

**ОРГАНИЗАЦИЯ ОСТЕОПОДОБНОЙ СТРУКТУРЫ В ПОРИСТОМ
КЕРАМИЧЕСКОМ КОМПОЗИТЕ ZrO_2 -MgO**

А.С. БУЯКОВ^{1,2,3}, Е.О. ВАСИЛЬЕВА², Д.А. ТКАЧЕВ¹

¹Томский политехнический университет

²Томский государственный университет

³Институт физики прочности и материаловедения СО РАН

E-mail: alesbuyakov@gmail.com

Благодаря высокой твердости, стойкости к термическому, химическому и радиационному воздействию оксидные керамики находят широкое применение в медицине, ядерной и нефтегазовой промышленности. Сродство оксидных керамик с неорганическим костным матриксом по типу химической связи делает их весьма перспективным остеозамещающим материалом.

Керамики на основе ZrO_2 внесены в реестр ИСО в качестве биосовместимого материала для протезирования костной ткани. Однако успех остеозамещения определяется не только биохимической, но и биомеханической совместимостью материала. Интеграция костной ткани в объем остеоимплантата позволяет создать надежную механическую связь в системе имплантат-кость, а соответствие механических параметров протеза и кости предотвращает развитие деструкции костной ткани и эндопротеза в контактной области при динамических нагрузках [1].

В современном медицинском материаловедении до сих пор нет единого мнения о поровой морфологии остеозамещающих материалов, однако большинство исследователей сходятся во мнении, что наиболее благоприятной для остеоинтеграции является структура, состоящая из двух типов пор: макропоры, от 50 до 250 мкм, играющие роль ниш для клеточных кластеров остеобластов, и микропоры, от 1 до 30 мкм, необходимые для кровообращения [2].

Целью настоящей работы является исследование параметров формирования остеоподобной структуры в керамическом композите ZrO_2 -MgO и оценка механических параметров материала.

Предметом исследований является пористый керамический композиционный материал ZrO_2 -MgO в широком диапазоне концентраций компонентов. Выбор данной системы обусловлен высокой биологической совместимостью ZrO_2 и участием MgO в процессах синтеза и стабилизации молекул белка, что может играть благоприятную роль в процессе заживления при остеоимплантации. Данная система ранее была изучена рядом авторов, однако существующие исследования ограничены низкой концентрацией MgO – до 20 мол. % [3].

Керамики получены холодным одноосным прессованием порошковых смесей ZrO_2 и MgO с последующим многоступенчатым спеканием в воздушной печи при конечной температуре 1600 °С. Пористость получена введением органических частиц порообразователя со средним размером порядка 100 мкм в исходные порошковые смеси.

Исследования полированных шлифов керамик с помощью растровой электронной микроскопии показали бимодальную поровую структуру: микропоры, со средним размером 30 мкм, обусловленные наличием пустот при компактировании порошковых смесей, и макропорами, со средним размером 100 мкм, унаследовавшими морфологию частиц порообразователя, таблица 1. На рисунке 1 представлены снимки поверхности разрушения керамики, содержащей 50 мас. % MgO, где показаны макро- и микропоры.

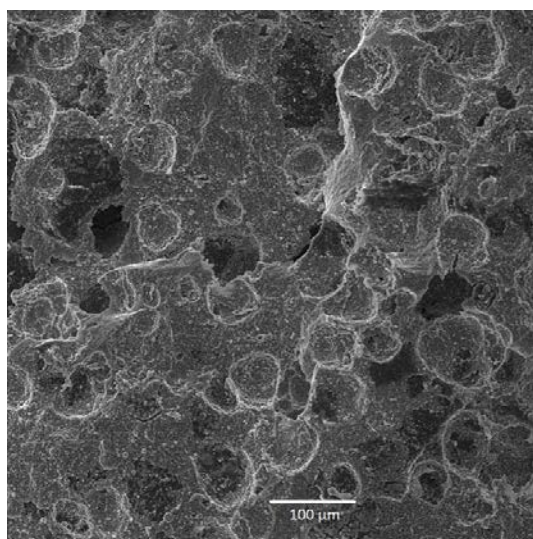
Исследование предела прочности при сжатии показало рост механических параметров при увеличении концентрации MgO в составе. Согласно литературным данным прочность при сжатии губчатой костной ткани человека варьируется в пределах от 2 до 20 МПа [4].

Проведенные исследования показали потенциальную возможность формирования остеоподобной структуры в биосовместимом керамическом композиционном материале на основе ZrO_2 - MgO . Введение в исходные порошковые составы органических частиц порообразователя позволило получить бимодальную поровую структуру со средним объемом порового пространства 47 %, причем пористость, как и средний размер пор от состава керамики не зависит.

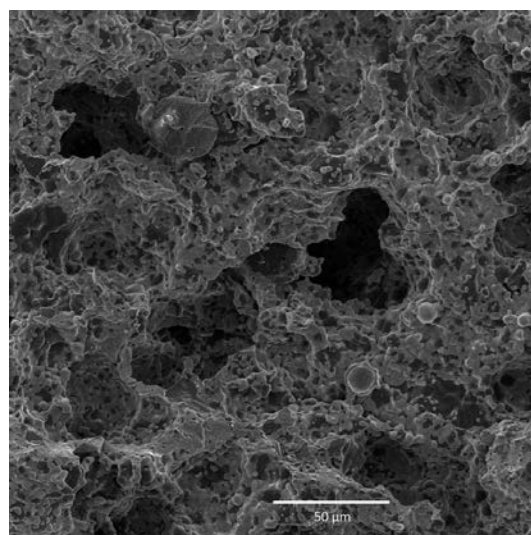
Показано, что поровая структура значительно снижает прочностные характеристики композита по сравнению с плотно-спеченным материалом [5], однако удовлетворяет условиям биомеханической совместимости с костной тканью.

Таблица 1 – Зависимость предела прочности от состава и структуры

Содержание MgO , мас. %	Пористость, %	Микропоры, мкм	Макропоры, мкм	Прочность, МПа
0	45	29; $\sigma=19$	110; $\sigma=31$	18
25	43	30; $\sigma=23$	104; $\sigma=21$	22
50	45	27; $\sigma=17$	94; $\sigma=27$	29
75	49	26; $\sigma=17$	101; $\sigma=30$	31
100	47	28; $\sigma=20$	105; $\sigma=27$	32



а



б

Рисунок 1 – Поверхность разрушения пористой керамики: а. Макропоры; б. Микропоры

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-32-00304.

Список литературы

1. Afzal A. Implantable zirconia bioceramics for bone repair and replacement: A chronological review //Materials Express. – 2014. – Т. 4. – №. 1. – С. 1-12.
2. Hadjicharalambous C., Prymak O., Loza K., Buyakov A., Kulkov S., Chatzinikolaidou M. Effect of porosity of alumina and zirconia ceramics toward pre-osteoblast response //Frontiers in bioengineering and biotechnology. – 2015. – Т. 3. – С. 175.
3. Буякова С. П. Формирование структуры в нанокристаллической порошковой системе ZrO_2 (MgO) //Перспективные материалы. – 2007. – №. 6. – С. 74-78.
4. Evans F. G., Lissner H. R. Tensile and compressive strength of human parietal bone //Journal of Applied Physiology. – 1957. – Т. 10. – №. 3. – С. 493-497.
5. Swain M. V. Inelastic deformation of Mg PSZ and its significance for strength-toughness relationship of zirconia toughened ceramics //Acta metallurgica. – 1985. – Т. 33. – №. 11. – С. 2083-2091.