

# Не все биоматериалы одинаковые



ПРОИСХОЖДЕНИЕ	СИНТЕТИЧЕСКОЕ	Остеопластический материал Животного Происхождения
СОСТАВ	β-ФОСФАТ ТРИКАЛЬЦИЯ	КАЛЬЦИЯ ГИДРОКСИАПАТИТ
ПРОИЗВОДСТВО	Химический процесс, основанный на промышленных реагентах	Удаление органических веществ, содержащихся в структуре кости донора
МОРФОЛОГИЯ	Специально создана для того, чтобы соответствовать потребностям клеток, участвующих в регенерации кости	Зависит от животного-донора и части тела, откуда берется забор биоматериала
ПОРИСТОСТЬ (приблизительное среднее значение)	25 %	40 %
УДЕЛЬНАЯ ПОВЕРХНОСТЬ (приблизительное среднее значение)	0.25 м <sup>2</sup> /г	60 м <sup>2</sup> /г



KeraOs<sup>®</sup>  
2g  
1-2 mm

Губчатые гранулы (размер частиц 1–2 мм). Используются для заполнения крупных дефектов

KeraOs<sup>®</sup>  
0.5g  
0.25-1mm

Губчатые гранулы (размер частиц по 0,25–1 мм). Используются для заполнения мелких дефектов, например одна–две альвеолы

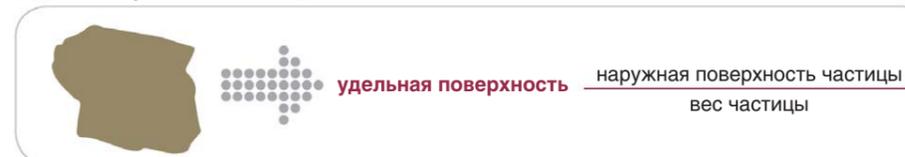


## Удельная поверхность

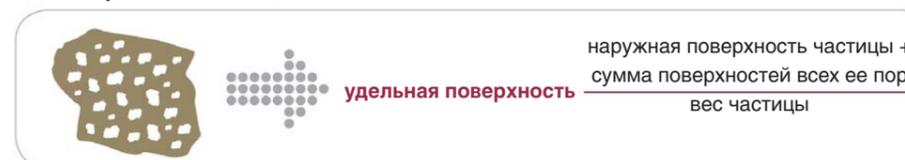
Удельная поверхность – это свойство твердых материалов, представляющее собой отношение общей площади поверхности к массе материала. Для твердых материалов значение удельной поверхности напрямую связано с его реактивностью.

Значение удельной поверхности материала тесно связано с пористостью, т.е. большая пористость дает большую удельную поверхность.

### Для не пористых частиц



### Для пористых частиц



**Большая пористость дает большую удельную поверхность**

## Важно ли это свойство для правильного функционирования остеопластических материалов?

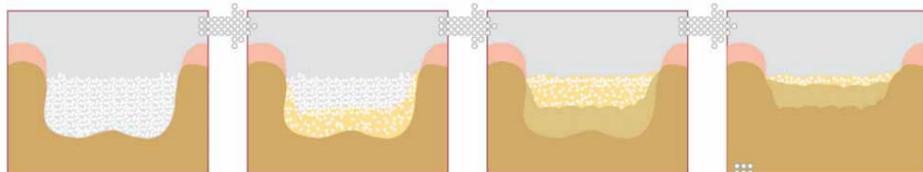
**Да** для KeraOs®: β-фосфат трикальция является активным неорганическим компонентом человеческого тела. Если бы у него была высокая удельная поверхность (составляемая с биоматериалами животного происхождения), он был бы настолько активен, что растворялся бы еще до того, как начнется регенерация.

**НЕТ** для остеопластических материалов животного происхождения: гидроксиапатит является инертным органическим компонентом человеческого тела. Высокая удельная поверхность указывает только на высокую нанопорозность (вследствие депротенизации остеопластического материала) и не связана с регенерационной способностью.

**Значение удельной поверхности должно оцениваться в зависимости от природы (состава) остеопластического материала**

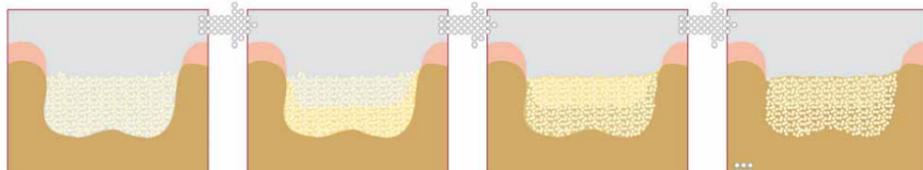
## Состав

Несмотря на то, что β-фосфат трикальция и гидроксиапатит относятся к группе фосфатов кальция (это значит, что они имеют сходное химическое строение), их поведение «in vivo» очень отличается. В физиологических условиях и независимо от происхождения (натуральное или синтетическое) гидроксиапатит практически нерастворим, в то время как β-фосфат трикальция легко замещается костью<sup>2,3</sup>. Трансплантаты животного происхождения содержат большее количество гидроксиапатита и выделяют значительно меньшее количество кальция, по сравнению β-фосфатом трикальция, что усложняет стимуляцию регенерации и последующего ремоделирования кости<sup>4</sup>.



Завершившаяся регенерация кости

Остеопластические материалы животного происхождения



Наличие частиц нарушает однородность области (образование кости происходит между частицами материала). Полученные результаты не соответствуют критериям полной регенерации. Имеет место неполное ремоделирование кости. Наличие частиц мешает ремоделированию вновь сформированной кости, которому она, являясь динамической тканью (кость находится в постоянном балансе между образованием и реабсорбцией, обеспечивающими примерно 5–10% обновления кости в год<sup>1</sup>), подверглась бы в норме.

Исследования длительностью до 10 лет показали наличие частиц гидроксиапатита в зонах, подвергшихся трансплантации биоматериалов животного происхождения<sup>5</sup>, что заставило авторов считать гидроксиапатит биостабильным, практически инертным<sup>6,7</sup>, в то время как β-фосфат трикальция – полностью биоамещаемым<sup>2,3</sup>.

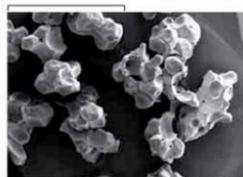
**Морфология**

Морфология частиц имеет фундаментальное значение, т.к. тип укладки в костную полость зависит от этого. Частицы материала должны позиционироваться относительно друг друга как твердые сферы, оставляя оптимальное пространство между каждой из них. Чем более однородная и повторяемая укладка материала, тем выше продуктивность костной регенерации.

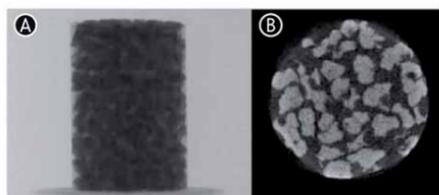
У KeraOs<sup>®</sup> частицы получают из материала с заданными параметрами, и дефект в кости получает оптимальное заполнение

Заполнение идентичное независимо от дефекта в кости → ПРЕДСКАЗУЕМАЯ регенерация

3 мм



Микрофотография частиц KeraOs<sup>®</sup>

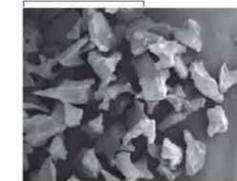


Репродукция частиц KeraOs<sup>®</sup> заполняющих дефект кости:  
(A) – Компьютерная аксиальная томография полученного образца  
(B) – Реконструкция горизонтального среза

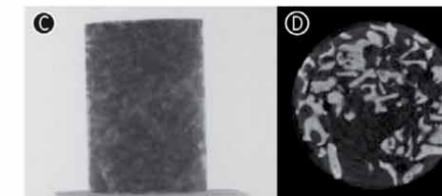
Биоматериалы животного происхождения: частицы различной формы, поскольку материал получается из костей животных-доноров, чья морфология зависит от метаболического статуса животных, их возраста и того уровня нагрузки, которому подвергалась кость при жизни животного

Заполнение будет зависеть от формы частиц → НЕПРЕДСКАЗУЕМАЯ регенерация

3 мм



Микрофотография частиц биоматериала животного происхождения



Репродукция частиц биоматериала животного происхождения заполняющих дефект кости:  
(A) – Компьютерная аксиальная томография полученного образца;  
(B) – Реконструкция горизонтального среза.

**Пористость**

И у KeraOs<sup>®</sup>, и у биоматериалов животного происхождения, доступных на рынке, наиболее важными показателями является размер пор (пористость, сформированная порами размером менее 50 мкм) и правильная морфология. Для костного адгезивного биоматериала также имеет значение топографическое поверхностное распределение микропор размером менее 1 мкм<sup>8</sup>.

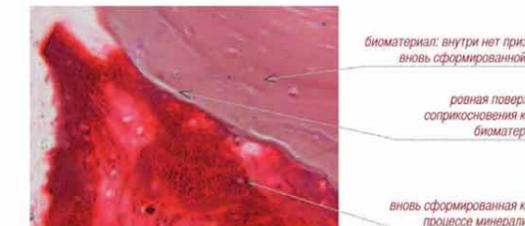
KeraOs<sup>®</sup>: размер пор от 1 до 5 мкм

В следствии способности KeraOS к биоамещению, адгезия кости к материалу происходит за счет пенетрации кости в материал. Внутренние микропоры обеспечивают стабильную адгезию, а дальнейшее растворение KeraOs<sup>®</sup> позволяет сформировать поры нужного диаметра для колонизации материала клетками костного матрикса. Происходит биоамещение материала.



Биоматериалы животного происхождения: размеры пор менее 0,07 мкм

Адгезия между материалом и костью происходит только на поверхности трансплантата. Внутренняя структура трансплантата остается стабильной, поскольку для колонизации клетками изнутри необходимы поры размером более 20 мкм, т.к. клетки, необходимые для регенерации кости (остеобласты), имеют размер 20–30 мкм. Частицы биоматериала окружаются вновь сформированной костью.



**Литература**

1. Davis JE ed. «Bone Enginering». Toronto: Davies JE. Ed:2000 (1-14)
2. Giannoudis PV, Dinopoulos H, Tsiridis E. «Bone substitutes: an update». Injury 2005; 36(3S): 20-27
3. Coelho PG, Coimbra ME, Ribeiro C, Fancio E, Higa O, Suzuki M, Marincola M «Physico/chemical characterization and preliminary human histology assessment of a TCP particulate material for bone augmentation». Materials Science & Engineering C 2009.
4. Ducheyne P, Qiu Q. «Bioactive ceramics: the effect of surface reactivity on bone formation and bone cell function». Biomaterials 1999; 20 (23-24): 2287-2303.
5. Sartori S, Silvestri M, Forni F, Icaro Cornaglia A, Tesel P, Cattaneo V. «Ten-year follow-up in maxillary sinus augmentation using anorganic bovine bone (Bio-oss). A case report with histomorphometric evaluation». Clinical Oral Implants Research 2003; 14(3):369-372.
6. Clarke SA, Brooks RA, Rushton N. «Testing bone substitutes in a small animal model of revision arthroplasty». Journal of Materials Science: Materials in Medicine 2002;13(9):53-60.
7. Klein CP, Patka P, Den Hollander W. «Ceramics in bone replacement: reconstruction of tibial plateau with hydroxylapatite» in Yamamuro T, Hench LL, Wilson J editors «Handbook of Bioactive Ceramics»; Boca Raton: CRC Press; 1990:53-60.
8. Davies, JE. «Bone bonding at natural and biomaterials surfaces». Biomaterials 28(2007); 5058-5067.
9. Canfield AE, Doherty MJ, Ashton BA. «Osteogenic potential of vascular pericytes» en Davis JE ed. Bone Engineering. Toronto: Davies JE. ed. 2000; 143-51.
10. Artzi Z, Weinreb M, Carmeli G, Lev-Dor R, Dard M, Nemcovsky CE «Histomorphometric assessment of bone formation in sinus augmentation utilizing a combination of autogenous and hydroxyapatite/biphasic tricalcium phosphate graft materials: at 6 and 9 months in humans». Clinical Oral Implants Research 2008; 19(7):686-692.
11. Ehrlich PJ, Lanyon E. «Mechanical strain and bone cell function: a review». Osteoporosis International 2002; 13(9):688-700.

Статья предоставлена ООО «Открытая стоматология»

125430, Россия, г.Москва, ул.Митинская, д. 36, к.1, офис 403 тел./факс (495) 663-86-88 info@opendentistry.ru www.opendentistry.ru