

## КЕРАМІЧНІ ГОЛОВКИ НА ОСНОВІ ДІОКСИДУ ЦИРКОНІЮ ДЛЯ ЕНДОПРОТЕЗА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

Г. В. Гайко<sup>1</sup>, В. В. Лашнева<sup>2</sup>, О. О. Розенберг<sup>3</sup>, В. М. Підгаєцький<sup>1</sup>,  
О. М. Сулима<sup>1</sup>, Т. І. Осадчук<sup>1</sup>, О. В. Шевченко<sup>2</sup>, О. В. Дуднік<sup>2</sup>, С. В. Сохань<sup>3</sup>  
<sup>1</sup>ДУ “Інститут травматології та ортопедії АМН України”, м. Київ  
<sup>2</sup>Інститут проблем матеріалознавства ім. І. М. Францевича НАН України, м. Київ  
<sup>3</sup>Інститут надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля НАН України, м. Київ

### CERAMIC FEMORAL HEADS BASED ON ZIRCONIA FOR HIP JOINT REPLACEMENT

G. V. Gaiko, V. V. Lashneva, O. O. Rosenberg, V. M. Pidgaietskiy,  
O. M. Sulyma, T. I. Osadchuk, O. V. Shevchenko, O. V. Dudnik, S. V. Sokhan

The technology was developed and for hip joint replacement test samples of ceramic femoral heads out of partially yttria-and-ceria stabilized tetragonal polycrystal zirconia were made. The bead diameter was 28 mm. The spherical surface roughness Ra was less than 0.02 mm. The deviation from the sphericity was 1 μm. The beads were made with conical and cylindrical support opening. The chemical and phase composition of beads, their microstructure, strength and other physicochemical characteristics were studied. It was shown that the developed ceramic artificial femoral heads according to the technical characteristics and parameters met the requirements of working international standards and were highly competitive with analogous products of the well known firms.

Key words: ceramic bead, hip artificial joints, zirconia, nanocrystalline powder, technical characteristics.

### КЕРАМИЧЕСКИЕ ГОЛОВКИ НА ОСНОВЕ ДИОКСИДА ЦИРКОНИЯ ДЛЯ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Г. В. Гайко, В. В. Лашнева, О. О. Розенберг, В. М. Підгаєцький,  
А. Н. Сулима, Т. І. Осадчук, А. В. Шевченко, Е. В. Дудник, С. В. Сохань

Разработана технология и изготовлены опытные образцы керамических головок из поликристаллического диоксида циркония, частично стабилизированного в тетрагональной фазе оксидом иттрия и диоксидом церия, для эндопротеза тазобедренного сустава. Диаметр головок – 28 мм; шероховатость Ra сферической поверхности – меньше 0,02 мкм; отклонение от сферичности – 1 мкм. Головки изготавливаются с конусным посадочным отверстием и с цилиндрическим. Исследованы химический и фазовый составы головок, их микроструктура, прочность и другие физико-технические характеристики. Показано, что разработанные керамические головки эндопротезов по техническим характеристикам и параметрам соответствуют требованиям действующих международных стандартов и не уступают аналогичным изделиям известных фирм.

Ключевые слова: керамическая головка, эндопротез тазобедренного сустава, диоксид циркония, нанокристаллический порошок, технические характеристики.

## Вступ

Протягом останнього десятиріччя успіхи в розробці та виготовленні *ендопротезів кульшового суглоба* дозволили досягати надійну їх фіксацію в кістковій тканині, що значно поліпшило клінічні результати протезування. Однак до сьогодні не вирішеним залишається питання отримання абсолютно надійної пари тертя, яка б витримувала максимальні навантаження, особливо у молодих активних пацієнтів, і характеризувалася б найвищою стійкістю до зношування, що в свою чергу могло б мінімізувати утворення продуктів зношування,

які негативно впливають як на кісткову тканину зокрема, так і на весь організм у цілому.

За останній час особливої популярності набули такі **пари тертя**:

- 1) кераміка – кераміка;
- 2) метал – метал;
- 3) кросс-лінк поліетилен у комбінації з керамікою чи металом [5].

### Пара тертя “метал – метал”

Клінічний ефект пари тертя “метал – метал” у цілому перспективний та позитивний, хоча, як наголошують

Jacobs, Galante, Callaghan, Campbell, викликають тривалу наслідки виділення металу з таких поверхонь, що проявляється як у локальній тканевій відповіді (реакція гіперчутливості сповільненої дії у вигляді лімфоцитарних інфільтратів), так і в загальних ефектах (підвищенні концентрації кобальту та хрому в сироватці крові). **Значення тривалого підвищення концентрації кобальту та хрому в сироватці крові, з токсикологічної точки зору, залишається поки що невідомим і потребує подальшого вивчення** [10].

### Пара тертя “кераміка – кераміка”

#### **Керамічні головки на основі оксиду алюмінію**

Як компоненти пари тертя ендпротеза кульшового суглоба *кераміка на основі оксиду алюмінію* ( $Al_2O_3$ ) використовується у світі з 1970 р., коли французький ортопед Voulin уперше для імплантації використав пару тертя “кераміка – кераміка”. Керамічна головка фіксувалась до стегнового компонента за допомогою епоксидної смоли, а керамічний ацетабулярний компонент фіксувався до кістки за допомогою цементу. Перший досвід використання мав багато негативних наслідків та ускладнень, але незважаючи на це, було встановлено, що *кераміка на основі  $Al_2O_3$  відзначається* беззаперечною біосумісністю та біоінертністю, прекрасною стійкістю до зношування. За цей період постійно вдосконалювались матеріали для їх виготовлення, методики спікання та механічної обробки, що значно поліпшило механічні властивості та характеристики зношування цих компонентів.

*Основним недоліком* пар тертя на основі оксиду алюмінію є ризик перелому чи сколу керамічної головки та вкладиша ацетабулярного компонента, причому, за даними різних авторів [14, 15] головка ламається, у 0,03–0,05% випадків (1 на 2000–3000), а вкладиш – у 0,013–0,017% випадків (1 на 6000–8000).

*Ламкість кераміки* пояснюється відсутністю пластичності (можливості деформуватись, наприклад, як метал чи поліетилен), що в свою чергу збільшує чутливість матеріалу до нерівномірних (асиметричних) навантажень. *Переломи керамічних головок вибухоподібні й супроводжуються утворенням надзвичайно великої кількості різних за розмірами частинок, що стає трагедією, як для пацієнта, так і для хірурга.* Адже уламки, що утворюються під час перелому головки, неможливо повністю вилучити з навколопротезних тканин під час ревізійного втручання, і в подальшому такі частинки відіграють роль абразиву, що з катастрофічною швидкістю пошкоджує нову пару тертя та призводить до негативного результату ендпротезування за короткий проміжок часу [12].

#### **Керамічні головки з діоксиду цирконію**

На сьогодні в ендпротезуванні кульшового суглоба разом з керамічними головками з оксиду алюмінію широко використовуються *керамічні головки з діоксиду цирконію* ( $ZrO_2$ ), який *не поступається  $Al_2O_3$  за біоінертністю й біосумісністю, а за механічними властивостями та тріщиностійкістю значно пере-*

*вищує його* [4, 9]. Це особливо важливо для керамічних головок, які в більшості випадків фіксуються на ніжці ендпротеза за рахунок тугої конусної посадки, унаслідок чого в головці створюються значні розтягуючі напруги.

Щорічно в Європі близько 25%, а в США близько 8% операцій ендпротезування кульшового суглоба виконуються із застосуванням керамічних головок з діоксиду цирконію, більшість з яких виготовлена з полікристалічного  $ZrO_2$ , частково стабілізованого у тетрагональній фазі оксидом іттрію ( $Y_2O_3$ ), складу  $ZrO_2 + 3 \text{ мол. \% } Y_2O_3$  – (Y-TZP) [9]. *Кераміка на основі  $ZrO_2$  відрізняється:*

- 1) підвищеними фізико-механічними характеристиками;
- 2) високою чистотою й густиною;
- 3) гомогенністю хімічного та фазового складу;
- 4) малим розміром зерна.

Проте при застосуванні кераміки з тетрагонального діоксиду цирконію, незважаючи на високу хімічну стійкість й інертність, слід урахувувати ефект “старіння” (гідротермальної нестабільності), що виникає в результаті впливу навколишнього середовища на її фізико-технічні властивості. Це обумовлено тим, що на відміну від  $Al_2O_3$ , який існує тільки в одній стабільній  $\alpha$ -фазі  $Al_2O_3$  і тому зберігає свої фізико-технічні властивості практично незмінними протягом тривалого часу,  $ZrO_2$  має **три оборотні поліморфні кристалічні форми:**

- моноклінну (M- $ZrO_2$ );
- тетрагональну (T- $ZrO_2$ );
- кубічну (K- $ZrO_2$ ).

*Поліморфні перетворення* можуть бути причиною як підвищення міцності  $ZrO_2$  (трансформаційне зміцнення кераміки Y-TZP), так і зниження її в результаті спонтанного неконтрольованого переходу тетрагональної форми  $ZrO_2$  в моноклінну. Відомо, що низькотемпературна деградація міцнісних характеристик діоксиду цирконію спостерігається у вологому середовищі в інтервалі температур 130–300°C – “старіння” кераміки.

Аналогічна ситуація спостерігається, коли імплантат з  $ZrO_2$  протягом тривалого часу (20–30 років) знаходиться в живому організмі, що також є агресивним багатofакторним середовищем. Швидкість фазового переходу, тобто “старіння” кераміки, залежить від її хімічного складу, характеристик вихідних порошків, режимів термообробки, пористості, розміру зерен та інших чинників. Тому практично кожний новий варіант технології та хімічного складу кераміки з  $ZrO_2$  вимагає окремого дослідження її властивостей, зокрема, можливості зміни фазового складу в процесі “старіння”.

Спонтанний перехід T- $ZrO_2$  в M- $ZrO_2$  спостерігається також при подрібнюванні [1]. Він супроводжується ослабленням міжзернових зв'язків і випаданням зерен моноклінної фази з матриці, що пояснює підвищений знос компонентів у парах тертя “кераміка  $ZrO_2$  – кераміка  $ZrO_2$ ”, а також “кераміка  $ZrO_2$  – кераміка  $Al_2O_3$ ” [13]. Тому якщо керамічні головки з  $Al_2O_3$  застосовують у парах тертя як з поліетиленом, так і з керамікою  $Al_2O_3$ , то керамічні головки з  $ZrO_2$  застосовуються тільки в парі тертя з поліетиленом.

В Інституті проблем матеріалознавства ім. І. М. Францевича НАН України спільно з Інститутом надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля НАН України і ДУ “Інститут травматології та ортопедії АМН України” розроблена технологія і виготовлені дослідні зразки керамічних головок ендопротезів кульшового суглоба на основі тетрагонального діоксиду цирконію (Т-ZrO<sub>2</sub>).

Конструкція керамічної головки розроблена з урахуванням результатів комп’ютерного моделювання [2]. Головка має зовнішню сферичну робочу поверхню, основу і посадочний отвір на ніжку у вигляді конуса або циліндра з кільцевою проточкою.

**Мета** роботи – визначити фізико-технічні параметри і характеристики розроблених головок та їх відповідність основним вимогам міжнародних стандартів до керамічних матеріалів на основі Y-TZP для кісткових імплантів /ISO 13356-1997. Implants for surgery – Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP)/ і до кульових елементів (головок) ендопротезів /ISO 7206-2:1996. Implants for surgery – Partial and total hip joint prostheses – Part 2: Articulating surfaces made metallic, ceramic and plastics materials/.

## Матеріали і методи

Для виготовлення головок нами було використано такі хімічно чисті речовини (хімічні сполуки):

- цирконій оксихлорид ТУ 6-09-3677;
- ітрій азотнокислий ТУ 6-09-4676;
- церій азотнокислий ТУ 6-09-2081;
- соляна кислота ГОСТ 3118;
- водний розчин аміаку ГОСТ 3760.

Усі дослідження виконані за стандартними методами.

### Технологія виготовлення керамічних головок

1) Синтез хімічними методами вихідного високо-чистого нанокристалічного порошку ZrO<sub>2</sub>, складного оксидом іттрію (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) та діоксидом церію (CeO<sub>2</sub>), з вузьким розподілом частинок за розмірами, без твердих агломератів;

2) формування заготовок головок методом холодного одноосного пресування з подальшим холодним ізостатичним пресуванням під тиском 150–200 МПа;

3) спікання на повітрі протягом 2 год при температурі 1320±20°C;

4) попередня механічна обробка та фінішна обробка заготовок головок, що спеклися, з використанням абразивного та алмазного інструментів, алмазних паст і порошоків, у тому числі нанокристалічних;

5) нанесення маркування лазерним методом;

6) контроль якості головок.

Хімічний склад синтезованого нанокристалічного порошку і головок визначали методами хімічного та спектрального аналізу.

Рентгенівські дослідження виконували на дифрактометрі ДРОН-1,5 (Cu K<sub>α</sub>-випромінювання, швидкість сканування – 1–4°/хв).

Електронно-мікроскопічні дослідження – за допомогою мікроскопа МІМ-7, аналізатора SuperProbe 733 та атомно-силового мікроскопа (АСМ).

Густина визначали методом гідростатичного зважування.

Міцність – методом триточкового вигину (універсальна машина для механічних випробувань НІК ІМП 1231-У10 з автоматичною реєстрацією експериментальних даних).

Випробування виконували на зразках-свідках, які виготовляли одночасно разом з головками за однією й тією ж технологією: відполірованих прямокутних балочках з розмірами 3,5×5,0×50,0 мм. Гострі кромки балочок притупляли (фаски 0,5×45°).

Параметр шорсткості сферичної поверхні R<sub>a</sub> керамічних головок визначали за допомогою профілометра-профілографа Talysurf 5M-120 з пристрієм для вимірювання шорсткості на сферичній поверхні.

Випробування на зношування проводили за методикою “нерухомий штифт-диск, що обертається” (штифтодискоска схема) на лабораторній машині тертя торцевого типу. Нерухомий штифт – поліетилен “Chirulen”, диск (контртіло), що обертається, – матеріал, у парі з яким досліджували зношування поліетилену.

### Умови випробувань:

- постійне навантаження – 5 МПа;
- швидкість ковзання – 0,1 м/с;
- температура – 37°C;
- середовище – розчин Рінгера, що містить 9 г/л NaCl (фізіологічний розчин);
- тривалість випробувань – 20 год з реєстрацією результатів через кожні 5 год.

Кількісно знос поліетилену розраховували по зменшенню об’єму поліетиленового штифта (ΔV, см<sup>3</sup>) під час тертя шляхом вимірювання його розмірів до та після випробувань за допомогою вертикального оптиметра типу ІК-6 з точністю до 1 мкм. Знос дисків визначали по зміні їхньої маси.

Слід зазначити, що проведене дослідження на зносостійкість не імітує процеси, що відбуваються під час руху в протезованому суглобі, а використано для порівняльного вивчення зносу поліетилену в контакт з різними матеріалами.

Вплив “старіння” на фізико-технічні властивості розробленої кераміки на основі ZrO<sub>2</sub> вивчали шляхом порівняння фазового складу та стану поверхні зразків до та після гідротермальної обробки в автоклаві (прискорене “старіння” кераміки). Цей метод дозволяє отримати надійні дані про прогнозовану зміну властивостей матеріалу при перебуванні в організмі протягом певного часу. Для цього ретельно відполіровані зразки у вигляді балочок закладали в автоклав і витримували протягом 20 год при температурі 135±5°C, що еквівалентно перебуванню головки в організмі протягом 40 років [9]. Після витримки зразки виймали з автоклаву, висушували, оглядали їх зовнішній вигляд та досліджували фазовий склад і стан поверхні.

Основні розміри головок (діаметр та висоту) визначали за допомогою штангенциркуля ШЦ 1-125-0,1 ГОСТ 166 і мікрометра МК 25-1 ГОСТ 6507, посадочні розміри – за допомогою калібру.

Масу визначали за допомогою лабораторних терезів загального призначення 2 класу точності.

### Результати та їх обговорення

Дослідження проведені на керамічних головках у двох варіантах виконання, що відрізняються один від одного формою та розмірами посадочного каналу:

- у головок першого варіанта (Zr 28-1) посадочний канал – конусний (європейський стандартний конус 12/14);
- у головок другого варіанта (Zr 28-2) – канал циліндричної форми з кільцевою проточкою.

Головки другого варіанта встановлюють на ніжку ендопротеза з двома втулками певної форми:

- одна з яких – циліндрична, з виступом на зовнішній поверхні, виготовляється з біоінертного еластичного матеріалу, наприклад, “Chirulen”;
- друга – має циліндричну зовнішню поверхню та конусну внутрішню, виготовляється з того ж матеріалу, що й ніжка ендопротеза.

При імплантації в посадочний канал головки спочатку вставляють циліндричну еластичну втулку з виступом, у яку вставляють металеву втулку з циліндричною зовнішньою поверхнею й конусною внутрішньою, після чого головка одягається на конус шийки ніжки ендопротеза та вправляється в штучну западину.

Зовнішній діаметр головок обох варіантів виконання становить 28 мм, висота – 24 мм; маса головок Zr 28-1 становить  $52 \pm 5$  г, головок Zr 28-2 –  $35 \pm 3$  г.

Виготовлені керамічні головки ендопротезів кульшового суглоба на основі  $ZrO_2$  наведені на рис. 1.

Хімічний склад головок – це матеріал на основі  $ZrO_2$ ,  $Y_2O_3$ ,  $SeO_2$  та діоксиду гафнію ( $HfO_2$ ), які в сумі становлять не менше 99%, при цьому вміст  $Y_2O_3$  – від 4,5 до 5,4%,  $SeO_2$  – 3,0%,  $HfO_2$  – не більше 2%; основна домішка  $Al_2O_3$  – не більше 0,5%. За фазовим складом – це тетрагональний твердий розчин на основі  $ZrO_2$  (T- $ZrO_2$ ), при цьому вміст моноклінної фази (M- $ZrO_2$ ) – не більше 3%.

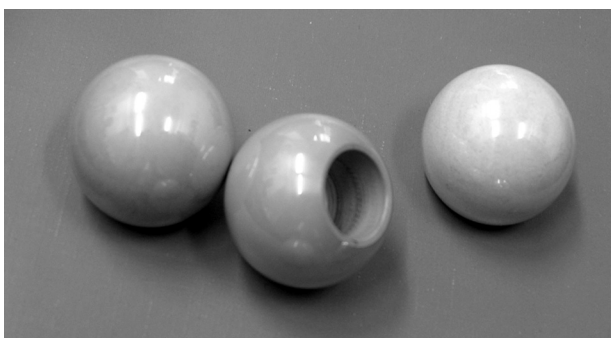


Рис. 1. Керамічні головки з діоксиду цирконію ( $ZrO_2$ ) для ендопротеза кульшового суглоба

Мікроструктура кераміки на основі  $ZrO_2$  наведена на рис. 2, з якого видно, що при спіканні сформувалася високощільна, однорідна, дрібнозерниста структура з середнім розміром зерна не більше 0,4 мкм.

Результати вимірювання густини і міцності зразків наведені в табл. 1.

Як видно з табл. 1, густина кераміки становить від 6,01 до 6,03 г/см<sup>3</sup>, а міцність – від 616 до 925 МПа.

Знос поліетилену “Chirulen” у парах тертя зі сплавом CoCrMo [11], з керамікою на основі  $Al_2O_3$  [3] та керамікою на основі  $ZrO_2$  наведений у табл. 2.

Нами виявлено, що знос поліетилену “Chirulen” у парі тертя з розробленою керамікою на основі  $ZrO_2$  і з керамікою на основі  $Al_2O_3$  практично однаковий протягом усього часу випробувань. У парі тертя зі сплавом CoCrMo протягом перших 5 год випробувань знос приблизно у 6–8 разів більший, ніж у парах тертя з керамічними матеріалами. При подальшому збільшенні тривалості випробувань ця різниця зменшується, і знос поліетилену в парах тертя з керамікою ( $Al_2O_3$  та  $ZrO_2$ )

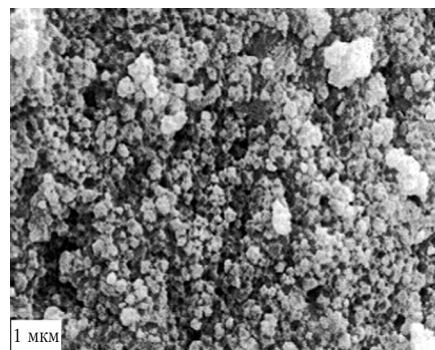


Рис. 2. Мікроструктура (фрактограма) кераміки з діоксиду цирконію

Таблиця 1

Густина і міцність кераміки на основі  $ZrO_2$

Показники		Результати вимірювання зразків				
		№ 1	№ 2	№ 3	№ 4	№ 5
Густина	г/см <sup>3</sup>	6,02	6,01	6,03	6,02	6,02
Міцність	МПа	659	673	925	825	616

Таблиця 2

Знос поліетилену “Chirulen” у різних парах тертя залежно від матеріалу та тривалості випробувань

Вид матеріалу	Знос поліетилену (см <sup>3</sup> ) за терміном випробування (год)			
	5	10	15	20
Сплав CoCrMo	0,0017	0,0020	0,0022	0,0027
Кераміка $Al_2O_3$	0,0003	0,0013	0,0021	0,0026
Кераміка $ZrO_2$	0,0002	0,0012	0,0018	0,0022

та зі сплавом CoCrMo стає приблизно однаковим. При цьому знос керамічних дисків та дисків з кобальтхромового сплаву – у межах похибки вимірювання.

Аналіз стану поверхонь тертя поліетиленового штифта і дисків після випробувань показав, що шорсткість, близька до вихідної, зберігається на обох контактуючих поверхнях у всіх парах тертя, що досліджувалися.

У табл. 3 наведені результати вимірювання шорсткості робочої сферичної поверхні ( $R_a$ ) виготовлених керамічних головок на основі  $ZrO_2$ .

Вивчення фазового складу і поверхні зразків до і після витримки в автоклаві показало, що після гідротермальної обробки фазовий склад зразків не змінився, а їхня поверхня як би розправилася, зникли подряпини, у той же час у деяких місцях знайдені частково заповнені пори і канали. Якщо шорсткість поверхні зразка до витримки в автоклаві ( $R_a$ ), за даними АСМ, становила  $3,761 \cdot 10^{-3}$  мкм, то після витримки –  $3,461 \cdot 10^{-3}$  мкм. Можливо, це пов'язано з утворенням у гідротермаль-

них умовах на поверхні зразків оксигідроксиду іттрію, що може бути основною причиною деградації тетрагональної фази  $ZrO_2$  [8].

Фізико-технічні параметри і характеристики керамічних головок ендопротезів кульшового суглоба на основі  $ZrO_2$ , розроблених нами, та головок, що випускаються швейцарською фірмою Norton Desmarquest [6] і французькою фірмою Metoxit [6], а також вимоги міжнародних стандартів ISO 13356-1997 та ISO 7206-2:1996 наведено в табл. 4.

Високий рівень властивостей (густина –  $>6,0$  г/см<sup>3</sup>; розмір зерна –  $<0,4$  мкм; міцність –  $>600$  МПа) та якості поверхні (шорсткість  $R_a$  –  $<0,02$  мкм; відхилення від сферичності – 1 мкм) досягнуті завдяки комплексному підходу до методів отримання, формування, спікання вихідних порошків і механічної обробки спечених виробів. Спеціально розроблені методи синтезу нанокристалічного порошку  $ZrO_2$  (розмір частинок –  $<100$  нм), а також комплексна стабілізація оксидами іттрію і церію, дозволили знизити температуру спікання й оптимізувати густину, мікроструктуру, механічну міцність та підвищити надійність головок.

Таблиця 3

**Вимірювання шорсткості сферичної поверхні ( $R_a$ ) керамічних головок на основі  $ZrO_2$  у чотирьох точках**

Керамічна головка	Шорсткість поверхні, мкм
Zr 28-1 № 1	0,016; 0,012; 0,019; 0,010
Zr 28-1 № 2	0,012; 0,013; 0,011; 0,015
Zr 28-2 № 3	0,012; 0,016; 0,019; 0,015
Zr 28-2 № 4	0,015; 0,019; 0,012; 0,015

**Висновки**

1. Розроблені керамічні головки для ендопротезів кульшового суглоба на основі Т- $ZrO_2$  за фізико-технічними параметрами та характеристиками відповідають вимогам міжнародних стандартів і не поступаються аналогічним виробам відомих фірм.

2. Гарантується достатня стабільність фізико-хімічних властивостей розроблених керамічних головок на

Таблиця 4

**Характеристики керамічних головок ендопротезів кульшового суглоба на основі  $ZrO_2$  та вимоги міжнародних стандартів**

Параметри	Головка ПІМ	Головки фірм		Вимоги ISO 7206-2:1996 ISO 13356-1997
		Norton Desmarquest	Metoxit	
Хімічний склад:	%			
• основа:				
HfO <sub>2</sub>	> 99	> 99	> 99	> 99
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	< 2	< 2	< 2	< 5
SeO <sub>2</sub>	4,5–5,4	5,1±0,25	5,3	4,5–5,4
• домішки:	3,0	–	–	–
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	< 0,5	< 0,5	< 0,005	< 0,5
інші оксиди	< 0,5	< 0,5	< 0,03	< 0,5
Фазовий склад	T-ZrO <sub>2</sub>	T-ZrO <sub>2</sub>	T-ZrO <sub>2</sub>	T-ZrO <sub>2</sub>
Вміст M-ZrO <sub>2</sub>	%	< 3	< 1	< 5
Густина	г/см <sup>3</sup>	> 6,0	> 6,08	6,08
Міцність	МПа	> 600	> 600	890
Зерно	мкм	< 0,4	< 0,5	< 0,5
Діаметр	мм	28	28; 32	28; 32
Допуск по діаметру	мм	-0,02	-0,02; -0,04	-0,01; -0,02
Відхилення від сферичності	мкм	1	1	0,1
Шорсткість Ra	мкм	< 0,02	< 0,005	0,005
Посадочний конус		12/14	12/14	12/14

основі T-ZrO<sub>2</sub> у фізіологічному середовищі живого організму протягом не менше 40 років.

3. Розроблені керамічні голівки на основі T-ZrO<sub>2</sub> можуть бути використані в клінічній практиці у складі ендопротеза кульшового суглоба.

## Література

1. Высокоогнеупорные материалы из диоксида циркония / Рутман Д. С., Торопов Ю. С., Плинер С. Ю. [и др.]. – М.: Металлургия, 1985. – 136 с.
2. Компьютерное моделирование напряжений в керамической головке эндопротеза тазобедренного сустава / Михайлов О. В., Ткаченко Л. Н., Штерн М. Б. [и др.] // Вісн. ортопед., травматол. та протезув. – 2006. – № 1. – С. 43–47.
3. Лашнева В. В. Биокерамика на основе оксида алюминия / Лашнева В. В., Крючков Ю. Н., Сохань С. В. // Стекло и керамика. – 1998. – № 11. – С. 26–28.
4. Bioceramics – An Overview Including Calcium Phosphates, Hydroxyapatite, Alumina, Zirconia and Pyrolytic Carbon // <http://www.azom.com>.
5. Dambreville A. Zirconia ceramics or «by night, all cats are grey» / Dambreville A., Philippe M., Ray A. // [http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo78\\_zircone/index.shtml](http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo78_zircone/index.shtml).
6. Deville S. Influence of surface finish and residual stresses on aging sensitivity of biomedical grade zirconia / Deville S., Chevalier J., Gremillard L. // Biomaterials. – 2006. – Vol. 27. – P. 2186–2192.
7. Früh H. J. Wear characteristics of ceramic-on-ceramic for hip endoprostheses / Früh H. J., Willmann G., Pfaff H. G. // <http://www.cat.inist.fr/?aModelle=afficheN&cpsidt=2675506>.
8. How have alternative bearings (such as metal-on-metal, highly cross-linked polyethylene, and ceramic-on-ceramic) affected the prevention and treatment of osteolysis? / Callaghan J. J., Cuckler J. M., Huddleston J. L., Galante J. O. // J. Am. Acad. Ortho. Surg. – 2008. – Vol. 16, № 1. – P. 33–38.
9. James A. D'Antonio. Ceramic Materials as Bearing Surfaces for Total Hip Arthroplasty / James A. D'Antonio, Kate Sutton // J. Am. Acad. Orthop. Surg. – 2009. – Vol. 17, № 2. – P. 63–68.
10. Metal-on-metal Bearing Surfaces / Jacobs J. J., Urban R. M., Hallab N. J. [et al.] // J. Am. Acad. Ortho. Surg. – 2009. – Vol. 17, № 2. – P. 69–76.
11. Modern bio-compatible alloys on the Cobalt – Chromium basis / Anikin Yu. F., Maksyta N. I., Slepchenko V. M. [et al.] // Inter. Conf. “Advanced Materials” Symposium A: Engineering of Composites; Investigations, Technologies and Perspectives”. Abst. – 1999. – Kiev. – P. 195.
12. Shimm A. Metal-on-Metal Hip Resurfacing Arthroplasty / Shimm A., Beaulé P. E., Campbell P. // J. Bone Jt Surg. – 2008. – Vol. 90-B. – P. 637–654.
13. Subtactoid Degradation of Ytria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal and Ceria-Doped Ytria – Stabilized Tetragonal Polycrystal Ceramics / Hernandez M.T., Jurado J. R., Duran P., Fierro J. L. G. // J. Amer. Ceram. Soc. – 1991. – Vol. 74, № 6. – P. 1254–1258.
14. Ueno M. Wear of alumina on alumina THR – effect of lubricant / Ueno M., Amino H., Clarke I. C. // Key Eng. Mat. – 2001. – P. 561–564.
15. Zirconia and Partially Stabilised Zirconia as an Orthopaedic Biomaterials-Characteristics, Properties, Performance and Applications // <http://www.azom.com>.

УДК 616.71-007.155:617.576

## УРАЖЕННЯ КИСТІ ХВОРОБОЮ ОЛЬЄ

А. П. Крись-Пугач, Ю. М. Гук, Р. В. Лучко, І. О. Молнар  
ДУ “Інститут травматології та ортопедії АМН України”, м. Київ

### **THE HAND IN OLLIER DISEASE**

A. P. Kryś-Pubach, Yu. M. Huk, R. V. Luchko, I. O. Molnar

*Retrospective analysis of treatment results of 19 patients with akroform type of dishondroplasia with involvement of only hand bones is reported. The monitoring of transplant restructuring after surgical treatment was performed. The results indicate that the use of treatment method of akroform type of Ollier disease proposed by us leads to shortening of rehabilitation terms and functional recovery of the hand.*

*Key words: hand, dishondroplasia, akroform.*

### **ПОРАЖЕНИЕ КИСТИ БОЛЕЗНЬЮ ОЛЬЕ**

А. П. Крись-Пугач, Ю. М. Гук, Р. В. Лучко, И. А. Молнар

*Представлен ретроспективный анализ результатов лечения 19 больных с акроформой дисхондроплазии с поражением лишь костей кисти. Проводился мониторинг перестройки*