

¹ ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И.Ситенко НАМН Украины», Харьков; ² Днепрпетровский национальный университет, г. Днепрпетровск;

³ Государственное Управление Делами Президента Украины ГНУ «НПЦ ПКМ», Киев;

⁴ ГУ Специализированная медико-санитарная часть №6, г. Днепрпетровск.

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ РАЗЛИЧНЫХ ПАР ТРЕНИЯ ТОТАЛЬНОГО ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

С помощью математического моделирования выполнен анализ напряженно-деформированного состояния системы «кость-имплантат». Результаты расчета показали, что предложенная конструкция цементного эндопротеза тазобедренного сустава с сапфир-сапфировой парой трения соответствует требованиям прочности и жесткости, которые предъявляются к тотальным эндопротезам тазобедренного сустава.

Ключевые слова: математическое моделирование, эндопротезы, монокристалл корунда, сапфир.

Введение

Долговечность работы эндопротезов тазобедренного сустава, прежде всего, зависит от износостойкости материала в его шарнире [2-5]. Бурное развитие технологии эндопротезирования тазобедренного сустава в последние десятилетия позволило увеличить срок службы имплантатов в организме человека до 12-15 лет у 90-95 % пациентов [4, 5, 7, 8].

В процессе работы пары трения искусственного сустава металлические, керамические и/или полимерные продукты износа накапливаются между двумя скользящими поверхностями эндопротеза и в окружающих тканях. Это приводит к прогрессирующему износу головки и вертлужного компонента эндопротеза, а также к асептической нестабильности его компонентов [6]. Продукты износа вызывают локальные воспалительные, цитотоксические и остеолитические реакции, а при миграции в другие органы – вызывают нарушения их функции, имеются данные о развитии опухолевых процессов [2].

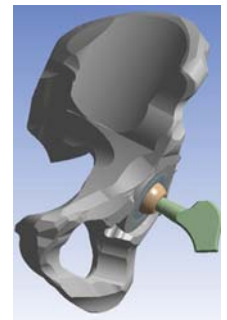
Тенденция расширения показаний к тотальному эндопротезированию тазобедренного сустава у более молодых пациентов с интенсивной физической деятельностью, требует новых технических и технологических решений по увеличению срока службы пары трения эндопротеза. Материал, из которого изготавливается головка и вертлужный компонент эндопротеза тазобедренного сустава, должен обладать высокими прочностными и антикоррозийными свойствами, а шарнир из него – минимальным трением и, как следствие, минимальным износом при функционировании [2, 5, 7].

Одним из таких новых и перспективных материалов, отвечающих выше указанным требованиям, является монокристалл корунда – сапфир [1, 5]. После проведения ряда трибологических и морфологических исследований, доказывающих преимущества сапфира перед традиционными материалами в клинике патологии суставов Института им. проф. М.И.Ситенко была проведена клиническая апробация 28 эндопротезов тазобедренного сустава с сапфировой парой трения с положительными ближайшими и отдаленными результатами.

Целью данной работы является проведение сравнительного анализа напряженно-деформированного состояния пары трения сапфир-сапфир и пары трения кобальт-хром-молибденовый сплав (комохром)-сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ) при помощи математического моделирования методом конечных элементов.

Материал и методы

Для построения трехмерной модели тазобедренного сустава нами было выполнено трехмерное компьютерное моделирование в среде AutoCad 2006 на основе макрофотографий поперечных распилов (с шагом 1 мм) замороженного тела здорового мужчины, любезно и безвозмездно предоставленных компанией Visible Human, USA. Для последующего сравнительного анализа напряженного деформированного состояния были смоделированы две пары трения: металл-полиэтилен – по чертежам, предоставленным представительством компании Waldemar Link в Украине, и сапфир-сапфир – для создания которой были использованы чертежи, разработанные в ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И.Ситенко, НАМН Украины». Общий вид геометрии модели представлен на рис. 1.



В программной среде ANSYS создана конечно-эле-

Рис. 1. Общий вид геометрии модели



Рис. 2. Конечно-элементная модель расчетной схемы

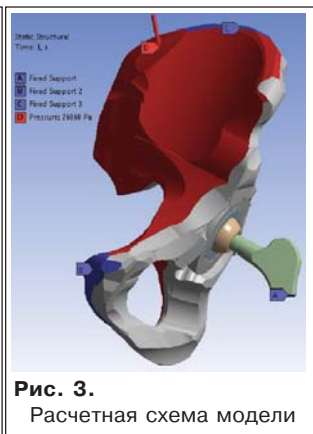


Рис. 3. Расчетная схема модели

ментная модель, представлена на рис. 2. В ней используется 778549 тетраэдров, объединяющих 1299164 узла при помощи линейных зависимостей в конечном элементе.

Расчетная схема модели представлена на рис. 3. В расчетной модели, нагружающая сила была представлена, как давление на внешнюю верхнюю поверхность тазовой кости.

Величина этого давления соответствует 4-кратной силе тяжести, действующей в вертикальном положении. Для этого, нагружающую силу распределили по суммарной площади тазовой кости в направлении, ортогональном по отношению к направлению действия силы тяжести, т.е. в горизонтальной плоскости. Суммарная площадь используемой модели таза (двух симметричных половин) в горизонтальной плоскости составляет 0,0408 м². Вес человека принимался равным 80 кг. Расчетное давление на верхнюю поверхность таза, вызывающую заданную величину силы реакции опоры со стороны головки бедренной кости было рассчитано по формуле:

$$P = \frac{F}{S} = \frac{4 * m * g}{S} = \frac{4 * (80 * 9.8)}{0.0408} = 76860 \text{ (Па)}$$

На поверхности **C** и **B** накладывались ограничения на перемещения таза. На поверхности **D** приложено давление в 76860 Па, а торец ножки **A** был жестко закреплен. Прочностные характеристики тазовой кости и использованных во всех расчетах материалов: сапфира, комохрома, СВМПЭ и цемента представлены в табл. 1.

Таблица 1

Свойства материалов, использованных в расчетах

Наименование	Модуль упругости, E, МПа	Предел прочности, $\sigma_{вр}$, МПа	Плотность, кг/м ³	Коэффициент Пуассона
Спонгиозная кость (губчатая)	737	4	2000	0.3
Сапфировый имплантат	345000	2000	3980	0.28
Комохром	200000	1100	7850	0.3
Цемент	3500	75.3	2000	0.3
СВМПЭ	1000	30	940	0.42

Результаты и их обсуждение

Для сравнительного анализа напряженно-деформированного состояния рассмотрены два вида эндопротезов. Первый вариант – цементный эндопротез, в котором головка и чашка изготовлена из сапфира. Результаты расчетов для этого эндопротеза представлены на рис. 4-7. Вторым вариантом – цементный эндопротез, в котором головка изготовлена из кобальт-хром-молибденового сплава, а чашка из сверхвысокомолекулярного полиэтилена. Конечно-элементные модели для этих вариантов одинаковы. Для всех случаев выполнен расчет статической задачи, определены напряжения и деформации, рассмотрены полученные закономерности и сделан вывод о работоспособности конструкций. Далее на рис. 4-7 точно показаны значения эквивалентных напряжений, рассчитанных по критерию Мизеса.

Результаты расчета, в рассмотренных условиях нагружения цементного эндопротеза с парой трения сапфир-сапфир показали, что наибольшие напряжения возникают в зоне контакта ножки и в глубине головки сапфирового имплантата, но величина этих напряжений меньше допустимых для данного материала. Напряжения, возникающие в цементе, не превышают допустимые значения напряжений, что определяет прочность имплантируемой конструкции в вертикальной впадине. В целом вся конструкция полностью удовлетворяет условиям прочности.

Результаты модели, в которой вертлужный компонент и головка эндопротеза изготовлены соответственно из СВМПЭ и комохромового сплава представлены на рис. 8-11. Исходные данные, а именно геометрия, условия закрепления и нагружения остались неизменными, как и в предыдущей модели, а физико-механические характеристики материалов представлены в таблице 1. На рис. 8 представлены суммарные деформации возникающие в конструкции. Величина этих деформаций на 10% больше, чем в рассмотренном выше варианте цементного эндопротеза с парой трения сапфир-сапфир. На рис. 9-11 представлены распределения напряжений по Мизесу.

Результаты представленных расчетов показывают, что при цементном эндопротезировании с парой трения сапфир-сапфир, величины возникающих деформаций, характеризуют ее как более жесткую в сравнении с парой трения комохром-СВМПЭ. Величина максимальных напряжений, возникающих в рассмотренных конструкциях, показывает, что наименьшие напряжения возникают в паре сапфир-сапфир.

Рассмотрим распределение напряжений, возникающих в сапфировой и головке из комохрома. Результаты представлены на рис. 5, 6, 9, 10. Наи-

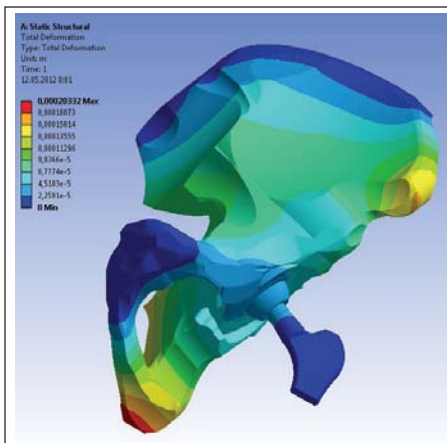


Рис. 4. Деформаций в цементном эндопротезе с парой трения сапфир – сапфир.

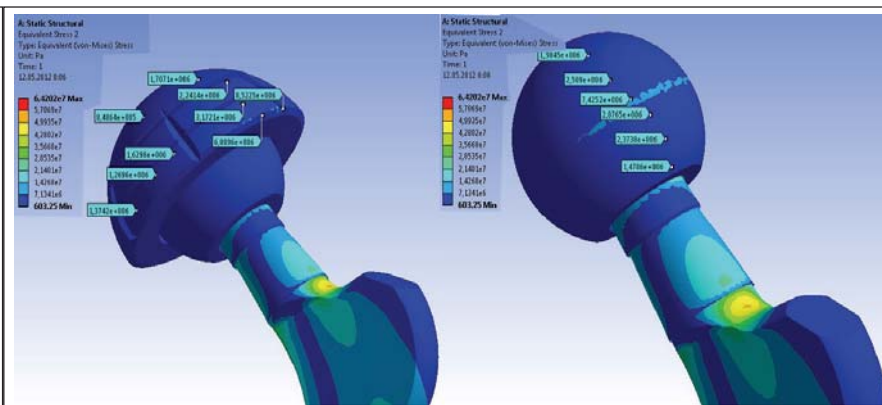


Рис. 5. Распределение напряжений по Мизесу в цементном эндопротезе с парой трения сапфир – сапфир.

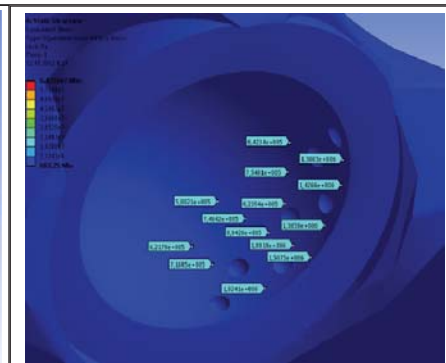
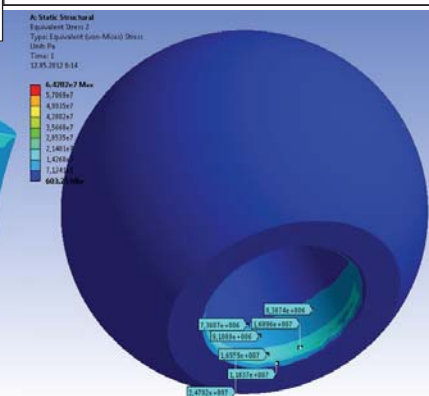
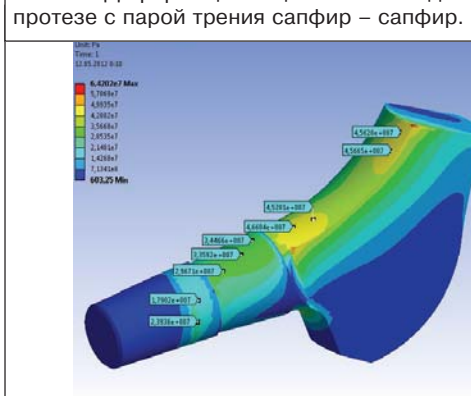


Рис. 7. Распределение напряжений по Мизесу в спонгиозной ткани вертлужной впадины для цементного эндопротеза с парой трения сапфир-сапфир.

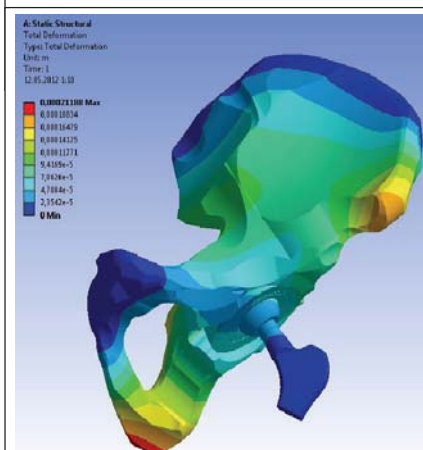


Рис. 8. Суммарные деформации в цементном эндопротезе с парой трения комохром-СВМПЭ.

Рис. 9. Распределение напряжений по Мизесу в цементном эндопротезе с парой трения комохром-СВМПЭ.

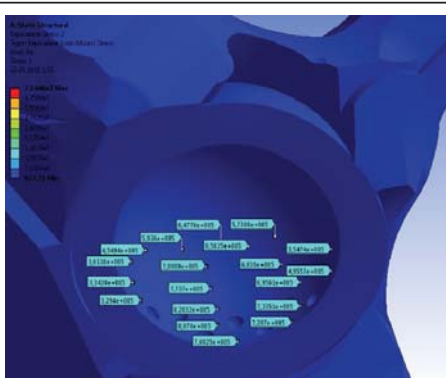
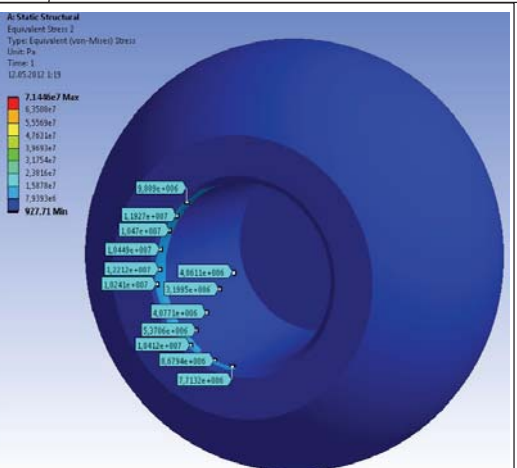
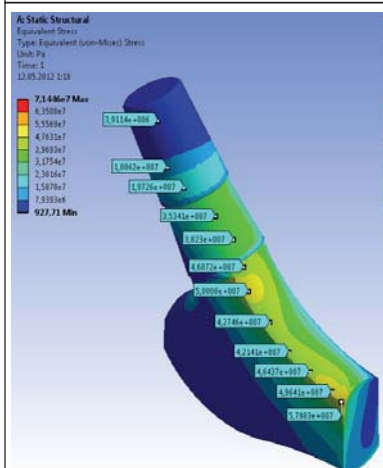


Рис. 10. Распределение напряжений по Мизесу в цементном эндопротезе с парой трения комохром-СВМПЭ.

Рис. 11. Распределение напряжений по Мизесу в спонгиозной ткани вертлужной впадины для цементного эндопротеза с парой трения комохром-СВМПЭ.

меньшие напряжения возникают в головке из комохрома. Напряжения по наружной поверхности головки примерно в три-четыре раза меньше напряжений по внутренней поверхности. Эта закономерность выполняется для обоих вариантов рассмотренных конструкций. Значения напряжений значительно меньше допускаемых значений для рассмотренных материалов. Это значит, что оба варианта головок эндопротеза удовлетворяют условиям прочности.

Напряжения в полиэтиленовой и сапфировой чашке эндопротеза представлены на рис. 5,9. Наибольшие напряжения возникают в сапфировой чашке. Напряжения, возникающие в полиэтиленовой чашке примерно на порядок меньше напряжений возникающих в сапфировой чашке. Значения всех напряжений соответствует условию прочности используемых материалов.

При сравнении напряженного состояния, возникающего на внутренней поверхности тазовой кости, т.е. в спонгиозной ткани вертлужной впадины и наружной поверхности цемента (рис. 5,7, 9,11) установлено, что наибольшие напряжения возникают в сапфировой паре, но величина этих напряжений не превышает 2,6 МПа. Величина напряжений на наружной поверхности цементного слоя во обеих конструкциях имеет примерно одинаковое значение и лежит в диапазоне от 2 до 2,6 МПа. Значения напряжений на внутренней поверхности вертлужной впадины имеет примерно одинаковое значение, равное 0,7-0,8 МПа. Полученные результаты показывают, что в зоне соединения спонгиозной кости и цемента конструкция не разрушается при заданных условиях нагружения.

Напряженное состояние ножки эндопротеза для двух вариантов рассматриваемых конструкций представлены на рис. 6,10. Характер распределения напряжений одинаков для рассмотренных вариантов и отличается только их номинальным значением. В конструкции с комохромовой головкой и чашкой из СВМПЭ в ножке возникают максимальные напряжения до 71,4 МПа, а в средней части ножки напряжения примерно равны 50 МПа. Наименьшие напряжения в ножке возникают в конструкции с сапфировой парой трения. Величина максимальных напряжений не превышает 64 МПа, а в средней части ножки возникают напряжения не превышают 46 МПа. Обе рассмотренные конструкции по результатам расчета удовлетворяют условиям прочности.

Выводы

1) Предложенная конструкция цементного эндопротеза с сапфировой парой трения отвечает требованиям прочности и жесткости, что позво-

ляет функционально реализовать требования, предъявляемые к тотальным эндопротезам тазобедренного сустава.

2) Жесткость конструкции цементного эндопротеза с сапфировой парой трения больше в сравнении с цементным эндопротезом с парой трения комохром-СВМПЭ, причем влияние сапфировой пары трения на ножку эндопротеза наименьшее. Это означает, что эндопротез с сапфировой парой трения будет оказывать наименьшее влияние на бедренную кость.

Литература

1. Волошин О.В. Модифікація трибологічних властивостей монокристалів корунду для виробів медичного і технічного застосування: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. техн. наук: спец 05.02.01 "Матеріалознавство" / Волошин Олександр Володимирович. – Харків, 2006. – 17 с.
2. Гаврюшенко Н.С. Материаловедческие аспекты создания эрозионностойких узлов трения искусственных суставов человека: автореф. дис. на соискание ученой степени д-ра техн. наук : спец 05.02.01 "Материаловедение" / Гаврюшенко Николай Степанович. – М., 2000. – 42 с.
3. Косяков О.М. Досвід ревізійного ендопротезування кульшового суглоба при асептичній нестабільності ендопротеза / О.М. Косяков, О.О. Коструб, П.В. Булич // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2008. – №1. – С. 26-29.
4. Передумови розвитку асептичної нестабільності тотального безцементного ендопротеза кульшового суглоба (біомеханічне та математичне моделювання) / Г.В. Гайко, В.М. Підгаєцький, О.М. Сулима, О.В. Чкалов / Ортопедия, травматология и протезирование. – 2009. – № 1. – С. 10-16.
5. Танькут О.В. Обґрунтування ендопротезування кульшового суглоба з використанням монокристалічного корунду в шарнірі ендопротеза: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук : спец 14.01.21 "Травматология та ортопедия" / Танькут Олександр Володимирович. – Харьков, 2010. – 23 с.
6. Шерепо К.М. Асептическая нестабильность при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава (экспериментально-морфологическое, биомеханическое и клиничко-статистическое исследование): автореф. дис. на соискание ученой степени д-ра мед. наук : спец 14.00.22 "Травматология и ортопедия" / Шерепо Константин Михайлович. – М., 1990. – 49 с.
7. Galetz M.C. Potential for adhesive wear in friction couples of UHMWPE running against oxidized zirconium, titanium nitride coatings, and cobalt-chromium alloys / M.C. Galetz, S.H. Seiferth, B. Theile, U. Glatzel // J. Biomed. Mater. Res. – 2010. – Vol. 93, № 2. – P. 468-475.
8. Primary cementless total hip arthroplasty with an alumina ceramic-on-ceramic bearing: results after a minimum of twenty years of follow-up / G.E. Petsatodis, P.P. Papadopoulos, K.A. Papavasiliou [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2010. – Vol. 85-A, № 3. – P. 639-644.

**В.А. Філіпенко, В.І. Ліповський, О.В.Танькут,
І.В.Бойко, В.Б.Макаров, О.В.Ролдугин**

Порівняльна оцінка напружено-деформованого стану різних пар тертя тотального ендопротеза кульшового суглоба

За допомогою математичного моделювання виконано аналіз напружено-деформованого стану системи «кістка-імплантат». Результати розрахунку показали, що запропонована конструкція цементного ендопротеза кульшового суглоба з сапфір-сапфіровою парою тертя відповідає вимогам міцності та жорсткості, які пред'являються до тотальних ендопротезів кульшового суглоба.
Ключові слова: математичне моделювання, ендопротез, монокристал корунду, сапфір.