

© Коллектив авторов, 2009

ПРИМЕНЕНИЕ МАТЕМАТИЧЕСКОГО КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРИ РАЗРАБОТКЕ И ПРОГНОЗИРОВАНИИ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ПОВЕДЕНИЯ ЭНДОПРОТЕЗОВ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

А.А. Ильин, А.М. Мамонов, В.Н. Карпов, Н.В. Загородний, А.В. Балберкин

Инженерно-медицинский центр «МАТИ-Медтех» ГОУ ВПО МАТИ — Российский государственный технологический университет им. К.Э. Циолковского, ФГУ «Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова Росмедтехнологий», Москва

Обоснованы и продемонстрированы целесообразность и главные принципы применения математического компьютерного моделирования при разработке и прогнозировании биомеханического поведения эндопротезов тазобедренного сустава. Приведены общие требования к построению моделей биотехнических систем и подходы к выбору исходных данных для моделирования, обеспечивающие достоверность и информативность результатов расчетов. Представлены конкретные примеры применения математического моделирования для оптимизации конструкций, выбора материалов и прогнозирования биомеханического поведения компонентов эндопротезов, производимых группой «Ильком-БМСИ» в течение последних 10 лет.

Ключевые слова: биомеханика, эндопротез, математическое моделирование, биотехническая система, материал, конструкция.

Use of Mathematic Computer Modeling for Elaboration and Prognostication of Hip Implant Biomechanical Behavior

A.A. Il'in, A.M. Mamonov, V.N. Karpov, N.V. Zagorodniy, A.V. Balberkin

Reasonability and main principles of mathematic computer modeling application for elaboration and prognostication of biomechanical behavior of hip joint implants are substantiated and demonstrated. General requirements to modeling of biomechanical systems and choice of initial data to provide trustworthiness and informativeness of calculation results are given. Concrete examples of mathematic modeling use for optimization of constructions, choice of materials and prognostication of biomechanical behavior of implant components produced by group «Ilkom-BMSI» within the last 10 years are presented.

Key words: biomechanics, mathematic modeling, biotechnical system, construction.

Одним из важнейших этапов разработки и проектирования силовых имплантируемых конструкций является биомеханическое обоснование их работоспособности и надежности, т.е. способности материалов имплантата сопротивляться разрушению или необратимой деформации под действием функциональных нагрузок различного характера и величины [2, 11]. В настоящее время наиболее распространенный метод решения этой задачи — математическое (компьютерное) моделирование механического поведения системы «имплантат — структуры организма» в процессе или в результате нагружения. Широкие возможности современной компьютерной техники и программного обеспечения, мощный универсальный математический аппарат обеспечивают достаточную достоверность, оперативность и гибкость прогнозирования поведения таких систем с учетом влияния многих внутренних (структура системы, свойства материалов, условия взаимодействия компонентов системы на границах раздела и т.д.) и внешних (тип, величина, точки приложения нагрузок, ограничения перемещений точек и объемов системы и др.) факторов.

Математическое моделирование дает необходимую информацию для решения и другой, не менее важной проблемы — обеспечения механической совместимости имплантата со структурами организма, которая определяет возможность, продолжительность и результат адаптации этих структур к функционированию в новой биотехнической системе (рис. 1). Изменение биомеханики системы в результате имплантации конструкций для остеосинтеза, укрепления или замещения связочно-хрящевых структур, эндопротезов суставов и костей и т.д. может приводить к изменению состава, структуры, объема, свойств костной и других тканей. Например, при исключении каких-либо объемов костных структур из процесса передачи силовых потоков (нагрузок) должен происходить их лизис, и, напротив, в случае чрезмерной концентрации механических напряжений (так называемый стресс-шилдинг) можно прогнозировать увеличение плотности и объема костной ткани в месте значительного превышения нормального уровня нагрузок [8, 9, 15]. Если же механические напряжения превышают предел прочности костной ткани



Рис. 1. Схема формирования биотехнической системы при имплантации в организм человека силовых конструкций.

при данной схеме нагружения как для существенно анизотропных кортикальных костей, так и для квазиизотропных спонгиозных, следует ожидать разрушения кости, и в этом случае конструкция имплантата и/или выбор материала для него являются неудачными.

В общем случае механическая совместимость имплантата может быть оценена по степени подобия напряженно-деформированного состояния и механического поведения биологических компонентов биотехнической системы (например, сохраненных при эндопротезировании сустава костных структур) состоянию и поведению соответствующей биологической системы в здоровом неповрежденном состоянии при одинаковых функциональных нагрузках.

Математическое моделирование может также дать полезную информацию о поведении имплантата и взаимодействующих с ним структур организма в «нштатных» ситуациях, обусловленных, например, неточностями в планировании и технике выполнения самой хирургической операции. Эта информация позволяет сформулировать дополнительное (к медицинским) «техническое» обоснование правильного выбора и точной установки имплантата.

Очевидно, что «встраивание» математического моделирования в схему проектирования имплантата не только дает важнейшую информацию о функционировании системы «имплантат — структуры организма», но и позволяет создать эффективную обратную связь в самом процессе проектирования, обеспечивающую оперативную оптимизацию геометрических и/или физико-механических параметров имплантата. При этом «сигналом» к корректировке конструкции и выбора материала имплантата (или его структурного состояния, определяющего свойства), по нашему мнению, является даже не превышение механическими параметрами состояния компонентов биотехнической системы определенных критических значений, например, напряжений разруше-

ния, — в этом случае необходимость корректировки очевидна. Как показал наш опыт проектирования имплантатов с использованием компьютерного моделирования, а также опыт проведения технических и клинических испытаний, внесение изменений в конструкцию имплантата или его свойства целесообразно уже при уровне расчетных механических параметров в 70–80% от критических. Это обусловлено многими причинами и их возможным неблагоприятным сочетанием. Во-первых, ограничена точность результатов расчетов — возможностями как самого применяемого математического метода, так и техники моделирования. По нашим оценкам, при приемлемом времени расчета варианта, определяемом сложностью созданной модели, абсолютная ошибка результата может составить 5–10%. Кроме того, необходимо учитывать возможность превышения реальных нагрузок на имплантат по сравнению с расчетными, несовпадение реального положения имплантата с его «идеальной» установкой в модели, отличия в анатомии и свойствах структур организма от заданных в модели среднестатистических значений и многие другие факторы. Совокупное влияние этих факторов должно «компенсироваться» коэффициентом запаса надежности, который равен отношению «критического» параметра механического поведения данного компонента системы (напряжения или деформации разрушения, максимально допустимые смещения и т.д.) к соответствующему расчетному значению. По нашему мнению, этот коэффициент должен составлять не менее 1,3–1,5.

В качестве общих требований к математической компьютерной модели необходимо указать следующие:

- обеспечение высокого подобия объемной анатомической форме и размерам реальной системы;
- учет гетерогенности структуры биотехнической системы и ее компонентов;
- обоснованное задание физико-механических свойств структур организма, материалов имплантата, вспомогательных материалов (например, костного цемента при эндопротезировании), для чего необходимы тщательный анализ литературных данных и/или проведение собственных экспериментов;
- по возможности наиболее точная имитация характера и величины функциональных нагрузок;
- учет характера и параметров взаимодействия компонентов системы на контактных поверхностях.

Однако стремление выполнить каждое из этих требований в максимальной степени вряд ли целесообразно и должно ограничиваться принципом разумной достаточности. Так, создание чрезмерно точных и сложных моделей, в которых подробно воспроизводятся все, в том числе мелкие, не имеющие существенного функционального значения элементы конструкции имплантата или кости,

практически не повышая точности результатов расчета, резко увеличивает его продолжительность, а в некоторых случаях приводит к «несходимости» решаемой задачи. Кроме того, попытки тщательной конкретизации модели, как правило, нивелируются приближенностью задания физико-механических свойств биологических объектов, так как в подавляющем большинстве случаев приходится пользоваться некоторыми среднестатистическими данными.

Учет всей совокупности внешних сил и моментов, действующих на систему «имплантат — структуры организма», является весьма сложной задачей, требующей для своего решения значительных технических и временных ресурсов. В большинстве случаев, в зависимости от конкретной цели расчета, можно ограничиться рассмотрением нескольких нагрузочных факторов, наиболее опасных для стабильности и работоспособности системы, например, по своей величине и циклической повторяемости. Аналогичные подходы могут применяться и по отношению к другим перечисленным требованиям.

В настоящее время наиболее распространенным и эффективным численным методом анализа напряженно-деформированного состояния и механического поведения сложных многокомпонентных систем гетерогенного строения является метод конечных элементов (МКЭ). Для реализации этого метода объемную геометрическую модель системы разбивают на отдельные конечные элементы простой формы, создавая непрерывную конечно-элементную сетку. Не вдаваясь в подробности метода, исчерпывающе описанного в литературе [10], отметим лишь, что МКЭ является итерационным, так как решения (поэлементные напряжения, деформации, скорости деформации), полученные на каждом временном шаге, служат начальными условиями для очередного расчета.

Далее приведено несколько конкретных примеров применения математического моделирования, иллюстрирующих возможности и результаты оптимизации конструкции имплантатов, выбора материалов, их структурного состояния и свойств, прогнозирования механической совместимости и других аспектов биомеханического поведения систем с имплантатами, разработанными (совместно с отечественными медицинскими учреждениями) и серийно производимыми группой компаний «Ильком-БМСИ» в течение последних 10 лет. Во всех случаях для компьютерной реализации МКЭ была использована универсальная программа ANSYS.

Пример 1. Ножка бедренного компонента цементной фиксации эндопротеза тазобедренного сустава «СФЕН» применяется в клинической практике с 1999 г. и показала высокую надежность и выживаемость [1, 3]. Ножка изготавливается из титанового сплава, имеет форму триклина и полированную поверхность, упрочненную по специальной нанотехнологии [7] (рис. 2). При разработке типоразмерного ряда был применен принцип геометрического подобия элементов конструкции с увеличивающимся от 5 до 13° углом клина во фронтальной плоскости и соответствующим радиусом сопряжения этого клина с шейкой конуса для фиксации головки бедренного компонента эндопротеза. Подробный анализ биомеханического поведения системы «ножка СФЕН — бедренная кость», исходные физико-механические свойства материалов, использованные в расчетах, принципы построения моделей, удовлетворяющие изложенным выше требованиям, представлены в ранее опубликованных работах [5, 12]. Математическое моделирование на стадии разработки и проектирования позволило провести оптимизацию геометрии ножек малых типоразмеров, что обеспечило в частности повышение надежности цементной мантии по отношению к циклическим нагрузкам, возникающим при ходьбе. Величина этих нагрузок может достигать 4–5 весов человека [13], поэтому расчеты проводились для нагрузок 2800–3700 Н в зависимости от типоразмера. Так, расчет напряжений

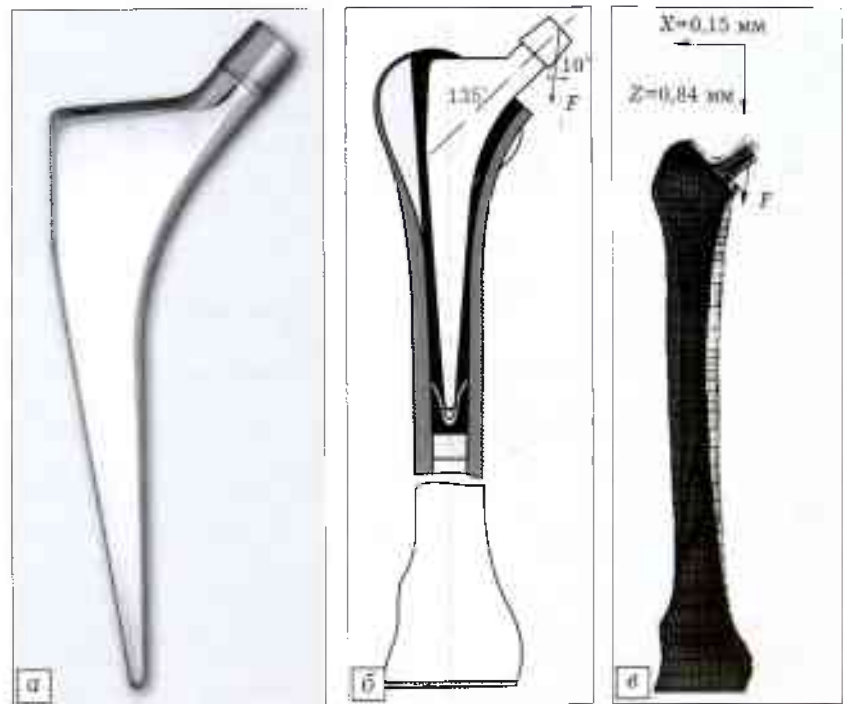


Рис. 2. Ножка бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава «СФЕН» (а), геометрическая модель (разрез фронтальной плоскостью) системы «бедренная кость — цементная мантия — ножка эндопротеза» (б) и конечно-элементная модель этой системы (в): деформация в масштабе 10:1 при нагрузке 2800 Н (X, Z — смещения центра бедренной головки, в мм).

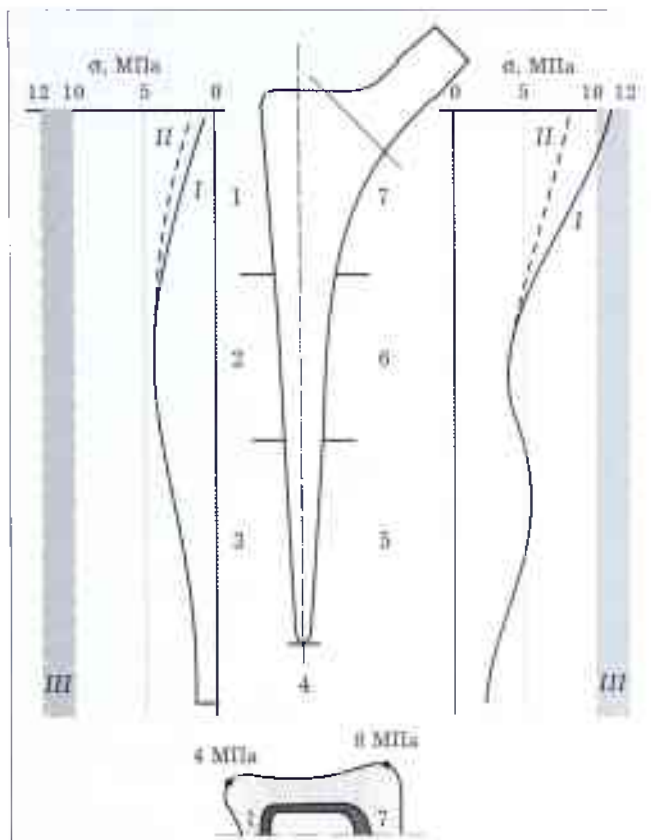


Рис. 3. Распределение максимальных растягивающих напряжений в цементной мантии по зонам Груена и их эпюра по зонам 1–7 для ножки эндопротеза «СФЕН» минимального типоразмера при нагрузке 2800 Н.

I — до оптимизации геометрии ножки, *II* — после оптимизации, *III* — усталостная прочность костных цементов.

в цементной мантии, возникающих вследствие неизбежного при ходьбе циклического возвратно-поступательного смещения клиновидной ножки в направлении продольной оси бедра, показал следующее. Растягивающие напряжения в костном цементе в районе 7-й зоны Груена для ножек наименьшего типоразмера с минимальным углом клина, и соответственно минимальным радиусом сопряжения клина с шейкой, составили около 11 МПа (рис. 3). Усталостная прочность (напряжения разрушения при циклической нагрузке) большинства костных цементов фирм-производителей, определяемая по наиболее «жесткой» схеме нагружения (растяжение—сжатие), составляет 10–12 МПа (см. рис. 3). В соответствии с изложенным подходом была проведена корректировка конструкции ножки данного типоразмера без изменения принципа построения типоразмерного ряда — углов клина во фронтальной плоскости. В результате увеличения радиуса сопряжения клина с шейкой уровень напряжений в цементной мантии в районе дуги Адамса был снижен до 8 МПа. Учитывая, что реальная схема нагружения цементной мантии значительно более «мягкая», чем при сертификационных усталостных испытаниях образцов костных цементов, можно считать, что по усталостной проч-

ности цементной мантии был достигнут желаемый запас надежности этого компонента системы.

Пример 2. Эндопротез «МАТИ—ЦИТО» предназначен для восстановления опорной и двигательной функций нижней конечности человека при оперативном лечении заболеваний и повреждений тазобедренного сустава и проксимальной части бедренной кости. Бедренный компонент эндопротеза состоит из проксимальной и дистальной частей, а также головки искусственного сустава, которые изготавливаются из титанового сплава с использованием специальных технологических обработки, обеспечивающих необходимый комплекс функциональных свойств (рис. 4). Проксимальная часть бедренного компонента имеет опорную площадку, которая при установке фиксируется на плоскости остеотомии бедренной кости. Предусмотрен типоразмерный ряд по длине проксимальной части для различных уровней резекции бедренной кости. Дистальная часть бедренного компонента устанавливается в костномозговой канал и фиксируется с помощью костного цемента или посадкой «press-fit».

Напряженно-деформированное состояние сохраненной части бедренной кости при нагрузках, реализуемых в процессе ходьбы (см. пример 1) и передаваемых через опорную площадку проксимальной части эндопротеза на плоскость остеотомии, а также через дистальную часть эндопротеза, определяется сочетанием изгиба в латерально-медиальном направлении (во фронтальной плоскости) и сжатия вдоль оси бедра. Такое сочетание нагрузок обуславливает наличие сжимающих напряжений с медиальной стороны бедренной кости и растягивающих — с латеральной. Расчеты, проведенные для здоровой неповрежденной бедренной кости, показали, что при максимальной нагрузке, достигаемой в одной из фаз шага [13], напряжения сжатия в верхней трети бедренной кости с медиальной стороны находятся в интервале 30–40 МПа (исключая зоны шейки бедра и малого вертела, где эти напряжения выше), а напряжения растяжения с латеральной стороны — в интервале 15–30 МПа [5]. Расчет модели с эндопротезом «МАТИ—ЦИТО» показал, что напряжения сжатия кости с медиальной стороны вблизи уровня остеотомии (соответствующего верхней трети бедренной кости) достигают 60 МПа, а с латеральной стороны близки к нулю (рис. 5). Существенное (в 1,5–2 раза) увеличение нагрузки с медиальной стороны кости позволяет прогнозировать гипертрофию костной ткани вследствие костного ремоделирования. «Местное» увеличение объема костной ткани, воспринимаяющей нагрузки, в свою очередь должно приводить к постепенному снижению напряжений до нормального уровня. С латеральной же стороны можно прогнозировать остеолитический процесс тех объемов костной ткани, в которых механические напряжения практически отсутствуют. На рис. 6 представлен клинический пример,

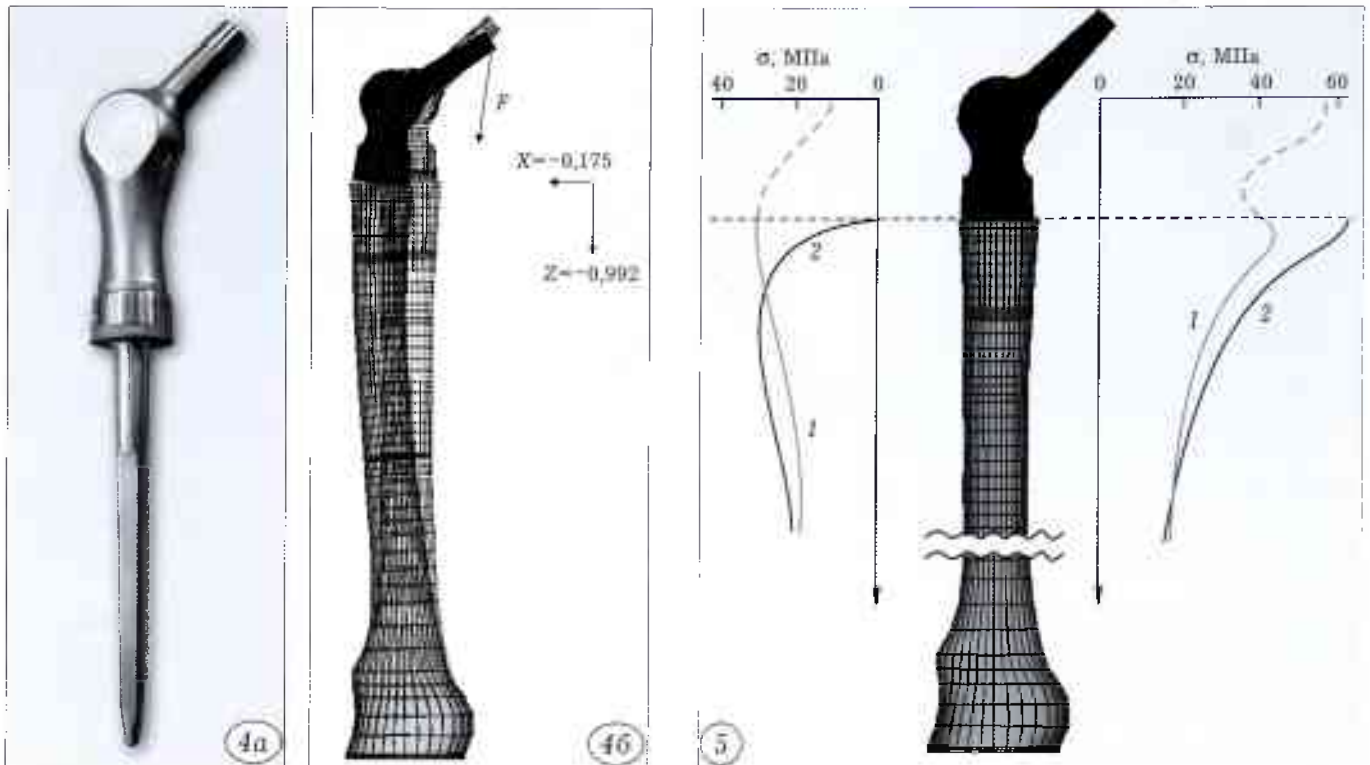


Рис. 4. Бедренный компонент эндопротеза «МАТИ—ЦИТО» (а) и конечно-элементная модель системы «бедренная кость — костный цемент — эндопротез» (б): деформация в масштабе 10:1 при нагрузке 3300 Н (X, Z — смещения центра бедренной головки, в мм).

Рис. 5. Распределение растягивающих ($+\sigma$) и сжимающих ($-\sigma$) напряжений в кортикале здоровой (неэндопротезированной) бедренной кости (1) и в кортикале сохраненной при эндопротезировании бедренной кости (2) при нагрузке 3300 Н.

подтверждающий реализацию этих явлений. Интересно отметить, что кроме образования «шведстала» (примерно через 8 мес после эндопротезирования) в месте концентрации напряжений происходит нарастание костной ткани вдоль цилиндрической поверхности проксимальной части имплантата (через 1,5 года), что связано с остеоинтеграцией и обеспечивает вторичную биологическую фиксацию эндопротеза.

Однако следует иметь в виду и возможность противоположного эффекта. Когда площадь контакта опорной поверхности проксимальной части эндопротеза с костью слишком мала, напряжения с медиальной стороны вблизи плоскости остеотомии могут превысить критический уровень, при котором велика вероятность лизиса костной ткани вследствие чрезмерной перегрузки. Это возможно, например, при неточном выполнении резекции, когда плоскость остеотомии не перпендикулярна оси канала бедренной кости, или при слишком малой толщине кортикала на уровне остеотомии в сочетании с несплошностью цементной мантии.

Пример 3. Чаша вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава бесцементной фиксации, устанавливаемая в вертлужной впадине посадкой «press-fit», изготавливается из титанового сплава BT6 (Ti-6Al-4V). Внешняя, контактирующая с костью поверхность чаши имеет по-



Рис. 6. Рентгенограмма пациента с установленным эндопротезом «МАТИ—ЦИТО» через 1,5 года после операции.

ристую структуру с регламентированным размером открытых и закрытых пор от 100 до 500 мкм (рис. 7). Пористый слой формируется путем плазменного нанесения на поверхность чаши чистого



Рис. 7. Чаша вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава бесцементной фиксации (а) и конечно-элементная модель системы «тазовая кость — чаша — вкладыш из сверхвысокомолекулярного полиэтилена» (б); на модели показаны головка бедренного компонента, точка приложения и направление действия расчетной нагрузки.

титана с последующей термоводородной обработкой (ТВО). ТВО устраняет границу раздела основы с покрытием, создавая в сечении чаши непрерывную градиентную структуру и исключая отслаивание покрытия в процессе эксплуатации. Материал поверхности и ее пористая структура создают отличные условия для остеоинтеграции и надежной вторичной биологической фиксации. За 8 лет эксплуатации не зафиксировано ни одного случая нестабильности чаши.

Посадка «с натягом» и функциональные нагрузки, передаваемые через чашу, например, при ходьбе, создают в ней сложное напряженно-деформированное состояние с неоднородным распределением механических напряжений. Проведенное компьютерное моделирование биотехнической системы «тазовая кость — чаша — вкладыш из сверхвысокомолекулярного полиэтилена» показало, что максимальные растягивающие напряжения при пиковом значении функциональной циклической

нагрузки (3300 Н) достигаются в экваториальной части чаши вблизи линии действия нагрузки (рис. 8). Их величина в зависимости от разности диаметров чаши и вертлужной впадины («натяг», определяющий надежность первичной фиксации чаши посадкой «press-fit») составила 50–60 МПа. Такой уровень напряжений намного ниже усталостной прочности не только сплава ВТ6 (300–450 МПа), но и технического чистого титана марки ВТ1-0 (190–270 МПа). Полученные результаты обосновывают возможность замены материала чаши — сплава ВТ6 на сплав ВТ1-0. Такая замена позволит улучшить биологическую совместимость чаши за счет исключения из состава материала токсичного ванадия, на что в последнее время обращают серьезное внимание исследователи и разработчики материалов для имплантатов [4, 6, 14]. При этом расчетный запас надежности конструкции чаши составит не менее 2 даже с учетом конструктивных концентраторов напряжений, например, отверстий для винтов.

В рамках одной статьи невозможно осветить все аспекты применения математического моделирования как необходимого и эффективного этапа проектирования имплантатов и прогнозирования их механического поведения в организме человека, а тем более проиллюстрировать их конкретными примерами. Инженерно-медицинским центром «МАТИ-Медтех» РГТУ им. К.Э. Циолковского совместно с группой компаний «Ильком-БМСИ» при активном творческом участии ведущих российских медицинских учреждений и специалистов за 10-летний период разработано около 30 наименований конструкций имплантатов и их компонентов различного назначения с инструментами для установки. Большинство изделий внедрено в серийное производство и нашло успешное применение в отечественных и зарубежных клиниках. В процессе разработки и оптимизации их конструкций, технологий производства, выбора материалов широко использовалось и ис-

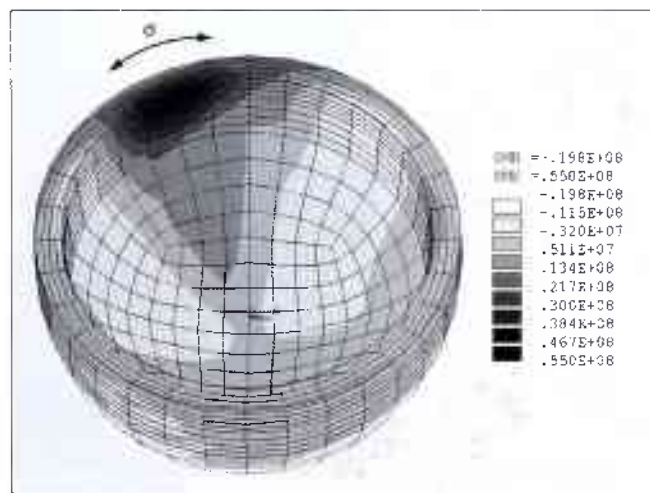


Рис. 8. Распределение напряжений тангенциального направления (показано стрелкой) в чаше при разности диаметров чаши и вертлужной впадины 0,5 мм и нагрузке 3300 Н.

пользуется в настоящее время математическое компьютерное моделирование. Кроме того, большое внимание уделяется аналогичному теоретическому анализу биомеханического поведения имплантатов, разработанных другими фирмами, в том числе ведущими зарубежными. Это также дает ценную информацию для постоянного совершенствования конструкций, улучшения их функциональных свойств, а в некоторых случаях и создания новых медицинских технологий и методов оперативного лечения.

Приведенные здесь и применяемые на практике принципы проектирования в совокупности с самыми современными технологиями производства, в том числе уникальными нанотехнологиями [9], во многом обеспечивают высокое качество эндопротезов с торговой маркой «БМСИ».

ЛИТЕРАТУРА

1. Балберкин А.В., Ильин А.А., Мамонов А.М. и др. Применение отечественных эндопротезов «СФЕН-Ц» и «ИЛЬЗА» у больных остеопорозом //Кремлевская медицина. — 2007. — N 1. — С. 67–69.
2. Вильямс Д.Ф., Роуф Р. Имплантаты в хирургии: Пер. с англ. — М., 1978.
3. Загородний Н.В., Ильин А.А., Мамонов А.М. и др. Эндопротез тазобедренного сустава «СФЕН-Ц» цементной фиксации и результаты тотального эндопротезирования с его использованием //Науч. труды МАТИ—РГТУ им. К.Э. Циолковского. — М., 2006. — Вып. 11 (83). — С. 253–257.
4. Ильин А.А., Мамонов А.М., Скворцова С.В., Карпов В.Н. Применение материалов на основе титана для изготовления медицинских имплантатов //Металлы. — 2002. — N 3. — С. 97–104.
5. Ильин А.А., Загородний Н.В., Мамонов А.М. и др. Обоснование конструкции и исследование биомеханического поведения клиновидной ножки цементной фиксации эндопротезов тазобедренного сустава //Вестн. травматол. ортопед. — 2005. — N 3. — С. 3–10.
6. Ильин А.А., Скворцова С.В., Мамонов А.М. и др. Применение титана и его сплавов в медицине //Перспективные технологии легких и специальных сплавов (к 100-летию со дня рождения академика А.Ф. Белова). — М., 2006.
7. Ильин А.А., Мамонов А.М., Скворцова С.В. и др. Некоторые инновационные технологии в производстве медицинских имплантатов из титановых сплавов //Технология легких сплавов. — 2007. — N 3. — С. 131–137.
8. Карлов А.В., Шахов В.П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. — Томск, 2001.
9. Мюллер М.Е., Альговер М., Шнайдер Р., Виллинегер Х. Руководство по внутреннему остеосинтезу. — М., 1996.
10. Сегерлинд Л. Применение метода конечных элементов. — М., 1979.
11. Brunette D.M., Tengvall P., Textor M., Thomsen P. Titanium in medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications. — Berlin; Heidelberg; New York, 2001.
12. Evans F. Mechanical properties of bone. — Springfield, Illinois, 1973.
13. Introduction to the biomechanics of joints and joint replacement /Eds. D. Dowson, V. Wright. — London, 1981. — P. 254.
14. Okazaki Y., Shimura E. Corrosion resistance, mechanical properties, corrosion fatigue strength and biocompatibility of new Ti alloys without V for medical implants //Proc. World conf. on titanium, 9th. — St. Petersburg, 1999. — P. 1135–1150.
15. The Zweymuller total hip prostheils: 15 years' experience: Proc. of the Wiener Symposium, 3rd. — 1994.

Сведения об авторах: Ильин А.А. — акад. РАН, доктор техн. наук, декан факультета ГОУ ВПО «МАТИ — РГТУ им. К.Э. Циолковского»; Мамонов А.М. — доктор техн. наук, профессор кафедры «Материаловедение и технология обработки материалов» ГОУ ВПО «МАТИ — РГТУ им. К.Э. Циолковского»; Карпов В.Н. — канд. техн. наук, доцент кафедры «Материалы и технологии в травматологии и ортопедии» ГОУ ВПО «МАТИ» — РГТУ им. К.Э. Циолковского; Загородний Н.В. — профессор, доктор мед. наук, зав. отделением эндопротезирования крупных суставов ЦИТО им. Н.Н. Приорова; Балберкин А.В. — профессор, доктор мед. наук, зав. отделением костной патологии ЦИТО им. Н.Н. Приорова.

Для контактов: Мамонов Андрей Михайлович. 121552, Москва, ул. Оршанская, дом 3, кафедра «МиТОМ». Тел.: (499) 141–94–62. E-mail: mitom@implants.ru

ВНИМАНИЕ !

Подписаться на «Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова» можно в любом почтовом отделении

Наши индексы в Каталоге «ГАЗЕТЫ И ЖУРНАЛЫ» АО «Роспечать»:
 для индивидуальных подписчиков **73064**
 для предприятий и организаций **72153**

В розничную продажу «Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова» не поступает

