

В Е С Т Н И К
ТРАВМАТОЛОГИИ
И ОРТОПЕДИИ
ИМЕНИ Н.Н.ПРИОРОВА



НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ
ОСНОВАН В 1994 ГОДУ

3
июль-сентябрь
2005

ИЗДАТЕЛЬСТВО «МЕДИЦИНА»

© Коллектив авторов, 2005

ОБОСНОВАНИЕ КОНСТРУКЦИИ И ИССЛЕДОВАНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ПОВЕДЕНИЯ КЛИНОВИДНОЙ НОЖКИ ЦЕМЕНТНОЙ ФИКСАЦИИ ЭНДОПРОТЕЗОВ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

А.А. Ильин¹, Н.В. Загородний^{2, 4, 5}, А.М. Мамонов¹, А.В. Балберкин³, В.Н. Карпов¹,
В.И. Макунин⁴, Х.М. Магомедов⁵, А.Р. Палтиевич⁶

¹«МАТИ» — Российский государственный технологический университет им. К.Э. Циолковского,

²Российский университет дружбы народов,

³Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова,

⁴Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова,

⁵Городская клиническая больница № 13,

⁶Фонд развития материаловедения и технологии обработки материалов, Москва

Даны анализ и классификация существующих конструкций ножек бедренного компонента эндопротезов цементной фиксации по способу передачи механической нагрузки. Описаны основные требования к конструкциям, определяющие их функциональные свойства и работоспособность с позиций механической совместимости. На примере ножек «Сфен» продемонстрирован подход к анализу и прогнозированию напряженно-деформированного состояния и механического поведения системы «эндопротез—бедренная кость» при действии функциональных нагрузок как важнейшему элементу проектирования эндопротезов. Созданы анатомически подобные объемные геометрические модели системы. Методом конечных элементов проведены компьютерные расчеты напряжений и деформаций каждого компонента системы: ножки эндопротеза, цементной мантши, костных структур. По результатам расчетов определены критические с точки зрения усталостного разрушения и эрозионного износа элементы системы. Конкретизированы требования к элементам конструкции и состоянию поверхности ножки, приведен пример оптимизации геометрии ножки. По совокупности рассчитанных параметров механического поведения естественной и протезированной имплантатом «Сфен» бедренной кости сделаны выводы об их адекватности и функциональной надежности эндопротеза.

The analysis and classification of the existing designs of femoral stems for cement implants is presented according to the way of mechanical load transfer. The main requirements to the designs defining their functional properties and working capacity as mechanical compatibility are described. As a major stage of the implant designing, the approach to the analysis and forecasting of stress-deformed state and mechanical behavior of system «implant – femoral bone» is shown on the example of «Sfen» stems at functional loading. 3-D anatomically identical geometric models of the system were created. Computer calculations of stress and deformation of every component of the system including the stem, cement mantles, bone structures were performed by finite-element technique. Critical elements of the system in view of fatigue and erosion wear were determined on the basis of calculations. Requirements to the construction elements and conditions of stem surface are concretized and the example of the stem geometry optimization is given. Conclusions on the adequacy and functional reliability of the implant are made on the basis of the calculated parameters.

Разработка и производство эндопротезов тазобедренного сустава имеет целью не только создание качественного, надежного имплантата, способного сохранять свои функциональные свойства на протяжении длительного времени. Эндопротезирование — это, по существу, создание новой биомеханической и биохимической системы, компонентами которой являются как сам имплантат, так и взаимодействующие с ним живые структуры организма (костные, связочные, мышечные), а также материалы, играющие роль механического связующего звена между отдельными элементами эн-

допротеза и костными структурами (костный цемент) [9, 15]. Восстановление опорно-двигательной функции при эндопротезировании тазобедренного сустава в значительной степени определяется возможностью, полнотой и продолжительностью адаптации сохраненных костных структур к новым условиям функционирования в системе «эндопротез—костный цемент (при цементной фиксации) — костные структуры—другие структуры организма (мышечные, связочные, питающие и т.д.)». Это в свою очередь зависит от уровня и распределения механических напряжений, генерируемых

в костных структурах в результате их взаимодействия с компонентами эндопротеза как в период реабилитации, так и при нормальных функциональных нагрузках.

Физико-механические свойства и геометрические параметры эндопротеза определяют механическое поведение системы и в то же время оказывают существенное влияние на биологические процессы в костных структурах [9, 15]. Очевидно, что именно комплекс свойств эндопротеза во многом должен обеспечивать длительную работоспособность как каждого компонента новой системы, так и всей системы в целом. Иными словами, конструкция эндопротеза должна удовлетворять принципу механической совместимости.

Все многообразие существующих конструкций бедренных компонентов цементной фиксации может быть разделено на три группы по способу передачи нагрузки от имплантата к цементной мантии и костным структурам при реализации основной функции тазобедренного сустава — обеспечении прямохождения и поддержания тела в вертикальном положении. На рис. 1 для простоты сравнения направление действия нагрузки показано совпадающим с продольной осью ножки бедренного компонента эндопротеза.

В конструкциях первого типа (Exeter) нагрузка передается за счет клиновидной или конусной посадки ножки в цементной мантии [11]. В этом случае продольная нагрузка вызывает формирование в цементной мантии и костных структурах сложного напряженно-деформированного состояния с осевой (σ_z), радиальной (σ_r) и тангенциальной (σ_t) составляющими напряжений и соответствующими деформациями [5]. Соотношение этих составляющих напряжений зависит от углов клина или конуса, а их величина — от уровня нагрузки, свойств (модулей упругости) компонентов системы и их граничного взаимодействия (коэффициентов трения или адгезии) [11]. Учитывая существенную разницу модулей упругости металлической ножки

($E=100-140$ ГПа для титана и его сплавов) [4]), костного цемента на основе полиметилметакрилата ($E=2-3$ ГПа [13]), кортикальной кости ($E=10-20$ ГПа в зависимости от направления измерения) и спонгиозной кости ($E=0,5-2$ ГПа [9]), а также прочное сцепление цементной мантии с костными структурами, при такой схеме передачи нагрузки (циклической при ходьбе) неизбежно циклическое осевое смещение ножки в цементной мантии. Величина этого смещения зависит от коэффициента трения пары металл—цемент и определяет работу фрикционных сил, приводящую к износу компонентов. Поэтому в конструкциях данного типа необходимо добиваться максимально возможной чистоты обработки поверхности ножек, минимизирующей коэффициент трения. Клиновидная форма ножки обеспечивает передачу нагрузки от имплантата в основном в дистальной части кости. Геометрические параметры ножки определяются размером и формой бедренной кости и костномозгового канала, однако при проектировании типоразмерного ряда и выборе признаков подобия необходимо принимать во внимание уровень и направление напряжений, возникающих как в самой ножке, так и в окружающих ее компонентах. В частности, напряжения в цементной мантии не должны превышать предела усталости костного цемента при растяжении—сжатии с учетом изменений его свойств за счет ползучести [13]. Напряжения и деформации в костных структурах должны быть сопоставимы с их естественным уровнем и распределением во избежание лизиса от чрезмерных или недостаточных нагрузок.

В конструкциях второго типа (типа Harris [12]) предусматривается опорная площадка — воротник, через который нагрузка передается на цементную мантию и кортикальную кость непосредственно в плоскости остеотомии. В этом случае осевая нагрузка создает перпендикулярные к плоскости остеотомии сжимающие напряжения в цементе и костных тканях. Уровень этих напряже-

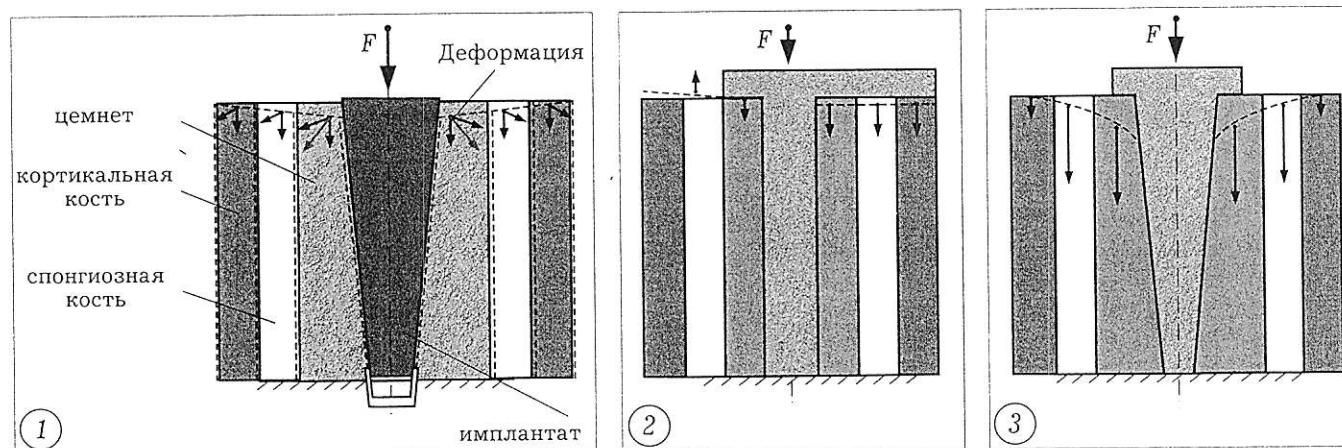


Рис. 1. Схемы, иллюстрирующие деформацию системы «имплантат (ножка эндопротеза)—цементная мантия—костные структуры» при разных способах передачи механической нагрузки. Ножки: 1 — типа Exeter, 2 — типа Harris, 3 — типа Charnley.

ний определяется площадью контакта и соотношением модулей упругости кости, цемента и ножки. Однако в силу их существенного различия и в этом случае неизбежно циклическое возвратно-поступательное движение ножки относительно цементной мантии. Его величина максимальна у дистального конца ножки, но значительно меньше, чем у ножек первого типа. Сочетание первого и второго типов конструкции, т.е. использование и воротника, и конусной дистальной части (наиболее целесообразно при выраженном остеопорозе), позволяет распределить нагрузки, действующие со стороны имплантата, между дистальной и проксимальной частями бедренной кости.

Конструкции ножки эндопротеза третьего типа (Charnley [10]) предусматривают наличие воротника, опирающегося только на цементную мантию в плоскости остеотомии. В этом случае воротник используется для уменьшения осевого смещения ножки относительно цемента (а следовательно, и износа в паре трения металл—цемент), однако из-за огромного различия модулей упругости ножки и цемента избежать этого полностью не удается. С другой стороны, при применении конструкций такого типа создаются значительные срезающие напряжения в спонгиозе в проксимальной части бедренной кости и на границе цемент—кортикал в дистальной части.

В данной работе исследована биомеханика ножек бедренных компонентов эндопротеза «Сфен» (от греч. *sphen* — клин), относящихся к первому типу конструкций. Ножка эндопротеза «Сфен» изготавливается из титанового сплава и имеет форму клина во фронтальной и сагиттальной плоскостях с полированной ($R_a \leq 0,1$ мкм) поверхностью [2, 3] (рис. 2). Основные геометрические параметры ножек «Сфен» приведены в табл. 1.

Анализ и прогнозирование напряженно-деформированного состояния системы при действии функциональных нагрузок является важнейшим элементом проектирования эндопротезов.

Исследование биомеханики тазобедренного сустава, в том числе искусственного, при полном объеме движений и, соответственно, различных комбинациях нагрузок — самостоятельная и достаточно сложная техническая задача. В рамках данной работы в соответствии с поставленными

Табл. 1: Основные геометрические параметры ножек эндопротеза «Сфен»

Параметр	Типоразмер ножки			
	5	7	9	11
L, мм	142	142–149	142–156	142–156
α , град.	5,5	7	9	11
S, мм	37–40	37–44	37–51	37–51
R, мм	80	70	70	60

Примечание. Угол клина в сагиттальной плоскости для всех типоразмеров $3,5^\circ$.

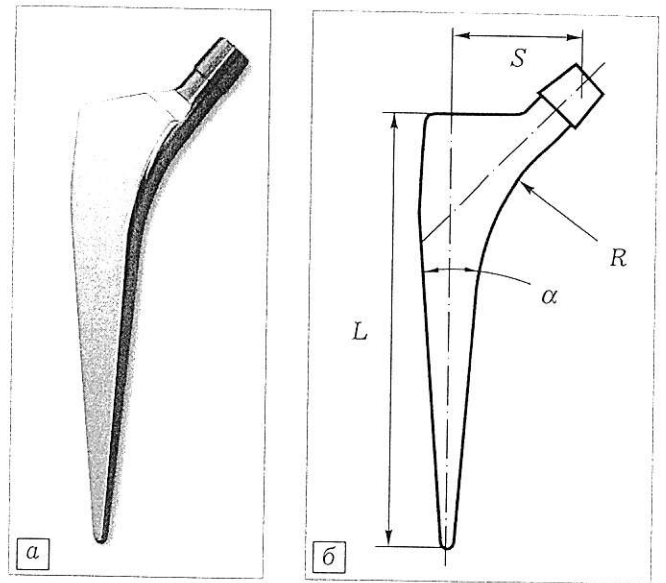


Рис. 2. Внешний вид (а) и основные геометрические параметры (б) ножки бедренного компонента эндопротеза «Сфен».

целями эта задача была существенно упрощена с учетом известных принципов механики [5].

Любая совокупность внешних сил, действующих на систему «эндопротез—цементная мантия—бедренная кость» при различных движениях человека, может быть приведена к равнодействующей силе и совокупности вращающих моментов вокруг трех ортогональных осей в системе координат с началом в центре ротации системы (центре головки бедра или эндопротеза). Напряженно-деформированное состояние в каждом элементарном объеме каждого компонента такой системы определяет работоспособность компонентов и всей системы, а также стабильность взаимного положения компонентов. Если функциональные нагрузки вызывают в каких-нибудь микрообъемах материалов компонентов напряжения, превышающие некоторые критические значения (например, предел прочности, предел текучести, предел выносливости и т.д.), то происходит либо разрушение одного или нескольких компонентов, либо их необратимая деформация, что приводит к частичной или полной потере работоспособности всей системы. Нормальное функционирование системы нарушается также при превышении допустимого относительного смещения компонентов.

Такой подход не учитывает биологическую реакцию живого организма на внешние механические воздействия, которая обеспечивает (в определенных пределах) «подстройку» системы «бедренная кость—цемент—ножка эндопротеза» к условиям функционирования. Эта «подстройка» происходит путем трансформации структуры, объема и свойств костной ткани, взаимодействующей с имплантатом, на протяжении достаточно длительного времени. В связи с этим различают первичную фиксацию эндопротеза, которая основана

прежде всего на принципах «чистой» механики, и вторичную — биомеханическую фиксацию [9].

Для анализа механического поведения системы «бедренная кость—цемент—ножка эндопротеза» и выбора принципов первичной фиксации бедренного компонента необходимо и достаточно рассмотрение нескольких наибольших по величине и «опасных» для стабильности системы нагрузочных факторов. Эти нагрузочные факторы приводят к появлению в компонентах системы «эндопротез—кость» реактивных сил, обеспечивающих механическое равновесие системы. В результате в каждом элементарном объеме системы формируется сложное упруго-пластическое объемное напряженно-деформированное состояние, описываемое тензорами напряжений и деформаций. Строгий аналитический расчет напряжений и деформаций в такой геометрически сложной многокомпонентной системе невозможен. На сегодняшний день наиболее точным, эффективным и распространенным методом численного анализа подобных систем является метод конечных элементов с универсальным программным обеспечением для компьютерных расчетов, примененный в данной работе.

Геометрическая модель системы, учитывающая анатомические особенности бедренной кости, а также точка приложения и направление равнодействующей силы, возникающей в некоторых фазах ходьбы (бега) и достигающей 4–5-кратного веса человека [15], приведены на рис. 3. Принятые для расчетов физико-механические параметры компонентов системы, взятые из литературы и уточненные в собственных экспериментах, представлены в табл. 2. Скольжение ножки относительно цементной мантии вдоль оси бедренной кости, неизбежное при данной схеме нагружения и разных модулях упругости соседних компонентов системы, учитывалось заданием коэффициента трения пары металл—цемент. Для полированной поверхности ножки ($R_a \leq 0,1$) его значение, определенное экспериментально, составило 0,13.

Величина нагрузки F (см. рис. 3) изменялась от 2400 до 3700 Н с увеличением типоразмера ножки от 5-го до 11-го, так что для ножки типоразмера 9, наиболее подходящей для «среднестатистической» бедренной кости, она составила 3300 Н. Это точно соответствует нагрузкам при технических испытаниях бедренных компонентов по международно-

му стандарту ISO7206-4. Толщина цементной мантии в дистальной части ножек была не менее 2 мм. Таким образом, был сформирован набор геометрических и конечно-элементных моделей систем «ножка эндопротеза—костный цемент—бедренная кость», а также соответствующий набор моделей бедренной кости с естественным тазобедренным суставом. Для обеспечения возможности сравнительного анализа механического поведения систем с разным типоразмером ножки величина офсета принималась постоянной ($S=40$ мм на рис. 2). В качестве опорного компонента системы использована плоская площадка толщиной 3 мм из хрящевой ткани, имитирующей хрящевую поверхность коленного сустава. Положение нижней грани площадки было зафиксировано в пространстве.

Для расчетов напряжений (σ) и деформаций (ϵ) в компонентах системы использованы системы координат цилиндрического типа. В каждом микрообъеме компонентов системы результирующий вектор σ раскладывался на: осевую компоненту σ_z , направленную вдоль оси бедренной кости (ножки эндопротеза) или по касательной к образующей поверхности, направленной снизу вверх в сторону центра ротации; радиальную σ_r , направленную перпендикулярно к образующей поверхности данного компонента в данной точке, и тангенциальную σ_t , параллельную этой поверхности.

При действии на бедренную кость результирующей силы 3300 Н, приложенной в центре головки бедра, растягивающие напряжения в кортикальных структурах имеют максимальные значения в верхней трети бедренной кости с латеральной стороны (до 30 МПа), сжимающие распределены по дуге Адамса и достигают максимума (около 50 МПа) вблизи шейки бедра. Радиальные и тангенциальные компоненты при данной нагрузке значительно меньше во всех точках кости. Деформация модели бедренной кости и смещение центра ротации показаны на рис. 4, а.

Анализ напряжений и деформаций в ножках эндопротезов под действием расчетных результирующих нагрузок дал следующие результаты. Максимальные растягивающие напряжения достигаются на латеральной поверхности шейки и в зоне так называемого критического сечения ножки. Максимальные сжимающие напряжения создаются на медиальной поверхности шейки и ножки.

Табл. 2. Физико-механические свойства компонентов моделируемых систем

Свойства	Кость кортикальная [15]		Кость спонгиозная [15]	Хрящ [15]	Костный цемент [13]	Ножка (Ti-сплав BT20) [4]	Дистальная направляющая (СВМПЭ*) [9]
	вдоль оси бедра	поперек оси бедра					
Модуль упругости, ГПа	20	10	0,5	0,1	2	110	1,5
Коэффициент Пуассона	0,3	0,3	0,3	0,25	0,3	0,3	0,25

*Сверхвысокомолекулярный полиэтилен марки «Хирулен».

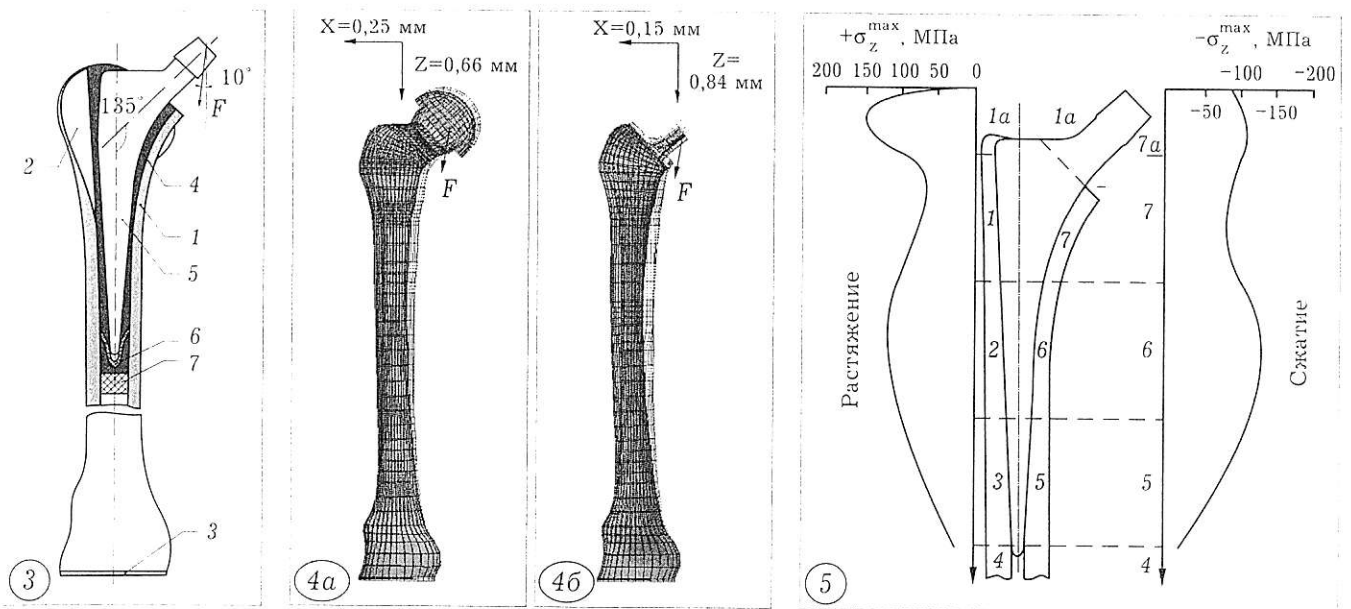


Рис. 3. Геометрическая модель системы «ножка эндопротеза—цемент—бедренная кость» (местный разрез фронтальной плоскостью).

1 — кортикальная кость; 2 — спонгиозная кость; 3 — хрящ; 4 — костный цемент; 5 — ножка эндопротеза; 6 — дистальная направляющая (СВМПЭ); 7 — пробка (СВМПЭ). F — равнодействующая сила нагружения.

Рис. 4. Деформация (в масштабе 10:1) конечно-элементной модели бедренной кости без эндопротеза (а) и с ножкой эндопротеза «Сфен»-9 (б); смещение центра ротации системы под действием расчетной нагрузки $F=3300$ Н.

Рис. 5. Распределение напряжений на латеральной (растяжение) и медиальной (сжатие) сторонах ножки эндопротеза «Сфен»-5 при расчетной результирующей нагрузке 2400 Н и офсете 40 мм (1-7 — зоны Груена).

Типичный характер распределения напряжений по зонам ножки (зонам Груена) показан на рис. 5 на примере ножки «Сфен» 5-го типоразмера. Максимальные уровни растягивающих напряжений в ножках «Сфен» других исследованных типоразмеров приведены в табл. 3.

Необходимо отметить, что напряжения в ножке (как и в других компонентах системы) существенно зависят от величины офсета, который для каждого типоразмера может варьироваться за счет применения различных типоразмеров головки бедренного компонента, что приводит к удалению (или приближению) точки приложения результирующей нагрузки от оси ножки, увеличивая (или уменьшая) величину изгибающего момента. Поэтому в табл. 3 представлены и величины напряжений, возникающих при максимальном для каждого типоразмера офсете. Следует иметь в виду, что при ошибках в установке эндопротеза, более высоких перегрузках, обусловленных разными причинами, а также вследствие погрешностей математического моделирования реальный уровень напряжений может быть на 20–30% выше расчетного.

В рассматриваемой системе наиболее критичным компонентом является цементная мантия, необратимая деформация или разрушение которой приводит к потере стабильности фиксации ножки, миграции частиц цемента, в том числе в узел трения искусственного сустава с катастрофическим износом последнего [1]. Схема передачи осевой на-

грузки от ножки эндопротеза «Сфен», имеющей форму клина в двух плоскостях, к цементной мантии и далее к костным структурам предполагает неизбежность скольжения ножки относительно цементной мантии и ее частичный возврат при снятии нагрузки. Если напряжения в цементе приводят к его пластической деформации (ползучести), может происходить постепенное увеличение общей миграции ножки относительно цемента [14, 15]. При действии нагрузки в цементе возникают осевые, радиальные и тангенциальные напряжения. Знак осевых напряжений определяется изгибом ножки, т.е. в зависимости от положения рассматриваемой точки в системе может быть положительным (растяжение) или отрицательным (сжатие). Величина осевых и тангенциальных растягивающих напря-

Табл. 3. Максимальные растягивающие напряжения в ножках эндопротеза «Сфен», возникающие при действии расчетных нагрузок

Типоразмер ножки «Сфен»	Нагрузка, Н	Напряжения, МПа	
		в шейке	в критическом сечении
7	2800	160	110
9	3300	130/150*	90/115*
11	3700	95/130*	80/115*

*Напряжения при максимальном для данного типоразмера офсете.

жений в условиях циклического нагружения не должна превышать предела выносливости цемента, который, по данным фирм-производителей [13], может достигать 10 МПа на базе 10^6 циклов (примерно 10 лет эксплуатации). Сжимающие радиальные напряжения определяют работу силы трения пары металл—цемент и для снижения износа компонентов пары должны минимизироваться, что достигается оптимизацией геометрии ножки. Уменьшению работы трения способствует также полировка поверхности ножки, снижающая коэффициент трения. Поэтому при анализе работы системы наибольшее внимание уделялось тем зонам цементной мантии, в которых достигаются максимальные значения этих напряжений.

Кроме того, большое значение с точки зрения процессов метаболизма в костных структурах имеют уровень и распределение напряжений в кортикальной и спонгиозной кости. Согласно известному закону Вольфа структура костной ткани находится в прямой зависимости от действующих на нее нагрузок. Трабекулы губчатой кости и система остеон компактной кости имеют оптимальную ориентацию и взаимосвязь для сопротивления функциональным нагрузкам. При снижении или чрезмерном увеличении нагрузки на кость, обусловленном использованием эндопротеза, масса костной ткани будет уменьшаться. Это связано с участием костных клеток — остеоцитов в процессах минерализации костной ткани и остеогенезе. Образуют массивные клеточно-матричные системы, остеоциты выступают в роли механических биосенсоров, реагирующих на изменение нагрузки на костную ткань, принимают активное участие в обмене ионов кальция и формировании костной ткани [9, 15].

Проведенные расчеты дали следующие результаты. При действии расчетных нагрузок осевые смещения ножки относительно цементной мантии зависят от углов клиновидности и радиуса R дуги Адамса. Вследствие различия упругих модулей компонентов системы, а также изгиба ножки величина этого смещения различна на латеральной и медиальной сторонах и по длине ножки. В свою очередь величина радиальных и тангенциальных напряжений в цементной мантии и костных структурах определяется глубиной «проседания» ножки под действием нагрузки. Типичное распределение относительного смещения ножки по ее длине представлено на рис. 6, величины максимальных смещений на медиальной стороне в зоне резекции и у дистального конца ножки — в табл. 4.

Анализ полученных результатов показывает, что максимальная амплитуда смещений достигается в зоне уровня резекции с медиальной стороны ножки и у ее дистального конца. По мере увеличения угла клиновидности ножки общая величина смещения и разница между зоной резекции и дистальным концом уменьшается, несмотря на увеличение расчетной нагрузки, что должно приводить к снижению и выравниванию по длине нож-

Табл. 4. Максимальное смещение ножек эндопротеза «Сфен» относительно цементной мантии под действием расчетных нагрузок

Типоразмер ножки «Сфен»	Максимальное смещение, мм	
	дистальный конец	уровень резекции (медиальная сторона)
5	0,23	0,26
7	0,21	0,23
9	0,22	0,22
11	0,13	0,12

ки тангенциальных и радиальных напряжений в цементе.

Как уже отмечалось выше, радиальные напряжения в цементной мантии на ее границе с ножкой определяют удельную работу сил трения ($dA_{mp.}^{y\theta}$), являющуюся причиной износа поверхностей трения пары цемент—металл [8]:

$$dA_{mp.}^{y\theta} = \mu \cdot \sigma_r \cdot dl,$$

где μ — коэффициент трения.

Проведенные расчеты показали, что максимальные радиальные сжимающие напряжения достигаются с медиальной стороны ножки вблизи уровня резекции (см. рис. 6). Учитывая, что в этой же зоне максимальна амплитуда смещения ножки относительно цемента, именно проксимальную часть ножки и цементной мантии следует считать наиболее уязвимой с точки зрения износа. По мере удаления от дуги Адамса уровень напряжений в цементе снижается, а их распределение по периметру мантии становится более равномерным. Следует подчеркнуть, что величина радиуса R существенно влияет на напряжения в цементе (как радиальные, так и тангенциальные). При геометрически возможном возрастании радиуса R напряжения σ_r и σ_t существенно снижаются. Именно благодаря проведенным расчетам были выбраны значения R в типоразмерном ряде ножек «Сфен».

Распределение тангенциальных растягивающих напряжений в цементной мантии у ножек «Сфен» по длине ножки и по периметру мантии в поперечных сечениях аналогично распределению радиальных напряжений (рис. 7). Максимальные уровни радиальных и тангенциальных напряже-

Табл. 5. Максимальные значения радиальных и тангенциальных напряжений в цементной мантии ножек эндопротеза «Сфен» при расчетных нагрузках

Типоразмер ножки «Сфен»	Напряжения, МПа			
	радиальные		тангенциальные	
	в проксимальной части	в дистальной части	в проксимальной части	в дистальной части
5	-17	-10	9,5	6
7	-15	-11	8,2	4,5
9	-14	-9	6	5,5
11	-13	-11	8	5

ний в цементе для ножек эндопротезов «Сфен» приведены в табл. 5. Для обеспечения работоспособности мантии эти напряжения не должны превышать предела выносливости цемента (σ_{-1}), показанного на рис. 7.

Анализ полученных результатов показывает, что тангенциальные растягивающие напряжения в проксимальной части цементной мантии ножки «Сфен» типоразмера 5 близки к установленному в качестве контрольного уровня пределу выносливости цемента $\sigma_{-1} = 10$ МПа [13]. Однако следует иметь в виду, что это значение получено из результатов испытаний образцов по схеме растяжение—сжатие, которая является одной из самых жестких, тогда как напряженно-деформированное состояние цементной мантии отвечает более мягкой схеме нагружения.

Под действием результирующей нагрузки ножки эндопротезов, кроме смещения вдоль оси бедренной кости, подвергаются изгибу в медиально-латеральном направлении. В соответствии с этим в цементной мантии возникает осевая компонента (σ_z), ориентированная вдоль направления движения ножки. Вследствие изгибающей деформации знак этой компоненты («+» — растяжение, «-» — сжатие) различен в разных точках цементной мантии даже в пределах одной и той же зоны Груена. Величина этих напряжений зависит от геометрии ножки и коэффициента трения. Однако, как установлено расчетами, уровень осевых напряжений $\pm\sigma_z$ во всех зонах цементной мантии у ножек эндопротезов «Сфен» значительно меньше, чем радиальных и тангенциальных.

В проксимальной части бедренной кости напряжения и деформации передаются от цементной мантии к спонгиозной кости. Анализ литературных данных и проведенные нами эксперименты показали [7], что сила сцепления цемента со спонгиозой при их относительном сдвиге превышает силу разрушения самой спонгиозной кости. При воздействии результирующей нагрузки в спонгиозной кости формируется сложное напряженно-деформированное состояние, при котором максимальные деформации растяжения достигаются

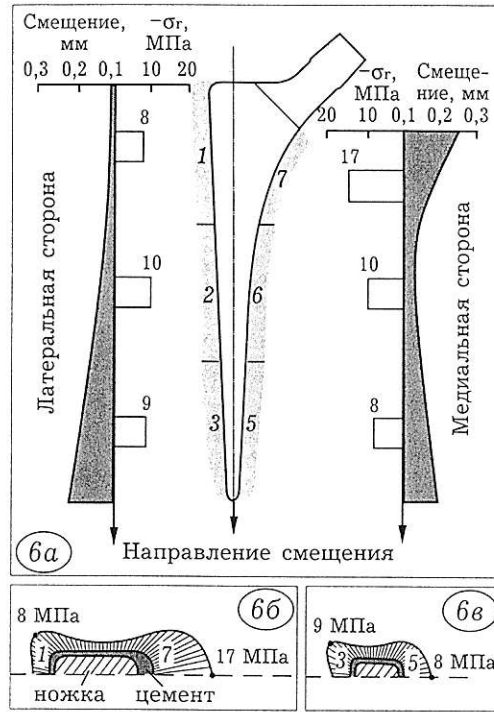


Рис. 6. Смещение ножки эндопротеза «Сфен»-5 относительно цемента, радиальные сжимающие напряжения σ_r в цементе по зонам Груена (а) и их эпюры в сечениях по зонам 1–7 (б) и 3–5 (в).

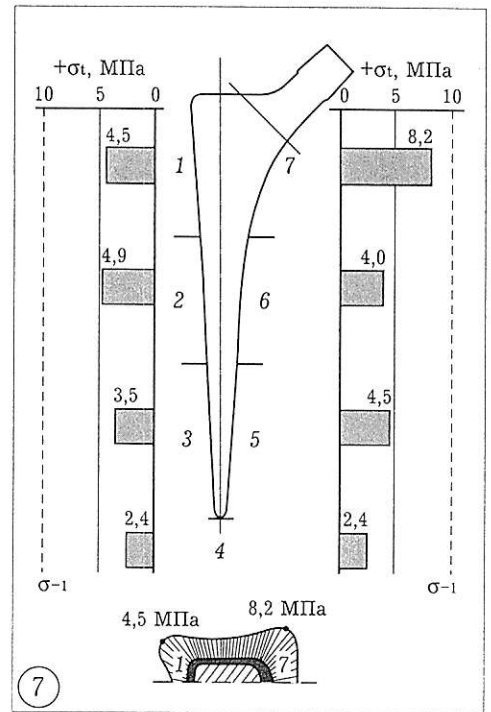


Рис. 7. Распределение тангенциальных растягивающих напряжений в цементе по зонам Груена и их эпюра в сечении по зонам 1–7 для ножки эндопротеза «Сфен»-7 при расчетной нагрузке 2800 Н.

с латеральной стороны бедренной кости, а сжатия — с медиальной. Максимальные напряжения растяжения и сжатия, формирующиеся в спонгиозной кости при протезировании ножками «Сфен», приведены в табл. 6.

Согласно литературным данным [9, 15], напряжение разрушения здоровой спонгиозной ткани бедренной кости составляет 5–10 МПа при растяжении и 8–15 МПа при сжатии. С учетом того, что предел циклической выносливости живых тканей организма близок к напряжению разрушения при кратковременном нагружении, определенные в расчетах уровни напряжений в спонгиозной кости при эндопротезировании изделиями «Сфен» являются безопасными с точки зрения разрушения.

Результаты анализа напряженно-деформированного состояния кортикального слоя бедренной кости представлены на рис. 8 и в табл. 7.

Табл. 6. Максимальные значения напряжений в спонгиозной кости для ножек «Сфен» при расчетных нагрузках

Типоразмер ножки «Сфен»	Напряжения, МПа	
	растяжение	сжатие
5	1,1	-2,3
7	0,7	-1,0
9	1,3	-2,8
11	1,3	-2,2

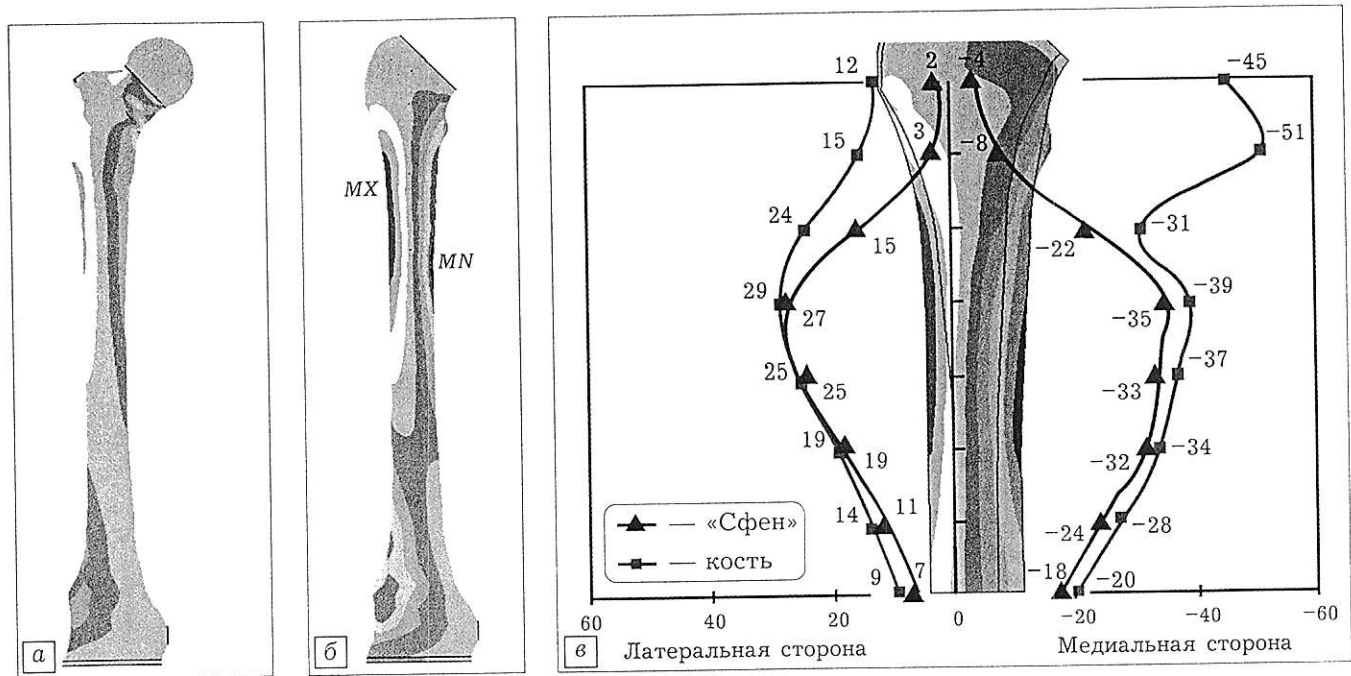


Рис. 8. Распределение осевых напряжений в кортикальном слое бедренной кости.

а — без эндопротеза; б — с ножкой «Сфен»-9 (MX — максимум растягивающих напряжений, MN — максимум сжимающих напряжений); в — численные значения растягивающих (+σz) и сжимающих (-σz) напряжений (представлен фрагмент модели для ножки «Сфен»-9). F=3300 Н, офсет=40 мм.

Проведенные расчеты показали, что наибольшую величину, как и в случае естественной бедренной кости, имеют осевые растягивающие и сжимающие напряжения. Они распределены соответственно с латеральной и медиальной сторон в верхней трети кости достаточно равномерно и подобно распределению напряжений без эндопротеза (исключая участок шейки бедра, который при эндопротезировании удаляется). При этом уровни напряжений в эндопротезированной и здоровой кости весьма близки. Учитывая близость и других параметров механического поведения бедренной кости под нагрузкой, в частности смещений центра ротации естественного и искусственного суставов (см. рис. 4), можно сделать вывод об адекватности механического поведения естественной и эндопротезированной бедренной кости. Однако этот вывод справедлив лишь при правильном выборе

типоразмера бедренного компонента и точной его установке.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гаврюшенко Н.С. Материаловедческие аспекты создания эрозионно-стойких узлов трения суставов человека: Автореф. дис. ... д-ра тех. наук. — М., 2000.
2. Загородний Н.В., Ильин А.А., Карпов В.Н. и др. //Вестн. травматол. ортопед. — 2000. — № 2. — С. 73-76.
3. Загородний Н.В., Сергеев С.В., Карпов В.Н. и др. //Современные проблемы травматологии и ортопедии. — Н. Новгород, 2004. — С. 10-11.
4. Ильин А.А., Мамонов А.М., Скворцова С.В., Карпов В.Н. //Металлы (РАН). — 2002. — № 3. — С. 6-15.
5. Экспериментальная механика: пер. с англ. — Кн. 2. /Под ред. А. Кобаяси. — М., 1990.
6. Ломтатидзе Е.Ш., Ломтатидзе В.Е., Поцелуйко С.В. и др. //Вестн. травматол. ортопед. — 2004. — № 4. — С. 35-41.
7. Назаров А.Е., Карпов В.Н., Гаврюшенко Н.С., Колондаев А.Ф. //Рос. мед.-биол. вестн. — 2004. — № 1-2. — С. 63-69.
8. Основы трибологии (трение, износ, смазка): — Учебник для техн. вузов /Под ред. А.В. Чичинадзе. — М., 1995.
9. Basic orthopaedic biomechanics and mechano-biology /Eds. Van C. Mow, R. Huijskes. — Lippincott Williams and Wilkins, 2005.
10. Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip. — Springer, 1979.
11. Fowler J.L., Gie G.A., Lee A.J.C., Ling R.S.M. //Orthop. Clin. North Am. — 1988. — Vol. 19, N 3. — P. 477-489.
12. Harris W.H., McCarthy J.C., O'Neill D.A. //J. Bone Jt Surg. — 1982. — Vol. 64A. — P. 1063.
13. Kuhn K.D. Bone cements. — Springer, 2000.
14. Norman T.L., Thyagarajan G., Saligrama V.C. et al. //J. Biomech. — 2001. — Vol. 34. — P. 1325-1333.
15. Orthopaedic basic science /Ed. Sheldon R. Simon. — Am. Acad. Orthop. Surgeons, 1994.

Табл. 7. Максимальные значения осевых напряжений в кортикальной кости для ножек эндопротеза «Сфен» при расчетных нагрузках

Типоразмер ножки «Сфен»	Напряжения, МПа	
	растяжение (с латеральной стороны)	сжатие (с медиальной стороны)
5	26	-35
7	26	-34
9	25	-36
11	23	-35
Бедренная кость при F=3300 Н	30	-40 (-53 в шейке бедра)