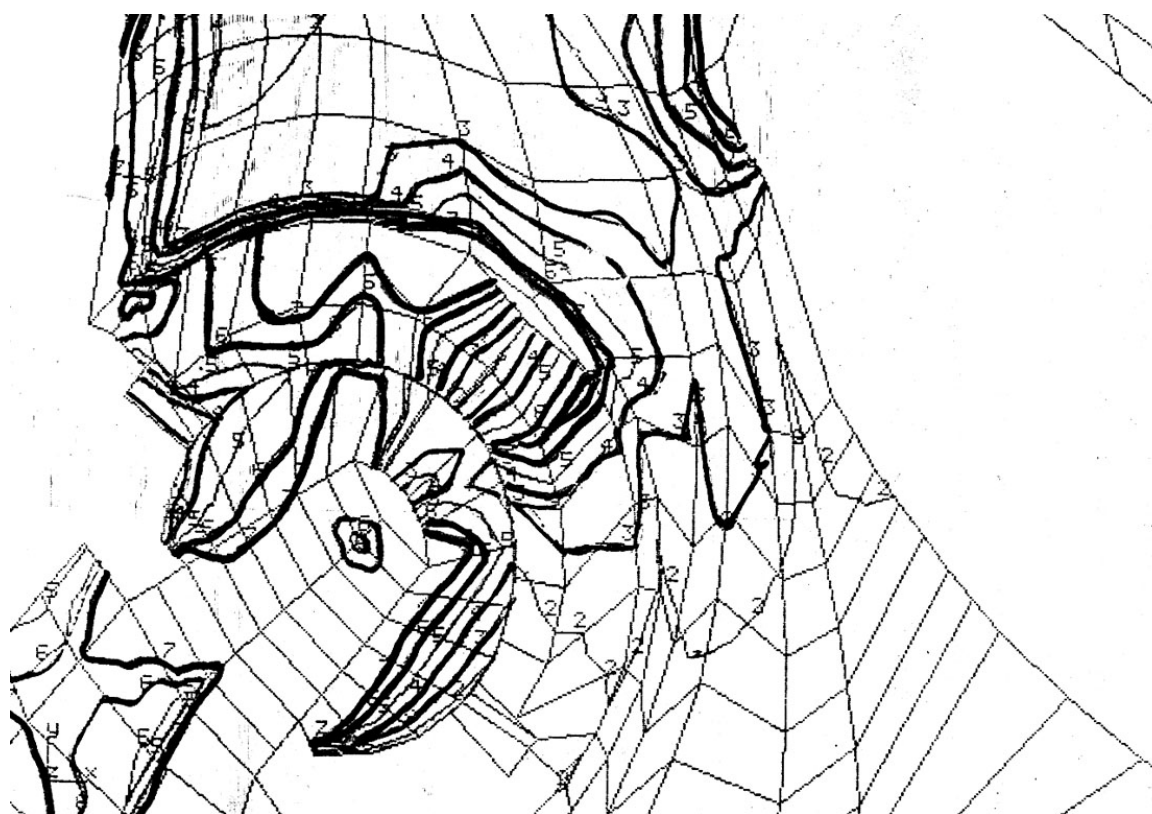


Рис.3.8 Напряжение в тазовой кости при установке чашки эндопротеза под углом 35° к горизонтали

Второй вариант расчётов выполнен при уменьшении угла наклона «гнезда» эндопротеза к горизонтали (35°). Как уже отмечалось, происходит повышение растягивающих напряжений в губчатой кости (вторая зона), их величина превышает $6,667 \text{ МПа}$ (рис.3.8). Наоборот, при увеличении угла наклона гнезда сжимающие напряжения в первой зоне возрастают и при угле, равном 55 градусам, превышают 20 МПа . (На этом рисунке масштаб изоли-

ний увеличен вдвое и линии с №1 соответствуют напряжению 20 МПа). Естественно, концентрация напряжений возникает в зоне "упора" края чашки эндопротеза в латеральную часть тазовой кости. При отсутствии субхондральной пластинки распределение напряжений в губчатой кости носит более "хаотический" характер, что частично можно объяснить наличием концентратора напряжений (из-за среза вершины чашки).

Отметим, что по литературным источникам [Образцова И.С., 1988] разрушающие напряжения костных тканей лежат в широких пределах. Так, для компактной костной ткани они изменяются в пределах от 120 до 130 МПа, в губчатой кости - в пределах от 3.7 до 11.4 МПа. В проведенном выше исследовании действующие напряжения уже превышают нижний предел разрушающих напряжений. В тоже время известно, что одной из причин, снижающих эффект эндопротезирования, является серийное, а не индивидуальное изготовление. В зависимости от состояния костной ткани конкретного больного, анатомо-биомеханических параметров таза и других многочисленных факторов, на основе анализа напряженно-деформированного состояния можно прогнозировать оптимальную ориентацию «гнезда» эндопротеза и его возможную нестабильность в послеоперационный период.

На основании выполненной работы сделаны следующие выводы:

1. Субхондральная пластинка играет важную механическую роль в перераспределении напряжений при эндопротезировании, защищая губчатую кость от высоких напряжений.
2. Высокая жесткость металлической чашки приводит к перераспределению напряжений в тазовой кости.
3. Различные выступы и углубления на поверхности металлической чашки могут явиться концентраторами напряжений в субхондральной пластинке, поэтому форма поверхности чашки должна быть тщательно отмоделирована.
4. Возникновение высоких напряжений в зоне над субхондральной пластинкой (и особенно при ее отсутствии) может являться причиной протрузии эндопротеза в полость таза.

5. При конструировании эндопротезов должны учитываться биомеханические особенности распределения напряжений в тазовой кости.

6. Вальгусное и варусное положение чашки эндопротеза усиливает механическую напряжённость системы "кость-эндопротез", что может ухудшать её стабильность.

7. Оптимальным положением «гнезда» эндопротеза является угол его отклонения в 45° , допускаются его колебания $> 35^\circ$, но $< 55^\circ$.

3.3 Аналитико-концептуальное исследование поведения ножки эндопротеза в бедренной кости

В норме ориентированные относительно нагрузки (веса тела) плотные колонны трабекул губчатой кости передают сжимающие напряжения от суставной поверхности к дуге Адамса.

Шейка бедренной кости испытывает преимущественно сжимающие напряжения. Однако подвергаясь действию изгибающих сил, верхняя кривизна шейки находится под воздействием растягивающих напряжений, а нижняя (дуга Адамса) – сжимающих. Замена головки бедренной кости жёстким металлическим аналогом нарушает нормальные условия передачи нагрузки. Контактные условия передаются на воротниковую часть эндопротеза, а затем на опил шейки бедренной кости, возникает основное повышение напряжений, передающихся затем на всю ножку.

Трёхмерный конечно-элементный анализ напряжений в ножке эндопротеза, имплантируемой в бедренную кость, является сложным математическим исследованием. Сложность самой системы "кость – эндопротез" не позволяет решать с помощью одной модели разнообразные задачи имплантации ножки.

К таким основным задачам относятся:

1. Тип ножки эндопротеза (её длина, толщина, изгиб).
2. Цементное или бесцементное крепление.
3. Величина результирующей нагрузки.
4. Угол приложения результирующей нагрузки к эндопротезу.

5. Плоскость исследования.
6. Нейтральное, вальгусное или варусное положение ножки.
7. Модули упругости материалов.
8. Величина и распределение напряжений в ножке.

Часть из этих задач многие авторы решали экспериментальными исследованиями на анатомических препаратах.

В частности, A. Juncer et al. (1982) определяли передне-задний изгиб стержня; точки приложения нагрузок на поверхности между стержнем и стенками канала.

Кроме того, M. Runc (1983) изучал распределение изгибающего напряжения по длине стержня, а также влияние синусоидальных импульсных нагрузок на его работоспособность.

Huiskes R. (1991) рассмотрел изменение нагрузки на корковую часть кости в зависимости от формы и длины ножки. Им сделан вывод о необходимости тщательной подгонки стержня и канала бедренной кости.

Bartel DL (1983) исследовал подвижность ножки в канале бедренной кости в зависимости от её формы. Установлено, что, кроме формы, подвижность ножки связана с циклическими нагрузками. Отмечена также существующая зависимость длительности функционирования эндопротезов, закреплённых цементом, от интенсивности ударных нагрузок.

N. Eftekhar (1986), исследуя эндопротез Charnley, фиксированный цементом, установил, что большая часть переломов локализуется вблизи верхушки ножки (концентрация напряжений).

Механические проблемы, возникающие при имплантации эндопротезов, являются особенно острыми в связи с необходимостью их длительного функционирования в условиях высоких нагрузок. Поэтому механическая оптимизация различных конструкций играет ключевую роль в эндопротезировании. Наиболее типичные механизмы выхода эндопротеза из строя включают классические усталостные деформации металлических компонентов, разрушение цемента (других материалов для фиксации

протезов), разрыхление на границе между различными материалами или рассасывание кости, связанное с перенапряжением структур и, как следствие всего - нестабильность. Общую трудность для моделирования каких-либо моментов поведения эндопротеза в костной ткани представляет сложный характер системы “эндопротез - кость - цемент”, обусловленный трёхмерным пространственным положением, геометрической конфигурацией эндопротеза, большими колебаниями в модулях упругости и т.д.

Избыточные локальные напряжения могут рано или поздно вызывать такие осложнения как перелом протеза или его расшатывание, сопровождающееся разрушением акрилового цемента или резорбцией кости в местах её контакта с протезом. Оценивая соотношения между нагрузками и свойствами конструкции, с одной стороны, и напряжениями - с другой, можно выработать критерии для оптимального выбора конструкции протеза и процедуры его биомеханически обоснованной имплантации, которые уменьшали бы возможности преждевременного разрушения конструкции. Сложность геометрии и свойств материала таких конструкций настолько велика, что традиционные теоретические методы механики находят здесь весьма ограниченное применение, а экспериментальные методы дают возможность оценивать напряжения только на внешней поверхности этих конструкций, что, на наш взгляд, не соответствует реальным напряжениям внутри них. Более перспективен для этих исследований метод конечных элементов (МКЭ), который в силу своей способности учитывать нерегулярные формы и свойства и определять напряжения во всей конструкции может играть в этой области важную роль.

В частности, методом конечных элементов было установлено (A. Yettram, K. Wright, 1980), что модуль упругости материала стержня имеет первостепенное значение для нормального функционирования ножки эндопротеза по сравнению с её формой и прочностью цемента. Результаты исследования показывают, что различие модулей упругости на границе "кость-эндопротез" имеет важное влияние на распределение местных

напряжений. Так в зонах больших напряжений наблюдались большие пластические деформации и трещины.

С целью приближения математических расчётов к биомеханическому объекту реальная неоднородность трабекулярной кости была принята во внимание Н. Roehrle et al. (1977), R. Scholten et al. (1978), а анизотропия корковой кости – S. Valliappan et al. (1980), Brown (1978). Поведение ножки во фронтальной плоскости методом конечных элементов изучали Т. Andriacchi et al. (1976), N.Svensson et al. (1977,1997), D. Bartel et al. (1977). Этими исследователями установлено, что разрушение ножки обычно происходит в её средней трети. Количественное различие напряжений зависит от формы ножки, её ориентации и опоры. Данные этих двухмерных моделей аналогичны трёхмерным.

Разрыхление на поверхности контакта “цемент-металл” было исследовано N.Svensson et al (1977), R. Huiskes (1983), R. Scholten (1980), S. Hampton (1981) в эксперименте, они установили значительное различие между теоретическими и экспериментальными данными. Установлено, что напряжение в ножке мало чувствительно к разрыхлению на поверхности контакта.

D. Carter et al. (1982), D. Pedersen (1982) исследовали влияние металлической опоры на пластический компонент эндопротеза, результаты получены в пользу необходимости введения пластмасс. Математические расчёты подтверждают необходимость плотного контакта ножки в межвертельной области со стенками канала бедренной кости. Однако сложность этих моделей не позволяет получить полностью достоверные результаты.

Методом конечных элементов были исследованы трехмерные модели с изменяющимися степенями свободы (90,91,119,148,181,204,207). В частности, S. Hampton et al. (1980) моделировали различные по величине и разнонаправленные нагрузки, действующие на ножку эндопротеза. При этом нагрузка, параллельная продольной оси бедра (осевая), создавала максимальные усилия на разрыв вдоль латеральной поверхности ножки. Нагрузка, перпендикулярная к осевой нагрузке, создавала сжимающие напряжения вдоль латеральной по-

верхности. Сочетание этих двух видов нагрузок во фронтальной плоскости создаёт усилие на разрыв на медиальной поверхности ножки. Сравнение полученных ими данных также затруднительно вследствие различий в плотности конечных элементов, геометрии, конструкции, свойств материалов и нагрузки. Используемые тесты в данных исследованиях не приведены.

R. Crowninshield et al. (1980) испытывали конвергенцию с точки зрения отклонения композитной “балки”, аналогичной для фиксации ножки бедра. Хотя это и не гарантирует локальную точность в реальной модели, но даёт некоторую достоверность для общих характеристик модели. С помощью математического метода конечных элементов были проанализированы двухмерные модели ножки эндопротеза бедра (53,87,145,192,193,221).

При её моделировании была применена теория композитных материалов в двухмерных моделях Mc Neise (1976), а другие использовали метод боковых пластин или метод перекрывающихся элементов (120,199,200). Эти исследования имеют различные конечные элементы с вариантами количества ячеек у протезов разных конструкций. В основном исследовались вопросы установки ножки в канале бедренной кости (варус - вальгус), форма ножки, материал, толщина слоя акрилового цемента. Из этих исследований очевидной является трудность сравнения полученных количественных данных вследствие различной геометрии конструкций и приложенных нагрузок.

Осесимметричная модель с использованием трехмерных элементов была предложена D. Bartel (1977), R. Huiskes et al. (1981) .

Кроме экспериментальных исследований на анатомических препаратах, методом конечных элементов установлено, что вальгусное положение ножки эндопротеза более благоприятно, чем варусное. Однако отдельные авторы (172,197), полагая, что вальгусное положение уменьшает опасность перелома ножки, обращают внимание на увеличение при этом результирующей силы, повышающей трение между контактными поверхностями эндопротеза.

Вальгусное положение ножки снижает действие на неё изгибающего момента, максимальная величина которого приходится на проксимальную

часть ножки. Однако вальгус ножки вызывает в области шейки высокие и преимущественно сжимающие напряжения (прочность шейки на сжатие в три раза выше, чем на растяжение (8).

Асептическое расшатывание бедренного компонента эндопротеза наблюдается, в основном, при его варусном положении, вызывающем высокие растягивающие напряжения в области шпоры, даже при отклонении шейки на 2° . Особенно неблагоприятно сочетание варусного положения эндопротеза и его ножки, которая может быть прямой или изогнутой. Вопрос об изогнутой или прямой ножке эндопротеза ещё окончательно не решён, хотя в последние годы предпочтение отдают прямому стержню (19). К положительным свойствам прямой ножки авторы относят её соответствие диафизарному каналу под нагрузкой. Достижение соосности ножки с диафизом бедренной кости увеличивает их контактные поверхности. А.Е.Лоскутов (1996) полагает, что удлинённая ножка с анатомическим изгибом в сочетании с опорной горизонтальной чекой создаёт стабильную фиксацию. Однако Е.М. Morscher (1989) считает, что длинная шейка увеличивает частоту расшатывания ножки, но большое влияние оказывает и материал, взятый для изготовления. Такое разногласие, по нашему мнению, свидетельствует о том, что длина шейки и её угол наклона являются предметом дальнейшего изучения.

Численные результаты этих работ некоторые авторы пытались подтвердить экспериментами на анатомических препаратах. В частности, позицию ножки "вальгус-варус" на препаратах исследовали Charnley и Charnley-Muller. Датчики напряжения были расположены в трех точках (на уровне шпоры, в подвертельной области, у конца ножки). Измеряли как продольное (осевое), так и периферическое напряжение, создаваемое сверхфизиологической нагрузкой. Установлено, что важной зоной является медиальная поверхность шпоры. При вальгусном положении ножки выявляется двухосевое сжатие в области шпоры при небольшом и периферическом напряжении. При варусном положении ножки, наоборот,

обнаружено малое двухосевое сжатие в зоне шпоры и большое периферическое растягивающее напряжение на конце ножки. В связи с этим варусное положение ножки чаще приводит к расшатыванию эндопротеза в этой зоне (82).

В противоположность большинству мнений о преимуществе вальгусного положения ножки варусному отдельные авторы (82) полагают, что варусное положение ножки в бедренной кости более предпочтительно и не вызывает нестабильности. При этом считают, что вальгусное положение перемещает головку в верхне-латеральном направлении, увеличивая нагрузку на отводящие мышцы, что ведёт к нестабильности. При варусной установке действует обратный механизм.

На основании различных экспериментальных исследований установлено, что распределения плотности напряжений сжатия и изгибающего момента неоднородны. Наибольшей величины они достигают в постеро-латеральных, антеро- и постеро-медиальных сечениях кости. Предполагается, что такое распределение механических свойств является функциональной адаптацией бедренной кости человека к внешним силам (183).

Учитывая значительный разброс полученных данных, для возможности их анализа и аналоговых сравнений мы свели их в следующие таблицы, где весь цифровой материал нами выражен в одних единицах измерения (Табл.3.1, рис.3.9, рис.3.10).

Таблица 3.1

Источники	Напряжения в исследуемых точках, Па					
	Точки	Норма	Вальгус (1 степень)	Вальгус (2 степень)	Варус (1 степень)	Варус (2 степень)
J.Biomech. vol.14.№12.1981 p-p.833-841 Failure prediction of the total hip pro- sthesis system G.C.Sih, P.Matic, A.T.Derman	A1	97	97	100	97	97
	A2	280	320	340	220	-
	A3	100	100	100	100	97,8
	A4	100	100	100	100	97,8
	A5	210	14	14	41	34
	A6	14	14	14	14	10
	A7	54	54	54	-	51

Источники	Относительное укорочение на уровнях, МПа				
	Сечения	Латеральная зона	Дорсальная зона	Медиальная зона	Вентральная зона
J.Biomech. vol.16.№9.1983 p- p.727-742 Finite- element-analysis and experimental investigation in a femur with hip	11	-8,8	0,888	-4,4	11,1
	10	-0,88	1,776	-13,2	8,88
	9	-0,88	4,44	-3,52	5,328

femur with hip endoprosthesis A.Rohlmann, U.Mössner, G.Bergmann	8	-1,76	6,216	-13,2	7,992
	7	-2,64	3,552	-13,2	7,992
	6	-3,52	5,328	-13,2	7,992
	Сечения	min.	max.	min.	max.
	F	-3,552	3,552	-0,888	3,552
	E	-0,888	4,44	-0,888	3,552
	D	-3,552	10,656	-0,888	1,776

Российский журнал "Биомеханика", №1-2, 1997 Некоторые аспекты применения угле- родного композита в эндопротезировании тазобедренного сустава человека А.С.Денисов, Ю.И. Никулин, Ю.В. Акулич, Ю.А. Змеев, Ю.К. Осоргин, Р.М. Подгаец, В.Л. Скрыбин, А.В. Соргин	Напряжения в исследуемых точках				
	Точка	Gi, МПа	Txy, МПа	Go, МПа	Gn, МПа
	B1	5	-2 -2	-2	-2
	B2	2,6	-2-2,6	0	2
B3			1	3	

J. The Journal of Bone and Joint Surgery July 1976 58- A/5 A Stress Analysis of the Femoral Stem in Total Hip Prosthe- ses T.P. Andriacchi, J.O. Galante, T.V.Belytschenko, S.Hampton	Угол нагру- жения эндо- протеза, град.	Зона	Величина нагрузки на различные зоны ножки		Вес тела, кг	Мах рас- тяг. напряжен ие, МПа	
			Экспериментальные знач.	Расчетные знач.			
	0	Г1	0,5	5,0	90	4500	
			Г2	8,3	8,8	80	400
			Г3	6,3	8,7	70	350
			Г4	6,0	6,0	60	300
	20	Г1	5,0	3,0			
			Г2	4,3	5,8		
			Г3	2,5	4,5		
			Г4	1,9	1,9		
	45	Г1	0,5	0,5			
			Г2	-2,0	0,0		
			Г3	-4,0	-1,2		
Г4			-5,5	-4,0			

Bone and Joint Sur- gery January 1978 60- A/1 Proximal Strain Distribution in the Loaded Femur Indong OH, William H. Har- ris	Угол нагру- жения эндо- протеза, град	Зона	Величина давления во фронтальной плоскости, МПа		Величина давления в сагиттальной плоско- сти, МПа	
			Мах "-" растяжение	Min "+" сжатие	Мах	Min
	15	1Л	41,276	20,842	8,449	0,425
			2Л	34,799	13,447	8,296
		3Л	31,008	12,41	-3,842	-0,85
			4Л	22,848	8,67	-5,338
		1М	-24,191	-10,455	-5,593	-0,969
			2М	-25,33	-8,534	18,377
	3М	-22,865	-5,661	15,181	6,783	

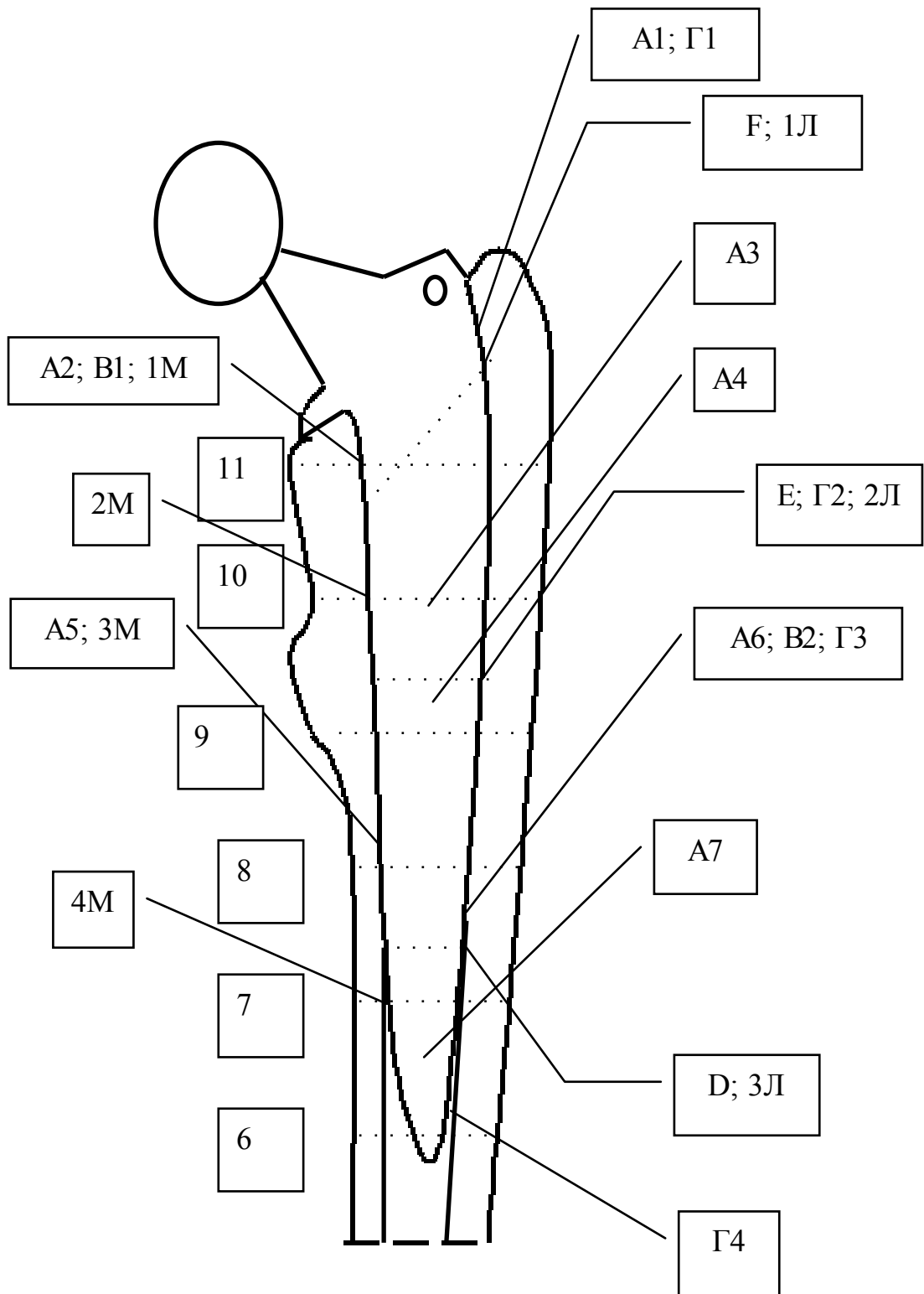


Рис. 3.9 - Схематическое изображение напряжений в сечениях ножки эндопротеза бедренной кости, в МПа (по данным разных авторов)

Из приведенных таблиц видно, что, несмотря на общую постановку задачи, авторы исследуют различные зоны и сечения ножки эндопротеза, для расчётов введены неоднородные базы данных (модуль упругости, коэффициент Пуассона, упрощение костных структур), различные схемы нагружения модели с учётом или без учёта мышечной функции (Табл.3.2). Для представления о напряжениях в бедренной кости, находящейся в варусном или вальгусном положении А.А.Коржом и З.М.Мителевой (1986) исследовалась плоская модель (анизотропной структуры), представлявшая собой осевое сечение проксимального конца бедренной кости, находящегося под нагрузкой, равной среднему весу тела человека с учётом действия группы отводящих мышц при одноопорном стоянии. Напряжения приведены безразмерные, за единицу приняты максимальные растягивающие напряжения в наиболее узкой части шейки. В корковом слое латеральной стороны шейки имеются растягивающие напряжения, которые выше, чем в головке, а в медиальном корковом слое обнаружены сжимающие напряжения, которые в 3,5 раза (по абсолютной величине) больше аналогичных им растягивающих.

В межвертельной области напряжения возрастают, но сохраняют тот же характер сжатия по внутреннему контуру (в 4,5 раза) и растяжения (в 4 раза) – по внешнему.

При исследовании вальгусной деформации проксимального конца бедренной кости установлено, что напряжения в головке возрастают, особенно в зоне равнодействующей сил, величина которой также увеличивается за счёт уменьшения плеча рычага отводящих мышц и увеличения их натяжения. Однако в корковых слоях шейки напряжения по сравнению с нормой выравниваются и становятся с обеих сторон напряжением сжатия, то есть разница в напряжениях уменьшается в 3,6 раза. В межвертельной зоне уменьшаются напряжения сжатия по медиальной стороне (по сравнению с нормой).

При варусной деформации проксимального конца бедренной кости напряжения вблизи суставной поверхности головки значительно уменьшаются, чему способствует увеличение плеча рычага отводящих мышц. Однако по латеральной стороне шейки резко увеличиваются растягивающие напряжения (в 3,4 раза), а по медиальной – сжимающие (в 1,7 раза), таким образом, шейка испытывает действие перерезывающих сил. В межвертельной зоне напряжения сжатия и растяжения значительно превышают норму.

На основании проведенных аналитико-концептуальных и собственных исследований можно заключить:

1. Нагрузки в ножке бедренной кости неоднородны по знаку, величине и распределению.
2. Повышение напряжений зачастую наблюдается на трёх уровнях ножки бедренной кости: воротниковая зона, средняя часть и конец ножки.
3. Оптимальное положение ножки эндопротеза в канале бедренной кости – нейтральное (осевое). Вальгусное положение ножки, сопровождающееся относительно симметричными сжимающими напряжениями в ней и сжимающе-изгибающими усилиями, более благоприятно, чем варусное.

ГЛАВА 4

КЛИНИКО-РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИЕ ПРИЗНАКИ И КЛИНИКО-БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПАРАЛЛЕЛИ ПРИ РАННЕЙ АСЕПТИЧЕСКОЙ НЕСТАБИЛЬНОСТИ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕД- РЕННОГО СУСТАВА

4.1 Клинические признаки

Клиническая диагностика заболевания представляет весьма трудную задачу ортопедов, т.к. отсутствуют патогномичные признаки патологии. Особенности болевого синдрома заключаются в том, что часто боли локализируются в тазобедренном суставе, по передне-боковой поверхности бедра, в паховой области, а также боли обычно появляются или усиливаются при физической нагрузке (в положении стоя) и обычно исчезают в покое. Затем наступает момент (обычно в период повышенной нагрузки на оперированном суставе – подъем, перенос тяжестей, длительная ходьба), когда больные отмечают очень сильные постоянные боли в этом суставе.

4.1.1 Нестабильность чашки эндопротеза

При асептической нестабильности чашки у наших больных мы наблюдали боли в паховой области или в проекции тазобедренного сустава у всех обследованных больных. У 90% пациентов боли появлялись сразу после начала нагрузки, а у 10% больных боли появились через 15 мин после начала ходьбы с дополнительной опорой. У всех больных отмечалась хромота, которая была связана с болевым синдромом.

При нестабильности чашки у большинства больных определялось ограничение движения во всех плоскостях.

Оценка возможности самообслуживания:

- требует дополнительных приспособлений или посторонней помощи – 70% больных;
- затруднено – 20% больных;
- невозможно – 10% больных.

4.1.2 Нестабильность ножки эндопротеза

При нестабильности ножки эндопротеза боли чаще наблюдались в верхней трети бедра с иррадиацией в коленный сустав. В наших наблюдениях эти боли присутствовали у всех больных.

Наиболее характерным симптомом нестабильности ножки эндопротеза является усиление болей при аксиальной нагрузке в бедре. Этот симптом отмечался нами у 80% больных. Все больные использовали дополнительную опору: трость – 15% больных; один костыль – 20% больных; два костыля – 65% больных.

Оценка возможности самообслуживания:

- требует дополнительных приспособлений или посторонней помощи – 50% больных;
- затруднено – 40%;
- невозможно – 10% больных.

Также отмечалось ограничение движений у большинства больных.

Собственный анализ 42 больных (оценка по шкале Harris) по срокам развития нестабильности компонентов эндопротеза тазобедренного сустава показал, что начиная с третьего года (табл.4.1) наблюдаются некоторые ухудшения состояния оперированного тазобедренного сустава, что может быть связано с увеличением частоты поздних осложнений. Основной причиной является асептическая нестабильность компонентов эндопротеза.

Таблица 4.1. Динамика возникновения нестабильности после эндопротезирования тазобедренного сустава у больных в зависимости от возраста и пола. Оценка по шкале Harris (1969)

Возраст и пол		Сроки наблюдения после операции					
		дооперац., M±m, n	3 мес, M±m, n	6 мес, M±m, n	1 год, M±m, n	3 года, M±m, n	5 лет и выше, M±m, n
До 40 лет	Муж	26,03±0,33 5	75,55±1,6 5	63,86±2,3 5	47,18±2,55 4	35,50±0,00 1	-
	Жен	48,07±0,80 1	65,80±0,00 1	60,73±0,00 1	55,75±0,00 1	47,56±0,00 1	-
От 41 до 50	Муж	21,56±2,3 6	76,65±3,3 6	71,63±3,0 6	62,74±2,7 5	40,70±0,00 1	30,50±0,00 1

	Жен	28,15±0,55 8	71,55±1,88 8	63,8±1,17 8	54,70±3,3 6	33,37±1,00 3	-
От 51 до 60	Муж	21,67±2,3 1	80,06±0,00 1	76,77±0,00 1	55,76±0,00 1	-	-
	Жен	18,03±2,6 9	72,56±3,6 9	65,17±5,5 9	60,33±5,6 8	33,77±3,00 5	27,15±0,00 1
Старше 60	Муж	18,06±2,6 5	80,03±1,6 5	76,05±2,3 5	77,57±3,2 4	70,52±2,7 3	55,5±3,6 3
	Жен	16,55±1,3 7	76,55±2,6 7	71,6±1,8 6	60,58±1,17 5	40,57±1,0 2	37,05±0,00 1

Примечание: n - число больных;
M - среднее арифметическое;
± m - стандартная погрешность

По результатам анализа 23 больных после реэндопротезирования тазобедренного сустава отмечается резкое улучшение результатов в сроки от одного года до трех лет связана с реабилитацией пациентов, ходьбой без дополнительной опоры, увеличением силы и опороспособности оперированной конечности.

Таблица 4.2. Динамика восстановления функционального состояния тазобедренного сустава после реэндопротезирования у больных в зависимости от возраста и пола. Оценка по шкале Harris (1969)

Пол	Возраст	Сроки наблюдения после операции					
		дооперац, M±m, n	3 мес, M±m, n	6 мес, M±m, n	1 год, M±m, n	2 года, M±m, n	3 года и выше, M±m, n
Женщины	от 20 до 49	32,07±0,80 4	75,55±1,6 4	76,47±1,03 4	77,13±2,1 3	75,23±0,00 1	73,37±0,00 1
	от 50 до 59	21,67±2,3 5	72,62±2,1 5	74,97±1,9 5	75,43±1,7 4	73,77±0,0 2	71,15±0,00 1
	от 60 и выше	19,06±2,6 7	70,51±1,7 7	72,33±1,4 7	73,35±1,6 5	71,64±3,1 4	69,74±0,00 2
Мужчины	от 40 до 49	26,03±3,3 3	76,47±2,3 3	82,57±1,97 3	85,66±1,8 2	82,17±0,00 1	80,23±0,00 1
	от 50 до 59	18,03±2,2 2	73,90±1,88 2	78,77±2,1 2	79,54±1,75 2	76,71±0,00 1	72,55±0,00 1
	от 60 и выше	17,52±1,3 2	69,15±1,6 2	72,37±1,4 2	73,69±1,7 2	72,10±0,00 1	70,31±0,00 1

Примечание: n - число больных;
M - среднее арифметическое;
± m - стандартная погрешность

4.2 Рентгенологические признаки

Важное место в диагностике нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава принадлежит рентгенологическому методу исследования. Значение данного исследования определяется как его широкой распространенностью и общедоступностью, так и выявлением на рентгенограммах целого ряда признаков, характерных для асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава.

При нестабильности чашки эндопротеза тазобедренного сустава вокруг нее возникает зона лизиса костной ткани больше чем на 2 мм, которая была нами отмечена у всех больных. При исследовании рентгенограмм у больных с нестабильностью чашки в динамике обследования отмечается прогрессирование зоны лизиса до 5-6 мм. У наших больных это отмечалось у 35% пациентов. Наиболее часто миграция чашки эндопротеза отмечалась у больных с удалением субхондральной пластинки вертлужной впадины.

Важным рентгенологическим признаком нестабильности чашки является изменение угла инклинации, которое определяется на рентгенограммах, выполненных после операции и в период дальнейшего наблюдения.

При выполнении рентгенографии тазобедренного сустава в нагрузке определяется смещение ножки эндопротеза в дистальном направлении по ходу костно-мозгового канала. У наших больных мы отмечали это в 60% случаев, а также появление зоны лизиса вокруг ножки больше чем на 2 мм мы отметили у 90% больных. Смещение ножки на варус в костно-мозговом канале отмечали у 25% больных. У 20% больных - вальгусная установка ножки в костно-мозговом канале. Рассасывание костной ткани вокруг пятки эндопротеза является признаком нестабильности ножки. У наших больных это отмечалось в 75% случаев.

Клинико-биомеханические параллели при ранней асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава

Эндопротезирование сустава на сегодняшний день является ведущим способом оперативного лечения дистрофических, диспластических, по-

стравматических заболеваний тазобедренного сустава, особенно при тяжелых его поражениях. Наряду с огромными преимуществами этого метода лечения, такими как восстановление безболезненной опорной функции конечности при сохранении и даже увеличении амплитуды движения в тазобедренном суставе, имеются отрицательные факторы, требующие повторных операций вплоть до удаления эндопротеза. Наиболее частым из этих осложнений является асептическая нестабильность компонентов эндопротеза. Если развитие нестабильности в сроки 10 и более лет после операции считается вполне закономерным процессом, то появление ее в течение первых 3-5 лет – фактор крайне нежелательный.

В обширной литературе, посвященной эндопротезированию тазобедренного сустава, все большее внимание уделяется анализу причин асептической нестабильности его компонентов, среди которых часто указываются различные биомеханические факторы. Поскольку с механической точки зрения эндопротез является конструкцией, то, помещенная в кость, она будет уже механико-биологической конструкцией (кость-эндопротез) с некоторыми новыми свойствами. Как всякая несущая конструкция, она подвергается действию сложных циклических нагрузок. Оптимальное их перераспределение в кости способствует сохранению биомеханического единства функционирования сустава и конечности. Иными словами, вновь образованная конструкция должна сохранить все биомеханически обусловленные параметры функционирования сустава. Вполне очевидным становится учет не только механических свойств имплантата, но и взаимодействия его с окружающими тканями, что ведет к формированию новых биомеханических параметров и свойств.

В частности, проведенные в лаборатории биомеханики ХНИИОТ исследования показали, что существуют определенные биомеханические предпосылки развития ранней (в течение первых 5 лет после операции) асептической нестабильности компонентов эндопротеза (глава 3).

В аспекте этих предпосылок были проанализированы клинические наблюдения, условно разделенные нами на три группы:

1. Пациенты с нестабильностью чашки эндопротеза.
2. Пациенты с нестабильностью ножки эндопротеза.
3. Пациенты с нестабильностью обоих компонентов эндопротеза.

В клинике ортопедической артрологии и эндопротезирования Харьковского НИИ ортопедии и травматологии им. проф. М.И.Ситенко нами было обследовано 42 больных с асептической нестабильностью компонентов эндопротеза тазобедренного сустава, развившейся в сроки от года до 18 лет после операции. Ранняя нестабильность имела место у 17 пациентов. В остальных случаях клинико-рентгенологическая картина нестабильности компонентов эндопротеза появилась в сроки от 5 до 18 лет после замены сустава. Использовались следующие конструкции эндопротезов: Герчева – 29 случаев, Сиваша – 9 случаев, ХНИИОТ - 3 случая, Вирабова – 1 случай. При анализе исходов лечения обращаем внимание на сроки развития нестабильности эндопротеза.

В таблице 4.3. показано распределение больных с нестабильностью различных компонентов эндопротеза по срокам ее развития.

Табл.4.3.

Диагноз	В сроки до 5 лет	В сроки более 5 лет	Всего
Нестабильность чашки	9	5	14
Нестабильность ножки	4	3	7
Нестабильность обоих компонентов	4	17	21
Всего	17	25	42

При анализе причин, повлекших развитие нестабильности, учитывались следующие показатели:

- удаление во время эндопротезирования субхондральной пластинки вертлужной впадины;
- глубина погружения чашки эндопротеза;
- угол наклона чашки и угол антеверсии;

- положение ножки в канале бедренной кости (вальгусное, варусное, нейтральное);

Нестабильность чашки эндопротеза

Рассмотрим клинические примеры первой группы больных - с нестабильностью чашки эндопротеза.

Известно, что по отношению к основным плоскостям тела плоскость входа в вертлужную впадину расположена наклонно. Так, по отношению к сагиттальной плоскости она находится наклонно под $\angle 40^\circ$, открытым кзади. С горизонтальной плоскостью образует $\angle 60^\circ$, открытый кнаружи. Ротация впадины кпереди (фронтальная инклинация) составляет 10-15°. Таким образом, ось вертлужной впадины направлена книзу, кнаружи и кпереди. Такое ее расположение создает оптимальные условия для перекрытия головки и ее стабильности во впадине. При этом сила тяжести передается на тазобедренные суставы под углом примерно $\angle 45^\circ$ к вертикали общего центра масс, что является оптимальным для компрессионного и изгибающего моментов силы тяжести, действующих на шейку бедренной кости. В равной мере это относится и к компонентам эндопротеза тазобедренного сустава.

Как показали расчеты, проведенные нами в лаборатории биомеханики совместно с З.М.Мителевой, А.Н.Чуйко, В.В.Органовым (1999), увеличение угла наклона чашки эндопротеза (от 45° до 55°) вызывает повышение сжимающих напряжений в латеральной части вертлужной впадины.

Концентрация напряжений возникает в зоне «упора» края чашки эндопротеза в область свода впадины. Аналогично этому возрастают и напряжения в губчатой кости. В количественном отношении полученные величины сжимающих напряжения при расположении чашки эндопротеза под $\angle 55^\circ$ (вальгусное положение) уже превышают нижний предел разрушающих напряжений.

Соответственно этому значительно возрастают и напряжения в субхондральной пластинке впадины и губчатой кости.

В качестве примера избыточной вальгусной установки чашки эндопротеза приводим следующее наблюдение (рис.4.2).

Больная К., 64 г. (ист. болезни №48527) поступила в клинику артрологии и эндопротезирования ХНИИОТ, в марте 1999 г. с жалобами на боли в правом тазобедренном суставе, усиливающиеся при ходьбе, ограничение движений в суставе, хромоту, снижение опорности правой нижней конечности, что заставляет пациентку пользоваться костылями.

В 1991 году произведено эндопротезирование правого тазобедренного сустава эндопротезом Герчева в связи с правосторонним коксартрозом III ст. и болевым синдромом. Через 5 лет после операции появились боли в этом суставе, которые постепенно усиливались. С марта 1999 г. ходит с двумя костылями, не нагружая правую ногу. При обследовании отмечается резкая болезненность при внутренней ротации, а также усиление боли при надавливании в области большого вертела. Все виды движений резко ограничены:

разгибание/сгибание – 0/0/80⁰,
отведение/приведение – 10/0/10⁰,
ротация наружная / внутренняя – 0/0/0

Основной показатель ходьбы - коэффициент ритмичности - резко снижен (0,71 при норме 0,9), что свидетельствует о нарушении ходьбы, хромоте. Качественные и количественные показатели опороспособности нижних конечностей (рис.4.1) указывают на выраженное снижение опорности правой ноги (на 22,3%). Проекция ОЦМ на площадь опоры вышла за пределы контура правой стопы и смещена влево.

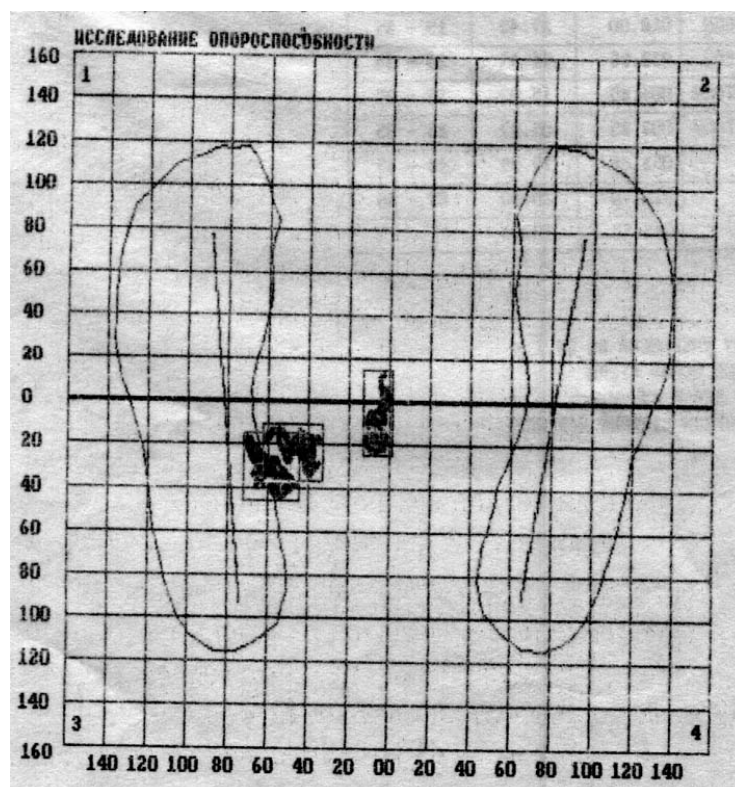


Рис.4.1

На рентгенограммах отмечается зона лизиса вокруг чашки – 3 мм. Угол инклинации чашки после операции эндопротезирования 54° , после возникновения неустойчивости - 60° , при сохраненной субхондральной пластинке чашка полностью перекрыта костью (на 85%) в вертлужной впадине и ножка находится в нейтральном положении в костно-мозговом канале, индекс МКИ – 2,4.

На основе клинико-рентгенологических данных установлен диагноз: неустойчивость тазового компонента эндопротеза с болевым синдромом.

Причиной неустойчивости эндопротеза (Герчева) являлась неправильная установка чашки эндопротеза (более вертикальное положение - $\angle 60^{\circ}$).

6.04.99 г. больному выполнено реэндопротезирование правого тазобедренного сустава протезом «Ортэн» с пластикой стенок вертлужной впадины. Операция прошла без осложнений. Результат через 6 месяцев хороший. Жалоб нет, эндопротез стабильный, угол инклинации чашки - 48° , ножка находится в нейтральном положении. Оценка по шкале Harris 73 балла.

Избыточная вертикализация чашки не только нарушала централизацию головки эндопротеза, но и привела к его выстоянию из тазовой кости. Сократительная функция окружающих мышц способствовала его расшатыванию в тазовой кости.

а)

б)

Рис.4.2. Больная К., 64 г. (ист. болезни №48527): а) после эндопротезирования; б) неустойчивость чашки эндопротеза; в) после реэндопротезирования

в)

Аналогично чрезмерному вальгусному положению чашки эндопротеза неблагоприятным является его варусное положение

Нашими математическими исследованиями (гл. 3) установлено, что ориентация эндопротеза в варусном положении под $\angle 35^{\circ}$ (т.е. в среднем на 15°

больше нормы) вызывает высокие растягивающие напряжения в губчатой кости, особенно медиальной части надвертлужной области. По нашему мнению, такое состояние губчатой кости, особенно длительное, может вызвать ее разрушение. Клинически это можно наблюдать в виде зоны лизиса или протрузии чашки эндопротеза в полость таза.

Для иллюстрации такого состояния приводим следующее наблюдение (рис.4.4).

Больная А. 63 г. (история болезни №49302), поступила в клинику артрологии и эндопротезирования ХНИИОТ в декабре 1999 г. с жалобами на резкие боли в обоих тазобедренных суставах, которые усиливаются при физической нагрузке, больше справа. Считает себя больной с 1985 года, когда впервые появились боли без видимых причин сначала в правом, а затем в левом тазобедренном суставе. Лечилась консервативно. В 1991 г. обратилась в ХНИИОТ для дальнейшего лечения.

Больной была проведена рентгенография обоих тазобедренных суставов. Установлен диагноз – двусторонний коксартроз III ст. с порочной установкой конечностей, стойкий болевой синдром. 24.10.91 г. выполнено эндопротезирование правого тазобедренного сустава протезом Герчева.

Больная регулярно посещала контрольные осмотры. В начале 1998 г. появились боли в правом тазобедренном суставе, усиливающиеся при нагрузке, ротационных движениях и при надавливании на пятку, а также хромота и неопорность этой конечности. Движения в тазобедренных суставах (декабрь, 1999 г.):

	правый	левый
разгибание/сгибание	0/20/80	0/10/90
отведение/приведение	10/0/0	10/0/15
ротация наружная/внутр.	0/0/0	10/0/0

При подографическом исследовании (рис.4.3) обнаруживается резкое нарушение всех временных параметров шага, особенно справа: опора на пятку незначительна, вся опора перенесена на носок; время опоры на всю стопу непродолжительно (6,3%, а справа 50,2%); ритмичность ходьбы значительно нарушена – коэффициент ритмичности составляет 0,58 (при норме 0,97). При стабилографическом исследовании определяется смещение проекции ОЦМ на площади опоры в сторону левой нижней конечности, а также кпереди. Это является проявлением неопорности правой ноги, наличием флекссионных установок в тазобедренных суставах. При определении функциональной опороспособности нижних конечностей обнаружено, что парциальная ОЦМ располагается вне контуров обеих стоп, особенно справа, что указывает на неопорность этой конечности.

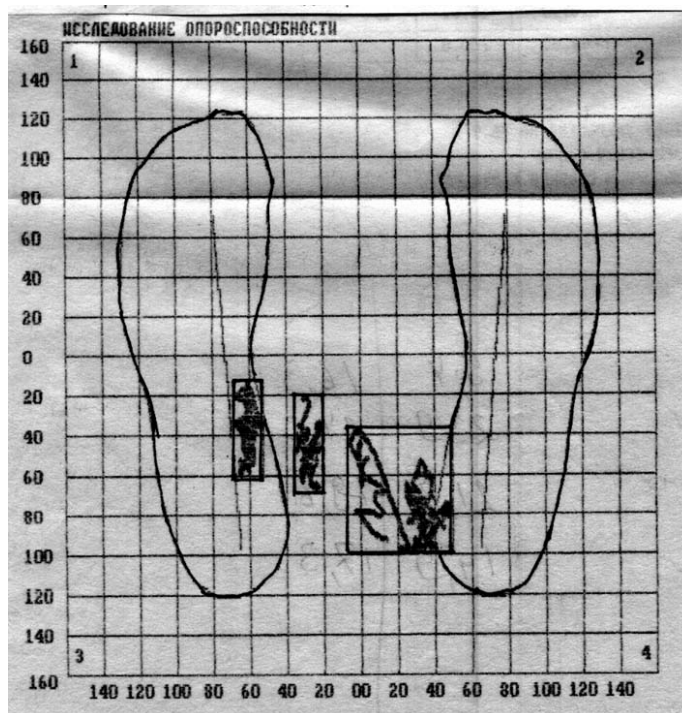


Рис.4.3.

Мышечная сила области тазобедренных суставов снижена во всех группах, особенно разгибательно-отводящих.

После рентгенологического обследования обнаружено наличие зоны лизиса – 2,5 мм вокруг обоих компонентов эндопротеза, угол инклинации $\angle 35^\circ$ (при норме $\angle 45^\circ$), а также чашка эндопротеза была перекрыта костью примерно на $\frac{1}{2}$, ножка стоит в нейтральном положении, МКИ – 2,4. Больной был установлен диагноз – нестабильность чашки и ножки эндопротеза правого тазобедренного сустава. Причины этой нестабильности мы связываем с неправильной установкой чашки эндопротеза.

19.01.98 г. выполнено цементное реэндопротезирование. Послеоперационный период гладкий. В настоящее время состояние больной удовлетворительное, ходит без дополнительной опоры, нагружая правый тазобедренный сустав. Жалоб нет. Оценка по шкале Harris 72 балла.

Методом конечных элементов (гл. 3) нами была установлена необходимость сохранения субхондральной пластинки при эндопротезировании. Эта необходимость состоит в том, что субхондральная пластинка, перераспределяя напряжения, защищает губчатую кость надвертлужной области от высоких напряжений, а следовательно, и от разрушения. Примером разрушения губчатой кости в области дна вертлужной впадины может являться следующее клиническое наблюдение.

а) б) в)

Рис.4.4. Больная А., 63 г. (и.б. №49302):

а) до эндопротезирования;

б) через 7 лет после операции;

в) сразу после рэндопротезирования с использованием цемента

Больной П, 41 г. (ист. болезни №51161), поступил в клинику артрологии и эндопротезирования ХНИИОТ в 1996 г. с жалобами на боли в левом тазобедренном суставе, усиливающиеся при нагрузке, ограничение движений и неопорность этой конечности. Ходит с помощью костылей.

В 1993 г. выполнено эндопротезирование левого тазобедренного сустава с цементным креплением ножки по поводу двустороннего асептического некроза головок бедренных костей III ст. В 1995 г. появились боли в области левого бедра при нагрузке. Установлен диагноз – нестабильность ножки эндопротеза. 21.03.95 г. произведена замена ножки (с цементом). В 1996 г. жалобы на боли в левом тазобедренном суставе. Движения в левом тазобедренном суставе :

разгибание/сгибание	0/10 ⁰ /60 ⁰
отведение/приведение	10/0/10
ротация наружная/внутренняя	15/15/0

При исследовании ходьбы (рис.4.5.) определяется выраженная асимметрия временных фаз ходьбы, коэффициент ритмичности резко нарушен и составляет 0,85 (при норме 0,97).

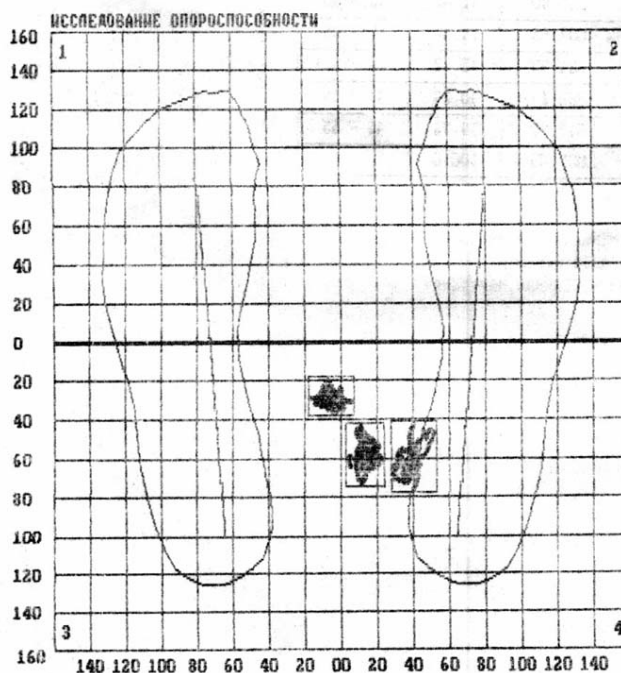


Рис.4.5.

При статографическом исследовании проекция ОЦМ на площади опоры располагается вблизи сагиттальной линии, но смещена в сторону правой ноги. При определении функциональной опороспособности проекция ОЦМ слева располага-

ется на сагиттальной линии и смещена резко кпереди (флексорная установка), что говорит о неопороспособности левой ноги.

Мышечная сила области левого тазобедренного сустава снижена во всех группах, особенно разгибательных и отводящих.

На рентгенограммах отмечается зона лизиса вокруг чашки 3 мм, между цементом и костью - 3 мм. Угол инклинации чашки в 1995 г. был 40° , а в 1996 г. через 4 месяца - 48° , а также отсутствие субхондральной пластинки, что и говорит о прогрессировании нестабильности чашки. Ножка находится в нейтральном положении, индекс МКИ - 2,3. Оценка по шкале Harris 29 баллов.

На основе клинико-рентгенологических данных установлен диагноз - нестабильность обоих компонентов эндопротеза (рис.4.6).

Причиной нестабильности является удаление субхондральной пластинки вертлужной впадины.

Больному предложена замена эндопротеза, но он отказался.

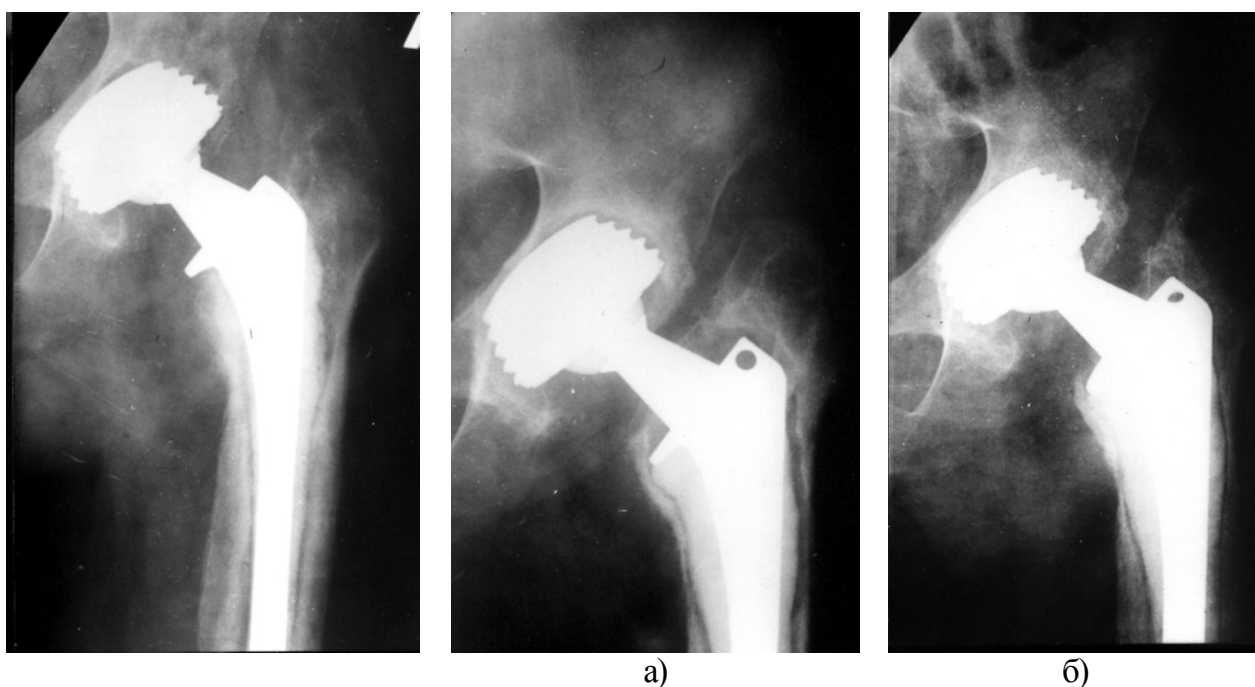


Рис.4.6. Больной П, 41 г. (ист. болезни №51161):

б) нестабильность обоих компонентов эндопротеза (снимок без нагрузки) через 2 года после операции;

в) нестабильность обоих компонентов эндопротеза (снимок с нагрузкой) через 2 года после операции.

Выделяя такой причинный фактор нестабильности, как удаление субхондральной пластинки, мы полагаем, что существуют и дополнительные, вероятно еще и не установленные. При сочетании двух - трех факторов с наличием одного ведущего процесс нестабильности постепенно нарастает. В частности, мы полагаем, что одной из причин нестабильности может быть нарушение осевых взаимоотношений в системе «эндопротез-конечность».

Так, несовпадение новой биомеханической оси нижней конечности с прежней, сложившейся в процессе жизнедеятельности субъекта, может повлечь нарушение структурно-функциональных образований, в том числе и вокруг эндопротеза.

Такое состояние может наблюдаться, например, при избыточном углублении вертлужной впадины, что ведет к медиальному перемещению его центра. Следовательно, биомеханическая ось конечности соответственно также смещается медиально, что меняет условие нагружения эндопротеза.

Для примера приводим следующее наблюдение (рис.4.8).

Больная К., 32 г. (история болезни №50578).

Поступила в клинику артрологии и эндопротезирования с жалобами на резкие боли в области левого тазобедренного сустава, большого вертела и ягодичной области, неопорность левой нижней конечности, хромоту.

Из анамнеза известно, что больной был поставлен диагноз: двусторонний коксартроз III ст. Опер. 17.10.92 г. – эндопротезирование левого тазобедренного сустава (протезом Герчева). После чего из-за протрузии чашки эндопротеза произведено реэндопротезирование, февраль 1994 г. с применением костного цемента и противопротрузионного вкладыша (протезом Герчева).

30.12.94 г. – операция эндопротезирования правого тазобедренного сустава. Правый тазобедренный сустав не беспокоит. В 1999 г. у больной резкие боли в левом тазобедренном суставе. После операции реэндопротезирования на левом тазобедренном суставе у больной было онемение левой нижней конечности по наружной поверхности до стопы, которое прошло через 3 года. Ходила с помощью костылей 3 года после операции. 1999 г., лев. нижнюю конечность не нагружает.

При осмотре отмечаются послеоперационные рубцы в области тазобедренного сустава, сгибательная контрактура в левом тазобедренном суставе до 20° , в правом - до 15° .

Движения	D	S
Разгибание/сгибание	0/15/85	0/20/45 ⁰
Отведение/приведение	20/0/20	10/0/10
Ротация наружная/внутренняя	0/0/0	0/0/0

При пальпации отмечаются резкие боли в области большого вертела и ягодичной области слева. Рентгенологически определяется зона лизиса вокруг чашки эндопротеза слева. Угол инклинации справа - 56° . Ножка стоит в нейтральном положении. Оценка по шкале Harris 26 баллов.

Биомеханические исследования – нагрузка на левую стопу уменьшена на 19%, перегружен передний отдел правой стопы, устойчивость при двухопорном стоянии нарушена (рис.4.7).

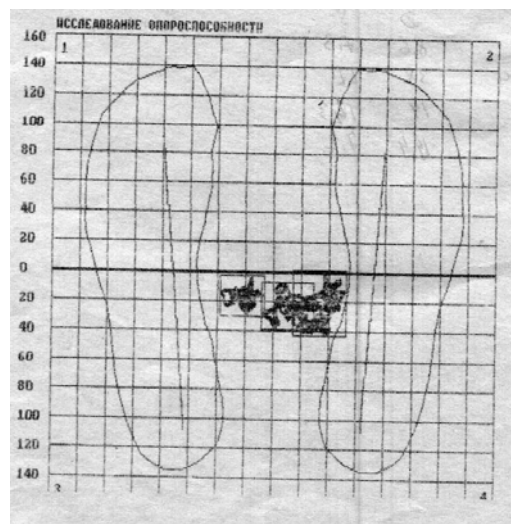
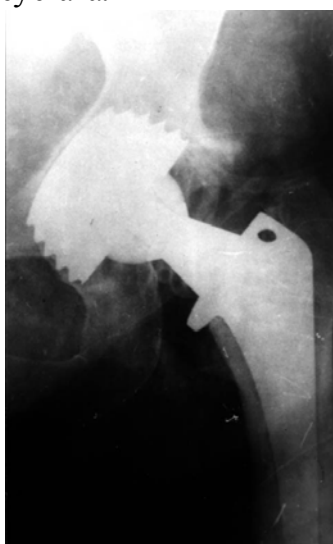


Рис.4.7

После клинико-рентгенологического исследования у больной поставлен диагноз: состояние после двух стороннего эндопротезирования тазобедренных суставов. Нестабильность чашки эндопротеза слева.

Больной показана операция - реэндопротезирование левого тазобедренного сустава.



а)



б)



в)



г)

Рис.4.8. Больная К., 32 г. (история болезни №50578):

а) после операции эндопротезирования (удалена субхондральная пластинка);

б) протрузия чашки эндопротеза через 1,5 года после операции;

в,г) после цементного реэндопротезирования с использованием противопротрузионного вкладыша (снимок в прямой и боковой проекции).

Во время операции хирург нередко сталкивается с ситуацией частичного или практически полного отсутствия субхондральной пластинки. В таких случаях имеется значительный риск развития нестабильности эндопротеза даже при соблюдении правильности его плоскостной ориентации.

Трудноучитываемым в эндопротезировании фактором являются переменные циклические нагрузки, связанные с жизнедеятельностью пациента. Среди них особо следует выделить пиковые нагрузки на эндопротез (чрезмерные нагрузки). Крайним вариантом таких сверхнагрузок является травма. Рассмотрим подобный клинический пример (рис.4.10).

Больная Р, 43 г. (ист. бол. №48538), поступила в клинику артрологии и эндопротезирования ХНИИОТ в 1999 г. с жалобами на боли в правом тазобедренном суставе, усиливающиеся при ходьбе, хромоту, неопорность правой нижней конечности, ходит с помощью костылей.

Впервые заболела 12 лет назад, когда был поставлен диагноз – диспластический коксартроз III ст. с обеих сторон.

В апреле 1991 г. проведено эндопротезирование правого тазобедренного сустава эндопротезом Герчева. Два года тому назад (1997 г.) больная упала с высоты второго этажа, после чего и появились боли в правом тазобедренном суставе.

При осмотре (1999 г.) обращает на себя внимание атрофия мышц левого бедра до 3-4 см, укорочение нижней конечности на 3 см, движения в тазобедренном суставе ограничены.

	Пр.	Лев.
Разгибание/сгибание	0/5/80	0/40/50
Отведение/приведение	10/0/10	0/5/0
Ротация наружная/внутренняя	10/0/10	0/0/0

Стать на ногу больная не может из-за болей в паховой области, ротационные движения справа резко болезненны. Ходит с помощью одной палочки, хромая на правую ногу.

При подографическом исследовании (рис.4.9) определяется резкое увеличение продолжительности опоры на носок (на 10%) , что свидетельствует о нарушении опороспособности тазобедренного сустава. Коэффициент ритмичности снижен и составляет 0,86 (при норме 0,97), т.е. выражена хромота.

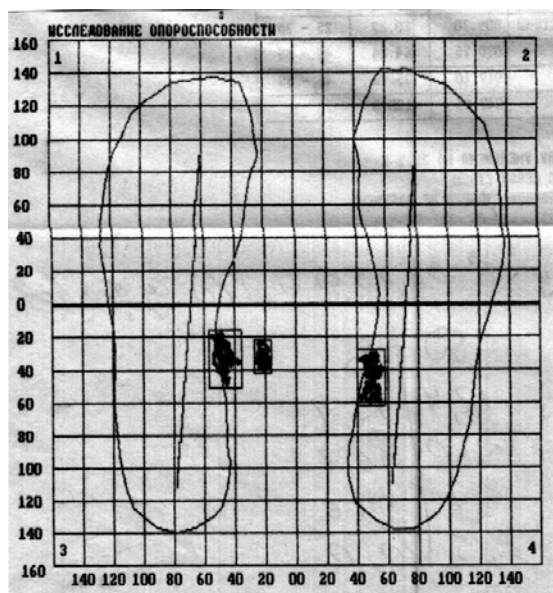


Рис.4.9

При стабилографическом исследовании проекция ОЦМ на площади опоры во фронтальной плоскости располагается почти у опорного контура левой стопы, т.е. преобладает фронтальная нестабильность.

Мышечная сила области тазобедренных суставов снижена в группе разгибателей и отводящих, усилена – в группе приводящих мышц.

Рентгенологически отмечается зона лизиса вокруг чашки - 7мм, в области дна вертлужной впадины около 4 мм, МКИ – 2,4.

На основе клинико-рентгенологических данных больной установлен диагноз: нестабильность чашки эндопротеза правого тазобедренного сустава. Причиной этой нестабильности является травма.

Больной проведено реэндопротезирование правого тазобедренного сустава 7.12.99 г. с пластикой дефектов вертлужной впадины и бесцементным креплением чашки эндопротеза «Эталон». Послеоперационное состояние удовлетворительное. Оценка по шкале Harris 78 балла.

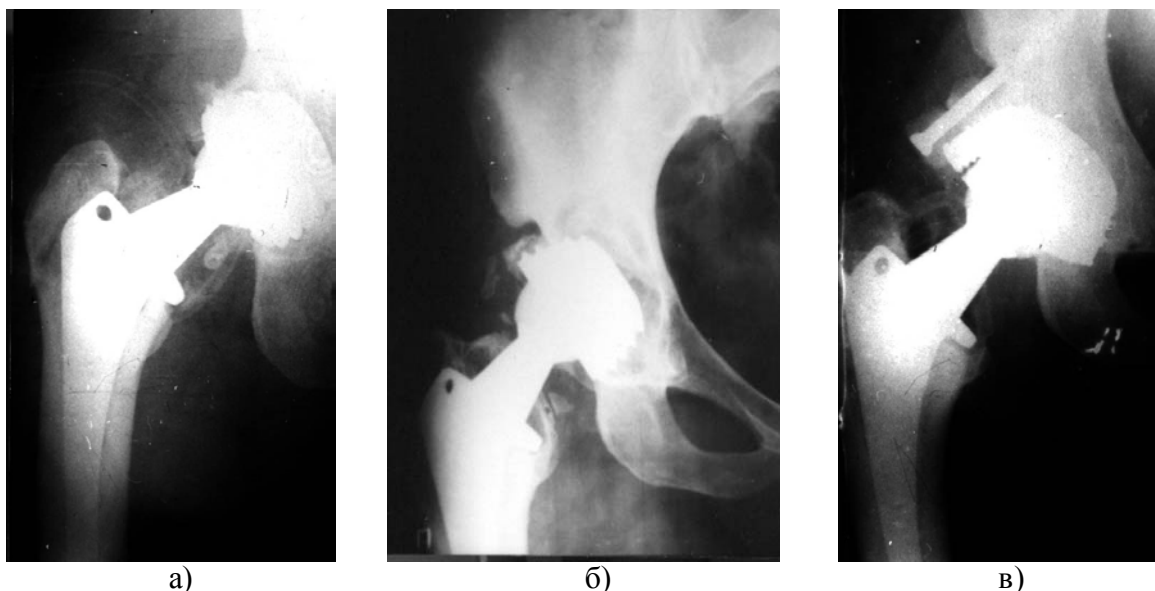


Рис.4.10 Больная Р., 43 г. (ист. бол. №48538):
 а) после эндопротезирования;
 б) нестабильность чашки эндопротеза (через 7 лет) из-за травмы;
 в) после замены чашки эндопротеза с костной пластикой вертлужной впадины

Нестабильность ножки эндопротеза

Вторую условно выделенную нами группу составляют пациенты с нестабильностью ножки эндопротеза.

Как было установлено нами при аналитико-концептуальном исследовании поведения ножки эндопротеза в бедренной кости (глава 3), причины ее нестабильности разнообразны.

Равномерное перераспределение нагрузки с ножки эндопротеза на стенки канала бедренной кости является одним из основных условий биомеханической адаптации костной ткани и имплантата. Для выполнения этого условия требуются металлы с модулями упругости, близким к таковому у кости. Однако практически все эндопротезы имеют модуль упругости, намного превышающий аналогичный костный. Это является одним из ведущих факторов биомеханической дезадаптации эндопротеза даже при правильной (осевой) установке ножки в канале бедренной кости. Отсюда очевиден отрицательный эффект варусного или вальгусного положения ножки. Для примера приводим следующее клиническое наблюдение (рис.4.12).

Больная О, 74 г. (история болезни № 58220), поступила в клинику артрологии и эндопротезирования ХНИИОТ в ноябре 1997 г. с жалобами на боли в области правого тазобедренного сустава, усиливающиеся при ходьбе, хромоту. Болеет с 1988 г. когда впервые появились боли в этом суставе.

В левом тазобедренном суставе - движения в полном объеме. В институте им. проф. М.И.Ситенко больной был поставлен диагноз – правосторонний коксартроз III ст.

После обследования проведено эндопротезирование сустава 9.12.1991 г. протезом Герчева. Через 6 лет больная обратилась в ХНИИОТ с жалобами на боли в правом тазобедренном суставе, которые усиливаются при ротационных движениях (особенно при внутренней ротации), а также усиление боли при нагрузке, неопорность этой конечности и появление боли при надавливании на пятку, резкое ограничение движений.

Разгибание/сгибание	0/0/40 ⁰
отведение/приведение	10/0/10 ⁰
ротация наружная /внутренняя	60 ⁰ /0/0

При подографическом исследовании (рис.4.11) наблюдается резкое увеличение времени опоры на носок, что свидетельствует о снижении опорности в тазобедренном суставе, коэффициент ритмичности снижен до 0,71 (при норме 0,97), резкая хромота на правую ногу.

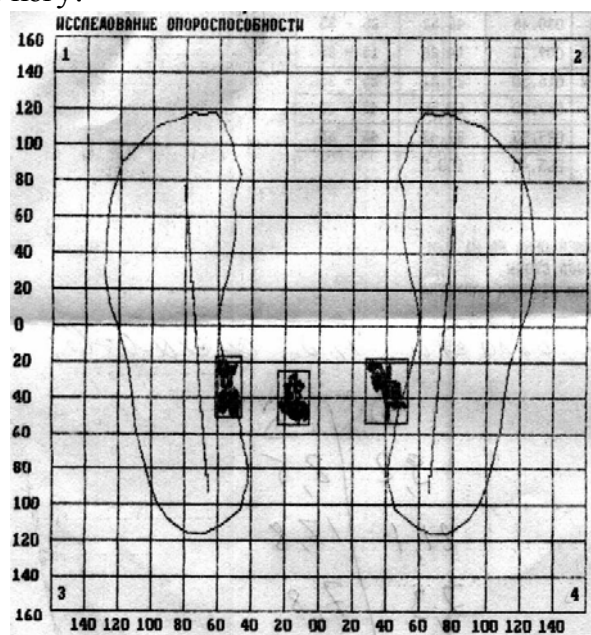


Рис.4.11

При стабилографическом исследовании проекция ОЦМ на площадь опоры смещена влево от срединно-сагитальной линии и находится вблизи опорного контура левой стопы, т.е. опорной является левая нога. При определении функциональной опороспособности парциальной ЦМ справа располагается вне контура правой стопы, т.е. конечность неопорна.

На рентгенограмме правого тазобедренного сустава - резорбция вокруг ножки эндопротеза с истончением кортикального слоя (зона лизиса составляет 3 мм), угол инклинации чашки - 46⁰, индекс МКИ – 2,1.

В результате клинико-рентгенологических исследований установлен диагноз: нестабильность ножки эндопротеза в канале бедренной кости. Причину нестабильности мы связываем с установкой ножки эндопротеза в костно-мозговом канале в

варусном положении. Больной выполнена операция - замена ножки эндопротеза с установкой ее на цементе – 27.11.97 г. Состояние после операции больной удовлетворительное, боли исчезли после операции. Результат через год после операции хороший, нестабильности нет. Эндопротез стабильный. Угол инклинации чашки 46° , ножка находится в нейтральном положении. Оценка по шкале Harris 73 балла.

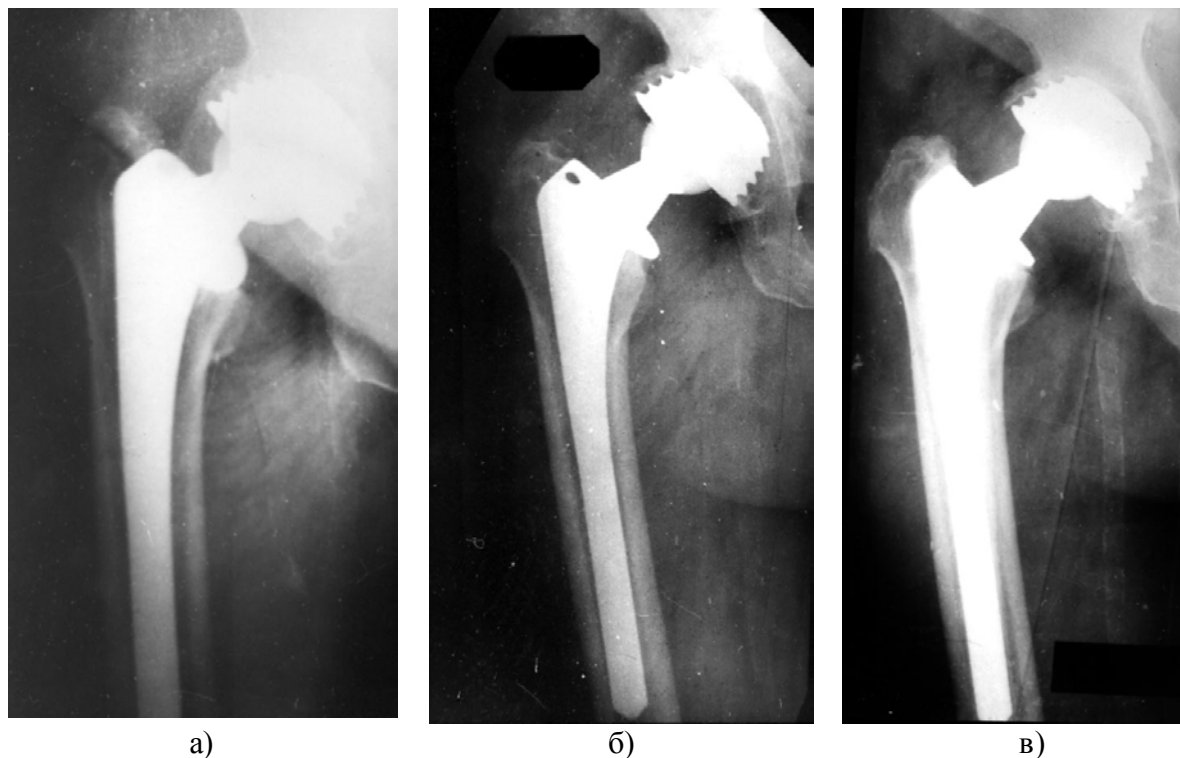


Рис.4.12 Больная О, 74 г. (история болезни № 58220):
 а) после эндопротезирования;
 б) нестабильность ножки эндопротеза через 6 лет после операции;
 в) после замены ножки на цементе.

Пример нестабильности ножки эндопротеза в бедренной кости представлен на рис.4.14.

Больная Р., 55 лет (ист. бол.№43647), поступила в клинику артрологии и эндопротезирования ХНИИОТ в 1999 г. с жалобами на сильные боли в левом тазобедренном суставе, усиливающиеся при ходьбе, особенно за последний год; ограничение движений, боли при физической нагрузке в правом тазобедренном суставе и боли в коленных суставах. Ходит на костылях.

Лечится в институте с 1988 года по поводу двустороннего коксартроза. В 1989 г. проведено эндопротезирование правого тазобедренного сустава протезом Сиваша.

Ходила после операции, нагружая правую ногу. Боли в правом тазобедренном суставе появились около года назад.

При осмотре отмечается атрофия мышц бедер с двух сторон, а также резкое ограничение движений в обоих тазобедренных суставах:

	Пр.	Лев.
Разгибание/сгибание	0/20/50	0/30/50

Отведение/приведение	5/0/10	0/5/0
Ротация наружная/внутренняя	0/0/0	0/0/0

При ходьбе с тростью хромота на обе ноги.

При подографическом исследовании ходьбы (рис.4.13) определяется значительное увеличение времени опоры на передние отделы стоп, больше слева. Коэффициент ритмичности крайне нарушен и составляет 0,59 (при норме 0,97), что соответствует хромоте на обе ноги.

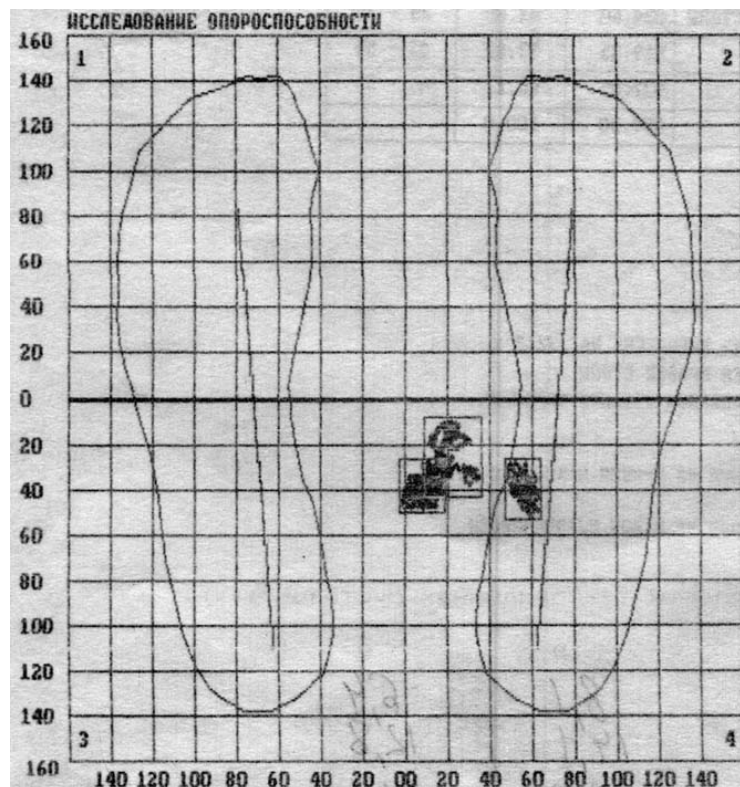


Рис.4.13

При стабиллографическом исследовании проекция ОЦМ на площадь опоры сместилась вправо и находится за срединно-сагиттальной линией. Парциальные ЦМ находятся вне контуров обеих стоп симметрично от срединно-сагиттальной линии, что является компенсаторно-приспособительным процессом, направленным на ограничение раскачивания туловища и увеличение опороспособности конечности при двусторонней нестабильности тазобедренных суставов.

Рентгенологически отмечается протрузия ножки эндопротеза справа на 2 мм, угол инклинации чашки 56° , индекс Сингха – 2 балла, МКИ – 2,0. Оценка по шкале Harris 46 баллов.

На основе клинико-рентгенологических обследований у больной установлен диагноз: нестабильность обоих компонентов эндопротеза справа, левосторонний диспластический коксартроз III ст. с патологической установкой конечности и двусторонний гонартроз II ст.

В данное время больную больше беспокоят боли в левом тазобедренном суставе, поэтому планируется его эндопротезирование.

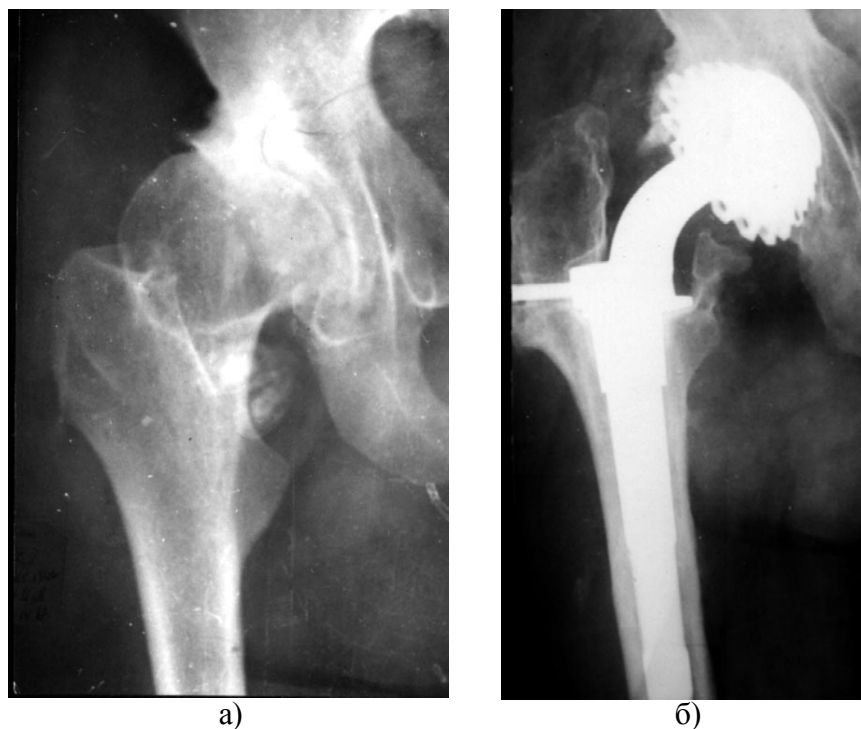


Рис.4.14 Больная Р., 55 лет (ист. бол.№43647):
 а) до эндопротезирования;
 б) протрузия ножки эндопротеза через 10 лет после операции

Нестабильность обоих компонентов эндопротеза.

В третью анализируемую нами группу выделены пациенты с нестабильностью обоих компонентов эндопротеза.

Причины такой «двойной» нестабильности разнообразны.

В ряде случаев неблагоприятные исходы лечения связаны с отягощенным ортопедическим анамнезом пациентов.

Примером такой ситуации может служить следующее наблюдение (рис.4.16).

Больная Е., 52 г. (история болезни № 58030), поступила в клинику артрологии и эндопротезирования ХНИИОТ (декабрь, 1998 г.) с жалобами на боли в обоих тазобедренных суставах, неопорность справа. Боли в поясничной области позвоночника с иррадиацией в левую нижнюю конечность, ходит с помощью костылей.

Ранее лечилась по поводу двустороннего врожденного вывиха бедер, открытое вправление – 1955 г., 1957 г., 1959 г., а в 1981 г. – эндопротезирование правого тазобедренного сустава протезом Сиваша (простоял 18 лет).

В последние годы в оперированном суставе появились боли, хромота, неопорность конечности, а при надавливании на пятку боли усиливаются. В декабре 1998г. больная обратилась в ХНИИОТ для дальнейшего лечения. В правом тазо-

бедренном суставе сгибательная установка до 45° , движения - качательные, укорочение конечности - 5 см.

При биомеханическом исследовании ходьбы (рис.4.21) определяется резкое ухудшение всех временных показателей правой ноги: в два раза уменьшено время опоры на пятку, соответственно увеличено время опоры на носок, основной показатель – коэффициент ритмичности значительно снижен до 0,76 (при норме 0,97), выражена хромота на правую ногу.

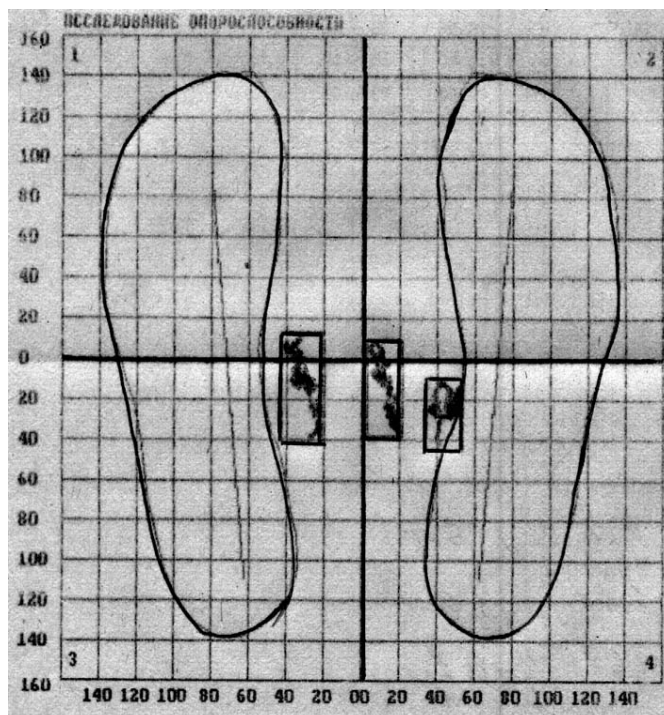


Рис.4.15

При стабильграфическом исследовании проекция ОЦМ на площадь опоры смещена кпереди и вправо, находится у срединно-сагиттальной линии (за счет укорочения конечности). При определении функциональной опороспособности парциальные ЦМ располагаются вне контуров стоп, преобладают и резко выражены колебания ОЦМ в сагиттальной плоскости, что является проявлением нестабильности в тазобедренных суставах.

Рентгенологически угол инклинации 72° и чашка перекрыта костью на $2/3$, ножка находится в нейтральном положении, МКИ – 1,8.

После клинико-рентгенологического обследования поставлен диагноз – двусторонний диспластический коксартроз (слева III ст., справа – IV ст.), состояние после эндопротезирования правого тазобедренного сустава, протрузия чашки и ножки эндопротеза. Сколиотическая болезнь грудного и поясничного отделов позвоночника. Причиной нестабильности эндопротеза является остеопороз.

Выполнено реэндопротезирование (20.01.99 г.) – цементная фиксация с пластикой губчатым аллотрансплантатом вертлужной впадины и установкой противопротрузионного вкладыша.

Во время операции выявлен металлоз вокруг эндопротеза. Послеоперационный период гладкий. Результат через один год хороший, нагружает правую ногу, эндопротез стабильный. Жалоб нет. Оценка по шкале Harris 66 баллов.

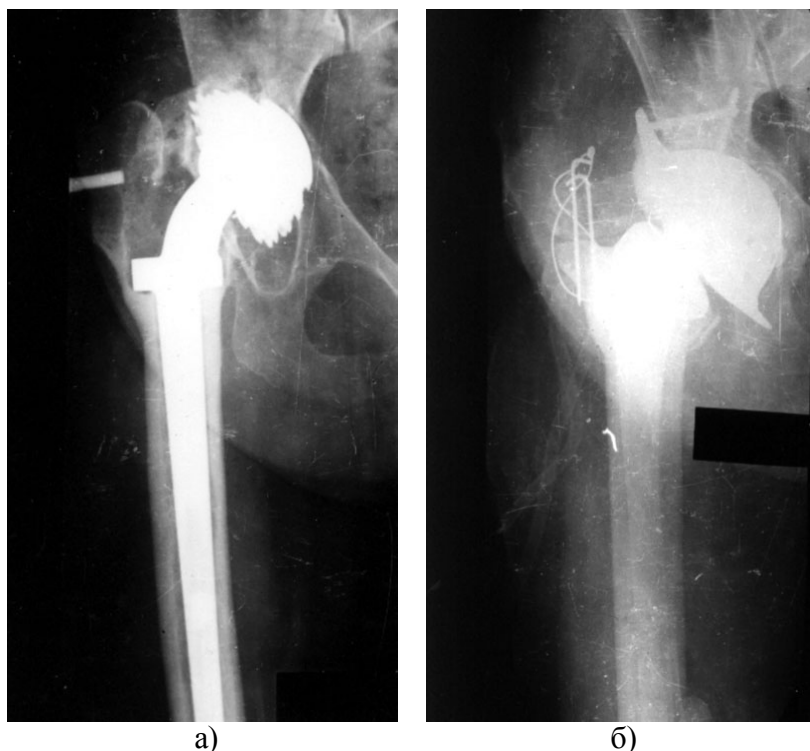


Рис.4.16. Больная Е., 52г. (история болезни № 58030):
 а) нестабильность обоих компонентов эндопротеза через 18 лет после эндопротезирования;
 б) после реэндопротезирования с использованием цемента и противопротрузионного вкладыша

Исходное состояние костной ткани, даже относительно благополучное рентгенологически, также может являться причиной неблагоприятного лечения, требующего повторных вмешательств.

Можно также предполагать, что неправильная ориентация одного из компонентов эндопротеза отрицательно сказывается на механическом поведении другого. В частности, установка чашки эндопротеза в избыточно вальгусном положении могла повлиять на стабильность ножки.

Суждения по разделу

Из 42 обследованных больных ранняя асептическая нестабильность компонентов эндопротеза отмечена у 17 человек. Эту группу пациентов мы проанализировали по срокам и по причинам возникновения нестабильности.

В первый год после эндопротезирования асептическая нестабильность имела место у двух больных. В одном случае наблюдалась нестабильность чашки эндопротеза по причине удаления субхондральной пластинки вер-

лужной впадины во время оперативного вмешательства с целью более полного погружения чашки. Во втором случае нестабильность обоих компонентов эндопротеза тазобедренного сустава с бесцементной фиксацией возникала из-за прогрессирующего остеопороза, от лечения которого больная воздержалась.

Через два года после операции асептическая нестабильность возникла у пяти больных. В трех случаях развилась нестабильность чашки, в одном – ножки, и в одном – обоих компонентов эндопротеза. Причинами нестабильности чашки в двух случаях было удаление субхондральной пластинки вертлужной впадины, а у одного больного – неполное погружение чашки эндопротеза в вертлужную впадину (чашка была перекрыта костной тканью только на 1/3). Нестабильность ножки и обоих компонентов была связана с наличием остеопороза.

Через три года возникла асептическая нестабильность ножки эндопротеза у двух больных и нестабильность чашки – у одного. При этом у двух больных нестабильность ножки была связана с неправильной установкой ножки в варусном положении в костно-мозговом канале. В одном случае возникла нестабильность чашки из-за неполного ее погружения во впадину (чашка была перекрыта костной тканью только на 1/3).

В конце четвертого года нестабильность чашки эндопротеза возникла у двух больных. В первом случае была удалена субхондральная пластинка, а во втором случае наблюдалась неправильная установка чашки с углом наклона 35° и углом антеверсии - 25° .

Через пять лет нестабильность наблюдалась в пяти случаях. В двух случаях причиной нестабильности чашки послужило удаление субхондральной пластинки и большие физические нагрузки. В третьем случае причиной нестабильности ножки стала неправильная ее установка в варусном положении. И в остальных двух случаях наблюдалась нестабильность обоих компонентов эндопротезов. У одной больной причиной послужило наличие остеопороза, а у

другой – большая физическая нагрузка на фоне удаления субхондральной пластинки вертлужной впадины.

В остальных 25 случаях поздняя асептическая нестабильность компонентов эндопротеза возникла в сроки от 6 до 18 лет. У 12 больных причиной явился остеопороз костной ткани. В четырех случаях нестабильность была связана с реакцией костной ткани на металл эндопротеза (металлоз). В четырех случаях нестабильность чашки, возникшая в сроки от 6 до 7 лет, была связана с неправильной установкой компонентов (угол наклона чашки составил 27° , 30° , 60° , 72° , при антеворсии 10° , 15° , 27° , 23° соответственно). У пяти больных нестабильность обоих компонентов возникла в сроки от 6 до 8 лет и была связана с большими физическими нагрузками.

Анализ причин развития ранней нестабильности чашки эндопротеза показывает, что в большинстве случаев к нестабильности ведет удаление субхондральной пластинки и неполное (менее, чем на половину) погружение чашки в вертлужную впадину. Реже причиной служит неправильная угловая ориентация чашки. Ранняя нестабильность ножки эндопротеза, как правило, развивается в случае установки ее в варусном положении. Ранняя нестабильность обоих компонентов связана, прежде всего, с наличием остеопороза и применением эндопротеза с бесцементным креплением в тех случаях, когда показано использование костного цемента.

Т.е. развитие ранней нестабильности отдельных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава с бесцементным креплением обусловлено преимущественно биомеханическими причинами, в то время как нестабильность обоих компонентов эндопротеза обусловлена прежде всего состоянием костной ткани пациента.

Что касается поздней асептической нестабильности, то в ее развитии биомеханические причины играют значительно меньшую роль, а на первый план выходит остеопороз, металлоз и другие факторы, связанные непосредственно с конструктивными особенностями эндопротеза.

Как следует из полученных нами данных, ранняя асептическая нестабильность компонентов эндопротеза тазобедренного сустава в сроки от одного до пяти лет в большинстве случаев обусловлена биомеханическими причинами, а именно: удалением субхондральной пластинки, неправильной угловой ориентацией чашки и ножки эндопротеза и неполным погружением чашки в вертлужную впадину. Таким образом, наши наблюдения подтверждают данные, полученные при биомеханическом моделировании.

ГЛАВА 5

ОСНОВНЫЕ ХИРУРГИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ В ЛЕЧЕНИИ АСЕПТИЧЕСКОЙ НЕСТАБИЛЬНОСТИ ЭНДОПРОТЕЗОВ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Нестабильность компонентов эндопротеза приводит к лизису костной ткани вокруг компонентов, изменению их положения в тазовой и бедренной костях и развитию выраженной соединительнотканной капсулы. Поэтому нестабильность не имеет тенденций к обратному развитию и единственным эффективным методом ее лечения является хирургический (33,172). Если при наличии нагноения операцией выбора является удаление эндопротеза, то при асептической нестабильности выполняется замена эндопротеза (21,42,79,123). Однако далеко не всегда возможно выполнить простую замену одной конструкции эндопротеза на другую либо применить иную, цементную фиксацию нестабильных компонентов имплантата. Это вызвано тем, что нестабильность эндопротеза зачастую сопровождается различной степени выраженности костными дефектами вертлужной впадины и бедренной кости (72).

D'Antonio J.A. et al. (1989) предлагают выделить пять типов дефектов вертлужной впадины:

I тип - сегментарные дефекты:

- периферический (верхний, передний, задний)
- центральный (отсутствие медиальной стенки)

II тип – полостные дефекты

- периферический (верхний, передний, задний)
- центральный (отсутствие медиальной стенки)

III тип – комбинированные

IV тип – нарушение непрерывности тазовой кости

V тип - артродез

При этом классификация предусматривает все виды нехватки кости. Эту классификацию можно применять при первичном и при реэндопро-

тезировании. Классификация помогает в планировании и во время проведения операции.

Существует, в основном, два вида дефицита кости во впадине: сегментарный и полостной. Сегментарный - это полная потеря костной ткани для поддержки чашки, включая и медиальную стенку. Полостная недостаточность костной ткани - это объемная потеря кости во впадине. Сегментарный и полостной дефицит подразделяются в зависимости от локализации - передний, верхний, задний - или центральный.

Дефицит может иметь место в одном участке или быть комбинированным. Протрузионная деформация показывает центральный полостной дефект. Когда нестабильный тазовый компонент мигрирует в малый таз, возникает комбинированный центральный сегментарный и полостной дефицит.

Отверстия для фиксации цемента во впадине вызывают комбинированный верхний и задний полостные дефициты. Верхний сегментарный и верхний полостные дефициты возникают при врожденной дисплазии тазобедренного сустава, когда чашка эндопротеза мигрирует кверху.

Нарушение непрерывности ацетабулюма - это переломы переднего и заднего отделов с отделением верхней и нижней части вертлужной впадины. При артродезе нет естественного дефицита кости во впадине, но там возникает проблема - найти естественную вертлужную впадину.

С помощью передне-задней и боковой рентгенограмм и компьютерной томографии можно установить, какой вид дефицита впадины имеется у больного.

Мотивы реконструкции впадины - сохранить центр ротации тазобедренного сустава и создать нормальный механизм движения сустава, восстановить структуру впадины для получения хорошей стабилизации эндопротеза при первичном и реэндопротезировании.

В руководстве Campbell (1992) приводятся шесть типов дефектов бедренной кости:

I тип - сегментарные дефекты:

- проксимальный
- межвертельный
- большого вертела

II тип – полостные дефекты

- губчатые
- кортикальные

III тип – комбинированные дефекты

IV тип – угловые деформации диафиза бедренной кости

V тип – стеноз бедренной кости

VI тип – нарушение непрерывности бедренной кости

Мы выполнили замену компонентов эндопротезов тазобедренного сустава по поводу асептической нестабильности у 23 пациентов, причем в трех случаях заменена чашка, в пяти – ножка и у 15 больных выполнена полная замена эндопротеза. С учетом индивидуальных особенностей больных для замены использовались эндопротезы фирм «Ортэн», «Эталон», «Zimmer», «Protek» и др., всего 9 различных конструкций.

Только у двух больных удалось выполнить простую операцию полной замены на другую конструкцию эндопротеза с бесцементной фиксацией и с применением цемента. У остальных потребовалось использование костных ауто-, аллотрансплантатов, гидроксилатапатитной керамики и костного цемента для пластики костных дефектов вертлужной впадины и бедренной кости.

В табл.5.1. приведены данные по замене тазовых компонентов эндопротезов и характер выполненных операций в зависимости от типа костного дефекта по D'Antonio J.A. et al. (1989).

Таблица 5.1 - Характер выполненных операций по замене чашки эндопротеза тазобедренного сустава в зависимости от типа костного дефекта вертлужной впадины.

Характер операции Тип дефекта вертлужной впадины		Костная алло- или (и) керамиoplastика + <u>бесцементное</u> крепление чашки	Керамопластика + <u>цементное</u> крепление чашки	Костная ауто-, алло- или керамиoplastика + противопротрузионный вкладыш + <u>цементное</u> крепление чашки	Цементная фиксация чашки с замещением дефекта цементом	Всего
I тип (сегментарный)	Периферический	2	-	-	1	3
	Центральный	-	-	2	-	2
II тип (полостной)	Периферический	1	1	-	-	2
	Центральный	2	1	-	1	4
III тип – комбинированный дефект		2	-	1	-	3
Всего		7	2	3	2	14

Из таблицы видно, что чаще встречаются полостные дефекты вертлужной впадины (периферический и центральный) в 6 случаях из 14.

В табл. 5.2 приведены данные о характере выполненных операций по замене ножки эндопротезов в зависимости от типа костного дефекта бедренной кости по Campbell (1992).

Таблица 5.2 - Характер выполненных операций по замене ножки эндопротеза тазобедренного сустава в зависимости от типа костного дефекта бедренной кости.

Характер операции Тип дефекта бедренной кости		Костная аллопластика + <u>бесцементная</u> фиксация ножки эндопротеза	Костная аллопластика + <u>цементная</u> фиксация ножки	Цементная фиксация ножки с пластикой дефекта костным цементом	Всего
II тип (полостной)	Губчатый	2	3	3	8
	Кортикальный	2	1	-	3
III тип – комбинированный дефект		2	3	-	5
Всего		6	7	3	16

Из таблицы видно, что чаще встречаются полостные дефекты бедренной кости (губчатый и кортикальный) в 11 случаях из 16.

Наш подход к лечению асептической нестабильности эндопротеза основан на индивидуальном выборе необходимой конструкции и объема операции. Это вызвано тем, что большинство пациентов соглашалось на проведение операции не тогда, когда появились первые симптомы нестабильности, а через 1-3 года после этого при полной потере функции сустава и развитии значительных костных дефектов как вертлужной впадины, так и бедренной кости. Поэтому у 19 из 21 пациента потребовалась пластика, причем только при замене двух чашек и трех ножек дефекты удалось заместить цементом. В остальных случаях для пластики использованы костные ауто- и аллотрансплантаты и гранулы плотной гидроксилатапатитной керамики, синтезированные сотрудниками кафедры физики твердого тела Харьковского национального университета им. В.Н.Каразина под руководством проф. З.З. Зимана и соответствующие стандарту ASTM F1185-88 (США).

Рассмотрим подробнее характер выполненных операций по замене эндопротезов. Начнем с анализа данных, приведенных в табл.5.1

Совершенно очевидно, что чаще использовано бесцементное крепление чашки эндопротеза в сочетании с костной аллопластикой или (и) применением гидроксилатапатитной керамики (7 случаев из 14). Это вызвано, во-первых, небольшим возрастом пациентов (от 25 до 60 лет, средний возраст – 48 лет), а во-вторых, нашим отрицательным отношением к применению сочетания массивной костной аллопластики с цементным креплением чашки. Дело в том, что в таких случаях фиксирующая чашку цементная мантия практически полностью окружена костными аллотрансплантатами, которые недостаточно прочно связаны с костной тканью вертлужной впадины и со временем подвергаются рассасыванию и замещению собственной костной тканью. Поэтому велик риск смещения чашки как в ближайшем послеоперационном периоде, так и при перестройке костных трансплантатов, когда микроподвижность

на границе «цемент-аллотрансплантаты» ведет к формированию массивной соединительнотканной капсулы и рецидиву нестабильности.

Применение чашки с бесцементным креплением позволяет добиться либо первично стабильной фиксации («Ортэн»), либо оставляет возможность самостабилизации даже при небольшом смещении, вызванном перестройкой трансплантатов (чашка Spatorho). В последние 1,5 – 2 года пластику костных дефектов вертлужной впадины мы выполняем, сочетая костные аллотрансплантаты с плотной гидроксилатапатитной керамикой. Керамика, рассасываясь и перестраиваясь гораздо медленнее, обеспечивает прочность и устойчивость к нагрузке зоны пластики на период перестройки костных аллотрансплантатов.

Приведем клинические наблюдения, иллюстрирующие лечение асептической нестабильности эндопротеза путем резэндопротезирования с бесцементной фиксацией эндопротеза.

Больной Б. 64 г. (история болезни № 47060), поступил в клинику артрологии и эндопротезирования ХНИИОТ в феврале 1998 г. с жалобами на боли в левом тазобедренном суставе при движениях и ходьбе, снижение опорности конечности, что заставило пациента пользоваться дополнительной опорой при ходьбе.

Считает себя больным с 1985 года, когда впервые появились боли в левом тазобедренном суставе после большой физической нагрузки. По поводу левостороннего коксартроза III ст. в 1991 г. было выполнено эндопротезирование сустава с применением болгарской конструкции Герчева. Компоненты эндопротеза были установлены корректно (угол инклинации чашки 46° , при антеторсии - 10° , положение ножки нейтральное), признаков остеопроза не было, МКИ – 4 балла. После операции пациент работал грузчиком, эндопротез испытывал большие перегрузки в течение всего периода.

При стабиллографическом исследовании определяется полное смещение проекции ОЦМ на площади опоры на опорный контур правой стопы. При определении функциональной опороспособности парциальный ЦМ слева накладывается на проекцию общего центра масс, колебания ОЦМ хаотичны, разнонаправленны, занимают большую площадь, что свидетельствует о практически полной неопорности левой нижней конечности (рис.5.1).

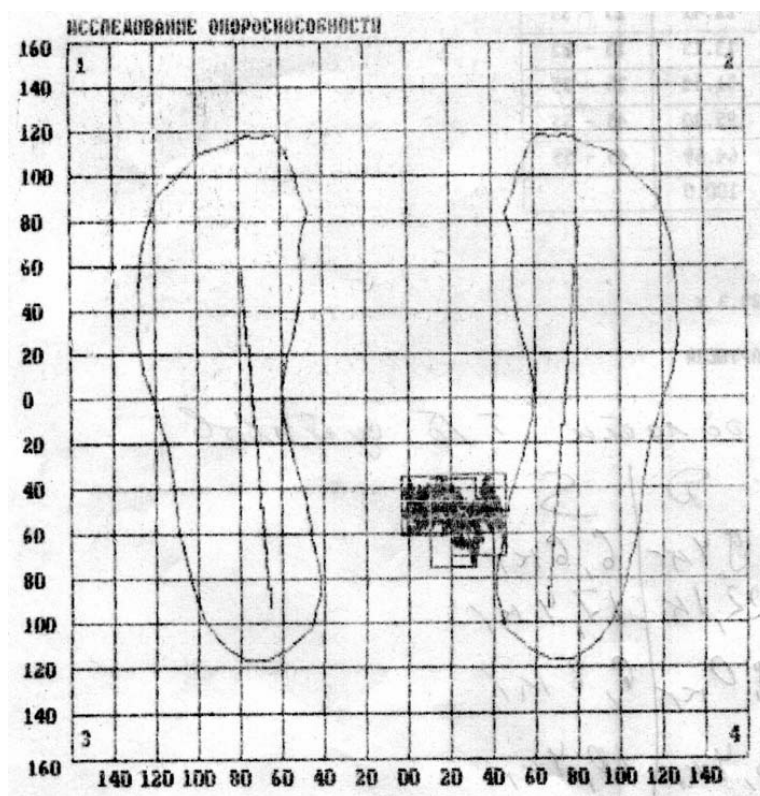


Рис.5.1

Боли появились после особенно сильной физической нагрузки. За два месяца до повторного обращения в институт на рентгенограмме левого тазобедренного сустава определяется зона лизиса 4 мм вокруг чашки и 2 мм вокруг ножки, а также смещение чашки эндопротеза с изменением угла инклинации до 65° , МКИ – 2,4. Ножка остается в нейтральном положении, но сместилась в дистальном направлении на 4 мм. Кроме того, на рентгенограмме наблюдается несовпадение центров вращения чашки и головки эндопротеза. Больному установлен диагноз: нестабильность ножки и чашки эндопротеза левого тазобедренного сустава. Причиной этой нестабильности считаем большую физическую нагрузку на оперированную конечность.

Проведено реэндопротезирование (17.03.98 г.) левого тазобедренного сустава протезом с бесцементным креплением «Ортэн» и пластика дефектов вертлужной впадины и бедренной кости губчатыми аллотрансплантатами. Во время операции обнаружен металлоз вокруг эндопротеза, а после его удаления обнаружен износ не только полиэтиленового вкладыша, но и металлической чашки эндопротеза (рис.5.2.)

Результат реэндопротезирования через два года хороший, жалоб нет, ходит без дополнительной опоры, рентгенологическое положение эндопротеза стабильное. Оценка по шкале Harris 85 баллов (хороший результат).

а)

б)

в)

г)

Рис.5.2 Рентгенограммы тазобедренного сустава больного Б., 64 года, и.б. № 47060:

а, б) нестабильность обоих компонентов эндопротеза через 7 лет после операции;

в) износ полиэтиленового вкладыша и металлической чашки эндопротеза;

г) после реэндопротезирования с пластикой дна вертлужной впадины аллотрансплантатом.

Приводим клинический пример сочетанного использования керамо- и аллопластики костных дефектов вертлужной впадины при реэндопротезировании.

Больной Г., 48 лет (история болезни № 46718), поступил в клинику артрологии и эндопротезирования ХНИИОТ в декабре 1999 г. с жалобами на боли в правом тазобедренном суставе, неопорность правой нижней конечности, вынужден ходить с помощью костылей.

Впервые появились боли в правом тазобедренном суставе в 1990 г. после большой физической нагрузки.

После клинико-рентгенологического обследования тогда же по поводу асептического некроза головки правой бедренной кости IV ст. выполнено эндопротезирование (1990 г.) протезом Сиваша. Через два года была обнаружена протрузия ножки и проведена замена эндопротеза на конструкцию Герчева (21.04.92 г.) с цементной фиксацией ножки, компоненты эндопротеза были установлены достаточно корректно (угол инклинации чашки 50° , положение ножки – вальгусное до 5°), наблюдались признаки остеопороза, индекс МКИ- 2,3.

В 1995 г. больной получил травму, вызвавшую перелом диафиза правой бедренной кости со смещением. Лечение перелома проводилось скелетным вытяжением и гипсовой повязкой. Однако после сращения перелома стали беспокоить боли в области паха и бедра, что заставило пациента пользоваться сначала тростью, затем костылями. На рентгенограмме правого тазобедренного сустава от 28.12.99 г. определяются зоны лизиса костной ткани вокруг чашки – до 3 мм, вокруг ножки – до 4 мм, смещение чашки в проксимальном, а ножки- в дистальном направлении до 0,5 см, изменение угла инклинации чашки до 60° . Индекс МКИ – 2,3. Подвижность в правом тазобедренном суставе резко ограничена и составляет:

разгибание/сгибание	0/55/55 ⁰
отведение/приведение	0/15/0 ⁰
ротация наружная/внутренняя	0/0/0 ⁰

При подографическом исследовании ходьбы (рис.5.3) опора на пятку правой ноги полностью отсутствует, вся нагрузка приходится на передний отдел стопы – 99,6%, стопа не нагружается, коэффициент ритмичности резко нарушен – 0,3 (при норме 0,97), ходьба сопровождается выраженной хромотой.

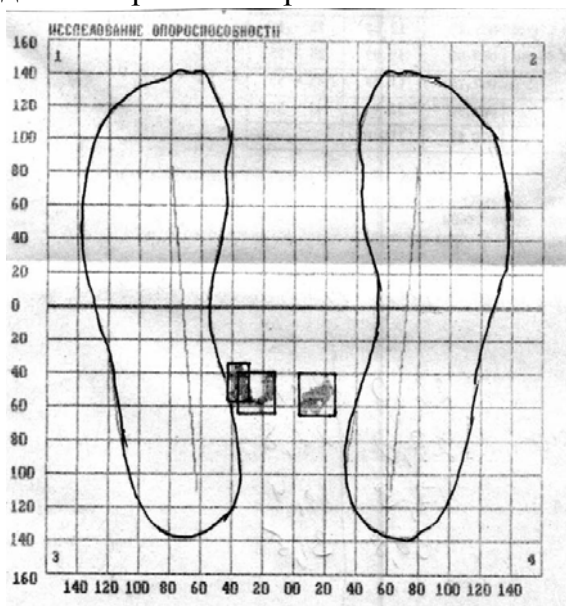


Рис.5.3

При стабильнографическом исследовании проекция ОЦМ на площадь опоры располагается у внутреннего контура левой стопы, выражены колебания в сагитальной плоскости. Парциальный ЦМ справа вышел за пределы контура стопы и находится вблизи проекции общего центра масс, что свидетельствует о полной нестабильности тазобедренного сустава.

Установлен диагноз: нестабильность обоих компонентов эндопротеза правого тазобедренного сустава.

Больному выполнена замена эндопротеза конструкцией «Инмед» с замещением дефектов впадины и бедренной кости за счет керамопластики и костной аллопластики.

Результат реэндопротезирования через 6 месяцев (рис.5.4.) хороший, жалоб нет. Ходит с помощью трости, положение эндопротеза стабильное. Оценка по шкале Harris 68 баллов (результат удовлетворительный).

а)

б)

Рис. 5.4. Рентгенограммы тазобедренного сустава больного Г., 48 лет (и. б. № 46718):

а) нестабильность обоих компонентов эндопротеза;

б) после бесцементного реэндопротезирования с замещением дефектов впадины и бедренной кости за счет керамопластики и костной аллопластики.

Данные табл.5.1. свидетельствуют также, что бесцементная фиксация чашки в сочетании с пластическим замещением дефектов была возможна и выполнялась при всех встречавшихся в нашей группе больных III типах дефектов вертлужной впадины, кроме центрального сегментарного. Это и понятно, ибо в таких случаях отсутствует внутренняя стенка вертлужной впадины и пластический материал приходится укладывать непосредственно на мягкие ткани. Естественно, что надежная фиксация трансплантатов и самой чашки в таких случаях представляется сомнительной, кроме того, сохраняется риск протрузии чашки в полость малого таза.

Выход из этого положения возможен за счет применения противоположных вкладышей с опорой на сохранившиеся стенки вертлужной впадины. Последние в сочетании с цементным креплением чашки применены у трех пациентов (два – с центральным сегментарным и один – с комбинированным дефектом впадины).

Приведем клиническое наблюдение (рис.5.6).

Больная М., 62 г. (история болезни №51668) поступила в клинику артрологии и эндопротезирования ХНИИОТ (август, 1999 г.) с жалобами на боли в области левого тазобедренного сустава, усиливающиеся при нагрузке, ротационных движениях, а также неопорность этой конечности, передвигалась с помощью костылей.

В 1993 г. ей было произведено эндопротезирование левого тазобедренного сустава протезом Герчева по поводу левостороннего коксартроза III ст. Компоненты эндопротеза были установлены корректно (угол инклинации чашки 48° при угле антегортсии 12° , положение ножки нейтральное). Боли появились через 4 года после операции, лечилась консервативно без эффекта. При поступлении в клинику (1998г.) объем движений в левом суставе :

разгибание/сгибание	0/0/80
отведение/приведение	15/0/0
ротация наружная/внутренняя	0/0/0

В другом тазобедренном суставе - движения в полном объеме.

Больная обследована в лаборатории биомеханики. При стабиллографическом исследовании проекция ОЦМ на площадь опоры смещена вправо от срединно-сагиттальной линии, преобладают колебания в сагиттальной плоскости. При опре-

делении функциональной опороспособности (рис.5.5) нижних конечностей парциальный ЦМ слева вышел за пределы опорного контура стопы и расположен вблизи срединно-сагиттальной линии и смещен резко кпереди (флексорная установка). Таким образом, имеется полная нестабильность левого тазобедренного сустава.

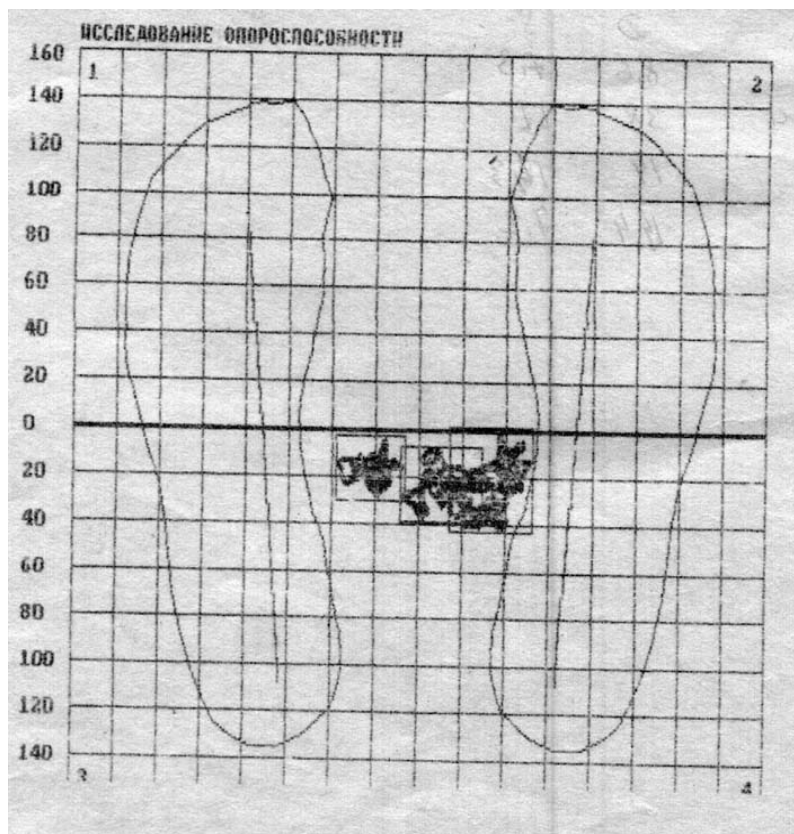


Рис.5.5

На рентгенограмме левого тазобедренного сустава от 16.08.1999 г. определены зоны лизиса вокруг ножки - 3 мм, вокруг чашки - 4 мм, угол инклинации чашки эндопротеза - 78° , ножка эндопротеза смещена в дистальном направлении на 8 мм, индекс МКИ равен 2,1.

На основе клинико-рентгенологических исследований установлен диагноз: асептическая нестабильность обоих компонентов эндопротеза левого тазобедренного сустава. Причиной в данном случае послужило наличие остеопороза и бесцементное крепление компонентов эндопротеза. 28.09.99 г. больной выполнено цементное реэндопротезирование с пластикой дефектов вертлужной впадины губчатыми костными аллотрансплантатами и гранулами гидроксилатапитной керамики протезом СРТ ("Zimmer") с использованием противопротрузионного вкладыша. Операция прошла без осложнений. Результат через 11 месяцев удовлетворительный, ходит с помощью трости. Рентгенологически - протез стабилен. Оценка по шкале Harris 65 баллов (результат удовлетворительный).

а)

б)

Рис.5.6. Рентгенограммы тазобедренного сустава больной М., 62 г. (и. б. №51668):

а) нестабильность обоих компонентов эндопротеза через 6 лет после операции;

б) после цементного рэндопротезирования, пластики дна вертлужной впадины аллотрансплантатами и керамикой с использованием противоположного вкладыша.

Еще у двух больных удалось выполнить пластику дефектов впадины за счет костного цемента. У них имели место небольшие дефекты – периферический сегментарный и центральный полостной. Приведем пример (рис.5.7).

Больной К., 43г. (ист. болезни № 46895), поступил в клинику артрологии и эндопротезирования в декабре 1999 г. с жалобами на боли в обоих тазобедренных суставах, усиливающиеся при нагрузке, хромоту, неопорность нижних конечностей, что заставляет пациента пользоваться костылями.

Из анамнеза известно, что в 1990 г. в сентябре было проведено эндопротезирование протезом Герчева правого тазобедренного сустава, по поводу асептического некроза головки правого бедра IV ст. В 1991 г. выполнено эндопротезирование протезом Герчева слева. Два года назад появились боли в обоих тазобедренных суставах сначала слева, потом справа, ограничение движений.

Три последних года не лечился.

При осмотре определяются послеоперационные рубцы в области обоих тазобедренных суставов. Левая нижняя конечность находится в положении наружной ротации до 70° . Укорочение до 1,5 см. Сгибание в левом тазобедренном суставе возможно только в отведении и наружной ротации, прямую ногу согнуть не удается.

Объем движений:	D	S
разгибание/сгибание	0/20/80	0/20/90
отведение/приведение	10/0/0	10/0/5
ротация наружная/внутренняя	15/0/15	70/0/0

Хромает на обе ноги, при ходьбе обе конечности – в положении отведения.

На рентгенограмме от декабря 1999 г. определяется нестабильность с протрузией ножки и чашки эндопротезов с обеих сторон. Угол инклинации чашки справа 60° , МКИ – 1,8. Справа определяется вывих головки эндопротеза (рис.5.7.).

Диагноз: нестабильность обоих компонентов эндопротеза обоих тазобедренных суставов. Вывих головки эндопротеза справа.

Больному было проведено (22.01.2000 г.) ревизионное эндопротезирование правого тазобедренного сустава конструкцией «Инмед» с цементной фиксацией и костной аллопластикой дефектов бедренной кости.

Результат через три месяца хороший. Жалоб нет. Протез стабильный. Угол инклинации чашки - 50° , ножка стоит в нейтральном положении, ходит с тростью. В будущем планируется реэндопротезирование левого тазобедренного сустава. Оценка по шкале Harris 82 баллов (результат хороший).

а)

б)

Рис.5.7. Рентгенограммы тазобедренного сустава больного К., 43г. (ист. болезни № 46895):

а) нестабильность обоих компонентов эндопротеза через 10 лет после операции;

б) после цементного реэндопротезирования и костной пластики дефектов бедренной кости.

Появление возможности использования для лечения больных гранул гидроксилapatитной керамики определило изменение нашего отношения к методике замены чашки эндопротеза путем сочетания пластики и цементной фиксации. Плотная гидроксилapatитная керамика обладает достаточной прочностью и медленно биodeградирует, что обеспечивает достаточную надежность цементного крепления чашки. Тем не менее мы избегали полного окружения цементной мантии пластическим материалом, добиваясь максимально возможного соединения цемента с костной тканью вертлужной впадины. Приведем клиническое наблюдение (рис.5.8).

Больная К. 60 л. (ист. бол.№57150), поступила в клинику артрологии и эндопротезирования в декабре 1999 г. с жалобами на боли в правом тазобедренном суставе, усиливающиеся при нагрузке с иррадиацией по наружной поверхности бедра, хромоту.

Из анамнеза известно, что по поводу последствий перелома шейки правой бедренной кости была выполнена операция эндопротезирования правого тазобедренного сустава (протезом Герчева) – 4.02.97 г. Через два года после операции появились боли в оперированном суставе.

При осмотре определяется умеренная атрофия мышц правой нижней конечности, послеоперационный рубец в области правого тазобедренного сустава по наружной поверхности. Движения в правом тазобедренном суставе.

разгибание/сгибание	0/0/80 ⁰
отведение/приведение	10/0/10
ротация наружная/внутренняя	0/0/0 ⁰

Ротационные движения резко болезненны, ходит с тростью.

Рентгенологически определяется протрузия ножки и чашки эндопротеза, а также определяются зоны лизиса вокруг чашки и ножки эндопротеза. Угол инклинации чашки -47⁰, ножка стоит в нейтральном положении, МКИ – 1,7.

На основе клинико-рентгенологических исследований установлен диагноз: нестабильность обоих компонентов эндопротеза правого тазобедренного сустава. Причину этой нестабильности мы связываем с удалением субхондральной пластинки вертлужной впадины и наличием остеопороза.

19.01.2000г. выполнена операция реэндопротезирования правого тазобедренного сустава протезом «Инмед», керамопластика и аллопластика дефектов дна вертлужной впадины, чашка и ножка фиксированы на цементе. Результат через 3 месяца хороший. Жалоб нет. Эндопротез стабильный. Ходит с тростью. Угол инк-

линации чашки - 50° , ножка стоит в нейтральном положении. Оценка по шкале Harris 79 баллов (результат хороший).

а)

б)

в)

г)

Рис. 5.8. Рентгенограммы тазобедренного сустава больной К., 60л. (ист. бол. №57150):

а) до операции эндопротезирования;

б) после эндопротезирования (удалена субхондральная пластинка вертлужной впадины);

в) нестабильность обоих компонентов эндопротеза через 2 года после операции;

г) после цементного реэндопротезирования с использованием керамо-, аллопластики дна вертлужной впадины

Анализируя данные табл.5.2, следует отметить, что костная аллопластика дефектов бедренной кости с цементной и бесцементной фиксацией ножки эндопротеза применялась практически одинаково часто (в 7 и 6 случаях соответственно). Отличия касались величины дефектов. При более значительных размерах дефектов, требовавших применения более массивных аллотрансплантатов, мы останавливались на бесцементной фиксации ножки. Это вызвано тем, что костный цемент, часто проникая в промежуток между трансплантатом и материнским ложем, препятствует перестройке трансплантата. Приведем клиническое наблюдение (рис.5.10).

Больная Е., 24 г. (ист.бол.№54861), поступила в клинику артрологии и эндопротезирования ХНИИОТ в январе 2000 г. с жалобами на боли в области правого тазобедренного сустава при нагрузке и ротационных движениях, хромоту, неопорность нижней конечности, ходит с помощью палочки.

Заболела внезапно после незначительной травмы в 1995 г. Был установлен диагноз – патологический перелом шейки правого бедра на фоне изолированной кисты головки и шейки. Проведено эндопротезирование правого тазобедренного сустава протезом Герчева – 29.09.95 г. Диагноз был уточнен после гистологического исследования – гигантоклеточная опухоль шейки правой бедренной кости. В июне 1999г. у больной появились боли в правом тазобедренном суставе после больших физических нагрузок.

При осмотре отмечается незначительная атрофия мышц правого бедра. Движения в правом тазобедренном суставе:

разгибание/сгибание	0/0/70 ⁰
отведение/приведение	10/0/10
ротация наружная/внутренняя	0/0/0 ⁰

Ротационные движения резко болезненны, особенно внутренние.

При биомеханическом исследовании ходьбы (рис.5.9) определяется резкое увеличение времени опоры на носок справа, снижение времени опоры на стопу, резкое нарушение коэффициента ритмичности 0,23 (при норме – 0,97).

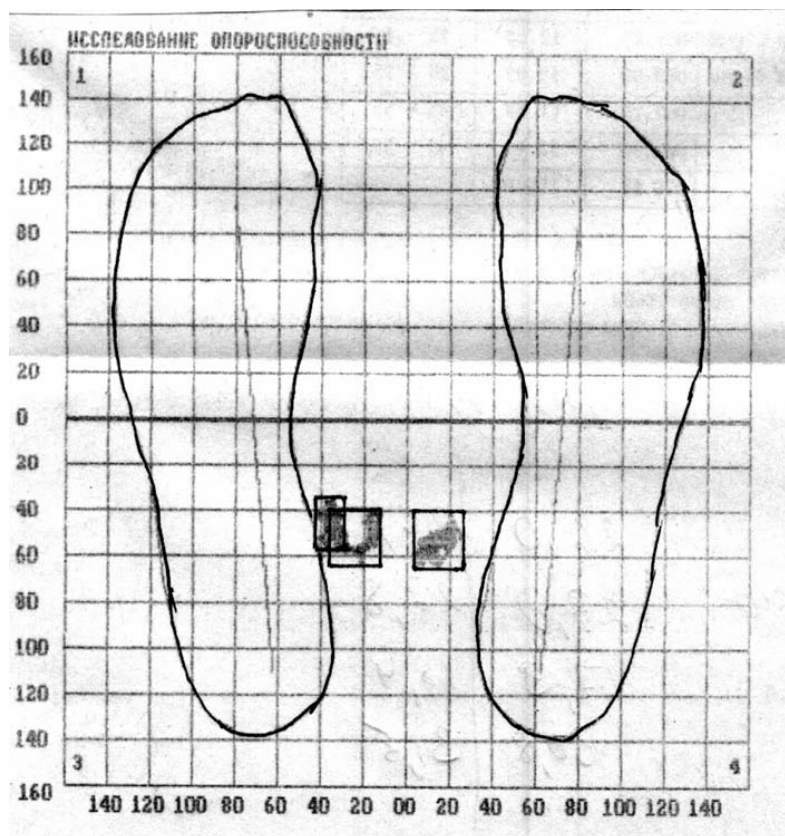


Рис.5.9

При стабิโลграфическом исследовании определяется смещение проекции ОЦМ на площади опоры в сторону левой нижней конечности. При исследовании функциональной опороспособности проекция ОЦМ располагается вне контура правой стопы, при этом преобладают колебания в сагиттальной плоскости. Эти данные свидетельствуют о неопорности правой ноги. Мышечная сила разгибателей бедра ослаблена в два раза, а приводящих - усилена в два раза.

При рентгенологическом исследовании обнаруживается зона лизиса в области дна вертлужной впадины 8 мм и в нижнем полюсе 12 мм, а также отсутствие субхондральной пластинки вертлужной впадины, угол инклинации чашки - 49° , ножка стоит в нейтральном положении, МКИ -2,6.

На основе клинико-рентгенологических данных больной установлен диагноз – асептическая нестабильность чашки эндопротеза справа.

Причиной этой нестабильности послужило удаление субхондрального слоя вертлужной впадины.

Больной выполнена операция 16.02.2000 г. - реэндопротезирование правого тазобедренного сустава протезом «Инмед» с использованием керамики, губчатых костных аллотрансплантатов в области дна и верхней стенки вертлужной впадины. Результат через три месяца хороший. Жалоб нет. Эндопротез стабильный, угол инклинации чашки 40° , ножка стоит в нейтральном положении. Оценка по шкале Harris 77 баллов (результат хороший).

а)

б)

в)

г)

Рис.5.10. Рентгенограммы тазобедренного сустава больной Е., 24 г. (ист.бол.№54861):

а) гигантоклеточная опухоль шейки правой бедренной кости (ангиограмма);

б) после эндопротезирования (удалена субхондральная пластинка);

в) нестабильность чашки эндопротеза через 5 лет после операции;

г) через 3 месяца после бесцементного реэндопротезирования с керамо-аллопластикой дна и верхней стенки вертлужной впадины

Менее значительные дефекты, особенно полостные, позволяли применить сочетание костной пластики с цементной фиксацией ножки. Приведем следующий пример (рис.5.12)

Больная К., 62г. (история болезни №49447), поступила в клинику артрологии и эндопротезирования ХНИИОТ в сентябре 1999 г. с жалобами на боли в области правого тазобедренного сустава, усиливающиеся при нагрузке, резко болезненные ротационные движения, неопорность правой нижней конечности. Ходит с двумя костылями.

Болеет с 1990 г., был установлен диагноз – правосторонний коксартроз III ст. В 1991 г. выполнено эндопротезирование правого тазобедренного сустава эндопротезом Герчева. До декабря 1998 г. нагружала ногу, ходила без костылей. Летом 1998 г. больная упала на правый бок, была гематома в области тазобедренного сустава и с тех пор в нем появились боли. 1.12.98 г. после переохлаждения боли резко усилились и больная вынуждена взять костыли.

Движения в правом тазобедренном суставе - только пассивные, резко болезненные, стояние на этой ноге невозможно, боли усиливаются при нагрузке.

Больная обследована в лаборатории биомеханики. Опороспособность (рис.5.11) конечностей при нагрузке на правую ногу снижена на 37,2%, перегружен передний отдел левой стопы. Устойчивость нарушена при стоянии как на правую, так и на левую ногу. Мышечная сила снижена во всех группах мышц. На рентгенограмме определяется протрузия чашки со смещением и зона лизиса вокруг нее - 5 мм, угол инклинации чашки - 94° (после возникновения неустойчивости). Ножка эндопротеза находится в нейтральном положении, однако наблюдается лизис костной ткани вокруг нее, МКИ – 1,2.

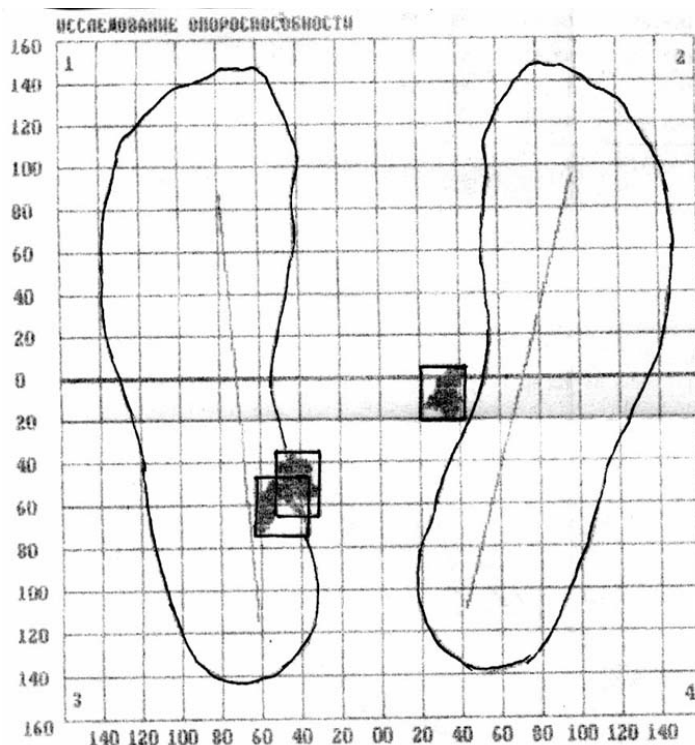


Рис.5.11

На основе клинико-рентгенологического исследования установлен диагноз – нестабильность обоих компонентов эндопротеза правого тазобедренного сустава. Причиной ее является травма на фоне выраженного остеопороза.

29.09.99 г. больной выполнено реэндопротезирование (с цементом) протезом «Omnibit» с керамо-аллопластикой дна вертлужной впадины и проксимального отдела бедренной кости. Из-за выраженного истончения кортикального слоя бедренной кости в проксимальном отделе во время операции появилась трещина в межвертельной зоне, что потребовало наложения циркулярного шва. Угол инклинации чашки после реэндопротезирования - 46° . Ножка стоит в нейтральном положении. Результат через 6 месяцев хороший. Жалоб нет. Эндопротез стабильный. Больная ходит с костылями. Оценка по шкале Harris 85 баллов (результат хороший).

а)

б)

Рис.5.12 Рентгенограммы тазобедренного сустава больной К., 62г. (история болезни №49447):

а) нестабильность эндопротеза правого тазобедренного сустава через 7 лет после операции;

б) после цементного реэндопротезирования с керамо-аллопластикой дна вертлужной впадины.

При незначительных дефектах удавалось обойтись без использования костных трансплантатов за счет цементного крепления ножки эндопротеза.

Приведем пример (рис.5.13).

Больная Б., 49 лет (ист. бол. №48262), поступила в клинику артрологии и эндопротезирования ХНИИОТ в январе 2000 г. с жалобами на боли в области в/з правого бедра, усиливающиеся при нагрузке, хромоту.

Из анамнеза известно, что по поводу правостороннего коксартроза III ст. в 1989г. была выполнена артропластика и межвертельная остеотомия на правом тазобедренном суставе, а в 1998г. – эндопротезирование протезом Герчева. Через 2 года и 1 месяц у больной появились боли в оперированном суставе. В 2000 г. при осмотре отмечается послеоперационный рубец в области правого тазобедренного сустава, атрофия мышц правого бедра. Движения в правом тазобедренном суставе:

разгибание/сгибание	0/0/40 ⁰ -активные, 0/0/80 - пассивные
отведение/приведение	5 ⁰ /0/10 ⁰
ротация наружная/внутренняя	10/0/5 ⁰

Ротационные движения болезненны.

На рентгенограммах определяется протрузия ножки эндопротеза на 4 мм, чашка стоит стабильно, угол инклинации чашки - 47⁰, МКИ - 2,7.

На основе клинико-рентгенологических данных установлен диагноз: нестабильность ножки эндопротеза правого тазобедренного сустава.

Причину этой нестабильности мы связываем с недоучетом изменившейся анатомии проксимального отдела бедренной кости после межвертельной остеотомии, что привело к быстрой нестабильности ножки эндопротеза.

3.11.2000 г. выполнена операция реэндопротезирования с установкой ножки Каршнера на цементе, а также выполнена костная аллопластика крыши вертлужной впадины с целью укрепления верхней латеральной стенки. Результат через три месяца хороший. Жалоб нет. Оценка по шкале Harris 78 баллов (результат хороший).

а)

б)

в)

г)

Рис. 5.13 Рентгенограммы тазобедренного сустава больной Б., 49 лет (ист. бол.№48262):

а) до эндопротезирования;

б) после эндопротезирования;

в) нестабильность ножки эндопротеза через два года после операции;

г) замена ножки с цементной фиксацией и костная пластика свода вертлужной впадины.

Из 42 больных с асептической нестабильностью эндопротеза ревэндопротезирование было проведено у 23, что составило 54,7%. Эту группу мы наблюдали в сроки от одного года до четырех лет после операции со следующей оценкой результатов: хорошие исходы – 15 больных, (65,3%), удовлетворительный исход – 8 больных (34,7%). У 11 больных (26,1%) с асептической нестабильностью компонентов эндопротеза было выполнено удаление эндопротеза в связи с наличием противопоказаний к ревэндопротезированию или несогласием больных на замену эндопротеза. Оставшимся 8 больным хирургическое лечение предполагается провести в будущем.

Таким образом, несмотря на разнообразие применявшихся при ревизионных операциях конструкций эндопротезов, прослеживается четкая тактика, заключающаяся в широком использовании пластики значительных дефектов вертлужной впадины и бедренной кости костными аллотрансплантатами и гидроксилатапатитной керамикой. Причем, чем моложе пациенты и значительнее размеры дефектов и, соответственно, объемы использования пластического материала, тем предпочтительнее бесцементная фиксация компонентов эндопротеза.

В случаях, когда имеют место центральные сегментарные дефекты вертлужной впадины, как самостоятельные, так и в составе комбинированных дефектов, следует применять противоположные вкладыши с опорой на сохранившиеся стенки вертлужной впадины.

ВЫВОДЫ

Современный мировой уровень достижений в проблеме лечения больных с патологией тазобедренного сустава характеризуется широким и эффективным использованием его эндопротезирования /К.М.Сиваш, 1959; И.А.Мовшович, 1993; В.В.Кузьменко, В.А.Фокин, 1991; А.А.Корж, В.А.Танькут, 1995; В.А.Филиппенко и др., 1997; Г.В. Гайко, 1979, 1997; В.Н.Левенец, 1996; О.И. Рыбачук, 1996; А.Е.Лоскутов и др., 1996; Л.Н.Анкин и др., 1994/. Однако, несмотря на предложенное множество конструкций западных фирм /"Zimmer", "Biomet", "Aesculap", "Protek" и т.д./, а также отечественных эндопротезов /А.А.Коржа-Н.И.Кулиша, "ОРТЭН", "Инмед"/, эндопротезирование по-прежнему является сложной экономической, организационной и социальной проблемой. В то же время широкий диапазон применяемых конструкций затрудняет определение показаний к ним, сравнение результатов лечения и причин осложнений (Г.В.Гайко, Ю.В.Поляченко, О.И.Рыбачук, 2000). Тем более, что число публикаций, посвященных вопросам нестабильности, ежегодно увеличивается, усиливая социальную значимость проблемы эндопротезирования.

Однако в настоящее время уже не вызывает сомнений тот факт, что причиной нестабильности являются не только конструктивные особенности эндопротезов /О.И.Рыбачук, 1996; А.Е.Лоскутов, И.А.Никифоров, 1999/, которые также еще продолжают уточняться. Уже известно, что причинами асептической нестабильности эндопротеза могут являться несоблюдение техники операции, неправильный подбор эндопротеза и установка его компонентов /К.М.Сиваш, 1981; А.А.Корж, Н.И.Кулиш, 1987; Е.М.Morcher, 1998/, остеопороз, металлоз.

Четко обозначилась необходимость в уточнении и разработке отдельных ее положений, направленных на уточнение клинико-рентгенологических и биомеханических признаков нестабильности, возможностей ее профилактики и лечения.

Эти вопросы легли в основу диссертационной темы, являющейся частью научных исследований ХНИИОТ по теме ОК.99.3 (№ гос. регистрации 199 2009415). Целью работы явилось выявление возможных биомеханических причин развития ранней асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава и разработка рекомендаций по ее профилактике и лечению.

Для достижения поставленной цели проведены теоретические математические исследования методом конечных элементов, клинорентгенологические и биомеханические исследования 42 больных с нестабильностью эндопротеза тазобедренного сустава. Результаты лечения пациентов оценены по таблице Харриса (Harris, 1969).

Определено, что эндопротезирование тазобедренного сустава является наиболее современным методом лечения тяжелых патологических изменений в тазобедренном суставе. Наиболее частое осложнение эндопротезирования – асептическая нестабильность компонентов эндопротеза, которая встречается в 7-8%.

На основании клинических исследований, проведенных у 42 больных, установлено, что признаками асептической нестабильности являются боли в тазобедренном суставе. Особенности болевого синдрома, заключающиеся в том, что часто боли локализуются в тазобедренном суставе, по переднебоковой поверхности бедра, в паховой области а также боли обычно появляются или усиливаются при физической нагрузке (в положении стоя) и обычно исчезают в покое. Затем наступает момент (обычно в период повышенной нагрузки на оперированном суставе – подъем, перенос тяжестей, длительная ходьба), когда больные отмечают очень сильное постоянные боли в этом суставе. У всех больных отмечалась хромота, которая была связана с болевым синдромом. У большинства больных определялось ограничение движения во всех плоскостях. При нестабильности ножки эндопротеза боли чаще наблюдались в верхней трети бедра с иррадиацией в коленный сустав. В наших наблюдениях эти боли присутствовали у всех больных. Наиболее характерным

симптомом нестабильности ножки эндопротеза является усиление болей в бедре при аксиальной нагрузке.

При нестабильности чашки эндопротеза тазобедренного сустава вокруг нее возникает зона лизиса костной ткани больше чем на 2 мм, которая была нами отмечена у всех больных. При исследовании рентгенограмм у больных с нестабильностью чашки в динамике обследования отмечается прогрессирование зоны лизиса до 5-6 мм. Наиболее часто миграция чашки эндопротеза отмечалась у больных с удалением субхондральной пластинки вертлужной впадины.

Важным рентгенологическим признаком нестабильности чашки является изменение угла инклинации, которое определяется на рентгенограммах, выполненных после операции и в период дальнейшего наблюдения.

При выполнении рентгенографии тазобедренного сустава в нагрузке определяется смещение ножки эндопротеза в дистальном направлении по ходу костно-мозгового канала, наличие зоны лизиса вокруг ножки больше чем на 2 мм. Рассасывание костной ткани вокруг пятки эндопротеза является признаком нестабильности ножки.

На основании биомеханического моделирования с помощью метода конечных элементов была установлена важная роль субхондральной пластинки в перераспределении напряжений, а также ее защитная функция для губчатой кости от высоких напряжений.

Исследования проводились на модели тазобедренного сустава в плоскости вертикального сечения методом конечных элементов. Для построения конечно-элементной модели была использована программа для ПЭВМ, позволяющая учитывать физические и геометрические характеристики моделируемого объекта, а также нелинейные свойства материала (в том числе гиперупругость). Плоская конечно-элементная модель позволяет реализовывать нагрузки, возникающие при одноопорном стоянии и ходьбе. Каждая часть объекта – таз, бедренная кость, чашка эндопротеза набирается в своей системе координат, что позволяет варьировать взаимное расположение. Субхонд-

ральная, корковая и губчатая кости, а также суставной хрящ приняты однородными и изотропными. Толщина субхондральной кости принята 2 мм, корковой – от 2 мм и выше, толщина хряща постоянная – 2 мм. В предлагаемой модели содержится 1130 узлов, которые объединены в 976 плоских четырехугольных элементов. Контакт между суставными хрящами впадины и головки обеспечиваются с помощью 15 контактных элементов. Модуль упругости субхондральной кости принят $E_c = 6900$ МПа, губчатой – $E_r = 690$ МПа, в соответствии с работами [Carter D.R. и др., 1983; Petty W. и др., 1980]. Расчет на этой модели выполнен в двух вариантах при сохранении субхондрального слоя вертлужной впадины и при его удалении. Бедренный компонент эндопротеза в обоих вариантах устанавливался соответственно норме.

В процессе нагрузки модели тазовая кость вместе с субхондральным слоем впадины за счет деформации опускается вниз на металлическую чашку эндопротеза, имеющую жесткость на порядок больше, чем субхондральный слой и на два порядка больше, чем губчатая кость. При этом субхондральный слой облегает или обжимает чашку и растягивается. В связи с большой жесткостью чашки, зона растяжений здесь занимает всю верхнюю половину субхондрального слоя. Между субхондральным слоем и чашкой при отсутствии хряща возникают увеличенные (примерно в два раза) контактные усилия. Перемещение вниз подвздошной кости ограничивается упором ее коркового латерального слоя в край чашки. В этом слое возникает большие сжимающие напряжения, зона действий которых начинается от субхондральной пластинки. Чашка под действием силы реакции бедренного компонента стремится повернуться против часовой стрелки относительно латерального края, как точки опоры. При этом зона сжимающих напряжений в губчатой кости, расположенная обычно над зоной максимальных напряжений в субхондральной пластине, смещается направо и устанавливается между субхондральной пластинкой и медиальной поверхностью кости. Увеличивается зона растягивающихся напряжений в губчатой кости над субхондральным слоем вдоль центральной оси чашки и уменьшается над ней.

При отсутствии субхондральной пластинки губчатая кость, расположенная над чашкой и медиально от чашки, включается в непосредственное восприятие нагрузок. Отсутствие стабилизирующего действия субхондральной кости при перегрузке может вызвать отделение медиального края подвздошной кости от чашки. Этому способствует и форма чашки, которая под действием силы реакции бедренного компонента воздействует как клин на значительно менее жесткую губчатую кость.

Из сравнения двух расчетных схем вытекает, что при удалении субхондральной пластинки зона напряжений (по Мизесу) в губчатой кости значительно расширяется, захватывая сектор от центральной части чашки эндопротеза до места ее опоры в латеральный корковый слой таза.

В надвертлужной зоне напряжения повышаются с 3,33 МПа до 6,67 МПа. Отметим, что в медиальной части тазовой кости напряжения практически не меняются.

На основании проведенного исследования установлено, что субхондральная пластинка выполняет важное механическое значение в перераспределении напряжений и защищает губчатую кость от высоких сжимающих напряжений. При удалении субхондральной пластинки зона напряжений в губчатой кости значительно расширяется, их величина возрастает в два раза. При нагрузках выше физиологических дальнейший рост напряжений может вызывать резорбцию костной ткани вокруг гнезда эндопротеза, его нестабильность или протрузию.

Методом конечных элементов на аналогичной модели области таза и тазобедренного сустава изучено влияние ориентации гнезда эндопротеза на напряженно-деформированное состояние области вертлужной впадины. Было принято, что ножка эндопротеза установлена в канале бедренной кости центрально, а углы наклона чашки эндопротеза изменялись в пределах: 35°, 45°, 55°. Установлено, что вальгусное и варусное положение чашки эндопротеза усиливает механическую напряженность системы «кость-эндопротез», что может ухудшить ее стабильность. Оптимальным положением гнезда эндо-

протеза является его наклон к горизонтали под углом в 45° , допускаются его колебания $>35^\circ$, но $< 55^\circ$.

Проведено аналитико-концептуальное исследование поведения ножки эндопротеза в канале бедренной кости установило, что напряжения в ножке эндопротеза неоднородны по знаку, величине и распределению. Повышение напряжений зачастую наблюдается на трех уровнях ножки эндопротеза: воротниковая зона, средняя часть и дистальная часть ножки. Оптимальное положение ножки эндопротеза в канале бедренной кости – нейтральное (осевое). Вальгусное положение ножки сопровождается относительно симметричными сжимающими напряжениями в ней, оно более благоприятно, чем варусное.

В клинике ортопедической артрологии и эндопротезирования Харьковского НИИ ортопедии и травматологии им. проф. М.И.Ситенко нами было обследовано 42 больных с асептической нестабильностью компонентов эндопротеза тазобедренного сустава, развившейся в сроки от одного до 18 лет после операции. Ранняя нестабильность в сроки от одного года до пяти лет имела место у 17 пациентов. В остальных случаях клинорентгенологическая картина нестабильности компонентов эндопротеза появилась в сроки от 6 до 18 лет. Использовались следующие конструкции эндопротезов: Герчева – 26 случаев, Сиваша – 9, ХНИИОТ - 6, Вирабова – 1 случай.

При анализе причин, повлекших развитие нестабильности, учитывались следующие показатели:

- удаление во время эндопротезирования субхондральной пластины вертлужной впадины;
- глубина погружения чашки эндопротеза;
- угол наклона чашки и угол антеверсии;
- положение ножки в канале бедренной кости (вальгусное, варусное, нейтральное);

Анализируя клинические результаты 42 больных после эндопротезирования раннюю асептическую нестабильность компонентов эндопротеза мы отметили у 17 (40,4%). Эту группу пациентов мы изучали по срокам и по причинам возникновения нестабильности.

В первый год после эндопротезирования асептическая нестабильность имела место у двух больных. В одном случае наблюдалась нестабильность чашки эндопротеза по причине удаления субхондральной пластинки вертлужной впадины во время оперативного вмешательства с целью более полного погружения чашки. Во втором случае нестабильность обоих компонентов эндопротеза тазобедренного сустава с бесцементной фиксацией возникала из-за прогрессирующего остеопороза, от лечения которого больная воздержалась.

Через два года после операции асептическая нестабильность возникла у пяти больных. В трех случаях развилась нестабильность чашки, в одном – ножки, и в одном – обоих компонентов эндопротеза. Причинами нестабильности чашки в двух случаях было удаление субхондральной пластинки вертлужной впадины, а у одного больного – неполное погружение чашки эндопротеза в вертлужную впадину (чашка была перекрыта костной тканью только на 1/3). Нестабильность ножки и обоих компонентов была связана с наличием остеопороза.

Через три года возникла асептическая нестабильность ножки эндопротеза у двух больных и нестабильность чашки – у одного. При этом у двух больных нестабильность ножки была связана с неправильной установкой ножки в варусном положении в костно-мозговом канале. В одном случае возникла нестабильность чашки из-за неполного ее погружения во впадину (чашка была перекрыта костной тканью только на 1/3).

В конце четвертого года нестабильность чашки эндопротеза возникла у двух больных. В первом случае была удалена субхондральная пластинка, а во втором случае – наблюдалась неправильная установка чашки с углом наклона 35° и углом антеверсии - 25° .

Через пять лет нестабильность наблюдалась в пяти случаях. В двух случаях причиной нестабильности чашки послужило удаление субхондральной пластинки и большие физические нагрузки. В третьем случае причиной нестабильности ножки стала неправильная ее установка в варусном положении. И в остальных 2-х случаях наблюдалась нестабильность обоих компонентов эндопротезов. У одной больной причиной послужило наличие остеопороза, а у другой – большая физическая нагрузка на фоне удаления субхондральной пластинки вертлужной впадины.

В остальных 25 случаях асептическая нестабильность компонентов эндопротеза возникла в сроки от 6 до 18 лет. У 12 больных причиной явился остеопороз костной ткани. В четырех случаях нестабильность была связана с реакцией костной ткани на металл эндопротеза (металлоз). В четырех случаях нестабильность чашки, возникшая в сроки от 6 до 7 лет, была связана с неправильной установкой компонентов (угол наклона чашки составил 27° , 34° , 62° , 72° , при антеторсии 10° , 15° , 27° , 23° соответственно). У пяти больных нестабильность обоих компонентов возникла в сроки от 6 до 8 лет и была связана с большими физическими нагрузками.

Анализ причин развития ранней нестабильности чашки эндопротеза показывает, что в большинстве случаев к нестабильности ведет удаление субхондральной пластинки и неполное (менее, чем на половину) погружение чашки в вертлужную впадину. Реже причиной служит неправильная угловая ориентация чашки. Ранняя нестабильность ножки эндопротеза, как правило, развивается в случае установки ее в варусном положении. Ранняя нестабильность обоих компонентов связана, прежде всего, с наличием остеопороза и применением эндопротеза с бесцементным креплением в тех случаях, когда показано использование костного цемента.

То есть, при соблюдении правил ведения больных после эндопротезирования развитие ранней нестабильности отдельных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава с бесцементным креплением обусловлено преимущественно биомеханическими причинами, в то время как нестабильность обоих

компонентов эндопротеза обусловлена прежде всего состоянием костной ткани пациента.

Что касается поздней асептической нестабильности, то в ее развитии биомеханические причины играют значительно меньшую роль, а на первый план выходит остеопороз, металлоз и другие факторы, связанные непосредственно с конструктивными особенностями эндопротеза.

Из 42 больных с асептической нестабильностью эндопротеза реэндопротезирование было проведено у 23, что составило 54,7%. Эту группу мы наблюдали в сроки от одного года до трех лет после операции со следующей оценкой результатов по шкале Харриса (1969) : хорошие исходы были у 15 больных, (65,3%); удовлетворительные – у 8 (34,7%).

Теоретическая ценность проведенного исследования состоит в том, что впервые с помощью метода конечных элементов определена важная роль субхондральной пластинки вертлужной впадины при эндопротезировании, состоящая в перераспределении напряжений и защите губчатой кости от высоких напряжений. Установлено, что развитие ранней нестабильности компонентов эндопротеза с бесцементным креплением обусловлено преимущественно биомеханическими причинами, а ранняя нестабильность обоих компонентов в большей степени зависит от эндо- и экзогенных факторов. Обоснованы возможности профилактики, диагностики и лечения больных с асептической нестабильностью эндопротеза.

Проведенное исследование позволило улучшить диагностику ранней асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава и разработать рекомендации по ее профилактике, методики хирургического лечения с применением костных трансплантатов, гидроксилатапатитной керамики и костного цемента. В этом заключается практическая ценность работы.

Таким образом, анализ напряженно-деформированного состояния системы «кость-эндопротез» подтвердил причинно-следственную связь между элементами этой системы и развитием ранней асептической нестабильности, что позволяет сформулировать биомеханические предпосылки, соблюдение

которых необходимо при выполнении хирургических вмешательств. Выявленные биомеханические процессы были изучены у больных с ранней асептической нестабильностью компонентов эндопротеза тазобедренного сустава. Клинические данные полностью подтвердили результаты теоретических исследований. Все это позволило сформулировать требования по профилактике нестабильности компонентов эндопротеза. Разработанные методики реэндопротезирования с учетом характера костных дефектов и с применением их пластики позволили получить положительные результаты у всех оперированных больных.

На основании выше изложенного можно сделать следующие выводы:

1. Эндопротезирование тазобедренного сустава является наиболее современным методом лечения тяжелых патологических изменений в тазобедренном суставе. Наиболее частое осложнение эндопротезирования – асептическая нестабильность компонентов эндопротеза.

2. Основными клиническими признаками асептической нестабильности являются боли в тазобедренном суставе при нагрузке, хромота, нарушение опорности конечности и ограничение движений в суставе. Основные рентгенологические признаки – наличие зоны лизиса костной ткани вокруг компонентов эндопротеза (более, чем на 2 мм), миграция или их протрузия, изменение угла инклинации чашки и положение ножки эндопротеза в костном ложе.

3. Субхондральная пластинка вертлужной впадины способствует перераспределению напряжения и защите губчатой кости от больших нагрузок, а ее удаление определяет развитие ранней асептической нестабильности чашки эндопротеза; оптимальный угол наклона чашки может колебаться в пределах $>35^{\circ}$, но $<55^{\circ}$; необходимо полное перекрытие чашки эндопротеза стенками вертлужной впадины; оптимальное положение ножки эндопротеза в костно-мозговом канале бедренной кости должно быть нейтральным или вальгусным.

4. Развитие ранней асептической нестабильности компонентов эндопротеза тазобедренного сустава в первые пять лет после операции в большинстве

случаев обусловлено биомеханическими причинами:

- удалением субхондральной пластинки и неполным (менее чем на половину) погружением чашки в вертлужную впадину;
- реже - неправильной угловой ориентацией чашки и установкой ножки в варусном положении.

Причиной поздней асептической нестабильности является остеопороз, металлоз и факторы, связанные с конструктивными особенностями эндопротеза.

5. Асептическая нестабильность компонентов эндопротеза может быть устранена путем реэндопротезирования тазобедренного сустава с применением костного цемента, а при дефекте костных стенок - с применением костной и керамопластики. Причем, чем больше величина костных дефектов вертлужной впадины проксимального отдела бедренной кости и, соответственно, массивнее пластика, тем больше показаний к применению ревизионной конструкции эндопротеза с бесцементным креплением. Центральные сегментарные дефекты вертлужной впадины требуют применения противотрузионного вкладыша.

6. Профилактическими мерами ранней асептической нестабильности являются: сохранение субхондральной пластинки во время операции, правильная угловая ориентация компонентов эндопротеза, полное погружение чашки эндопротеза в тазовую кость и установка ножки в нейтральном или вальгусном положении.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. Остеосинтез и эндопротезирование при переломах шейки бедренной кости. –Киев, 1993. –33с.
2. Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. Практика остеосинтеза и эндопротезирования. – Киев, 1994. –299с.
3. Воронцов С.А. Современный разборный эндопротез тазобедренного сустава отечественного производства //Травматология и ортопедия России. – 1994. – №5. –С.106-111.
4. Гайко Г.В., Поляченко Ю.В., Рыбачук О.І. Стан та перспективи розвитку ендопротезування суглобів в Україні //Вісн. ортопедії, травматології та протезування. –2000. -№2(27). –С.71-72.
5. Гайко Г.В. Эндопротезирование в системе реабилитации больных с заболеваниями суставов //Укр. наук.-практ. конф. Эндопротезування суглобів (показання, техніка, помилки). – Киев, Днепропетровск, 1997. –С.10-13.
6. Гайко Г.В., Решетников А.А., Шестур А. и др. Эндопротезирование при переломах и ложных суставах шейки бедренной кости в пожилом и старческом возрасте //Ортопедия, травматология и протезирование. -1979. -№7. – С.23-27.
7. Герасименко С.И., Рыбачук О.И. Громадський В.А. Остеопороз как фактор риска при эндопротезировании тазобедренного сустава у больных ревматоидным артритом //Пробл. остеології. –1998. –Т.1, №23. –С.84-87.
8. Евсеев В.И., Хабибьянов Р.Я. Клинические и биомеханические аспекты новой конструкции эндопротеза тазобедренного сустава // Эндопротезирование в травматологии и ортопедии. -Саратов, 1987. –С. 52-57.
9. Карпцов В.И., Воронцов С.А., Сивков В.С. Специфические осложнения при операциях эндопротезирования тазобедренного сустава // Травматология и ортопедия России. –1994. –№5. –С.91-98.
10. Корж А.А., Мителева З.М. Биомеханические предпосылки развития дегенеративно-дистрофических заболеваний тазобедренного сустава //Мед. биомеханика. -Рига, 1986. -Т.2. –С.281-284.

11. Корж А.А., Сименач Б.И., Мителева З.М. Дисплазия сустава – диспластический артроз: (Концепт. модель этиологии и патогенеза) //Ортопедия, травматология и протезирование. – 1987. – №6. –С.1-6.

12. Корж О.О., Танькут В.О., Філіпенко В.А. Ендопротезування суглобів, як етап розвитку ортопедичної артрології //Укр. наук.-практ. конф. Ендопротезування суглобів: (Показання, техніка, помилки). –Киев; Днепропетровск, 1997. –С.21-23

13. Корж А.А., Танькут В.А., Филиппенко В.А. Наш опыт эндопротезирования тазобедренного сустава //Materialele congr. IV ortop.-traumat. din rep. Moldova. –Chisinau, 1996. –S.47.

14. Корж А.А., Кулиш Н.И. Эрназаров Х.М. Опыт института им. проф. М.И.Ситенко по вопросам протезирования тазобедренного сустава //Эндопротезирование в травматологии и ортопедии. –Саратов, 1987. –С.70-73.

15. Корж А.А., Танькут В.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава: Актуальность и перспективы //Ортопедия, травматология и протезирование. –1995. -№4. –С.4-8.

16. Кузин В.В., Володин Ю.С., Маздыков А.Ф. и др. Профилактика и лечение вывихов бедренного компонента тазобедренного сустава при его тотальном замещении //Ортопедия, травматология и протезирование. –1999. - №4. –С.24-28.

17. Кузьменко В.В., Фокин В.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава, современное состояние и перспективы развития метода //Ортопедия, травматология и протезирование. -1991. -№10. –С.74-78.

18. Левенец В.М. Ендопротезування крупних суглобів // Вісн. ортопедії, травматології та протезування. –1999. –1(25). –С.38-39.

19. Левенец В.М. Клінічні аспекти біомеханіки ендопротезування кульшового суглоба //Матеріали дванадцятого з'їзду травматологів-ортопедів України. –Київ, 1996. -С.133-135.

20. Лоскутов А.Е., Красовкий В.Л., Олейник А.Е., Бредихин А.В. Концепция обеспечения стабильности фиксации бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы «ОРТЭН» //Ортопедия, травматология и протезирование. –2000. –№2. –С.63-66.

21. Лоскутов А.Е., Никифоров И.О. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава //Материали дванадцятого з'їзду травматологів-ортопедів України. –Київ,1996. –С.1381-140.

22. Лоскутов А.Е., Никифоров И.А. Тактика первичного и повторного эндопротезирования тазобедренного сустава в условиях остеопороза //Тр. Крым. мед. ун-та. -Симферополь,1999. –Т.135(2). –С.79-81.

23. Лоскутов А.Е., Головиха М.Л. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе //Ортопедия, травматология и протезирование. –1998. -№3. –С.122-123.

24. Маркс В.О. Ортопедическая диагностика. –Минск, 1978. -511с.

25. Мителева З.М., Меллерович Г.М. Биомеханическое обоснование способа повышения прочности головки бедренной кости при аваскулярном некрозе // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1988. — №10. — С.30-34.

26. Мителева З.М., Органов В.В., Чуйко А.Н., Алок Бонсал. Роль субхондральной пластинки вертлужной впадины при эндопротезировании // Ортопедия, травматология и протезирование. –1999. - №1. -С.33-37.

27. Мовшович И.А., Гаврюшенко Н.С. Биомеханика тазобедренного сустава и основные конструктивные особенности тотальных эндопротезов сустава //Соврем. пробл. биомеханики. –Рига, 1987. –Вып.4. –С.104-122.

28. Мовшович И.А. Причины нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава и повторное эндопротезирование //Ортопедия, травматология и протезирование. –1993. -№3. –С.5-9.

29. Мовшович И.А. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава: Теория и практика //Вестн. травматологии и ортопедии им. Н.Н.Приорова. –1993. -№1. –С.30-33.

30. Мовшович И.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава протезом Мовшовича-Гаврющенко с резервным механизмом трения и изменяемым шеечно-диафизарным углом // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н.Н.Приорова. –1994. -№4. –С.10-14.

31. Проблемы прочности в биомеханике /И.Ф.Образцов, И.С.Адамович, А.С.Барер и др. Под ред. И.С.Образцова. - М.: Высш. шк., 1988. — 311с.

32. Рибачук О.І. Основні принципи тотального ендопротезування кульшового суглоба. Можливі помилки та ускладнення //Матеріали дванадцятого з'їзду травматологів-ортопедів України. –Київ, 1996. –С.150-152.

33. Рыбачук О.И. Ошибки и осложнения при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава //Ортопедия, травматология и протезирование. –1997. -№2. –С.13-19.

34. Рибачук О.І., Кукуруза Л.П., Торчинський В.П., Герасименко С.І. Тотальне ендопротезування кульшового суглоба із застосуванням цементу: Показання та особливості //Матеріали дванадцятого з'їзду травматологів-ортопедів України. –Київ, 1996. –С152-153.

35. Рыбачук О.И., Кукуруза Л.П.Тотальное цементное эндопротезирование тазобедренного сустава, показания и особенности //Ортопедия, травматология и протезирование. -1997. -№4. –С.11-14.

36. Рибачук О.И., Кукуруза Л.П., Торчинский В.П. та інші. Тотальне ендопротезування кульшового суглоба у осіб похилого віку при остеопорозі // II Укр. наук.-практ. конф. “Остеопороз: епідеміологія, клініка, діагностика, профілактика та лікування”. –Львів, 28-30 травня. 1997. –С.121-124.

37. Сиваш К.М. Полная замена тазобедренного сустава металлическим // Респ. конф. хирургов. -Таллин, 1960. –С.30-31.

38. Сиваш К.М., Шерепо К.М. Причины и условия стабильности и нестабильности тотального эндопротеза тазобедренного сустава //Ортопедия и травматология (София). -1981. –Т.ХІХ, №3-4. –с.161-167.

39. Сиваш К.М., Соколов М.М. // Тез. докл. 3-й науч. сессий НИИЭХА ИИ.- М, 1959. –С.14-15.

40. Танькут В.А. Методики функциональной рентгенографии после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава по Сивашу //Ортопедия, травматология и протезирование. – 1980. -№ 9. -С.31-35.

41. Танькут В.А., Масандика С.Х. Особенности эндопротезирования тазобедренного сустава при остеопорозе //Тр. Крым. мед. ун-та. –Симферополь, 1999. –Т.135 (2). –С.92-93.

42. Філіпенко В.А., Танькут В.О., Алок Бансал. Діагностика і лікування асептичної нестабільності кульшового суглоба // Укр. наук.-практ. конф. Ендопротезування суглобів: (Показання, техніка, помилки). –Київ-Днепропетровск, 1997. –С.81-83.

43. Філіпенко В.А., Хвисьюк О.М., Буракова Л.Г. Помилки та ускладнення при ендопротезуванні кульшового суглоба, їх профілактика та лікування //Матеріали дванадцятого з'їзду травматологів-ортопедів України. –Київ, 1996. –С.161-162.

44. Черных К.Ф. Нелинейная теория упругости в машиностроительных расчетах. — Л.: Машиностроение, 1986. — 336 с.

45. Шерепо К.М. Асептическая нестабильность при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава: (Эксперим.-морфол., биомехан. и клинико-статич. исслед.). Автореф. дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.22 / ЦИГО. –М., 1990. –48с.

46. Шерепо К.М. Диагностика и лечебная тактика при асептической нестабильности и остеомиелите после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава по К.М.Сивашу //Вестн. травматологии и ортопедии им. Н.Н.Приорова. –1999. -№1. –С.7-11.

47. Шерепо К.М. Тактика при асептической нестабильности тотального эндопротеза тазобедренного сустава //Новые технологии лечения больных с патологией опорно-двигательного аппарата. Ленинск-Кузнецкий, 1966. – С.48-49.

48. Ahmed A.M., Raabs, Muller J.E. Metal-cement interface strength in cemented stem fixation // J. Orthop. Res. –1984. -№2. –P.105-118.

49. Amstutz H.C., Makis. Complication of trochanteric osteotomy in total hip replacement // J. Bone Joint Surg. –1978. –Vol.60-A. –P.214.
50. Amstutz H.C. Complications of total hip replacement Skeletal fixation and loosening of total hip replacement // AAOS Instr. Course Lect. –1974. –Vol. 23. –P.201.
51. Amstutz H.C., Markolf K.L., McNeice G.M. et al. Loosening of total hip components: causes and prevention // The hip: proceedings of the hip society. St. Louis: CV Morby, 1976. –P.102-116.
52. Amstutz H.C., Mai L.L., Schmidt I. Results of interlocking wire trochanteric reattachment and technique refinement's to prevent complications after total hip arthroplasty // Clin. Orthop. –1984. –Vol. 183. –P.82.
53. Andriacchi T. P., Galante. J. O., Belytschko T. B., Hampton.S. A stress analysis of the femoral stem in total hip prostheses // J. Bone Joint Surg. –1976. –Vol.58-A. –P.616-624.
54. Baldusson H., Hansson L.I., Olsson T.H., Selvik A. Migration of the acetabular socket after total hip replacement determined by roentgen stereophotogrammetry // Acta Orthop. Scand. –1980. –Vol.51. –P.353.
55. Bannister G. Mechanical failure in the femoral component in total hip replacement // Orthop. Clin. North Am. –1988. –Vol.19, №3. –P.567-574.
56. Bartel D. L. The calculation of stresses in bone-prosthesis structures // Human Joints and their Artificial Replacements. –1977. –P.440-448.
57. Bartel D.L., Ulsoy G.A. The effect of stem length and stem material on stresses in bone-prosthesis systems // Proc. 21st Annual Meeting Orthopaedic Research Society. –1975.
58. Beath A. et al. Circumferential and axial Strain in the Proximal Femur: Effect of prosthesis type and position // Clin. Orthop. –1980. –Vol.150. –P.300-305.
59. Beckenbaugh R.D., Ilstrup D.M. Total hip arthroplasty: a review of three hundred and thirty-three cases with long-term follow-up // J. Bone Joint Surg. –1978. –Vol.60-A. –P.306.

60. Bengamin J.B., Gie G.A., Lee A.J.C. et al. Cementing technique and the effect's of bleeding // J Bone Joint Surg. –1987. –Vol.69-B. –P.620.
61. Blacker G.J., Charnley J. Changes in the upper femur after low friction arthroplasty // Clin. Orthop. –1978. –Vol.137. –P.150.
62. Brady L.P., McCutchen J.W. A ten years followup of 170 charnley total hip arthroplasties // Clin. Orhtop. –1986. –Vol.211. –P.31.
63. Brekelmans W. A-M., Poort H.W., Sloof T.J.J.H. A new method to analyse the mechanical behaviour I of skeletal parts // Acta Orthop. Scand. –1972. –Vol.43. –P.301-317.
64. Brown T.D., Digioia A.M. Contact-coupled finite element analysis of the natural adult hip // J. Biomech. — 1984. — Vol.17, №6. — P.437-448.
65. Brown T.D., Ferguson A.B. The development of a computational stress analysis of the femoral head // J. Bone Joint Surg. –1978. –Vol.60-A. –P.619-629.
66. Buchberg H. Complications of total hip replacement V.Management of the air envirement of the operating rooms, AAOS Insth course lect 238-244, 1974
67. Callaghan J.J. Results's of primary total hip arthroplasty in young patient's /J. Bone Joint Surg. –1993. –Vol.75-A. –P.1728-1734.
68. Camadoll J.L., Sherman R.E., Gusfilo R.B., Bechtold J.E. Radiographic changes in bone dimensions in asymptomatic cemented total hip arthroplasties // J. Bone Joint Surg. –1998. –Vol.70-A. –P.433.
69. Cameron H.U., McNeice G.M. A coorelation of radiographic “Modes of failure” with clinical failure of cemented stem type femoral componente. //Clin. Orthop. –1980. –Vol.150. –P.154.
70. Carter D., Vasu R., Harris W.H. Periacetabular stress distributions after joint replacement with subchondral bone retention // Acta Orthop. Scand. –1983. –Vol.54. –P.29-35.
71. Carter D., Vasu R., Harris W.H. Stress distributions in the acetabular region – II. Effect's of cement thickness and metal backing of the total hip acetabular component // J. Biomech. –1982. –Vol.15. –P.165-170.

72. Chandler H.P., Pennenberg B.L. Bone stock deficiency in total hip replacement: classification and Management // Thorofare NS 3, Slack Ins. –1989.
73. Chandler H.P., Reineck F.T., Wixson R.L., Mccarthy J.C. Total hip replacement in patients younger than thirty years old : a five years follow-up study // J. Bone Joint Surg. –1981. –Vol.63-A. –P.1426.
74. Charnley J. Acrylic cement in orthopedic Surgery. –Edinburgh; London; Livingtone, 1970.
75. Charnley J. Fracture of femoral prosthesis in total hip replacement: a clinical study // Clin. Orthop. –1975. –Vol.III. –P.105.
76. Charnley J., Feagin F.A. Low friction arthroplasty in congenital subluxation of the hip // Clin. Orthop. –1973. –Vol.91. –P.98.
77. Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip theory and practice.- Heidelberg: Springer, 1979. –P.29-40.
78. Charnley J., Halley D.K. Rate of wear in total hip replacement // Clin. Orthop. –1975. –Vol.112. –P.170.
79. Charnley J. The future of total hip replacement. In the hip // Proceedings of the hip society. -St. Louis: CV mosby, 1982.
80. Charnley J. The histology of loosening between acrylic cement and bone // J. Bone Joint Surg. –1975. –Vol.57-B. –P.245.
81. Charnley J. The long-term result's of low friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention // J. Bone Joint Surg. –1972. –Vol.54-B. - P.61-76.
82. Clayton M., Stringer T. Total hip arthroplasty with a new longstem prosthesis // Clin. Orthop. –1983. –Vol.173. –P.140-150.
83. Collis D.K. Cemented total hip replacements in patients who are less than fifty years old // J Bone Joint Surg. –1984. –Vol.66-A. –P.353-359.
84. Collis D.K. Femoral Stem failure in the total hip replacement // J. Bone Joint Surg. –1977. –Vol.59-A. –P.1033-1041.
85. Collis D.K. Long teem result's of an Individual Surgeon // Orthop. Clin. North Am. –1988. –Vol.19, №3. –P.541-550.

86. Collis D.K. Longterm radiological follow-up of total hip replacements // The hip proceedings of the tenth open scientific meeting of the hip Society. –1982. –Vol.10. –P.1-26.

87. Cook S.D., Klawitter J.J., Weinstein A.M. The influence of design parameters on calcar stresses following femoral head arthroplasty // J. Biomed. Mat. Res. –1980. –Vol.14. –P.133-144.

88. Cornell C.N., Ranawat C.S. Survivorship analysis of the total hip replacements. Results in a series of active patients who were less than fifty-years old // J. Bone Joint Surg. –1986. –Vol.68-A. –P.1430.

89. Cowin S.C. Mechanical Properties of Bone // A.M.D. -New York: Am. Soc. Mech. Eng., 1981. -Vol.45.

90. Crowninshield R.D., Brand R.A., Johnston R.C., Milroy J.C. An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty // J. Bone Joint Surg. –1980. –Vol.62-A. –P.68-78.

91. Crowninshield R.D., Brand R.A., Johnston R.C., Milroy J.C. The effect of femoral stem cross-sectional geometry on cement stresses in total hip reconstruction // Clin. Orthop. –1980. –Vol.146. –P.71-77.

92. D'Antonio J.A., Capello W.N., Borden L.S. et al. Classification and management of acetabular abnormalities in total hip arthroplasty // Clin Orthop. –1989. –Vol. 243. –P.126-137.

93. Dall D.M., Grobelaar C.J., Learmonth I.D. et al. Charnley low friction arthroplasty // Clin. Orthop. –1986. –Vol.211. –P.85-90.

94. Delee J.G., Charnley J. Radiologic demarcation of cemented socket's in total hip replacements // Clin. Orthop. –1979. –Vol.141. –P.138.

95. Delee J.G., Charnley J. Radiologic demarcation of cemented socket's in total hip replacements // Clin. Orthop. –1976. –Vol.121. –P.20.

96. Eftekhar N.S. Charnley low friction 'torque' arthroplasty // Clin. Orthop. –1971. –Vol.81.-P.93.

97. Eftekhar N.S. Complications of total hip replacement III Mechanical failure in low-friction arthroplasty // AAOS Instr. Course Lect. –1974. –Vol.23. –P.230.

98. Eftekhar N.S. Dislocation and instability complicating low friction arthroplasty of the hip joint // Clin. Orthop. –1976. –Vol.121. –P.120.
99. Eftekhar N.S., Tzitzikalakis G.I. Failures and reoperation's following low friction arthroplasty of the hip // Clin. Orthop. –1986. –Vol.211. –P.65.
100. Eftekhar N.S., Nercessian O. Incidence and mechanism of failure of cemented acetabular component in total hip arthroplasty // Orthop. Clin. North Am. –1988. –vol.19, №3. –P.557-566.
101. Eftekhar N.S. Long-term result's of cemented total hip arthroplasty // Clin. Orthop. –1987. –Vol.225. –P.207.
102. Eftekhar N.S. Principles of total hip arthroplasty. –St. Louis, 1978.
103. Eftekhar N.S., Pawhlu R.J. The role of surgical preparation in acetabular cup fixation: In the hip. –St. Louis: CV Mosby, 1980.
104. Engelbrecht E., Heinert K. Klassifikation and behandlungslinien von knochensubstanzverlusten bei reversionsooperationen am huftgelenk – mittelfristige Ergebnisse // In Primar und Revision totalarthroplastik. –Berlin: Springer, 1987. –S.189-201.
105. Engelbrecht D.J., Weber F.A., Sweet M.B.E., Jakim J.E. Long term result's of revision total hip arthroplasty // J. Bone Joint Surg. –1990. –Vol.72-B.-P.41-45.
106. Engh C.A., Bobyn J.D. The influence of the stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty // Clin. Orthop. –1988. –Vol.231. –P.7.
107. Facler C.D., Poss R. Dislocation of total hip arthroplasties // Clin. Orthop. – 1980. –Vol.151. –P.169.
108. Finlay J.B., Bourne R.B., Zandsberg R.P.D., Andreas P. Pelvic stresses in vitro-II. A Study of the Efficacy of Metal — Backed Acetabular Prostheses // J. Biomech. —1986. —Vol.19, №9. — P.715-725.
109. Fornaiser V.L., Cameron H.Y. The femoral stem-cement interface in total hip replacement // Clin. Orthop. –1976. –Vol.116. –P.248.

110. Freeman M.A.R. Adult Articular Cartilage. — London: Pitman, 1979. — 560 p.
111. Gates E.I., Carter D.R., Harris W.H. Tensile fatigue failure of acrylic bone cement // J. Biomech. -1983. —Vol.105. —P.393-397.
112. Goodman S., Rubenstein J., Schatzker J. et al. Apparent changes in the alignment of the femoral component in hip arthroplasties associated with limb positioning //Clin. Orthop. —1987. —Vol.221. —P.242.
113. Grarbuzz D., Morsi E., Gross A.E. Revision of the acetabular component of a total hip arthroplasty with a massive structural allograft //J.Bone Joint Surg. —1996. —Vol.78-A. —P.693-697.
114. Grarcia-Cimbrello E., Munera L. Early and late loosening of the acetabular cup after low-friction arthroplasty // J Bone Joint Surg. —1992. — Vol.74-A. —P.1119-1129.
115. Griffith M.J., Seidenstein M.K., Williams D. et al. Socket wear in charnley low friction arthroplasty of hip // Clin. Orthop. —1978. —Vol.137. —P.37-47.
116. Groher W. Uncementad total hip replacement // Can. J. Surg. —1983. — Vol.26. —P.534.
117. Gruen A.T., Mcneice G.M., Amstutz H.C. Modes of failure of cemented Stem_type femoral component's: a radiographic analysis of loosening // Clin. Orthop. —1979. —Vol.141. —P.17.
118. Hampton S.J., Andriacchi T.P., Galante J.O., Belytschko T.B. Analytical approach to the study of stresses in the femoral stem of total hip prostheses // Proceedings 29th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology. — 1976. —P.32.
119. Hampton S.J., Andriacchi T.P., Draganich L.F., Galante J.O. Stresses following stem cement bond failure in femoral total hip implants. //Proceedings 27th Annual Meeting Orthopaedics Research Society. Chicago, 1981. —P.144.

120. Hampton S., Andriacchi T., Galante J. Three dimensional stress analysis of the femoral stem of the total hip prosthesis // J. Biomech. –1980. - Vol.10. –P.443-448.
121. Harley J.M., Boston D.A. Acetabular cup failure after total hip replacement // J. Bone Joint Surg.. -1985. –Vol.67-B. –P.22.
122. Harris L.J., Chao R., Bloch R., Weingarten V. A three-dimensional finite element analysis of the proximal third of the femur // Proceedings of 24th Annual Meeting of I Orthopaedic Research Society. –Chicago, 1978. –P.16.
123. Harris W.H., McCarthy J.C. O’Neill D.A. Femoral component loosening using Contemporary techniques of femoral cement fixation // J. Bone Joint Surg. –1982. –Vol.64-A. –P.1063.
124. Harris W.H., Davies J.P. Modern use of modern cement for total hip replacement // Orthop. Clin. North. Am. –1988. –Vol.19, №3. –P.581-590.
125. Harris W.H., White R.E.Js. Socket-fixation using a metal backed acetabular component for total hip replacement: a minimum five years follow up // J. Bone Joint Surg. –1982. –Vol.64-A. –P.745.
126. Harris W.H. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: Treatment by mold arthroplasty // J. Bone Joint Surg. –1969. –Vol.51-A. –P.737-755.
127. Hayes W.C., Snyder B. Correlations between stress and morphology in trabecular bone of the patella // Proceedings of the 25th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. –Chicago, 1979. –P.88.
128. Hayes W.C., Snyder B., Levine B.M., Ramaswamy S. Stress-morphology relationships in trabecular bone of the patella // Finite Elements in Biomechanics. –New York: John wiley, 1982. –P.223-268.
129. Hedley A.K., Hendren D.H., Mead L.P. A posterior approach to the hip joint with complete posterior capsular and muscular repair // J. Arthroplasty.- Suppl.-1990. –P.557.
130. Heppenstall R.B. Dislocation following total hip replacement // Orthop. Trans. –1978. -№2. –P.237.

131. Huiskes R., Janssen J.D., Slooff T.J. A detailed comparison of experimental and theoretical stress analyses of a human femur. *Mechanical Properties of Bone* // Am. Society of Mech. Engineers. -New York, 1981. -Vol.45. -P.211-234.
132. Huiskes R. *Biomechanics of artificial joint fixation* // Basic orthopaedic biomechanics. -New York, 1991.
133. Huiskes R. Finite element analysis of acetabular reconstruction // *Acta Orthop. Scand.* — 1987. — Vol.56, №6. — P.620-625.
134. Huiskes R. *Principles and methods of solid bio-mechanics* // *Functional Behaviour of Orthopaedic Biomaterials.* -1983. -Vol.1.
135. Huiskes R., Schouten R.Y. The effect of interface loosening on the stress distribution in intramedullary fixated artificial joints // *Am. Society of Mech. Engineers.* -New York, 1980. -P.213-216.
136. Hunter G. Component alignment and Trochanteric Detachment in Total Hip Arthroplasty // *Clin. Orthop.* -1982. -Vol. 168.-P.53-58.
137. Jasty M.J., Floyd W.S.III, Scheller A.L. et al. Localized osteolysis in stable, non-septic total hip replacement // *J. Bone Joint Surg.* -1986. -Vol.68-A. -P.912.
138. Johanson N.A., Callaghan J.J., Salvati E.A. et al. Fourteen year follow-up study of a patient with massive calcar resorption. A case report // *Clin. Orthop.* -1986. -Vol.213. -P.189-196.
139. Johanson N.A., Bullough P.G. et al. The microscopic anatomy of the bone-cement interface in the failed total hip arthroplasties // *Clin. Orthop.* -1985. -Vol.216. -P.123-135.
140. Juncer A. et al. Kuntscer Biomechanics of the Kuntchor intramedullary rod.// *Biomed. Eng.* -1982. -P.287-290.
141. Kavanagh B.F., Ilstrup D.M., Fitzgerald R.H.Jr Revision of total hip arthroplasty // *J. Bone Joint Surg.* -1985. -Vol.67-A. -P.517-527.
142. Koch J.C. The laws of bone architecture // *Am. J. Anal.* -1917. -№21. -P.177-289.

143. Krause W.R., Krug W., Eng B. et al. Strength of the cement bone interface // Clin. Orthop. –1982. –Vol.163. –P.290-299.
144. Krause W.R., Miller J., Ng P. The viscosity of acrylic bone cements // J. Biomed. Mater. Res. –Vol.16. –P.219-243.
145. Kwak B.M., Lim O.K., Kim Y.Y., Rim K. An investigation of the effect of cement thickness on an implant by finite element stress analysis // Int. Orthop. (SICOT). –1979. –№2. –P.315-319.
146. Lee A.J.C., Ling R.S.M., Vangala S.S. Some clinically relevant variables affecting the mechanical behavior of the bone cement // Arch. Orthop. Traum Surg. –1978. –Vol.92. –P.1.
147. Lewinek G.E., Lewis J.L., Jass R. et al. Dislocations after total hip arthroplasties // J. Bone Joint Surg. –1978. –Vol.60-A. –P.217-221.
148. Lewis J.L., Kramer G.M., Wixson R.L., Askew M.J. Calcar loading by titanium total hip stems // Proceedings 27th Annual Meeting Orthopaedic Research Society. –Chicago, 1981. –P.75.
149. Ling R.S.M. Observations on the fixation of implants to the bony skeleton // Clin. Orthop. –1986. –Vol.210. –P.80.
150. Lippmann M. // J. Bone Joint Surg., -1957. –Vol.39-A. –P.159-185.
151. Marmos L. Femoral loosening in total hip replacement // Clin. Orthop. –1976. –Vol.121. –P.116.
152. Massin P., Vandenbussche E., Zandjerit B., Augerean B. Experimental Study of periacetabular deformations before and After implantation of Hip prostheses // J. Biomech. — 1996. — Vol.29, №1. — P.53-61.
153. McCoy T.M., Salvati E.A., Ranawat E.S. et al. A fifteen year follow-up study of one hundred charnley low friction arthroplasties // Orthop. Clin. North Am. –1988. –Vol.19. –P.467.
154. McKnee G.K. Development of total prosthetic replacement of the hip. // Clin. Orthop. –1970. –Vol.72. –P.85.
155. McMaren R.H. Prothetic hip anqlation // Radiology. –1973. –Vol.107. –P.705.

156. McNeice G.M., Eng P., Amstutz. H.C. Finite element studies in hip reconstruction // Biomechanics V-A. -Baltimore: University Park Press, 1976. – P.394-405.
157. Miynaga Y., Fukubauashi T., Kurosava H. Contact Study of the Hip // Arch. Orthop. Traum. Surg. — 1984. — Vol. 103. — P.13-17.
158. Morscher E. Endoprosthetic Surgery in 1998 //Annal. Chir. Gynec. – 1989. –Vol.78. –P. 242-253.
159. Morscher E.W., Demecster P. Factors in the mechanical failure of the femoral component in total hip prosthesis // Acta Orthop. Scand. 1974. –Vol.45. – P.693.
160. Muller A.J. Late feature of the acetabulum after total hip replacement // J. Bone Joint Surg. –1972. –Vol.54-B. –P.600-606.
161. Muller M.E. Result 12 years and over // Orthop. Trans. –1981. -№5. – P.349.
162. Muller M.E. Total hip prosthesis // Clin. Orthop. 1970. –Vol.72. – P.46.
163. Mulroy R.D., Harris W.H. The effect of improved cementing techniques on component loosening in THR // J. Bone Joint Surg –1990. –Vol.72-B. – P.757-760.
164. Oh I., Harris W.H. A cement fixation system for total hip arthroplasty // Clin. Orthop. –1982. –Vol.164. –P.221-229.
165. Oh I., Merckx D.B., Harris W.H. Acetabular cement compactors: An experimental study of pressurization of cement in the acetabulum in THA // Clin. Orthop. –1982. –Vol.177. –P.289-293.
166. Older J. Low friction arthroplasty of hip. A 10-to 12 – years followup study // Clin. Orthop. –1986. –Vol.211. –P.36.
167. Olofsson H. Three dimensional FEM calculation of elastic stress field in human femur: Dissertation // Inst. of Tech. U-t of Uppsala. –Sweden, 1976.
168. Oonishi H., Hasegawa T., Isha H. Mechanical analysis of the human pelvis and its applications to the artificial hip joint — by means of the three

dimensional finite element method // J. Biomech. — 1983. — Vol.16, №6. — P.427-444.

169. Pedersen D.R., Crowninshield R.D., Brand R.A., Johnston R.C. An axisymmetric model of acetabular components in total hip arthroplasty // J. Biomech. —1982. —Vol.15. —P.305-315.

170. Pellicci P.M., Wilson P.D., Sledge C.B. et al. Long-term results of revision total hip replacement. A follow up report // J. Bone Joint Surg. —1985. — Vol.67-A. —P.513-516.

171. Pellicci P.M., Salvati E.A., Robinson H.I. Mechanical failures in total hip replacement requiring reoperation // J. Bone Joint Surg. —1979. —Vol.61A. — P.28.

172. Pellicci P.M. et al. Revision total hip arthroplasty // Clin. Orthop. — 1982. —Vol.170. —P.34.

173. Petty W., Goldsmith S. Resection arthroplasty following infected total hip arthroplasty //J.Bone Joint Surg. —1980. —Vol.62-A. —P.889-896.

174. Pugh J.W., Rose R.M., Radin E.L. A structural model for the mechanical behavior of trabecular bone // J. Biomech. —1973. -№6. —P.657-670.

175. Ranawat C.S., Dorr L.D., Inglis A.E. Total hip arthroplasty in protusion acetabule of rheumatoid arthritis // J. Bone Joint Surg. —1980. —Vol.62-A. — P.1039.

176. Remangen W., Morschler E. Histological result's with cement-free implant hip sockets of polyethylene // Arch. Orhtop. Traum. Surg. —1984. — Vol.103. —P.145-151.

177. Ritter M.A. Dislocation and subluxation of the total hip replacement // Clin. Orthop. —1976. —Vol.121. —P.92.

178. Roehrle H., Scholten R., Sollbach W. Analysis of stress distribution in natural and artificial knee joints on the femur side using the finite element mahod // Intern. Conf. Proc. on Finite elements in Biomech. —1980. -P.781.

179. Rohlmann A., Bergmann G., Koelbel R. Aussagewert und Grenzen der Spannungsberechnung mit der Finiten-Element-Methode (FEM) bei orthopädischen Problemen // Z. Orthop. –1980. –Bd.118. –S.122-131.
180. Rohlmann A., Bergmann G., Koelbel R. The relevance of stress computation in the femur with and without endoprostheses // Finite Elements in Biomechanics. –New York, 1982. –P.361-377.
181. Rolhrle H., Scholten R., Sollbach. W., Ritter G., Gruenert A. Der Kraftfluss bei Huftendoprothesen // Arch. Orthop. Unfallchir. –1977. –Bd.89. –S.49-60.
182. Rune S.M. Ten years of experience with test criteria for fracture – proof // Bull. Eng. Med. –1983. –Vol.12, №4. –P.185-198.
183. Rybicki E.F., Simonen F.A., Weis E.B. On the mathematical analysis of stress in the human femur // J. Biomech. –1972. –№5. –P.203-215.
184. Salvati E.A., Wright T.M., Burstein A.N. et al. Fracture of polyethylene acetabular cups // J. Bone Joint Surg. –1979. –Vol.61-A. –P.1239-1242.
185. Salvati E.A., Lachiwicz B. Intrapelvic protusion of polyethylene acetabular cups: reports of two cases // J. Bone Joint Surg. –1979. –Vol.61-A. –P.1239.
186. Sarmiento A., Zych A., Lafta L.L. et al. Clinical experiences with a titanium allow total hip prosthesis. A posterior approach // Clin. Orthop. –1979. –Vol.144. –P.166-173.
187. Sarmiento A., Turner T.M., Lafta L.L. Factors contributing to lysis of the femoral neck in total hip arthroplasty // Clin. Orthop. –1979. –Vol.145. –P.208-212.
188. Sarmiento A., Gruen T.A. Radiographic analysis of a low modulus titanium alloy femoral total hip component // J. Bone Joint Surg. –1985. –Vol.67-A. –P.48-56.
189. Sarmiento A., Nataranjan V., Gruen T.A., McMohan M. Radiographic performance of two different total hip cemented arthroplasties // Orthop. Clin. North Am. –1988. –Vol.19. –P.505-515.

190. Schmalzried T.P., Callaghan I.I. Wear in total hip and knee replacements // *J. Bone Joint Surg.* –1999. –Vol.81-A. –P.115-137.
191. Schulden R., Roehrle H., Sollbach, W. Analysis of stress distribution in natural and artificial hip joints using finite-element method // *S. Afr. Mech. Eng.* –1978. –Vol.28. –P.220-225.
192. Sih G.C., Matic P., Herman A.T. Failure prediction of the total hip prosthesis system // *J. Biomech.* –1981. –Vol.14. –P.833-841.
193. Skinner H.B., Cook S.D., Weinstein A.M., Haddad R.J. Stress changes in bone secondary to the use of a femoral canal plug with cemented hip replacement // *Clin. Orthop.* –1982. –Vol.166. –P.277-283.
194. Stauffer R.N., Sim F.H. Total hip arthroplasty in Paget's diseases of the hip // *J. Bone Joint Surg.* –1976. –Vol.58-A. –P.476.
195. Stomberg O.N., Herberts P., Ahnfeltz Revision total hip arthroplasty in patient's younger than 55 year old: clinical and radiological results after years // *J. Arthroplasty.* –1988. –№3. –P.47.
196. Surin V.V., Sundholon K. Survival of patients and prostheses after total hip arthroplasty // *Clin. Orthop.* –1983. –Vol.177. –P.148.
197. Sutherland C. et al. A ten-year follow-up of one hundred consecutive Muller cerred-stem total hip-replacement arthroplasties // *J. Bone Joint Surg.* –1982. –Vol.64-A. –P.970.
198. Sutherland A.G., Arey S.D., Smart D., Asheroft G.P. Removal of the Subchondral plate in acetabular preparation // *Int. Orthop. (SICOT).* –2000. –Vol.24. –P.19-22.
199. Svensson N.L., Valliappan S., McMahon R. Finite element analysis of a simulated total hip replacement // *Eng. Med.* –1980. –Vol.9,№3. –P.143-146.
200. Svensson N.L., Valliappan S., Wood R.D. Stress analysis of human femur with implanted Charnley prosthesis // *J. Biomech.* –1977. –Vol.10. –P.581-588.

201. Takagi M., Konttinen Y.T., Santavirta S. et al. Cathepsin G and alpha 7-antichymotrypsin in the local host reaction to loosening of total hip prostheses // *J. Bone Joint Surg.* –1995. –Vol.77-A. –P.16-25.
202. Terayama K. Experience with Charnley low-friction arthroplasty in Japan // *Clin. Orthop.* –1986. –Vol.211. –P.79.
203. Tillberg B. Total hip arthroplasty using the McKee and Watson-Farrar prostheses. A prospective followup study of 327 arthroplasty // *Acta Orthop. Scand.* -1982. –Vol.53. –P.163.
204. Valliappan S., Kjellberg S., Svensson N.L. Finite element analysis of total hip prosthesis // *Intern. Conf. Proc. on Finite Elements in Biomech.* –1980. –P.528-548.
205. Valliappan S., Svensson N.L., Wood R.D. Three dimensional stress analysis of the human femur // *Comput. Biol. Med.* -1977. –Vol.7. –P.253-264.
206. Vasu R., Carter D.R., Harris W.H. Stress distributions in the acetabular region-I. Before and after total joint replacement // *J. Biomech.* –1982. –Vol.15. –P.155-164.
207. Vichnin H.H., Hayes W.C., Lotke P.A. Parametric FE studies of tibial component fixation in the total condylar knee prosthesis // *Proceedings 25th Annual Meeting Orthopaedic Research Society.* – Chicago, 1979. –P.99.
208. Weightman B., Freeman M.A.R., Revell P.A. et al. The mechanical properties of cement and loosening of femoral of hip replacement // *J. Bone Joint Surg.* –1987. –Vol.69-B. –P.538.
209. Willert H.G., Semlitsch M. Reactions in the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses // *J. Biomed. Mater. Res.* –1977. –Vol.11. –P.157-164.
210. Williams J.L., Lewis J.L. Properties and an anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibial epiphysis // *J. Biomech. Eng.* –1982. –Vol.104. –P.50-56.
211. Wilson P.D., Rimnae C.M., Wright T.M. Wear as a cause of failure in THA // *Recent development's in orthopedic Surgery.* -Manchester, 1987.

212. Wolff J. Ueber die innere Architektur der Knochen i und ihre Bedeutung fuer die Frage vom Knochen-wachstum // Virchows Arch. Path. Anal. Physiol. –1870. –Vol.50. –P.389.
213. Woo R.Y., Moorey B.F. Dislocation after total hip arthroplasty // J. Bone Joint Surg. -1982. –Vol.64-A. –P.1295.
214. Wood R., Valliappan S., Svensson N.L. Stress analysis of human femur // Theory and Practice in FEM Structural Analysis. –Tokyo, 1973. –P.461-478.
215. Wroblewski B.M. A method of management of the fracture stem in total hip replacement // Clin. Orthop. –1979. –Vol.71. –P.141.
216. Wroblewski B.M. Current trends in revision of total hip arthroplasty // Int. Orthop (SICOT). –1984. –Vol.8. –P.89.
217. Wroblewski B.M. Direction and rate of socket wear in charnley low-friction arthroplasty // J. Bone Joint Surg. –1985. –Vol.9 67-B. –P.757-761.
218. Wroblewski B.M. The mechanism of fracture of the femoral prosthesis in total hip replacement // Int. Orthop. (SICOT). –1985. –Vol.9. –P.137-139.
219. Wroblewski B.M. Wear of high density polyethelene on bone and cartilage // J. Bone Joint Surg. –1979. –Vol.61-B. –P.498-500.
220. Yettram A.L., Wright K.W.J. Biomechanics of the femoral component of total hip prostheses with particular reference to the stress in the bone-cement // J. Biomed. Engl. –1979. -№1. –P.281-285.
221. Yettram A., Wright K. Dependence of stem stress in total hip replacement on prosthesis and cement stiffness // J. Biomed. Eng. –1980. –Vol.2, №2. –P.54-59.

Список больных

Приложение Б

**РЕКОМЕНДАЦИИ ПО ПРОФИЛАКТИКЕ АСЕПТИЧЕСКОЙ
НЕСТАБИЛЬНОСТИ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА**

Клиническая практика эндопротезирования показывает, что профилактика его осложнений является многофакторной и трудной проблемой. Основные два её направления состоят в рассмотрении взаимодействия объекта с окружающей внешней средой и адаптации эндопротеза в системе опорно-двигательного аппарата. Исходя из этого, можно выделить ведущие моменты профилактического направления в эндопротезировании:

– сохранение субхондральной пластинки вертлужной впадины, т.к. она играет важную механическую роль в перераспределении напряжений при эндопротезировании, защищая губчатую кость от высокого напряжения (ее отсутствие может являться причиной протрузии эндопротеза в полость таза).

– При выполнении операции, особенно по поводу диспластического артроза или последствий травмы вертлужной впадины, когда последняя имеет либо недостаточные размеры, либо форму для полного погружения чашки эндопротеза, исходя из наших исследований, целесообразно моделировать вертлужную впадину за счет трансплантатов, а не за счет ее углубления.

– Необходимо устанавливать чашку эндопротеза в вертлужную впадину только в определенном положении, в частности, угол инклинации чашки эндопротеза может колебаться в пределах $>35^{\circ}$, но $<55^{\circ}$. При таком положении снижается риск развития ранней асептической нестабильности чашки эндопротеза.

– В случаях, когда после установки чашки эндопротеза в правильном положении обнаруживаются дефекты перекрытия чашки стенками вертлужной впадины, необходимо восстановить эти стенки за счет костных ауто-трансплантатов из удаленной головки бедренной кости.

– Наиболее низкий риск развития ранней асептической нестабильности ножки эндопротеза наблюдается при правильном положении ножки в костно-мозговом канале (нейтральное или вальгусное).

– При наличии у пациентов системного или локального остеопороза операцией выбора является цементное эндопротезирование тазобедренного сустава.

Учеты этих биомеханических факторов позволяют значительно снизить риск развития ранней асептической нестабильности компонентов эндопротеза тазобедренного сустава бесцементным креплением.