

ПОВЕРХНОСТНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ Sr-СОДЕРЖАЩЕГО КАРБОНАТГИДРОКСИЛАПАТИТА НА РАЗЛИЧНЫХ СПЛАВАХ ТИТАНА

Р.Р. Измайлов¹, Ю.В. Церих¹, О.А. Голованова¹, С.А. Гынгазов²

¹Омский государственный университет им. Ф.М. Достоевского, г. Омск, r.r.izmailov@gmail.com

²Национальный Томский политехнический университет, г. Томск, golovanoa2000@mail.com

Фосфаты кальция и композиты на их основе до сих пор остаются широко востребованными на рынке биоматериалов и находят широкое применение в пластике костных тканей, пищевой и фармацевтической промышленности [1–10]. Металлокерамические конструкции на их основе являются незаменимыми в области тотального протезирования. Исследователи всего мира разрабатывают методы совершенствования данных конструкций. Одним из подходов является изучение адгезионных характеристик полученных композитов. Важными характеристиками покрытий являются адгезионная прочность, фазовый состав и кристалличность структуры, которые определяют в дальнейшем устойчивость биоконструкций к резорбции [Баринов, 2005]. Поэтому необходимо регулировать условия обработки имплантатов и оптимизировать процесс приготовления фосфатов кальция. В данной работе в качестве адгезионного материала использовали суспензии, приготовленные из смесей фосфатов кальция, содержащих в своём составе различное количество синтезированного Sr-содержащего карбонатгидроксилапатита и дистиллированной воды.

Полученные суспензии наносили на титановые пластинки различных марок: BT1-00, BT1-00 и BT6 с обработкой мощным ионизационным пучком с количеством облучений $n = 3$, $n = 10$, 4 пластинки BT1-00, которые травили 10 секунд, 30 секунд, 1 минуту и 2 минуты. Таким образом, было изучено 160 облученных пластин и 128 травленных.

Затем была рассчитана энергия адгезии и когезии наносимой суспензии фосфата кальция к твердой поверхности титановых образцов на основании уравнения Юнга-Дюпре (1). Для этого предварительно измерили краевой угол смачивания и поверхностное натяжение приготовленных суспензий (табл. 1).

$$W_a = \sigma_{01}(1 + \cos\Theta), \quad (1)$$

где W_a – энергия адгезии, σ_{01} – поверхностное натяжение на границе газ – жидкость, $\cos\Theta$ – косинус краевого угла смачивания.

Установлено, что с увеличением концентрации катионов стронция для образцов, синтезированных из неорганической соли стронция в течение 1 и 4 недель, происходит увеличение поверхностного натяжения. Вероятно, это обусловлено монофазным составом образцов. Для образцов, в которых поставщиком катионов стронция был препарат «Бивалос», изменение концентрации Sr^{2+} в суспензии приводит к неоднозначным результатам.

Для характеристики получаемых покрытий важным является соотношение значений энергии адгезии и когезии. Для установления соотношения между энергией адгезии и когезии (W_k) преобразуем уравнения Юнга-Дюпре:

$$\frac{W_a}{\sigma_{01}} = 1 + \cos\theta \quad (2),$$

$$\frac{W_a}{2\sigma_{01}} = \frac{1 + \cos\theta}{2} \quad (3).$$

Так как $W_k = 2\sigma_{01}$ (4),

то $\frac{W_a}{W_k} = \frac{1 + \cos\theta}{2}$ (5).

Известно, что если это соотношение близко к единице, то наблюдается хорошее смачивание.

Полученные результаты были обработаны в программе Statistica с помощью дискриминантного анализа. Были введены следующие обозначения:

0 – плохое смачивание: $\frac{W_a}{W_k} < 0,85$;

1 – хорошее смачивание: $0,86 < \frac{W_a}{W_k} < 0,95$;

2 – отличное смачивание: $0,96 < \frac{W_a}{W_k} < 1$.

На диаграмме (рис. 1) представлено распределение отношений энергий для облученных пластинок.

Таблица 1. Поверхностное натяжение суспензии фосфатов кальция

	Соль 50 %				Препарат 10 %			
	1 неделя	2 недели	3 недели	4 недели	1 неделя	2 недели	3 недели	4 недели
1 %	71,38	77,32	76,48	71,38	76,48	74,72	72,99	72,99
2 %	74,72	77,32	76,48	76,48	71,38	71,38	76,48	76,48
5 %	74,72	81,06	76,48	76,48	71,38	71,38	76,48	76,48
10 %	79,15	79,15	74,72	80,32	74,72	73,84	76,48	76,48

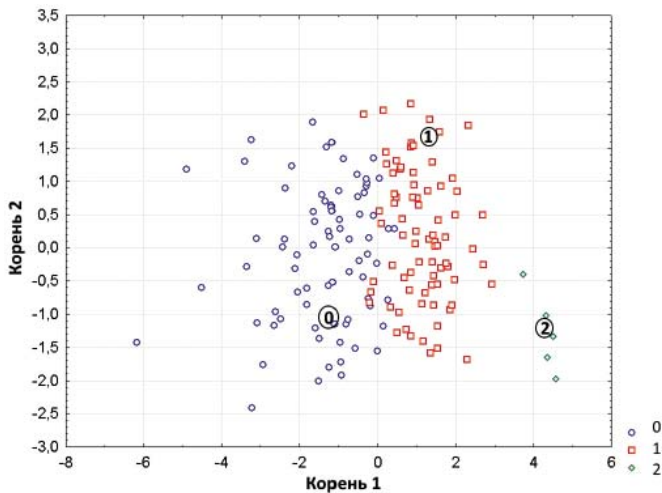


Рис. 1. Диаграмма рассеяния для исследуемых групп облученных образцов

Образцы, принадлежащие одинаковым группам, локализованы в определенных областях плоскости.

При анализе стандартизированных коэффициентов был сделан вывод, что чем больше в фазовом составе брусшита, тем менее вероятно, что исследуемый образец будет характеризоваться отличным смачиванием. К этой группе были отнесены образцы со временем выдерживания 1 и 2 недели. Переменная «концентрация суспензии» также дает вклад в эту функцию: чем больше концентрация, тем менее вероятно, что коэффициент смачивания будет меньше 0,96.

Смачиваемость травленных образцов титана была обработана тем же способом (рис. 2). В этом случае наблюдается похожее распределение по группам, как и в случае облученных пластин: группа с отличным смачиванием немногочисленна и выделена зеленым цветом. С помощью анализа стандартизированных коэффициентов был сделан вывод, что время травления не влияет на способность к смачиванию. Но на это влияет агент ионов стронция: в присутствии кристаллогидрата стронция смачиваемость эффективнее, чем в случае использования препарата.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (грант № 15-33-50314- мол_нр и № 15-29-04839 офи_м).

ЛИТЕРАТУРА

1. W. Xia, C. Lindahl, J. Lausmaa, H. Engqvist Biomimetic Hydroxyapatite Deposition on Titanium Oxide Surfaces for Biomedical Application. *Advances in Biomimetics*. InTech Education and Publishers, April 2011. P. 429–452.
2. Wang X, Li Y, Hodgson PD, Wen C. Biomimetic modification of porous TiNbZr alloy scaffold for bone tissue engineering. *Tissue Engineering – Part A*. 2010;16(1): p.309–316.

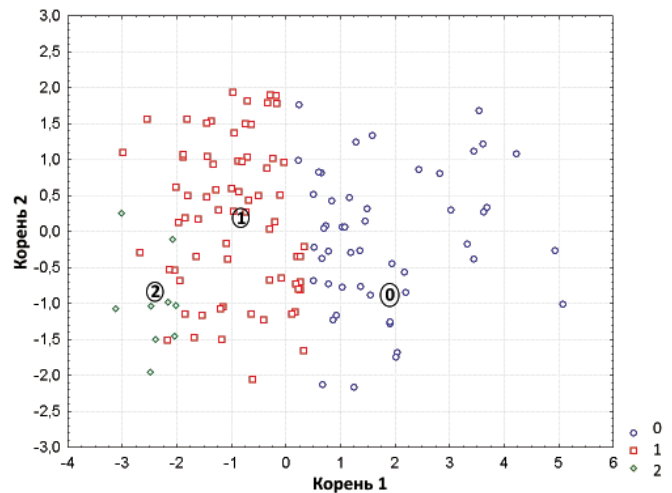


Рис. 2. Диаграмма рассеяния для исследуемых групп травленных образцов

3. Habibovic P, Barrère F, Van Blitterswijk CA, De Groot K, Layrolle P. Biomimetic Hydroxyapatite coating on metal implants. *Journal of the American Ceramic Society*. 2002; 85(3). P. 517–22.
4. Duan K, Tang A, Wang RZ. A new evaporation-based method for the preparation of biomimetic calcium phosphate coatings on metals. *Materials Science & Engineering C-Biomimetic and Supramolecular Systems*. 2009;29(4). P. 1334–1337.
5. Lindahl, C. Biomimetic Deposition of Hydroxyapatite on Titanium Implant Materials. *Acta Universitat is Upsaliensis. Digital Comprehensive Summaries of Uppsala Dissertations from the Faculty of Science and Technology* 986. 2012. 57 p.
6. Lu X, Zhao ZF, Leng Y. Biomimetic calcium phosphate coatings on nitric-acid-treated titanium surfaces. *Mater. Sci. Eng.*, 2007; 27 (4). P. 700–708.
7. Pichugin VF, Surmenev RA, Shesterikov EV, Ryabtseva MA, Eshenko EV, Tverdokhlebov SI, et al. The preparation of calcium phosphate coatings on titanium and nickel-titanium by rf-magnetron-sputtered deposition: Composition, structure and micromechanical properties. *Surface and Coatings Technology*. 2008; 202(16). P. 3913–3920.
8. Антонова О.С., Смирнов В.В., Шворнева Л.И., Ферро Д., Баринов С.М. Изучение биомиметических покрытий на титане. *Перспективные материалы*, 2007, № 6. С. 44–49.
9. Зацепин С.Т. Костная патология взрослых. – М: Медицина, 2001. 640 с.
10. Новиков Г.А., Чиссов В.И., Модников О.П. Современные подходы к лечению множественного метастатического поражения костей // *Курс лекций по паллиативной помощи онкологическим больным*. – М., 2006. С. 493–540.
11. Баринов С.М. Биокерамика на основе фосфатов кальция. М.: Наука, 2005. 204 с.