

О ВЫБОРЕ ПАРАМЕТРОВ СБОРНЫХ КОМПОНЕНТОВ ПОДВИЖНОГО СОЕДИНЕНИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Часть 1. Методика исследований

О. А. Розенберг, д-р. техн. наук, профессор;

С.В. Сохань, д-р. техн. наук;

В.А. Залоза*, д-р техн. наук, профессор;

Д.В. Криворучко*, канд. техн. наук, доцент;

И.М. Дегтярев*, студент,

Институт сверхтвердых материалов НАН Украины, г. Киев;

*Сумский государственный университет, г. Сумы

Лечение больных с различными заболеваниями и посттравматическими повреждениями суставов в настоящее время является одной из наиболее значимых медико-биологических проблем. В Украине накоплен значительный опыт изготовления компонентов шарнирного узла эндопротезов суставов из металлических и керамических материалов, однако методы расчетов этого узла и определения конструктивных характеристик его элементов все еще недостаточно разработаны. В статье рассмотрена методика расчета методом конечных элементов величины и распределения контактных нормальных и касательных напряжений, а также напряженно-деформированного состояния вкладыша подвижного соединения эндопротеза тазобедренного сустава, выполненного в виде пары «сферическая головка из керамики – ацетабулярная чашка из хирулена с вкладышем из сапфира».

Ключевые слова: повреждение суставов, шарнирный узел эндопротеза сустава, методика расчета.

Лікування хворих з різними захворюваннями та посттравматичними ушкодженнями суглобів у цей час є однією з найбільш значущих медико-біологічних проблем. В Україні накопичений значний досвід виготовлення компонентів шарнірного вузла ендопротезів суглобів з металевих і керамічних матеріалів, однак методи розрахунків цього вузла й визначення конструктивних характеристик його елементів все ще недостатньо розроблені. У статті розглянута методика розрахунків методом скінченних елементів величини й розподілу контактних нормальних і дотичних напружень, а також напружено-деформованого стану вкладиша рухомого з'єднання ендопротеза тазостегнового суглоба, виконаного у вигляді пари «сферична голівка з кераміки – ацетабулярна чашка з хірулену із вкладишем із сапфіру».

Ключові слова: ушкодження суглобів, шарнірний вузол ендопротеза суглоба, методика розрахунку.

ВВЕДЕНИЕ

Лечение больных с различными заболеваниями и посттравматическими повреждениями суставов в настоящее время является одной из наиболее значимых медико-биологических проблем. За последние десятилетия в Украине, как и во всем мире, наблюдается рост (от 3 % до 29 %) количества таких больных [1].

Эндопротезирование тазобедренного сустава в настоящее время является самой распространенной ортопедической операцией в мире. Такая операция является в настоящее время рутинной и выполняется практически в любом ортопедическом отделении по всему миру. Однако задача обеспечения приемлемой биосовместимости при высоких трибологических показателях подвижного соединения современных эндопротезов суставов еще не решена. Долгие годы считавшийся золотым

стандартом эндопротезирования протез с бедренной головкой из металла малого диаметра, которая скользит по впадине из низкофрикционного полимера, постепенно уступает место эндопротезам тазобедренного сустава с керамо-полимерной и керамо-керамической парой трения в шарнире, а также металл-металлическими узлами трения. В февральском выпуске Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons за 2009 год [2, 3] помещены статьи, посвященные перспективам использования двух альтернативных типов несущих поверхностей для эндопротезов суставов – парам трения керамика-керамика и металл-металл. В настоящее время операции замены тазобедренного сустава делаются все более молодым и подвижным пациентам, и поэтому ожидается, что новые несущие материалы, такие, как полиэтилен с высокой степенью поперечных связей (highly cross-linked polyethylene – XLPE), пары трения керамика-керамика и металл-металл обеспечат дееспособность и снизят скорость износа у таких пациентов.

Трибологические характеристики различных пар материалов, используемых в шарнирных сочленениях протезов тазобедренных суставов, представлены в табл. 1.

Таблица 1 - Трибологические характеристики материалов, используемых в шарнирных сочленениях протезов тазобедренных суставов, их влияние на биологическую активность

Показатель	Значение для различных пар материалов		
	металл / металл	металл / полиэтилен	керамика / керамика
Коэффициент трения	0,1-0,3	0,06-0,1	0,002-0,07
Скорость объемного изнашивания, мм ³ /год	0,1-1,0	30-100	0,5-1·10 ⁻³
Размер частиц износа (нм)	30	300	10
Биологическая активность	снижение жизнестойкости клеток	17,5	0,2

Шарнирный узел протеза тазобедренного сустава образуют выпуклая сферическая поверхность головки, выполненной из металла или керамики, и сферическая впадина ацетабулярной чашки, изготовленной в большинстве случаев из низкофрикционного износостойкого полиэтилена высокой молекулярной массы, а также из металла или керамики (рис. 1).

На сегодняшний день в Украине разработан ряд конструкционных материалов, пригодных для изготовления компонентов узла трения эндопротезов суставов, а именно: искусственно выращенный сапфир, химическая чистота которого намного выше, чем у алюмооксидной керамики, керамика на основе нанопорошка диоксида циркония, титановый сплав системы Ti-Si, не содержащий ванадия и алюминия, технически чистый титан BT1-0, подвергнутый обработке холодным пластическим деформированием и азотированием поверхности.

В Институте сверхтвердых материалов им. В.Н. Бакуля за последние 15 лет накоплен опыт трибологических, иммунологических, гистологических испытаний биоматериалов и изготовления компонентов шарнирного узла эндопротезов суставов из металлических и керамических материалов (рис. 2). В настоящее время изготовлен 4-координатный с двумя дополнительными неуправляемыми движениями экспериментальный стенд для алмазной обработки компонентов эндопротезов тазобедренного и коленного суставов, ведутся исследования по упрочнению технически чистого титана для задач эндопротезирования.

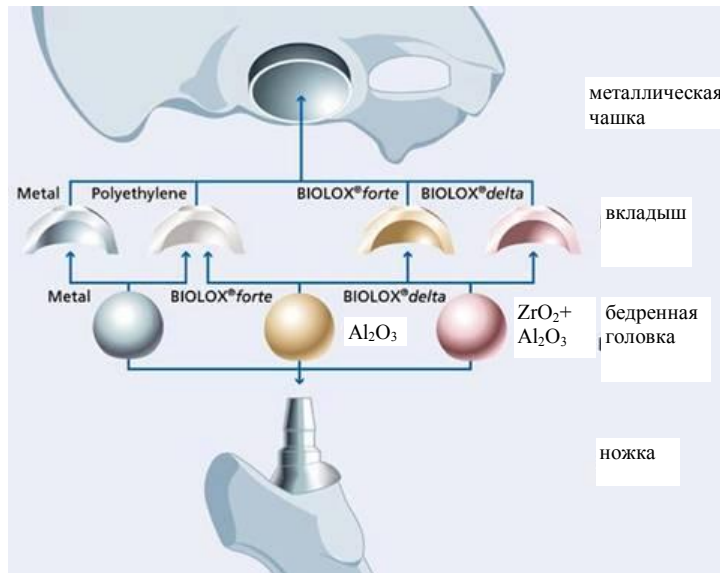


Рисунок 1 - Различные сочетания материалов шарнирного узла BIOLOX® [4]

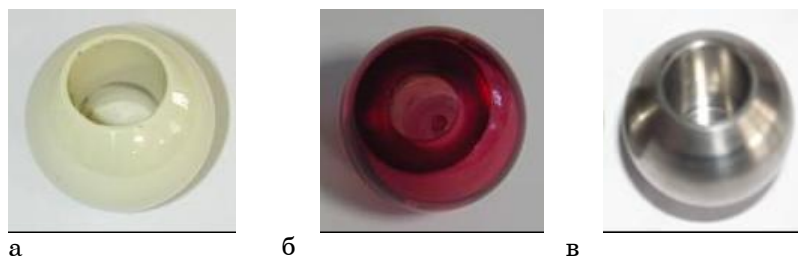


Рисунок 2 - Бедренные головки протеза тазобедренного сустава: ZrO_2 -керамика (а), сапфир (б), титан Ti-Si (в)

В этих условиях актуальной является задача расчета конструктивных характеристик компонентов шарнирного узла из альтернативных материалов, производимых в Украине.

ЦЕЛЬ И ЗАДАЧИ ИССЛЕДОВАНИЯ

Цель работы состоит в проверочном расчете и выборе рациональных конструктивных характеристик вкладыша подвижного соединения эндопротеза тазобедренного сустава, выполненного в виде пары «сферическая головка из керамики – ацетабулярная чашка из хирулена с вкладышем из сапфира», на основании расчета величины и распределения контактных нормальных и касательных напряжений, а также напряженно-деформированного состояния (НДС) вкладыша.

Для достижения указанной цели в данной статье разработана конечно-элементная модель (КЭМ) соединения, в том числе обоснованы допущения, ограничения и нагрузки.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Ставится задача исследования подвижного соединения эндопротеза тазобедренного сустава человека, состоящего из бедренной головки и ацетабулярной чашки с вкладышем (рис. 3). В идеальном случае центры кривизны всех трех тел совпадают. Головка может совершать

вращательное движение относительно вкладыша в плоскости xu . Угол поворота составляет $\pm\varphi$. Со стороны тела человека на сустав действует сила веса тела P , которая направлена под углом α к оси симметрии сустава и может изменять свою величину во времени.

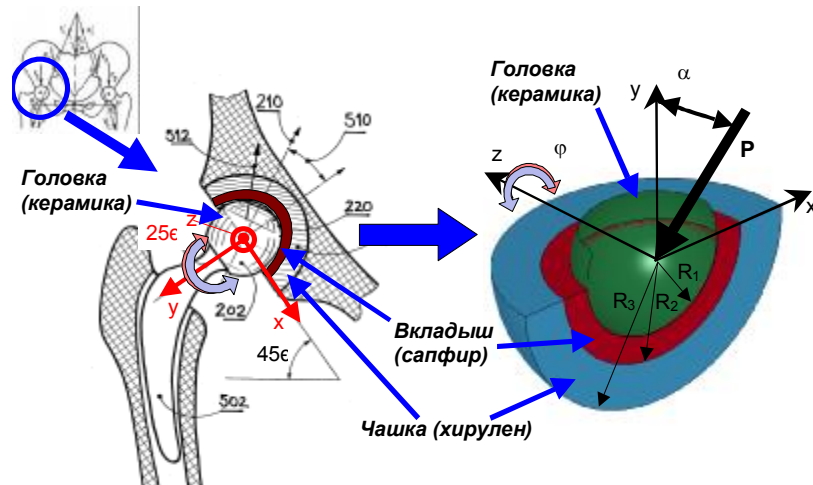


Рисунок 3 – Расчетная схема

Материалы головки, вкладыша и чашки могут быть весьма различными. В работе рассматривается случай, в котором головка выполнена из керамики, ацетабулярная чашка выполнена из полиэтилена высокой молекулярной массы – хирулена, вкладыш выполнен из сапфира. Вкладыш жестко связан с чашкой из хирулена. Хируленовая чашка жестко связана с тазовой костью человека.

Для определенности в работе рассмотрен сустав со следующими геометрическими характеристиками: $R_1=14$ мм – внутренний радиус вкладыша и радиус вертлужной впадины; $R'_1=R_1-\delta$ – наружный радиус головки; $R_2=R_1+h$ – наружный радиус вкладыша, внутренний радиус чашки; $R_3=27,5$ мм – наружный радиус чашки.

Величина зазора между головкой и вкладышем δ варьировалась в пределах от 0 до 10 мкм, толщина вкладыша варьировалась в пределах от 3 до 10 мм.

РЕЗУЛЬТАТЫ ПРЕДЫДУЩИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Известны исследования суставов, выполненные посредством имитационного моделирования с применением метода конечных элементов. В частности, в работе [5] методом конечных элементов выполнен анализ НДС вертлужной впадины с установленной чашкой цементной фиксации, который показал, что основные напряжения в кости приходятся на верхнюю часть вертлужной впадины (сурсил), преимущественно в зоне 1 по DeLee Charnley. При аналогичном исследовании вертлужной впадины с установленной чашкой бесцементной фиксации определено, что напряжения в кости в основном приходятся на экваториальную зону.

В работе [6] с помощью 3D-статического моделирования методом конечных элементов исследованы напряжения в керамической головке эндопротеза тазобедренного сустава с целью идентификации НДС состояния головки при ее нагружении при проведении испытаний на надежность. Подтверждение модели выполнено путем сопоставления расчетных и экспериментальных деформаций, полученных с помощью

тензометрических измерений деформаций головки и измерением индикатором сближения захватов измерительной машины при нагружении.

В работе [7] путем 2D-осесимметричного моделирования упругого контактного взаимодействия головки и вертлужной впадины сустава исследованы контактные напряжения и давления в поверхностном слое головок. Поверхностный слой имитировал хрящ и был выполнен из различных материалов: металлов и полиуретана. Задача решалась с помощью ABAQUS 6.5. Нагрузка в виде силы от 800 до 5000 Н прикладывалась статически. Исследования влияния радиального зазора, нагрузки и толщины поверхностного слоя головки показали, что применение мягких материалов уменьшает контактное давление в поверхностном слое головки при уменьшении его толщины в результате износа.

В работе [8] с помощью 3D-динамического нелинейного моделирования методом конечных элементов в программе LS-DYNA выполнено исследование напряжений в эндопротезе типа PS (головка из Co-Cr, большеберцовый вкладыш из хирулена) коленного сустава при его изгибе на 135° и внутреннем вращении на 10° . Показано, что при изгибе свыше 65° возникает дополнительный контакт между головкой и вкладышем, что приводит к существенному возрастанию напряжений во вкладыше. Предложена конструктивная модификация вкладыша, и методом моделирования показано существенное снижение напряжений при использовании этой модификации.

Таким образом, описанные решения показывают, что сустав может моделироваться как при статическом, так и при динамическом нагружении как силами, так и перемещениями при сочетании материалов с различными модулями упругости. Разнонаправленные нагрузки и/или сложная геометрическая форма элементов сустава требует применения 3D-моделей. Во всех рассмотренных решениях рассмотрены 2-компонентные системы, включающие в себя только вкладыш и головку. Упругая посадка вкладыша в скелет человека была смоделирована только в работе [8] с помощью элементов «пружина», жесткость которых определялась экспериментально. Весьма грубая КЭ сетка, используемая в рассмотренных работах [5,6,7], дает решения с большой ошибкой и, следовательно, полученные результаты можно использовать лишь для качественного анализа НДС суставов.

ДОПУЩЕНИЯ

При решении задачи были приняты следующие допущения:

- 1) головка является цельным идеальным абсолютно твердым шаром;
- 2) материал чашки изотропный, абсолютно упругий в пределах малых деформаций;
- 3) материал вкладыша – сапфир – анизотропный. Ось максимальных свойств направлена вдоль оси у вкладыша (рис. 3);
- 4) контактная поверхность вкладыша является идеальной сферой;
- 5) вкладыш жестко прикреплен к чашке;
- 6) чашка жестко закреплена на внешней поверхности;
- 7) на поверхности контакта между головкой и сферой действует закон трения Кулона с коэффициентом трения $\mu=0.15$ [9].

Допущение 1 позволяет в 2-3 раза увеличить производительность расчетов, но является приближенным в силу того, что модули упругости головки и вкладыша в рассматриваемой задаче имеют величину одного порядка. Вместе с тем решение 2D-осесимметричных задач о вдавлении упругого и абсолютно жесткого цилиндра в упругий вкладыш с размерами R_1 , R_2 , R_3 с силой P (рис. 4) показало, что допущение об абсолютной жесткости головки приводит к тому, что расчетные напряжения завываются (рис. 5).

Уровень завышения для контакта цилиндр-плоскость составляет 40%, для контакта цилиндр-цилиндр с зазором $\delta=1$ мкм - 20%. Наибольшая ошибка наблюдается в местах действия изгибных напряжений.

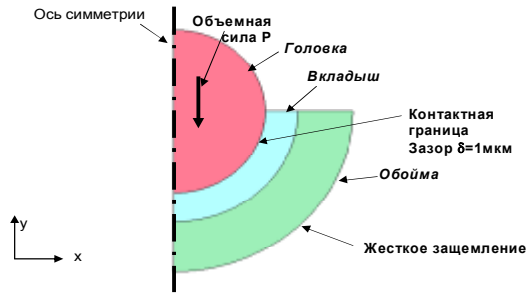
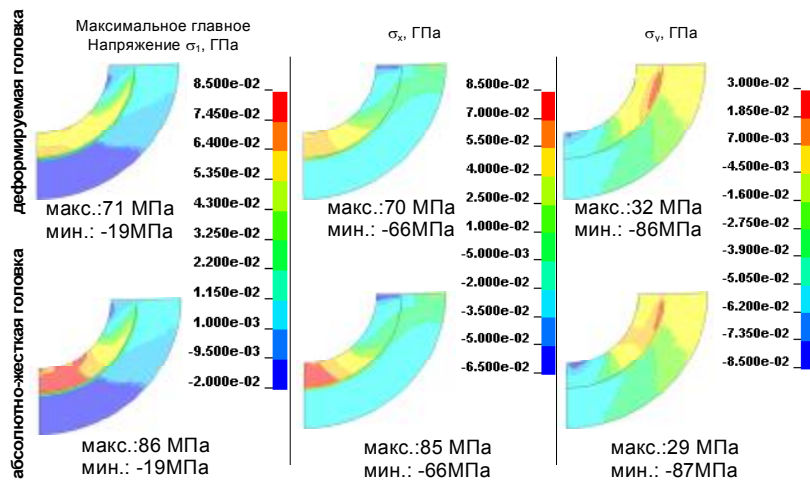


Рисунок 4 – Расчетная схема задачи, решаемой для оценки ошибки, вносимой допущением об абсолютно твердой головке. Величина силы во всех опытах была одинаковой и подбиралась так, чтобы напряжения σ_1 имели порядок 50 МПа. Механические свойства материалов тел системы выбраны в соответствии с табл. 1.

а)



б)

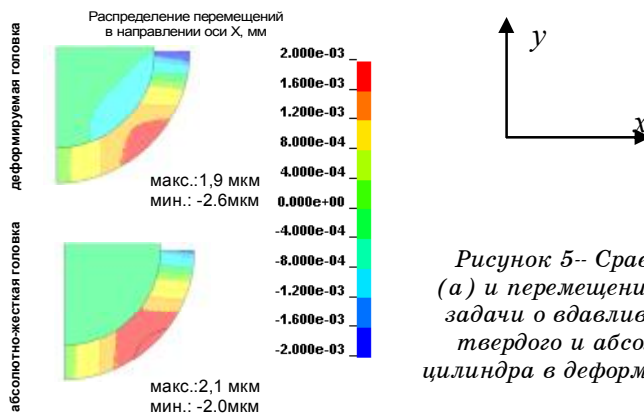


Рисунок 5-- Сравнение напряжений (а) и перемещений (б) в решениях задачи о вдавливании абсолютно твердого и абсолютно упругого цилиндра в деформируемый вкладыш

Причиной этого является завышенная (на 0.2-0.6 мкм) деформация вкладыша из-за неизменной формы головки при контакте. Таким образом, допущение 1 дает приближение сверху с ошибкой до 20%, причем чем

больше зазор и толще вкладыш, тем больше будет ошибка прогнозирования напряжений.

Справедливость допущения 2 обоснована тем, что даже при максимальной силе нагружения напряжения не превосходят 5.3 МПа, что меньше 16 МПа, при которых происходят необратимые деформации в хирулуне [8]. При этом полные эффективные деформации не превышают 0.4%.

ГЕОМЕТРИЯ ТЕЛ СИСТЕМЫ И ИХ КЭ СЕТКА

Геометрическая формулировка задачи представлена на рисунке 3. Радиусы поверхностей вертлужной впадины и наружной поверхности чашки остаются постоянными во всех опытах. Изменяются радиус головки, обеспечивая зазор δ , и наружный радиус вкладыша (внутренний радиус чашки), обеспечивая толщину вкладыша h .

Поскольку силовая нагрузка действует в плоскости xu , а вращение головки задано лишь относительно оси z , то задача является симметричной относительно плоскости xu . В связи с этим может быть рассмотрена лишь S часть тел системы.

Учитывая принятые допущения, дискретизация головки выполнена оболочечными элементами, дискретизация вкладыша и чашки - объемными элементами-брусками. Узлы КЭ имеют 3 поступательных степени свободы. Базовый узел головки совпадает с геометрическим центром сферы головки и имеет 6 степеней свободы. КЭ сетка тел исследуемой системы представлена на рисунке 6.

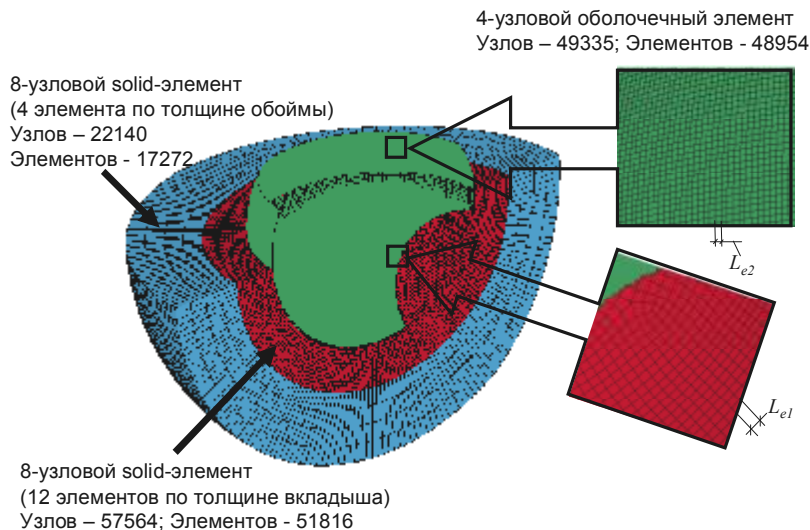


Рисунок 6 – КЭ сетка модели тазобедренного сустава

С точки зрения производительности вычислений КЭ сетка должна быть как можно более крупной. С другой стороны, чем меньше размер КЭ, тем более точным получается решение. Учитывая важность контактного взаимодействия при решении рассматриваемой задачи, условие выбора размера КЭ определяется погрешностью, которую вносит дискретизация в форму контактной поверхности. Рассматривая ребро КЭ длиной L_e как хорду окружности радиуса R_1 , максимальное отклонение формы дискретизированной окружности от идеальной δ_{\max} определяется выражением

$$\delta_{\max} = R_1 - \sqrt{R_1^2 - 0,25L_e^2} \approx 0,125L_e^2 / R_1.$$

Тогда длина стороны КЭ на контактной поверхности равна

$$L_e = 2\sqrt{2R_1\delta_{\max}}.$$

Допуск формы на изготовление головки и вертлужной впадины составляет $[\delta]$. Примем условие

$$\delta_{\max} \leq [\delta].$$

Тогда максимальный размер КЭ на контактной поверхности равен

$$L_{e_{\max}} = 2\sqrt{2R_1[\delta]}.$$

Было принято $[\delta] = 1$ мкм, тогда $L_{e_{\max}} = 330$ мкм.

Практика решения контактных задач показывает, что размер КЭ двух контактирующих поверхностей должен быть различным. Поэтому примем размер КЭ головки на контактной поверхности равным $L_{e1} = 0.5L_{e_{\max}}$, а размер КЭ вкладыша на контактной поверхности - $L_{e2} = L_{e_{\max}}$.

Источник [10] рекомендует использование КЭ с соотношением сторон не более 2:1 для обеспечения наивысшей точности прогнозирования напряжений и устойчивости решения. С другой стороны, ошибка решения зависит от количества элементов по длине дискретизированной области. Поэтому для обеспечения одинаковой ошибки при различных толщинах вкладыша принято условие постоянства количества слоев элементов в радиальном направлении. Учитывая необходимость минимизации количества КЭ, для вкладышей всех размеров принято 12 слоев. При этом размер КЭ в радиальном направлении во вкладыше в зависимости от его толщины изменяется от $0.75L_{e2}$ до $2.5L_{e2}$, что, с точки зрения ошибки прогнозирования напряжений, вполне допустимо.

Поскольку напряжения в чашке не исследуются, то ошибка их прогноза не имеет значения. Для обеспечения единообразия ошибки вносимой дискретизацией чашки в чашке для всех ее размеров принято 4 слоя КЭ. Размер КЭ на поверхности сопряжения чашки с вкладышем равен размеру КЭ вкладыша на этой поверхности. Этим обеспечено совпадение узлов КЭ чашки и вкладыша на этой поверхности и, следовательно, жесткая связь этих тел.

МАТЕРИАЛЫ И ИХ СВОЙСТВА

Механические свойства материалов представлены в таблице 2. Поскольку головка принята абсолютно твердым телом, то ее механические свойства используются только при решении контактной задачи.

На первом этапе сапфир был принят абсолютно упругим анизотропным телом (рис. 7). Поскольку сапфир является тригональным кристаллом класса 3m, $a = b = c$, $\alpha = \beta = \gamma \neq 90^\circ$, то связь напряжений и деформаций может быть записана в форме [12]:

$$\begin{pmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} \\ \sigma_{xy} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{11} & C_{13} & -C_{14} & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{13} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ C_{14} & -C_{14} & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{44} & C_{14} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{14} & 1/2(C_{11} - C_{12}) \end{bmatrix} \times \begin{pmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \\ \gamma_{xy} \end{pmatrix},$$

где C_{ij} - коэффициенты матрицы упругости.

На втором этапе исследований использовалась упрощенная модель сапфира как изотропного тела с усредненными модулем упругости и коэффициентом Пуассона [11].

Таблица 2 – Механические свойства материалов

Тело	Материал	Плотность, кг/м ³	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Модель	Предел прочности на растяжении σ , МПа	Источник
Головка	Керамика	6030	209	0,3	Абсолютно жесткое тело	-	[9]
Вкладыш	Сапфир	3983	C11=497.6; C12=162.6 C13=117.2; C14=22.9 C33=501.8; C44=147.2	0,287	Абсолютно упругое анизотропное тело	250-400	[11], [14]
			C11=497.5; C12=162.7 C13=115.5; C14=22.5 C33=503.3; C44=147.4				[11]
			**431.2				
		3992	400	0,27		-	[12]
		-	*C11=494.9; C12=163.6 C13=110.9; C14=23.5 C33=498.0; C44=147.4	0,22		-	[13]
Чашка	Хирулен	940	0,880	0,4	$\sigma_s = 16 + 92 \cdot \varepsilon^{0.529}$, МПа	-	[8]

Примечания: **Вариант модели А – анизотропное тело; *Вариант модели Б – изотропное тело

Несмотря на то, что в источнике [8] приведены полные свойства хирулена, в данной работе с целью увеличения производительности вычислений этот материал в силу малых деформаций чашки представлен абсолютно упругим телом.

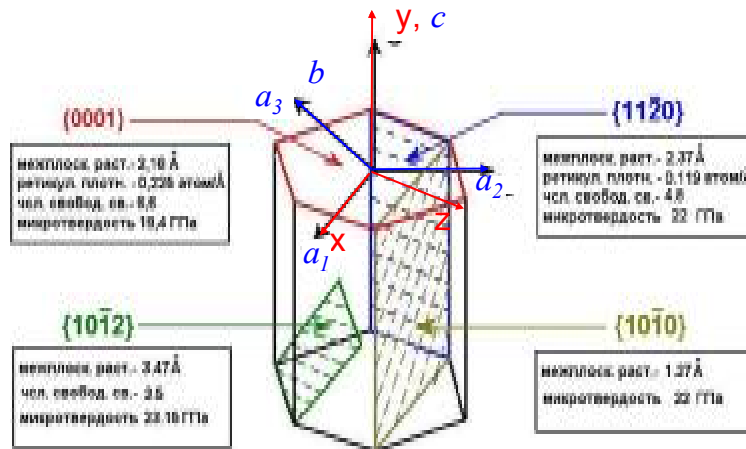


Рисунок 7 – Ориентация осей кристалла в модели вкладыша

ОГРАНИЧЕНИЯ И НАГРУЗКИ

Тазобедренный сустав воспринимает статические и динамические нагрузки, возникающие в результате воздействия внутренних и внешних сил. В специальной литературе [16] можно встретить много моделей нагружения тазобедренного сустава человека, которые упрощенно описывают распределение сил и направление их действия. Такие упрощения ввиду сложной системы взаимодействий в системе движений делаются осознанно и оправданно. Вместе с научным прогрессом модели нагрузки постепенно модернизируются, включая все большую группу элементов мышечной системы.

Принятая по [16] модель нагружения представлена на рисунке 8а, а схема приложения нагрузок - на рисунке 8б. Реакция головки P на вес тела действует на вкладыш со стороны головки, создавая контактное давление на контактной границе «головка-вкладыш». В модели она прикладывалась в виде двух ее проекций на оси x и y . Момент вращения, создаваемый мышцами бедренной кости, приводит к вращению головки в вертлужной впадине. Для повышения численной устойчивости задачи этот вид нагружения задавался перемещением (вращением) головки относительно вкладыша на угол $\varphi = \pm 25^\circ$ [16]¹. Центр вращения – геометрический центр сферической контактной поверхности головки. Центр вращения перемещается вместе с поступательным перемещением головки. Момент сопротивления вращению определяется контактным трением и вычисляется автоматически в процессе решения контактной задачи.

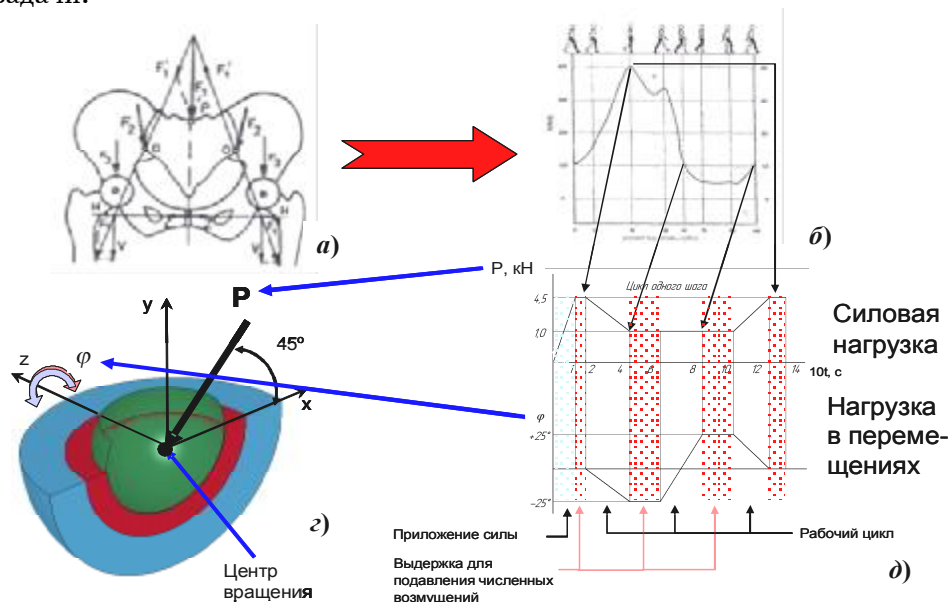


Рисунок 8 - Объемная картина тазобедренного сустава во время статической нагрузки (при стоянии на двух нижних конечностях) [16] (а), фазы движения человека при ходьбе и связанные с ними значения давлений в тазобедренном суставе человека [16] (б), схема приложения нагрузок (г) и законы их изменения во времени, принятые в модели (д)

В большом количестве публикаций (например, [17, 18, 19]) утверждается, что во время нормальной работы тазобедренного сустава при ходьбе давление в нем увеличивается в 3–4 раза по сравнению с давлением от массы тела, а при ударных нагрузках (прыжки, бег) давление может возрасти даже в 8 раз по сравнению с давлением от массы тела. Динамические нагрузки во время движения согласно [17] в 2–5 раз выше по сравнению с давлением от массы тела (рис. 8б). В свою очередь, как утверждается в работе [20], величина давления в фазе нагружения во время ходьбы может возрасти в 2,5–3 раза. При других видах движения следует принимать во внимание максимальные нагрузки (в 4–8 раз больше массы тела). Поэтому максимальная величина силы веса $P = F_z$ (рис. 8) принята равной 4500 Н, а базовый закон ее изменения был принят таким, как показано на рисунке 8г. Он представляет собой модифицированный закон, представленный на рисунке 8б, путем смещения по фазе на 0,25 шага и добавления участков

¹ По Сотину А. В. [19] угол φ может изменяться от -10° до 30°

постоянной нагрузки для повышения устойчивости процедуры вычисления контактных напряжений. Период одного цикла принят равным 1,3 с. Вначале цикла предусмотрен этап длительностью 0,1 с приложения максимальной нагрузки путем ее равномерного возрастания во времени.

Граничные условия заданы жестким закреплением внешней границы чашки и наложением ограничений на перемещения на все тела по плоскости симметрии xy в направлении, перпендикулярном этой плоскости (рис. 9).

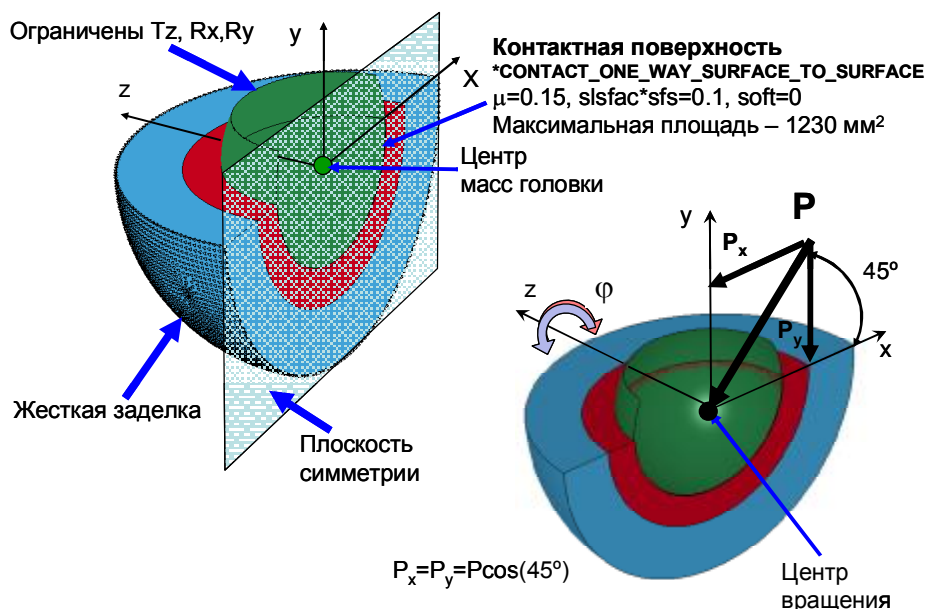


Рисунок 9 - Ограничения и нагрузки, принятые в модели

В модели использован односторонний алгоритм метода штрафов. Ведущей поверхностью выбрана поверхность головки, а ведомой поверхностью выбрана поверхность вкладыша. Коэффициент контактной жесткости принят 0,1. Коэффициент кулоновского трения – 0,15. Максимальная площадь контактной поверхности составила 1230 мм².

МЕТОД ИНТЕГРИРОВАНИЯ УРАВНЕНИЙ ДВИЖЕНИЯ И НАСТРОЙКИ РЕШАТЕЛЯ

Рассматриваемая модель является динамической моделью, поскольку предполагает изменение нагрузок и положения тел во времени.

Решение модели выполнено с помощью программы LS-DYNA. Эта программа предоставляет возможность решения динамической задачи двумя методами интегрирования уравнений движения по времени: явным методом и неявным методом. Явный метод обеспечивает численную устойчивость решения, но предполагает шаг интегрирования около 10^{-5} с и, следовательно, требует значительного (до 100 ч) времени расчета. Неявному методу свойственна плохая сходимость при решении контактных задач, однако необходимый шаг интегрирования 10^{-1} - 10^{-2} с обеспечивает решение задачи за 8-13 часов. Поэтому с целью сокращения времени расчета в работе принят неявный метод интегрирования по времени.

Программа LS-DYNA позволяет реализовать неявный метод интегрирования по двум схемам: с учетом динамических сил (Dynamic) и без учета динамических сил (Static). Динамические силы учитываются по схеме Ньюмарка при коэффициентах $\gamma=0.5$, $\beta=0.25$. Увеличение этих коэффициентов эквивалентно введению в систему демпфирования. В работе рассмотрен вариант решения с коэффициентами Ньюмарка $\gamma=0.6$, $\beta=0.38$.

С целью выявления наиболее рациональной, с точки зрения точности решения, схемы интегрирования выполнены пробные расчеты со статической схемой, с динамической схемой без демпфирования и с динамической схемой с демпфированием (рис. 10). Результаты показали, что динамическая схема без демпфирования дает решение с большой амплитудой численных шумов. Шумы при использовании динамической схемы с демпфированием значительно меньше и на участках стабилизации диаграммы нагружения отсутствуют. При этом решение совпадает с решением, полученным по схеме статического нагружения. Анализ напряжений во вкладыше (рис. 11) показал: динамическая схема с демпфированием сходится к статической схеме в течение $\approx 0,2$ с. Из-за занижения силы трения решение по статической схеме может терять напряжения на переходных участках.

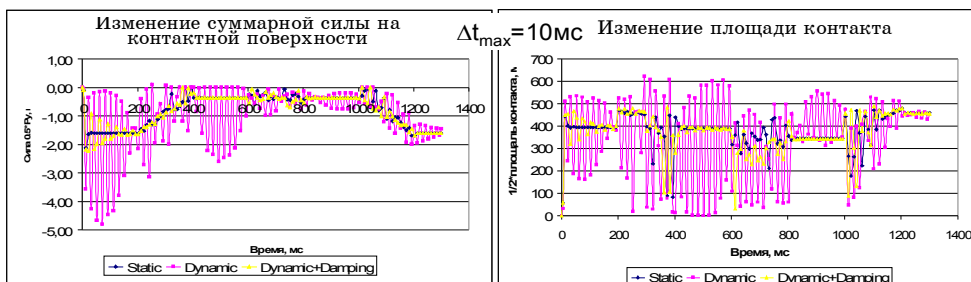


Рисунок 10 – Влияние схемы интегрирования неявным методом на расчетное изменение реакции чашки и площади контакта во времени

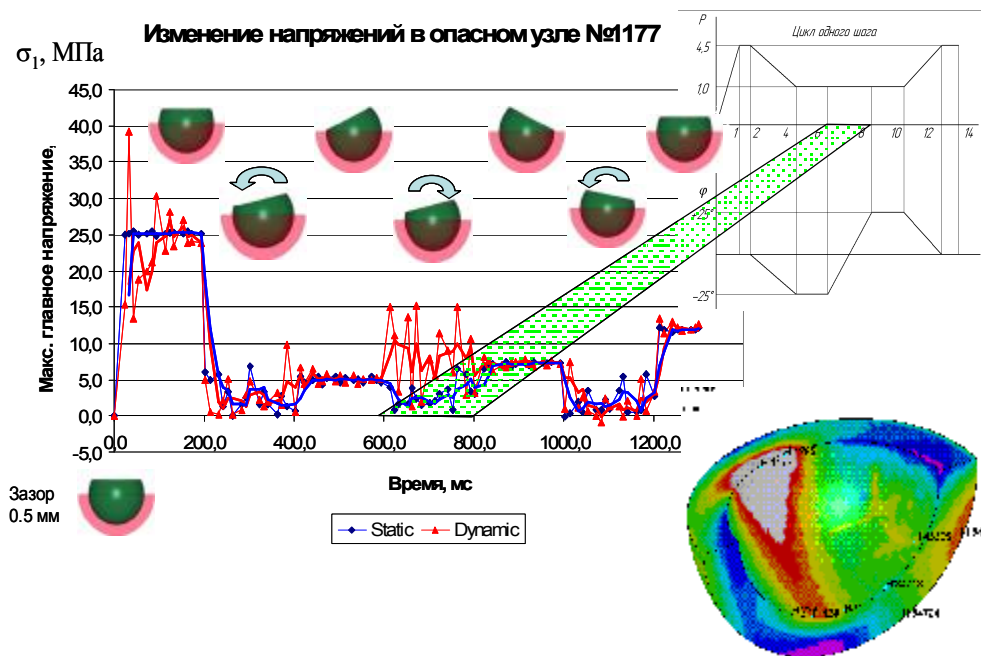


Рисунок 11 – Влияние схемы интегрирования явным методом на напряжения в чашке

Анализ перемещений вкладыша показывает его отклонения в процессе поворота головки на величину до 25 мкм вследствие податливости чашки. При этом решение по статической схеме теряет колебательные движения на переходных участках. В то же время перемещения на участках

стабилизации, полученные по динамической и статической схемах, практически совпадают.

Поэтому принято, что для исследования переходных процессов, связанных с изменением нагрузки и/или положения головки следует использовать динамическую схему с демпфированием, при оценке максимальных напряжений и оценке прочности можно использовать статическую схему для ускорения расчета.

ВЫВОДЫ

В работе разработана КЭ 3D-модель трехкомпонентного эндопротеза тазобедренного сустава человека (керамическая головка – сапфировый вкладыш – хируленовая чашка), которая методом неявного интегрирования по времени позволяет выполнить расчет динамики изменения контактных напряжений и напряжений в объеме вкладыша с учетом анизотропии кристалла сапфира, контактного трения и податливости чашки из хирулена. Наиболее существенным допущением является допущение об абсолютной твердости керамической головки, которое для рассмотренной задачи дает завышение напряжений не более чем на 20%. Доказано, что допущение об изотропии кристалла сапфира занижает напряжения не более чем на 10%.

SUMMARY

ABOUT THE CHOICE OF PARAMETERS OF MODULAR COMPONENTS OF MOBILE CONNECTION FEMORAL ENDOPROSTHESIS Part 1. A technique of researches

O.A. Rozenberg, S.V. Sokhan, W.A.Zaloha, D.V. Kryvoruchko*, I.M. Degtyaryov**

*V. Bakul institute for superhard materials of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kiev
Sumy State University, Sumy

The treating of patient with various arthropathies and joint traumatic injuries is one of the most significant medicobiological problems at present time. A wide experience in machining of parts of femoral endoprosthesis made from metallic and ceramic materials is accumulated in Ukraine but design methods of these parts have not well developed still. In this article an approach to designing of “ball ceramic head – acetabular UHMWPE cup – sapphire cup insert” femoral endoprosthesis based on finite element prediction of both contact normal and shear stress and internal stress of endoprosthesis parts is presented.

Key words: *damage of joints, joint traumatic injuries, femoral endoprosthesis, ball ceramic head design.*

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Филиппенко В.А. Эволюция проблемы эндопротезирования суставов / В.А. Филиппенко, А.В. Танькут // Международный медицинский журнал.– Том 15.– № 1 (57), 2009.– С.70–74.
2. D'Antomo J.A. Ceramic materials as bearing surfaces for total hip arthroplasty / J.A. D'Antomo, K. Sutton // J Am Acad Orthop Surg 2009; 17:63-68.
3. Jacobs J.J. Metal-on-metal bearing surfaces / J.J. Jacobs, R.M. Urban, N.J. Hallab, A.K. Skipor, A. Fischer, M.A. Wimmer // J. Am. Acad. Orthop. Surg. 2009;17:69-76.
4. Modular ceramic hip joints [Cited 2009, 30 January].– Available from: <http://www.ceramtec.de/04234_0125_0405_4306.php>.
5. Банецкий М. В. Биомеханическое обоснование использования вертлужного компонента при эндопротезировании тазобедренного сустава: Автореф. дисс.... канд. мед. наук:14.00.22/ Российский университет дружбы народов. - М., 2008. - 17 с.
6. Weber W., Zahner M., Rieger W. Improvement of reliability of ceramic hip joints // European Cells and Materials. - 2002. - Vol. 3, Suppl. 1. – Pp.16-17.
7. Cilingira A.C., Ucara V., Udofiab I.J., JinbBiphasic Z.M. Finite Element Modelling of Contact Mechanics of Hemi-of Human Hip Joint. Part II: Polycarbonate Urethane on Cartilage Contact// Trends Biomater. Artif. Organs. -2008. –Vol. 22(2). –Pp. 61-68.
8. Todo M., Takahashi Y., Nagamine R. Stress Analysis of Artificial Knee Joints under Flexion and Rotation//Tribology Online. -2008. –Vol. 3(3). –Pp. 211-215.
9. Шевченко А.В. Биоинертные имплантаты на основе нанокристаллических порошков ZrO₂ / А.В. Шевченко Е.В. Дудник, В.А. Дубок, С.В. Сохань, Н.И. Филиппов // Техника машиностроения.– № 2 (58).– 2006.– С.32–35.

10. Каплун А. Б. ANSYS в руках инженера: Практическое руководство/ Каплун А. Б., Морозов Е. М., Олферова М. -М.: Эдиториал УРСС, 2003. - 272 с.
11. The effect of anisotropy on the deformation and fracture of sapphire wafers subjected to thermal shocks / T. Vodenitcharova, L.C. Zhang, I. Zarudi, Y. Yinb, H. Domyo, T. Ho, M. Sato // Journal of Materials Processing Technology. -2007. - №194. - С. 52–62.
12. Энциклопедия сапфира / Е.Р.Добровинская, Л.А.Литвинов, В.В.Пищик. — Харьков.: НТК Институт монокристаллов, 2004. — 508 с.
13. K.P.D. Lagerlof - EMSE 427, Dislocations in Solids, Spring 1995.
14. Winey J.M. R-axis sound speed and elastic properties of sapphire single crystals / J.M. Winey, Y.M. Guptaa // J. Applied Physics. - 2001. -V.90. - №6. - С. 3109-3111.
15. The Effect of Thermal Shocks on the Stresses in a Sapphire Wafer / T. Vodenitcharova, L.C. Zhang, I. Zarudi, Y. Yin, H. Domyo, and T. Ho. // IEEE TRANSACTIONS ON SEMICONDUCTOR MANUFACTURING. -2006. -V. 19. -№4.
16. Bedzinski R.: Biomechanika inzynierska. Wybrane zagadnienia. - Oficyna Wydawnicza Politechniki Wroclawskiej, Wroclaw, 1997.
17. Jaroszyk F. - red.: Biofizyka. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2002.- P.411-436.
18. Korzynski M. Staw biodrowy czlowieka z punktu widzenia mechaniki / M. Korzynski, J. Swanek // Mechanika w Medycynie. - 3(1996). - P. 293-232.
19. Сотин А. В. Механика взаимодействия ножки эндопротеза тазабедренного сустава с кортикальным слоем бедренной кости: дисс. ... канд. техн. наук:01.02.04 / Пермский государственный технический университет. - Пермь, 2005. - 124 с.
20. Swanek J., Cisek Z., Korzynski M.: Tribologia idiopatycznej postaci choroby zwyrodnieniowej biodra // Tribologia - teoria i praktyka. - 1992. - №2. - P.42-45.

Поступила в редакцию 15 октября 2009 г.