

## **Разработка конструкций керамических имплантатов из композита на основе диоксида циркония.**

### **II. Керамическая головка эндопротеза тазобедренного сустава**

В. В. Лашнева, О. В. Михайлов

Институт проблем материаловедения им. И. Н. Францевича НАН  
Украины, Киев, e-mail: lashneva@ipms.kiev.ua; o\_v\_mikhailov@rambler.ru

*Проведен анализ напряженно-деформированного состояния различных типов головок эндопротезов тазобедренного сустава, изготовленных из композита на основе диоксида циркония. Выбраны оптимальные конструкции керамических головок. Показано, что эквивалентные напряжения, возникающие в головке в процессе эксплуатации эндопротеза, не превышают предел прочности материала. Изготовлены опытные образцы керамических головок.*

**Ключевые слова:** керамическая головка, эндопротез тазобедренного сустава, конструкция, прочность, компьютерное моделирование, напряженно-деформированное состояние.

Создание новых материалов с широким спектром свойств позволило разработать и внедрить в клиническую практику множество технических приспособлений и устройств (имплантатов), способных полностью заменить и восстановить функции утраченных органов и тканей человеческого тела. Это значительно расширило возможности восстановительной хирургии и позволило решить ряд проблем в разных областях медицины, в частности в травматологии и ортопедии. Имплантация в настоящее время — самый распространенный и эффективный метод лечения тяжелых травм и заболеваний суставов. По данным Всемирной организации здравоохранения, ежегодно в мире выполняется до 1,5 млн. имплантаций тазобедренного и коленного суставов, а количество операций по остеосинтезу превышает несколько миллионов [1, 2].

Комплекс основных характеристик тканей и органов, которые заменяет имплантат, всегда сложный. И создание искусственного органа с восстановлением всех качеств настоящего вряд ли возможно. Поэтому при разработке конструкций имплантатов выбирают основные качественные и количественные характеристики органов, которые заменяются. Для восстановления опорно-двигательного аппарата человека определяющими являются биомеханические характеристики имплантата, его биосовместимость, оптимальная конструкция и объем.

Необходимо отметить, что постоянной тенденцией в усовершенствовании имплантатов является уменьшение их размеров, которое приводит к значительному возрастанию удельных нагрузок как на имплантат, так и на кость. Поэтому при разработке конструкций имплантатов детально рассчитываются механические нагрузки на имплантат и кость, которые возникают при эксплуатации имплантата. Известны случаи разрушения

керамических головок эндопротезов тазобедренного сустава из-за недостаточной трещиностойкости керамики, а также нестабильности эндопротезов из-за резорбции кости вследствие перегрузки при неудачной конструкции или технологии проведения операции.

В настоящей работе с целью выбора оптимальной конструкции керамической головки выполнен анализ напряженно-деформированного состояния нескольких типов головок, предназначенных для комплектации эндопротезов тазобедренного сустава разной модификации. Исследования проведены методом конечных элементов [3].

### Анализ конструкции в целом

Геометрическая модель биомеханической системы эндопротез тазобедренного сустава—кость приведена на рис. 1. Керамическая головка изготовлена из композита на основе диоксида циркония [4], ножка и чашка — из сплава титана ВТ6. Между керамической головкой и чашкой помещен вкладыш из полиэтилена марки Chirulen. Ножка закреплена в кости.

Расчетная схема и результаты моделирования (распределение эквивалентных напряжений по Мизесу) приведены на рис. 2. Полагали, что нижняя часть кости жестко закреплена, а нагрузка, обусловленная массой тела человека, приложена в вертикальном направлении к чашке. Массу человека принимали равной 100 кг. С учетом динамического приложения нагрузки ее величину увеличивали в четыре раза, что примерно составляет 4000 Н. Половина этой силы (2000 Н) приложена к исследуемой конструкции (рис. 2, *а*). Рассматривалось контактное взаимодействие между керамической головкой эндопротеза и вкладышем из полиэтилена. Учитывали условия непроникания и контактное трение.

Результаты расчета свидетельствуют: величина эквивалентных напряжений распределяется таким образом, что наибольшие ее значения

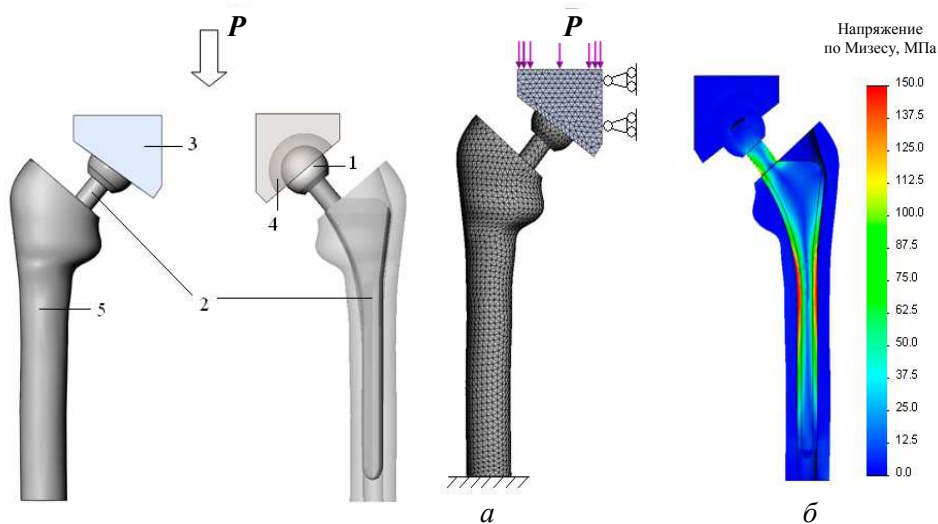


Рис. 1. Геометрическая модель системы эндопротез тазобедренного сустава—кость: 1 — керамическая головка; 2 — ножка; 3 — чашка; 4 — вкладыш; 5 — кость.

Рис. 2. Расчетная схема (*а*) и распределение эквивалентных напряжений по Мизесу (*б*).

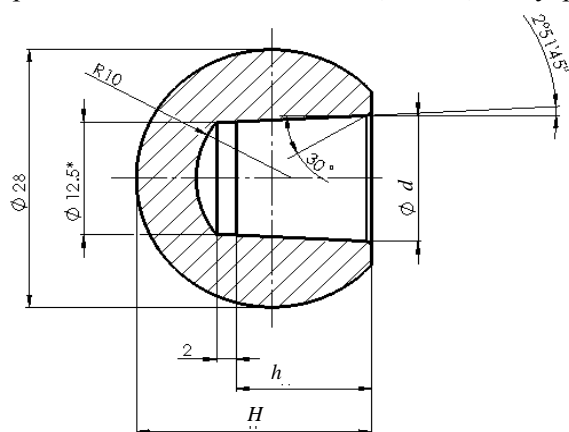
возникают в ножке, работающей на сжатие и изгиб (рис. 2, б). В то же время их величина (около 150 МПа) значительно ниже предела текучести титанового сплава ВТ6 (980 МПа [5]). Расчет эквивалентных напряжений и деформаций, возникающих в полиэтиленовом (Chirulen) вкладыше, показал, что максимальные напряжения по Мизесу (5,1 МПа) не превышают предела текучести материала (16—21,5 МПа [6]).

Рассмотрим напряженно-деформированное состояние трех типов керамических головок эндопротеза тазобедренного сустава диаметром 28 мм, отличающихся конструктивными особенностями. Конструкция керамической головки эндопротеза тазобедренного сустава первого типа приведена на рис. 3. Керамическая головка имеет два варианта исполнения, отличающиеся размерами (табл. 1). Наиболее существенным является отличие глубины конусной части посадочного отверстия  $h$  (14,0 и 11,1 мм), выполненного в виде усеченного конуса (угол  $2^{\circ}51'45''$ ).

Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в керамической головке эндопротеза приведено на рис. 4. Наибольшие напряжения и деформации в керамической головке возникают в области ее контакта с ножкой, около поверхности посадочного отверстия. Максимальные значения этих параметров наблюдаются у наибольшего диаметра посадочного отверстия. Кроме того, имеет место возрастание напряжений и деформаций в областях перехода конической части отверстия в цилиндрическую, а также перехода цилиндрической части в сферическую поверхность.

С уменьшением глубины посадочного отверстия  $h$  эквивалентные напряжения и деформации возрастают (при  $h = 14$  мм максимальные эквивалентные напряжения составляют 71,8 МПа, максимальные эквивалентные деформации —  $2,284 \cdot 10^{-4}$ ; при  $h = 11,1$  мм — 74,4 МПа и  $2,581 \cdot 10^{-4}$  соответственно), что объясняется уменьшением контактной поверхности, воспринимающей одну и ту же нагрузку. Эквивалентные напряжения значительно ниже предела прочности композита на основе  $ZrO_2$  (600 МПа) [4] — материала керамической головки.

Конструкция керамической головки второго типа представлена на рис. 5. В зависимости от размера посадочного отверстия  $h_2$ , определяющего площадь контакта керамической головки с ножкой (9, 12 и 15 мм), имеются три исполнения этой головки (табл. 2). Внутренняя поверхность посадочного отверстия выполнена в виде усеченного конуса.



Результаты моделирования представлены на рис. 6.

Рис. 3. Схема керамической головки эндопротеза тазобедренного сустава (тип 1):  $H$  — высота головки;  $h$  — глубина конусной части посадочного отверстия;  $d$  — диаметр посадочного отверстия.

**Т а б л и ц а 1. Размеры керамической головки первого типа**

Исполнение	Размеры, мм		
	$H$	$d$	$h$
1	24,3	13,9	14,0
2	25,1	13,61	11,1

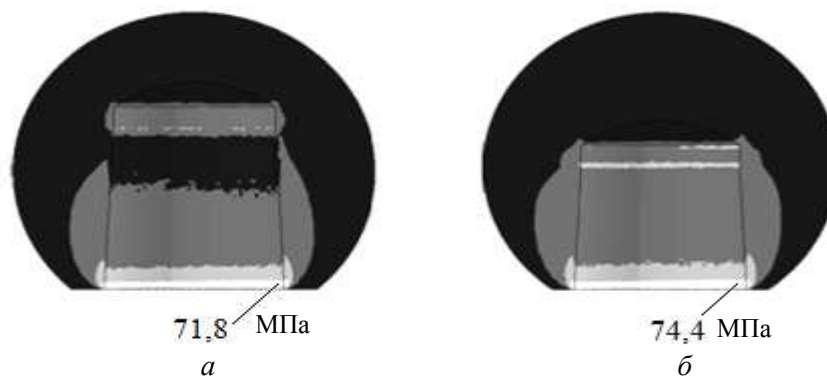


Рис. 4. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в керамической головке:  $a, б$  — исполнения 1 и 2.

Распределения эквивалентных напряжений и деформаций подобны результатам, полученным при рассмотрении напряженно-деформированного состояния керамических головок первого типа. Также наблюдается возрастание эквивалентных напряжений и деформаций с уменьшением глубины посадочного отверстия.

Конструкция керамической головки эндопротеза тазобедренного сустава третьего типа приведена на рис. 7. Внутренняя поверхность посадочного отверстия — цилиндрическая, в которой имеется выемка глубиной 0,5 мм. Непосредственно

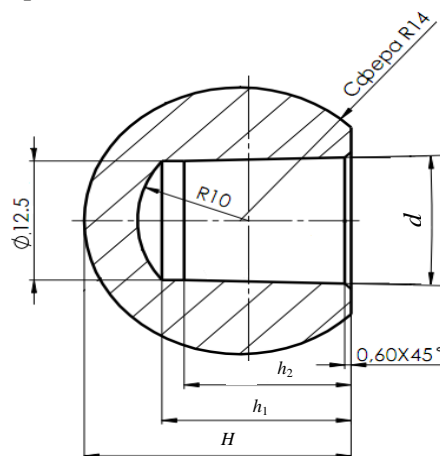


Рис. 5. Схема керамической головки эндопротеза тазобедренного сустава (тип 2):  $H$  — высота головки;  $h_1$  — глубина посадочного отверстия;  $h_2$  — глубина вхождения ножки в посадочное отверстие;  $d$  — диаметр посадочного отверстия.

**Т а б л и ц а 2. Размеры керамической головки эндопротеза второго типа**

Исполнение	Размеры, мм		
	$H$	$h_1$	$h_2$
1	24	17	15
2	24	14	12

3	24	11	9
---	----	----	---

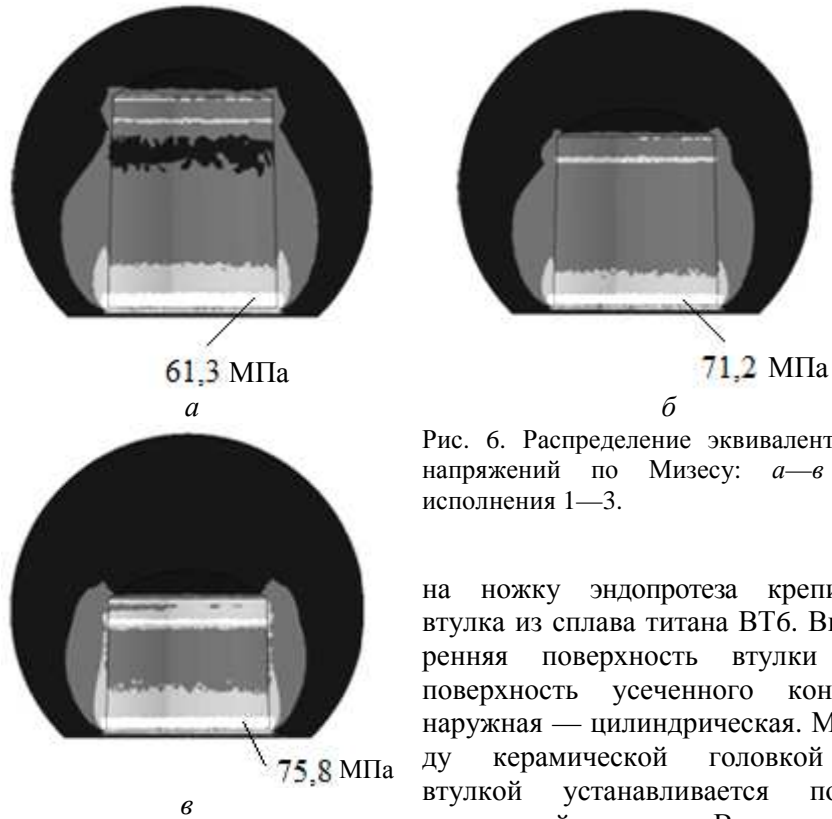


Рис. 6. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу: *а—в* — исполнения 1—3.

на ножку эндопротеза крепится втулка из сплава титана ВТ6. Внутренняя поверхность втулки — поверхность усеченного конуса, наружная — цилиндрическая. Между керамической головкой и втулкой устанавливается полиэтиленовый вкладыш. Внешняя поверхность вкладыша имеет цилиндрический выступ, при помощи которого положение вкладыша фиксируется относительно керамической головки. Вкладыш выполняет роль амортизатора при нагружении эндопротеза. Головка эндопротеза в собранном виде представляет собой конструкцию, состоящую из трех частей (рис. 8).

Вкладыш выполняет роль амортизатора при нагружении эндопротеза. Головка эндопротеза в собранном виде представляет собой конструкцию, состоящую из трех частей (рис. 8).

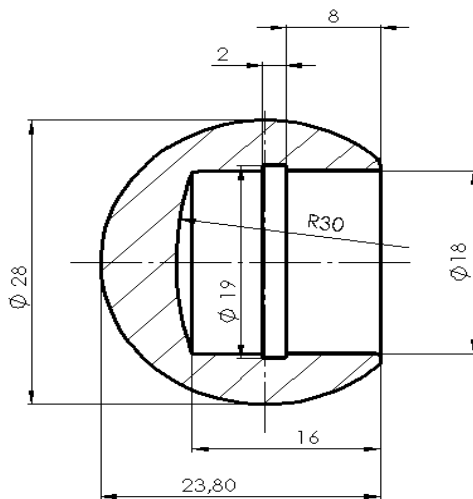


Рис. 7. Схема керамической головки

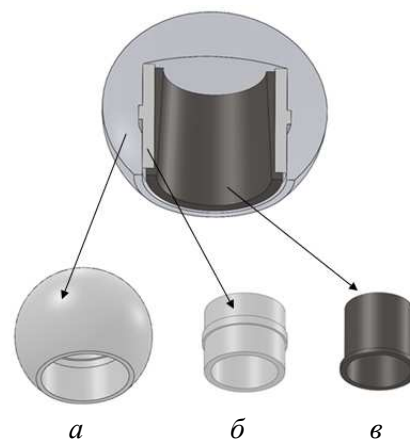


Рис. 8. Составные части головки третьего типа: *а* — керамическая

эндопротеза тазобедренного сустава третьего типа.

головка; *б* — втулка из полиэтилена Chirulen; *в* — втулка из сплава титана.

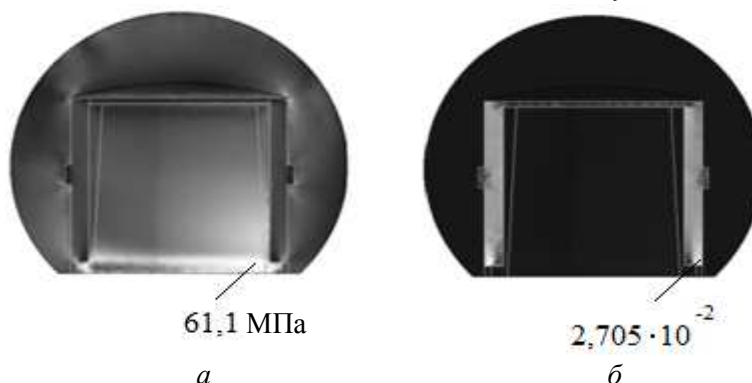
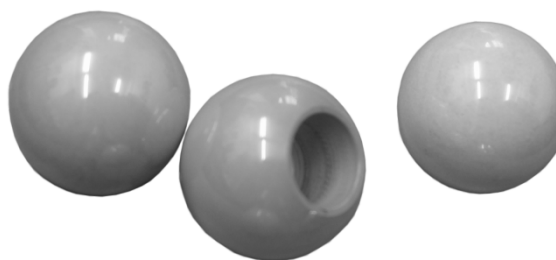


Рис. 9. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу (*а*) и распределение эквивалентных деформаций (*б*).

Рис. 10. Керамические головки эндопротеза тазобедренного сустава.



Результаты моделирования приведены на рис. 9. Наибольшие напряжения возникают во втулке из сплава титана, а наибольшие деформации — в полиэтиленовом вкладыше. Напряжения, возникающие в керамической головке, распределены более равномерно по сравнению с рассмотренными типами головок. Максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу составляют 17,2 МПа, что значительно ниже предела прочности материала головки. В нижней части втулки, в области контакта с ножкой, эквивалентные напряжения (61,6 МПа) максимальны. Тем не менее эквивалентные напряжения значительно ниже предела текучести титанового сплава. Анализ напряженно-деформированного состояния полиэтиленового вкладыша показал, что в нижней его части имеется относительно небольшая область, в которой эквивалентные напряжения Мизеса (37,0 МПа) превышают предел текучести материала (21,5 МПа). Максимальные эквивалентные деформации в этой области также велики. Превышение предела текучести может привести к необратимым изменениям вкладыша.

На основании полученных результатов установлено, что наиболее оптимальным является применение следующих конструкций керамических головок: тип 1, исполнение 1 и тип 2, исполнение 1. Изготовлены опытные образцы керамических головок (рис. 10).

### Выводы

В результате анализа напряженно-деформированного состояния биомеханической системы эндопротез тазобедренного сустава—кость установлено, что эквивалентные напряжения, возникающие в керамической головке эндопротеза, не превышают предела прочности

материала головки (композит на основе диоксида циркония). В то же время в нижней части полиэтиленового вкладыша (головка эндопротеза третьего типа) имеется относительно небольшая область, в которой эквивалентные напряжения Мизеса могут превысить предел текучести материала.

Выбраны оптимальные конструкции и изготовлены опытные образцы керамических головок.

1. Савич В. В. Современные материалы хирургических имплантатов и инструментов / В. В. Савич, М. Г. Киселев, А. И. Воронович. — Минск : УП “Технопринт”, 2003. — 119 с.
2. Эндопротезы суставов человека: материалы и технологии: (Монография) / Под ред. Н. В. Новикова, О. А. Розенберга, Й. Галика. — К. : Ин-т сверхтвердых материалов им. В. Н. Бакуля НАН Украины, 2011. — 528 с.
3. Зенкевич О. Применение метода конечных элементов в технике. — М. : Мир, 1985. — 242 с.
4. Шевченко А. В. Технология изготовления и физико-химические свойства керамики на основе нанокристаллического порошка композита диоксида циркония / [А. В. Шевченко, В. В. Лашнева, Е. В. Дудник и др.] // Тез. IV Междунар. науч. конф. "Наноразмерные системы: Структура, Свойства, Технологии", Киев, 19—22 ноября 2013. — С. 562.
5. Третьяков А. В. Механические свойства металлов и сплавов при обработке давлением / А. В. Третьяков, В. И. Зюзин. — М. : Металлургия, 1973. — 224 с.
6. Kowalewski P. Sliding polymers in the joint alloplastic / P. Kowalewski, W. Wieleba // Archives of Civil and Mechanical Engineering. — 2007. — VII, No. 4. — P. 107—119.

#### **Розробка конструкцій керамічних імплантатів з композита на основі діоксиду цирконію.**

##### **II. Керамічна головка ендопротеза кульшового суглоба**

В. В. Лашнева, О. В. Михайлов

*Проведено аналіз напружено-деформованого стану різних типів головок ендопротезів кульшового суглоба, виготовлених з композита на основі діоксиду цирконію. Вибрано оптимальні конструкції керамічних головок. Показано, що еквівалентні напруження, які виникають в головці в процесі експлуатації ендопротеза, не перевищують межі міцності матеріалу. Виготовлено дослідні зразки керамічних головок.*

**Ключові слова:** керамічна головка, ендопротез кульшового суглоба, конструкція, міцність, комп'ютерне моделювання, напружено-деформований стан.

#### **Development of the ceramic implants construction based zirconia composite.**

##### **II. Ceramic head of hip endoprosthesis**

V. V. Lashneva, O. V. Mikhailov

*Strain-deformation state of different types of hip endoprosthesis heads made of the composite based on zirconia has been analyzed. Optimal design of ceramic heads has been selected. Strains in the head are shown not to exceed the material strength. Samples of ceramic heads have been made.*

**Keywords:** ceramic head, hip endoprosthesis, desing, strength, computer modeling, strain-deformation state.