

Вывод:

При применении имплантатов из Smart-циркониевых сплавов деформационная способность биомеханической системы оказывалась больше, чем при применении титановых имплантатов на 12-25% и была ближе к естественным зубам. Напряжения в костной ткани вокруг имплантатов из циркониевых сплавов возрастали на 20-50% за счет уменьшения эффекта «экранирования» напряжений, но ни в одном наблюдении не превышали предельно допустимых значений, что создает оптимальные условия для адаптивной перестройки и ремоделирования кости вокруг имплантата в направлении ее укрепления и увеличения плотности.

Литература:

[1] Влияние легирования гафнием на фазовый состав и модуль упругости сплава IMP-BAZALM Друк.В: сборник трудов "XII Международной научно-технической Уральской школы-семинара металловедов" 14-18 ноября 2011 г. Екатеринбург, УрФУ, 2011 г.с. 250-252 3 Гриб С.В., Илларионов А.Г., Марковский П.Е., Попов А.А., Ивасишин О.М.

[2] Влияние термической обработки и пластической деформации на структуру и модуль упругости биосовместимого сплава на основе циркония и титана Друк. ФММ, 2012, том 113, №4, с. 404-412. Попов А.А., Ивасишин О.М., Илларионов А. Г., Марковский П.Е.

[3] Маланчук В.О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії / В.О. Маланчук, М.Г. Крищук, А.В.Копчак. - К: Видавничий дім „Асканія”, 2013.- 231 с.

[4] Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии. / А.Н.Чуйко, И.А. Шинчуковский - Х.: Форт, 2010. – 466 с.

[5] Басов К.А. ANSYS: Справочник для пользователя / Басов К.А.- М: ДМК Пресс, 2005. – 640 с.

Мищенко О.Н.

ИЗУЧЕНИЕ ИНТЕГРАЦИИ МЯГКИХ ТКАНЕЙ С НАНОСТРУКТУРИРОВАННОЙ ПОВЕРХНОСТЬЮ ZrO_2 И TiO_2

*Запорожский государственный медицинский университет, кафедра
пропедевтической и хирургической стоматологии*

Успех имплантации основывается на достижении адекватной регенерации тканей переимплантатной зоны, что обеспечивает дальнейшую стабильность и оптимальное функционирование имплантации. Во многом успешная регенерация зависит от природы биоматериала, его поверхности и биомеханических свойств конструкции имплантата. Тем не менее, основным

фактором полноценной интеграции имплантата в организм является способность его поверхности к адсорбции биомакромолекул с дальнейшей адгезией афферентных клеток и формированием ткани, что имеет решающее значение для биосовместимости.

Процесс построения «взаимоотношений» между поверхностью имплантата и клетками ткани реципиента является многогранным. Многие факторы способствуют построению ответа организма на инвазию биоматериала. Различные типы клеток и молекул, составляющих «принимающую» ткань вынуждены адаптироваться к химическому составу, геометрии, и текстуре поверхности имплантата. Микрогеометрия поверхности значительно влияет на форму, ориентацию и характеристики роста клеток реципиентной зоны.

Известно, что гладкая поверхность имплантата способствует развитию фиброзной инкапсуляции, что ухудшает интеграцию имплантата.

Поверхность имплантата с различной степенью шероховатости применяют для лучшей стабилизации в костной ткани. Клетки костного формирования эффективнее адаптируются на сложных поверхностях, в то время как фибробласты предпочитают гладкую. (1-13).

Некоторые данные свидетельствуют, что текстура поверхности влияет на клеточные ответы биологических медиаторов и дифференциацию клеток. (14,15).

В любом случае, интерфейс поверхности, не соответствующий «требованиям» тех или иных клеточных структур, может привести к случайной ориентации клеток, что станет причиной отсутствия требуемых реакций в переимплантатной зоне.

Цель работы: Изучение взаимодействия мягких тканей с поверхностью сплавов ZrO_2 и TiO_2 , модифицированной методом лазерной абляции, после подкожной имплантации.

Материалы и методы: 36 лабораторных крыс, в возрасте 8-9 месяцев, были рандомизированы в 3 серии – контроль и 2 экспериментальных серии. Животных содержали в виварии при температуре 22 ± 2^0 C со сменой циклов день/ночь в режиме 12/12 часов. Пищу и воду животные получали по желанию. Содержание животных и проведение эксперимента соответствовало директиве 2010/63 / ЕС Европейского парламента и Совета от 22 сентября 2010 года о защите животных, используемых для научных целей.

Процедура имплантации: После общей анестезии (кетамин, 10 мг на 1 кг массы животного) и катетеризации периферической вены мы брили спину животных в межлопаточной области. Операционное поле обрабатывали раствором 70% этанола, после чего проводили продольный разрез. Разделяли

подкожные ткани выше левой лопатки и помещали трансплантат (диаметром 5 и толщиной 1 мм.) под кожу на расстоянии 1,0 см от разреза. Перед имплантацией все трансплантаты стерилизовали в 70% этаноле в течение 30 мин. Рана закрывалась швами и накладывалась асептическая повязка.

После операции все животные содержались в отдельных клетках для предотвращения дополнительного травматизма. Животные были выведены из эксперимента путем передозировки наркоза (кетамин 70 мг, на 1 кг массы животного) через 10 дней после имплантации.

Для изучения образцов использовалась сканирующая электронная микроскопия.

Для анализа результатов эксперимента мы использовали следующий алгоритм:

1. Наличие клеток и волокон на поверхности образца и их распределение;
2. Количество клеток на 1 мм^2 поверхности образца;
3. Размер волокон.

Выводы:

1. Изменение размера шероховатости поверхности сплава в диапазоне от 50 до 300 нм позволяет увеличить плотность фибробластов на единицу площади после 10 дней подкожной имплантации. При этом поверхность немодифицированных сплавов свободна от клеточных и фибриллярных структур.

2. Формирование на наноструктурированной поверхности образцов фибриллярных структур толщиной до 20-30 мкм доказывает возможность соединительнотканной интеграции с поверхностью оксидной пленки материала.

Литература:

1. Albrektsson T, Hansson HA, Ivarsson B. Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. *Biomaterials* 1985; 6:97–101.
2. Albrektsson T, Hansson HA. An ultrastructural characterization of the interface between bone and sputtered titanium or stainless steel surfaces. *Biomaterials* 1986;7:201–205.
3. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1—review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont* 2004;17:536–543.
4. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants—Past and future, 1966–2042. *J Can Dent Assoc* 2005;71:327.
5. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25:889–902.

6. Haddad RJ Jr, Cook SD, Thomas KA. Biological fixation of porous-coated implants. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:1459–1466.
7. Linder L, Carlsson A, Marsal L, Bjursten LM, Branemark PI. Clinical aspects of osseointegration in joint replacement. A histological study of titanium implants. *J Bone Joint Surg Br* 1988;70:550–555.
8. Ricci JL, Gona AG, Alexander H. In vitro tendon cell growth rates on a synthetic fiber scaffold material and on standard culture plates. *J Biomed Mater Res* 1991;25:651–666.
9. Thomas KA, Kay JF, Cook SD, Jarcho M. The effect of surface macrotecture and hydroxylapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials. *J Biomed Mater Res* 1987;21:1395–1414.
10. Schwartz Z, Nasazky E, Boyan BD. Surface microtopography regulates osteointegration: The role of implant surface microtopography in osteointegration. *Alpha Omegan* 2005;98:9–19.
11. Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Danelli S. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:11–19.
12. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL, Boyan BD. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A* 2005;74:49–58.
13. Zinger O, Zhao G, Schwartz Z, Simpson J, Wieland M, Landolt D, Boyan B. Differential regulation of osteoblasts by substrate microstructural features. *Biomaterials* 2005;26: 1837–1847.
14. Batzer R, Liu Y, Cochran DL, Szmuckler-Moncler S, Dean DD, Boyan BD, Schwartz Z. Prostaglandins mediate the effects of titanium surface roughness on MG63 osteoblastlike cells and alter cell responsiveness to 1 alpha,25- (OH)₂D₃. *J Biomed Mater Res* 1998;41:489–496.
15. Kieswetter K, Schwartz Z, Hummert TW, Cochran DL, Simpson J, Dean DD, Boyan BD. Surface roughness modulates the local production of growth factors and cytokines by osteoblast- like MG-63 cells. *J Biomed Mater Res* 1996;32:55–63.