

Copyright © 2014 by Academic Publishing House *Researcher*



Published in the Russian Federation
European Journal of Medicine

Has been issued since 2013.

ISSN: 2308-6513

E-ISSN: 2310-3434

Vol. 4, No. 2, pp. 72-86, 2014

DOI: 10.13187/issn.2308-6513

www.ejournal5.com



UDC 616

Morphological Estimation of Bone Tissue in Peri-implant Zone if Using Dental Implants of Different Composition

¹Oleh N. Mishenko

²Ivan N. Babich

³Natalia V. Zaytceva

⁴Maxim V. Pogorelov

¹Zaporizhzhia State Medical University, Ukraine
69000, Zaporizhzhia, Prosp. Mayakovskogo, 26
Doctor of Medicine Sciences, Teaching assistant
E-mail: zircon-prior@i.ua

²Sumy State University, Ukraine
40007, Sumy, R-Korsakova St., 2
E-mail: vanothebig@mail.ru

³Zircon-Prior PE "Eksima"
69120, Zaporizhzhia, Kosygin St., 4, of. 1
Doctor of Medicine Sciences, Sales manager
E-mail: zircon-prior@i.ua

⁴Sumy State University, Ukraine
40007, Sumy, R-Korsakova St., 2
Doctor of Medicine Sciences, Professor
E-mail: pogorelov_max@mail.ru

Abstract. Modern implantology has a wide range of materials, which have established reputation throughout decades. The mostly wide used material is titanium and its alloys, which have demonstrated satisfactory biological properties and the lack of corrosion. Though, there are data on the possible spontaneous fatigue fractures of jaw because of the disconformity of the mechanical properties of the implant and the bone tissue and the forming of the connective tissue along the material.

This work compares the reaction of tissues to the implantation of different materials, both traditional (TiVT6, Ti-1, 3Si-20Nb, Ti-1, 9Si) and innovative, such as zirconium implants with hydroxylapatite coating with the use of microplasmous spraying. To evaluate the tissue reaction, stereoscanning microscopy with microanalysis was applied. It enables to evaluate both the morphology of peri-implant zone and detect the migration of implant elements into the surrounding tissues.

The results of the research have showed the advantages of the innovative materials, which become apparent in their high osteo-integration properties, providing adherence of implant to alveolar socket. Traditional materials have showed the migration of titanium and silicon into the surrounding tissues and the possible toxic impact on the osteoblastic differentiation.

Keywords: dental implant; peri-implant zone; bioceramic; zirconium; microplasmous spraying.

Введение. Использование сплавов на основе титана вызвало бурное развитие стоматологической имплантологии. Долгое время данные имплантаты были материалом выбора в стоматологии, что обусловлено их физическими и биологическими свойствами [1]. Титан характеризуется высокой стойкостью к коррозии, биоинертностью и высокими механическими свойствами. Многие исследования показали удовлетворительный рост костной ткани вокруг имплантата. Однако, данный материал имеет неудовлетворительное соотношение прочности-растяжения, что может вызывать развитие усталостных переломов [2, 3, 4]. Данные недостатки отсутствуют у имплантатов с составом – титан/алюминий/ванадий (Ti-6Al-4V), которые нашли широкое применение в стоматологии и ортопедии [5]. В тоже время последние исследования показывают возможность токсического влияния данных металлов на организм через способность к выделению алюминия и ванадия а также возможностью локальной тканевой реакции и иммунологического ответа [6, 7, 8].

Таким образом, поиск альтернативных имплантатов является актуальной задачей современной имплантологии. Имеются данные об использовании титан-циркониевых имплантатов, которые показали удовлетворительный биологический ответ и положительные отдаленные результаты. Введение циркония в имплант стабилизирует материал и предотвращает развитие реакции окружающих тканей, что приводит к полной интеграции протеза [9, 10]. В продолжение развития данного направления были разработаны керамические импланты из циркония, что позволило усилить биосовместимость [11]. Использование данного материала, по результатам исследований на моделях животных, показало отсутствие бактериальной нагрузки на поверхности материала, позитивный тканевой ответ и повышение остеоинтеграции [12, 13, 14].

В связи с тем, что металлы в чистом виде неспособны выдерживать функциональную нагрузку, которую несет имплантат, в практике мировой имплантологии возрастает заинтересованность имплантатами с биоактивным покрытием [15].

В настоящее время все более широкое распространение получают металлические имплантаты с покрытием из биокерамических материалов, где механическая прочность металлической основы сочетается с биологическими особенностями биокерамического покрытия. Эти материалы обладают тройным положительным эффектом: повышение скорости формирования костной ткани, возможность образования связи с костью (остеоинтеграция) и снижение образования продуктов коррозии металла. Одним из наиболее распространенных биокерамических материалов, применяющихся в качестве покрытий, является гидроксилapatит [16, 17].

Кроме гидроксилapatита, на поверхность имплантов наносился коллаген I типа, бисфосфонаты и факторы роста (костные морфогенетические белки) [18, 19]. В настоящее время доказательная база относительно преимуществ данных покрытий недостаточная, при этом данные материалы характеризуются значительной ценой. В свою очередь, при относительно низкой цене, гидроксилapatитные покрытия стимулируют адгезию ростовых факторов, что способствует дифференциации остеобластов и повышают остеоинтеграцию в зоне имплантации [16].

Для нанесения биокерамических покрытий из гидроксилapatита используют широкий круг различных методов (магнетронное напыление, электрофоретическое осаждение, золь-гель метод и др.) [20, 21, 22]. Метод нанесения покрытия обуславливает скорость резорбции гидроксилapatита и, соответственно, остеоинтеграционные свойства импланта. На данное время наиболее перспективным методом является плазменное напыление, получившее реальное практическое применение при производстве дентальных имплантатов системы Zircon-Prior.

Отличительными особенностями технологии микроплазменного напыления биокерамических покрытий, использованных в нашем исследовании, являются возможность управления соотношением кристаллической и аморфной фаз в покрытии, снижения степени разложения гидроксилapatита и опасности появления токсичных фаз (CaO), возможность формирования в покрытии нанотекстуры биокерамики,

соответствующей по своей морфологии костной ткани. В то же время, недостаточно исследована реакция тканей периимплантационной зоны на материалы различного состава, включая наноапатитное напыление.

Цель работы. Целью данного исследования было сравнение реакции костной ткани на имплантацию материалов различного состава и покрытия для определения оптимального состава зубных имплантатов.

Материалы и методы. Эксперимент по моделированию имплантации в кость группы зубных имплантатов был проведен на базе «Центра морфологических исследований» Сумского государственного университета. В эксперименте были задействованы кролики породы шиншилла в возрасте 4–5 месяцев, весом 3–3,5 кг, полученные из вивария Медицинского института Сумского государственного университета. Содержание животных и эксперименты проводились в соответствии с положениями «Европейской конвенции о защите позвоночных животных, используемых для экспериментов и других научных целей» (Страсбург, 1986), «Общих этических принципов экспериментов на животных», принятых Первым национальным конгрессом по биоэтике (Киев, 2001). Планирование и проведение эксперимента было согласовано с Комиссией по биомедицинской этике Медицинского института СумГУ (протокол № 7/12 от 11.06.2013 года).

30 животных были разделены на 5 серий в зависимости от типа имплантата: 1 серия – имплантация TiVT6; 2 серия – имплантация Ti-1,3-Si-20Nb; 3 серия – имплантация Ti-1,9Si; 4 серия – Zircon-Prior flat; 5 серия – имплантация КТЦ125 с покрытием гидроксиапатитом. Под наркозом (кетамин 7 мг / кг и тиопентал 10 мг / кг) была проведена имплантация материалов в дистальный эпифиз бедренной кости с нагрузкой на имплантат от 30 до 35 Н. После операции рану зашивали и проводили профилактику послеоперационных бактериальных осложнений путем ежедневного введения антибиотиков в течение 1 недели. Животным иммобилизовали оперированную конечность в течение 1 недели для предотвращения нагрузки на имплантат, в дальнейшем кроликов содержали в обычных условиях.

Кроликов выводили из эксперимента через 1, 3 и 6 месяцев путем передозировки наркоза (кетамин в дозе 100 мг / кг), выделяли прооперированную бедренную кость и проводили ее исследования методом растровой электронной микроскопии.

Травмированную кость фиксировали в растворе глутаральдегида в течение суток, в дальнейшем образец дофиксировали в растворе осмия, обезвоживали в спиртах возрастающей концентрации (50 – 70 – 80 – 90 и 100 %) и заливали в смесь смол «Эпон-аралдит». Для улучшения визуализации подготовленную поверхность напыляли серебром в стандартной вакуумной установке ВУП-5. Проводили изучение морфологических особенностей зоны имплантации и количественное содержание кальция и фосфора с помощью растрового электронного микроскопа РЕММА-102 при увеличении от 10 до 2500 раз.

Результаты и их обсуждение. TiVT6.

Через месяц после введения в кость имплантата из сплава TiVT6 определяется формирование вокруг него зоны рыхлого электронно-плотного вещества, которое практически не содержит кальция и фосфора, что говорит о формировании соединительнотканной «манжетки», окружающей имплантат (рис. 1).

В ткани, формирующейся вокруг имплантата отмечается отсутствие характерного остеонного или трабекулярного строения, она сформирована хаотично-ориентированными волокнами, напоминающими грубоволокнистую соединительную ткань с наличием значительного количества клеток веретеноподобной и сферической формы, что позволяет отнести их к клеткам фибробластического ряда (рис. 2).

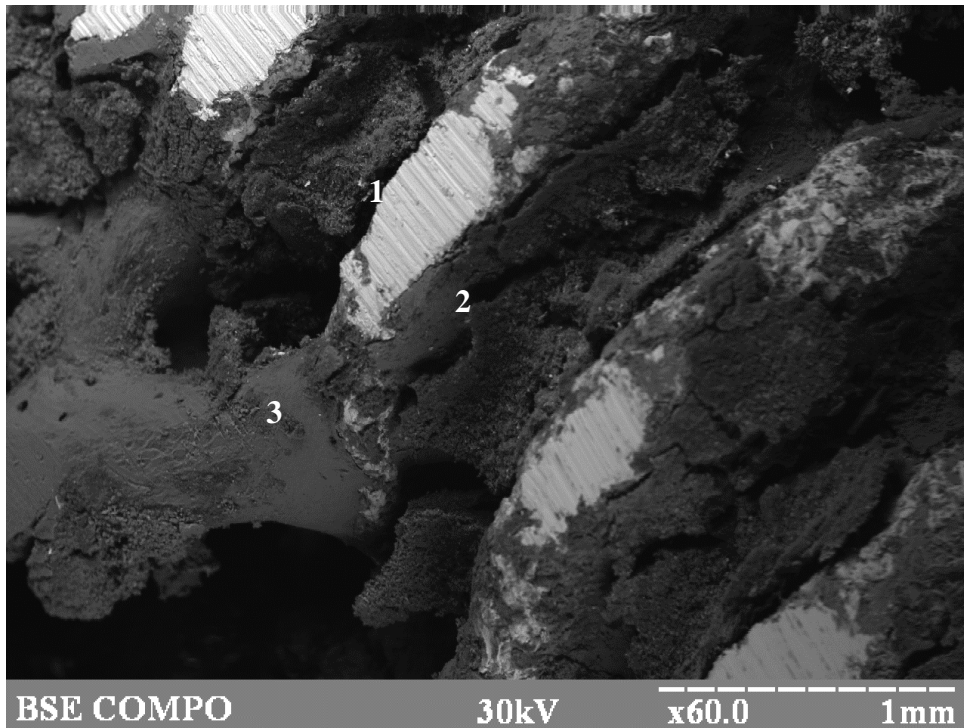


Рис. 1. Переимплантационная зона вокруг материала TiVT6 в дистальном эпифизе бедренной кости кролика через месяц после имплантации. Растровая электронная микроскопия, увеличение – 60X:

1. Имплантат;
2. Соединительнотканная «манжетка»;
3. Костная ткань

За слоем соединительной «манжетки» определяется формирование костной ткани, которая неплотно прилегает к имплантату. Ее можно отнести к грубоволокнистой костной ткани по хаотичному направлению формирующих ее костных трабекул. Слой грубоволокнистой кости шириной от 200 мкм до 1 мм окружен пластинчатой костной тканью, которая вероятно является остатками кости в которую проводили имплантацию.

Через 3 месяца наблюдений изменений тканевого состава вокруг имплантата не происходит. Визуализируется рыхлая ткань, которая плотно окружает имплантат. Определяется незначительная кальцификация «манжетки», содержание кальция и фосфора составляет соответственно $19,34 \pm$ вес% и $6,43 \pm 0,25$ вес %.

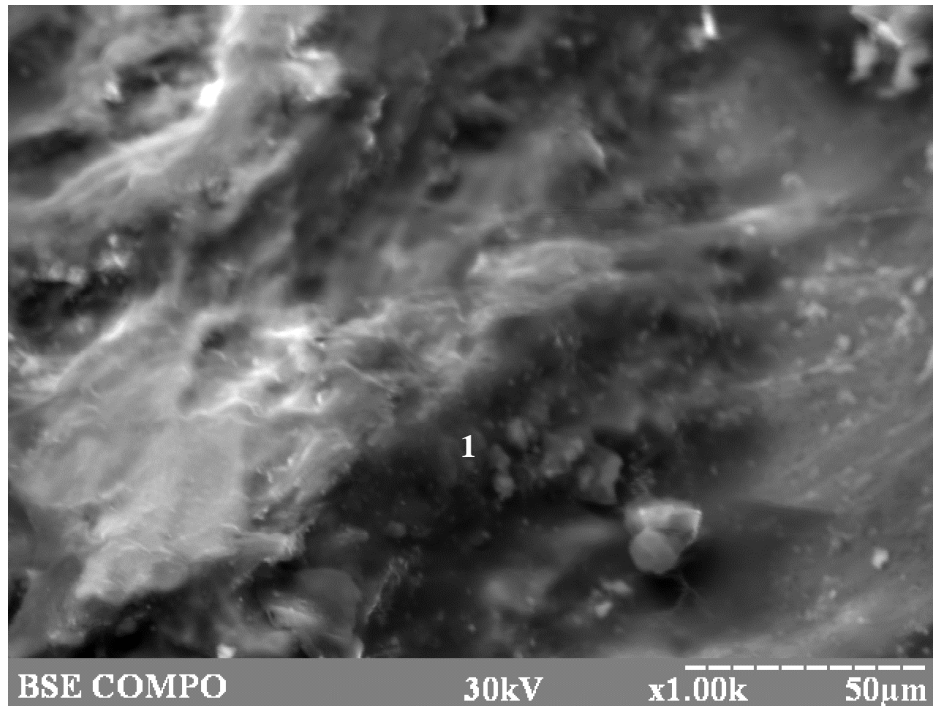


Рис. 2. Переимплантационная зона вокруг материала TiVT6 в дистальном эпифизе бедренной кости кролика через месяц после имплантации. Растровая электронная микроскопия, увеличение – 1000X:

1. Хаотично-ориентированные волокна;
2. Клеточные элементы

Указанные изменения не характеризуют создание костной ткани – строение зоны при большом увеличении не отличается от предыдущего срока, а соотношение кальция и фосфора дают возможность утверждать о наличии кальцийфосфата, а не гидроксилапатита.

Следующая зона, прилегающая к соединительнотканной «манжетке» представлена трабекулами губчатого вещества и не отличается от «материнской» кости. При детальном исследовании данной зоны обнаружены микропереломы трабекул, что свидетельствует о нарушении биомеханики зоны (рис. 3). Перестройка грубоволокнистой костной ткани в пластинчатую сопровождается нормализацией соотношения Ca/P, содержание которых составляет соответственно $52,2 \pm 2,67$ вес% и $30,43 \pm 1,03$ вес%.

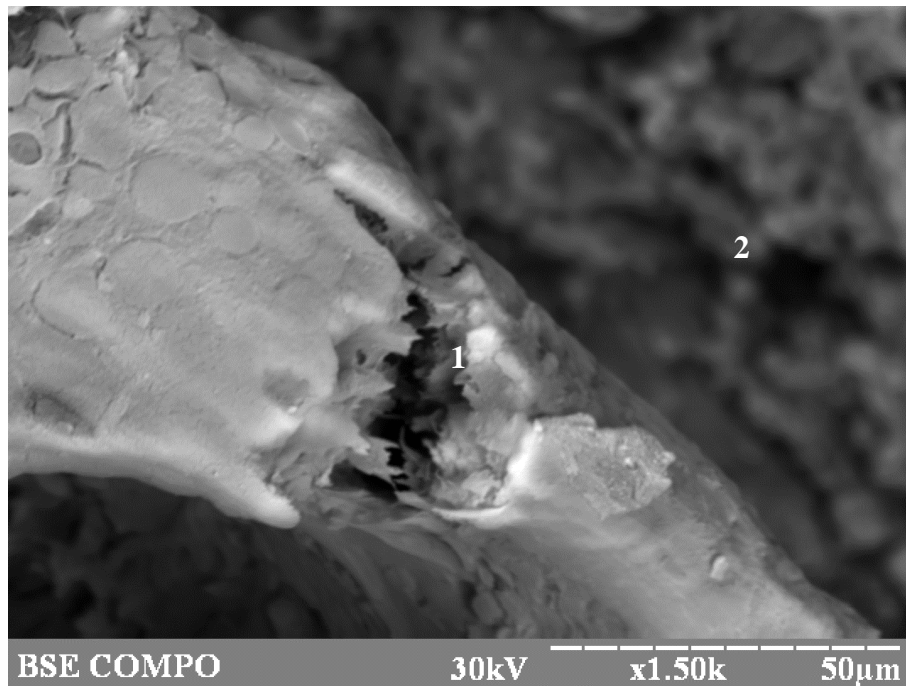


Рис. 3. Трабекула костной ткани в зоне имплантации материала TiVT6 в дистальном эпифизе бедренной кости кролика через 3 месяца после имплантации. Растровая электронная микроскопия, увеличение – 1500X:

1. Микрорелом трабекулы;
2. Имплантат, окруженный соединительной тканью

Через 6 месяцев после имплантации структура переимплантатной зоны соответствует предыдущему сроку наблюдения. Визуализируются 2 зоны – «переимплантационной манжетки» и губчатой костной ткани. Соединительнотканная «манжетка» имеет неоднородную толщину и колеблется от 15 до 35 мкм.

Ti-1,3Si-20Nb; Ti-1,9Si

Через месяц после имплантации вокруг материалов Ti-1,3Si-20Nb и Ti-1,9Si визуализируется плотный слой соединительной ткани практически на всей поверхности имплантата толщиной от 20 до 50 мкм. Но в межвитковых пространствах визуализируется развитие костной ткани, преимущественно грубоволокнистой, что является благоприятным прогностическим фактором стабильности имплантата (рис. 4).

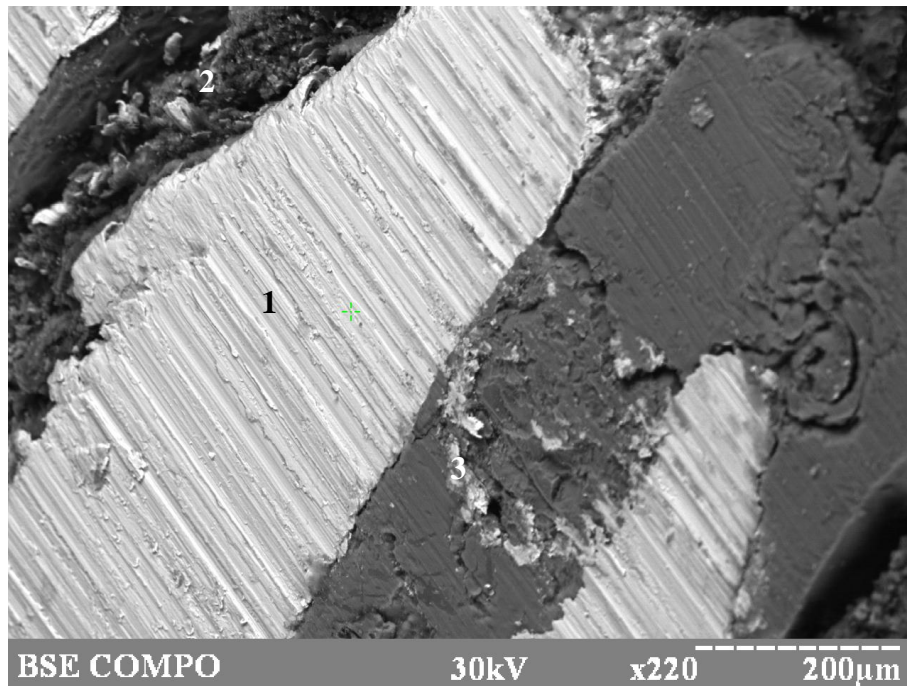


Рис. 4. Переимплантационная зона вокруг материала Ti-1,3Si-20Nb в дистальном эпифизе бедренной кости кролика через 3 месяца после имплантации. Растровая электронная микроскопия, увеличение – 220X: 1. Имплантат; Соединительнотканная «манжетка»; 2. Грубоволокнистая костная ткань

Формирование грубоволокнистой костной ткани вокруг имплантата свидетельствует о нормальном ходе остеогенеза и должно способствовать стабильному расположению материала внутри кости. Грубоволокнистая костная ткань сформирована хаотично расположенными костными трабекулами, на поверхности которых размещены удлиненные и округлые клетки, возможно остеобластического дифферона, принимающие участие в процессах ремоделирования костной ткани (рис. 5). Ширина слоя грубоволокнистой кости составляет от 250 мкм до 1,5 мм, что несколько больше, чем в группе с имплантацией чистого титанового материала.

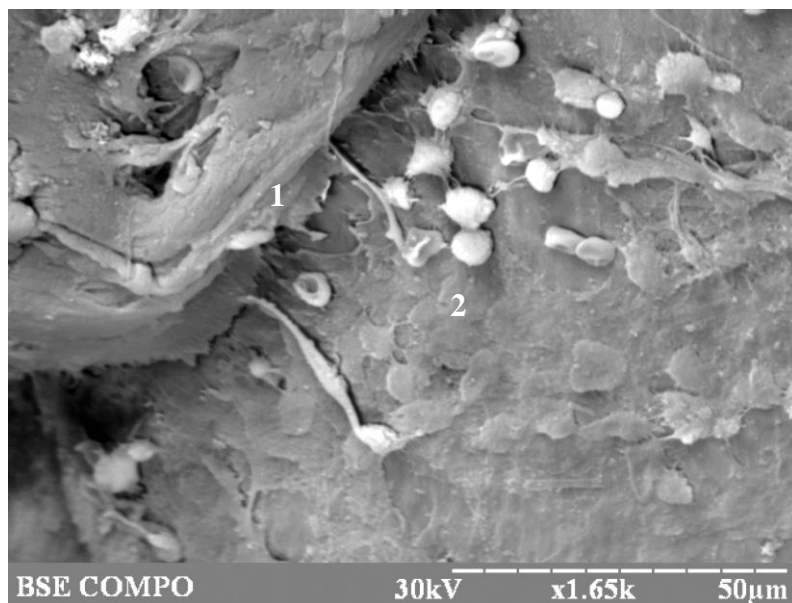


Рис. 5. Переимплантационная зона вокруг материала Ti-1,3Si-20Nb в дистальном эпифизе бедренной кости кролика через 3 месяца после имплантации. Растровая электронная микроскопия, увеличение – 1650X: Костная трабекула; Клеточные элементы

Следующий определяется слой пластинчатой костной ткани, который формирует трабекулы губчатого вещества проксимального диафиза бедренной кости. На поверхности трабекул не обнаружено микротрещин и переломов, в отличие от животных предыдущей серии. Таким образом, вокруг имплантата образуется соединительнотканная «манжетка», не полностью охватывающая материал. Параллельно, происходит формирование грубоволокнистой костной ткани, особенно внутри межвитковых пространств. Отсутствие четкой зональности не создает четкого градиента плотности от имплантата к кости, что возможно защищает трабекулы губчатого вещества от формирования микротрещин. Также следует отметить, что мы не наблюдали достоверных различий в строении зон вокруг имплантатов с составами Ti-1,3Si-20Nb и Ti-1,9Si. Метод рентгеновского микроанализа не выявил наличия кальция и фосфора в зоне «манжетки», что позволило отнести данную ткань к соединительной.

В отличие от предыдущей серии (TiVT6), при имплантации материалов с кремнием происходит реорганизация соединительнотканного вещества вокруг материала и замещение его грубоволокнистой костной тканью через 3 месяца эксперимента. Возможно, размер самой «манжетки» позволяет провести ее ремоделирование с помощью остеобластов зоны грубоволокнистой костной ткани. Ширина зоны грубоволокнистой кости уменьшается до 150–400 мкм, что должно увеличить стабильность имплантата внутри кости. Грубоволокнистая костная ткань представлена трабекулами, хаотично размещенными вокруг имплантата, костное вещество при этом плотно охватывает имплантат и проникает внутрь межвитковых пространств.

Губчатая костная ткань, которая размещается вокруг материала, представлена сетью костных трабекул с одиночными клеточными элементами на их поверхности, что свидетельствует об уменьшении активности процессов ремоделирования в ответ на имплантацию. При этом, в отличие от предыдущего срока наблюдения происходит формирование отдельных микротрещин на их поверхности. Образование трещин является следствием создания градиента плотности от имплантата к костной ткани. Однако их количество значительно меньше, чем при имплантации TiVT6, что возможно является следствием отсутствия соединительной ткани вокруг имплантата и его стабильности внутри кости (рис. 6).

Через 6 месяцев после начала имплантации вокруг материалов визуализируется только пластинчатая костная ткань, которая формирует трабекулы и плотно прилегает к имплантатам с составом Ti-1,3Si-20Nb и Ti-1,9Si. Костная ткань обычного строения, однако на поверхности трабекул определяются микротрещины, количество которых незначительно растет по направлению к имплантату. При этом ни одна из трещин не проходит всю толщину трабекул и не создает микропереломов.

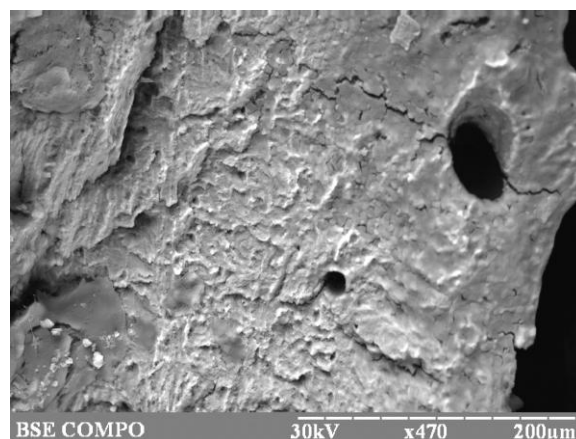


Рис. 6. Трабекула губчатого вещества бедренной кости в зоне имплантации материала Ti-1,3Si-20Nb в дистальном эпифизе бедренной кости кролика через 3 месяца после имплантации. Растровая электронная микроскопия, увеличение – 470X:

1. Микротрещина

Таким образом, имплантация материалов с составом Ti-1,3Si-20Nb и Ti-1,9Si приводит к образованию соединительнотканной «манжетки» вокруг имплантатов, однако четкая граница отсутствует - частично происходит формирование грубоволокнистой костной ткани, особенно в области межвитковых пространств. Через 3 месяца соединительная ткань отсутствует, а через полгода вокруг имплантатов находится лишь пластинчатая костная ткань, которая формирует губчатое вещество и стабилизирует имплантат внутри кости (рис. 7).

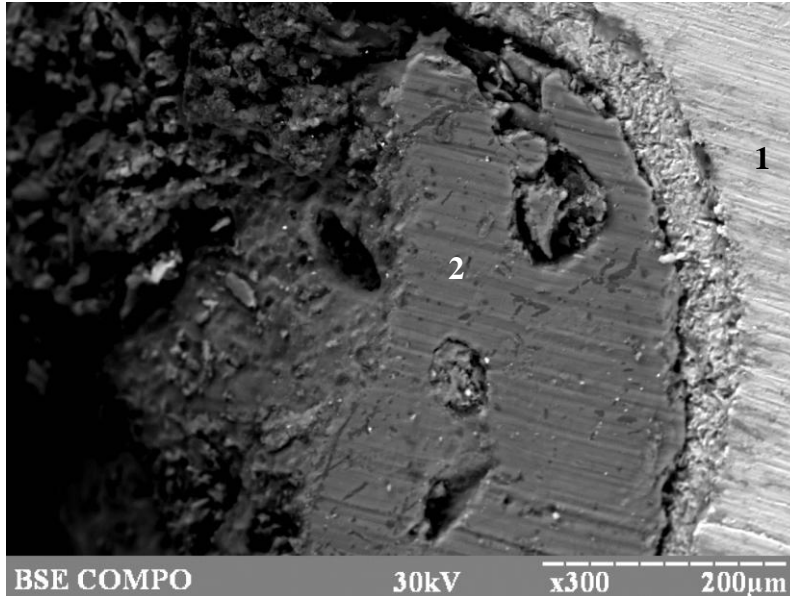


Рис. 7. Переимплантационная зона вокруг материала Ti-1,3Si-20Nb в дистальном эпифизе бедренной кости кролика через 6 месяцев после имплантации. Растровая электронная микроскопия, увеличение – 300X:

1. Имплантат;
2. Губчатая костная ткань.

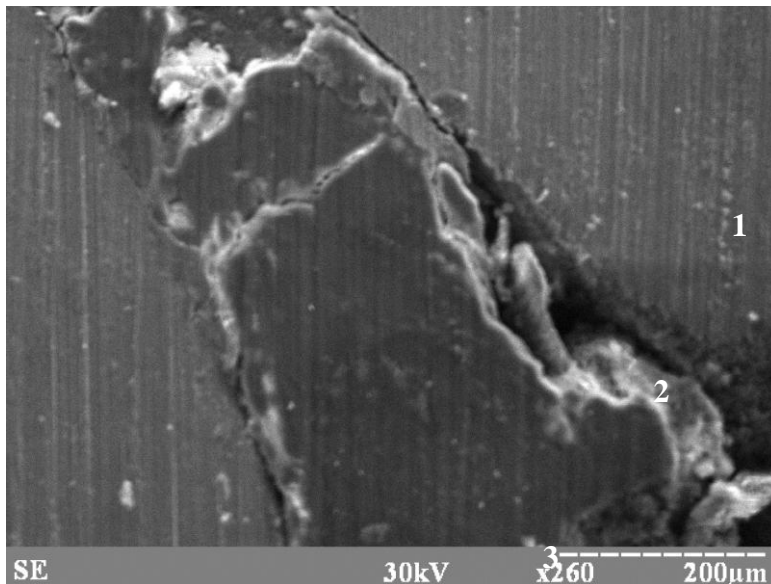


Рис. 8. Переимплантационная зона вокруг материала КТЦ-125 в дистальном эпифизе бедренной кости кролика через месяц после имплантации. Растровая электронная микроскопия, увеличение – 260X:

1. Имплантат; 2. Соединительнотканная «манжетка»; 3. Грубоволокнистая костная ткань. 4. КТЦ-125

Использование имплантата из сплава КТЦ-125 приводит к образованию соединительнотканной «манжетки» вокруг имплантата, однако ее толщина составляет от 10 до 25 мкм в первый месяц после имплантации, что значительно меньше показателей предыдущих серий. Вокруг соединительной ткани происходит формирование зоны грубоволокнистой костной ткани толщиной от 150 до 500 мкм, что также меньше по сравнению с предыдущими сериями. Характерным является уменьшение толщины соединительной ткани в межвитковых пространствах, где ее толщина не превышает 15 мкм (рис. 8).

Как видно из электронограммы (рис. 8), грубоволокнистая костная ткань местами плотно прилегает к имплантату. Балочки грубоволокнистой кости имеют на своей поверхности большое количество остеогенных клеток, что свидетельствует об активности процессов ремоделирования с возможным образованием пластинчатой костной ткани.

Балочки губчатой кости, которая непосредственно прилегает к поверхности имплантата и зона грубоволокнистой кости обычного строения без наличия микротрещин на поверхности. Несмотря на наличие градиента плотности от имплантата к костной ткани, его удовлетворительная фиксация не влечет нарушения строения «материнской» кости через месяц наблюдения.

Через 3 месяца после имплантации вокруг КТЦ-125 визуализируется пластинчатая костная ткань, которая замещает грубоволокнистую и соединительную ткань. Предпосылкой реорганизации временных тканей (соединительной и грубоволокнистой костной) в губчатую кость является малая толщина зон и высокая активность остеогенных клеток, обеспечивающих процессы остеогенеза. Однако на данном этапе появляются микротрещины на поверхности трабекул губчатого вещества (рис. 9).

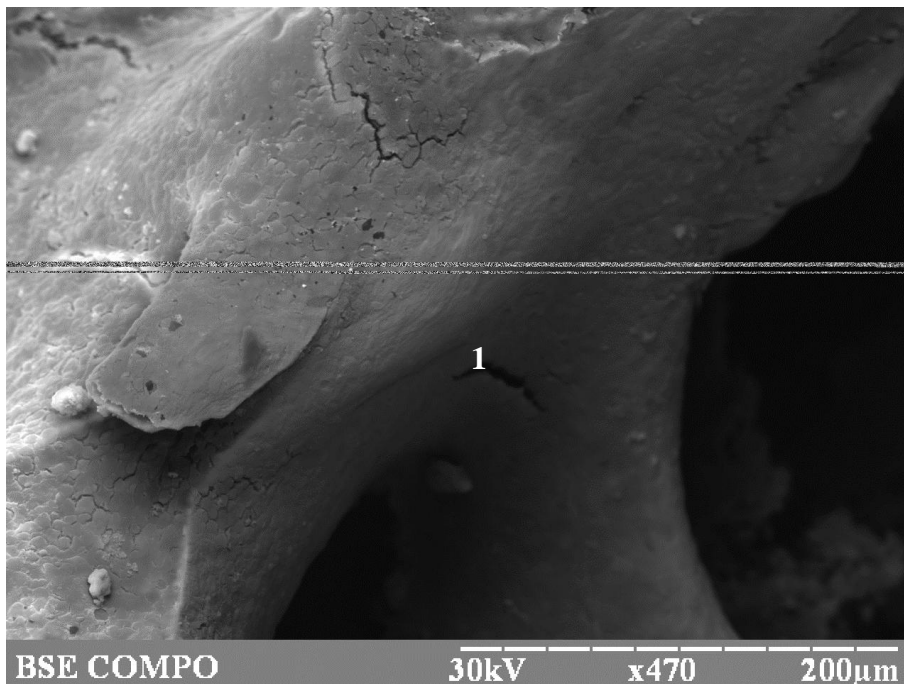


Рис. 9. Трабекула губчатого вещества бедренной кости в зоне имплантации КТЦ-125 в дистальном эпифизе бедренной кости кролика через 3 месяца после имплантации.

Растровая электронная микроскопия, увеличение – 470X:

1. Микротрещина

Их количество незначительно, отсутствуют трещины, пересекающие всю поверхность трабекулы. Характерным является расположение трещин – на расстоянии не менее 500 мкм от имплантата, что свидетельствует о генерализованном влиянии имплантации на кость.

Через полгода после имплантации КТЦ-125 строение переимплантатной зоны и отдаленных участков кости остается неизменной и представлено губчатой костной тканью с наличием единичных микротрещин на поверхности трабекул. Характерно распространение трещин на трабекулы, находящихся у материала – первые из них визуализируются на

расстоянии 250–300 мкм. Пластинчатая кость, окружающая имплантат имеет обычное строение, на поверхности трабекул отсутствуют трещины и микропереломы. На поверхности почти не наблюдается клеток, что свидетельствует об отсутствии активного ремоделирования (рис. 10).

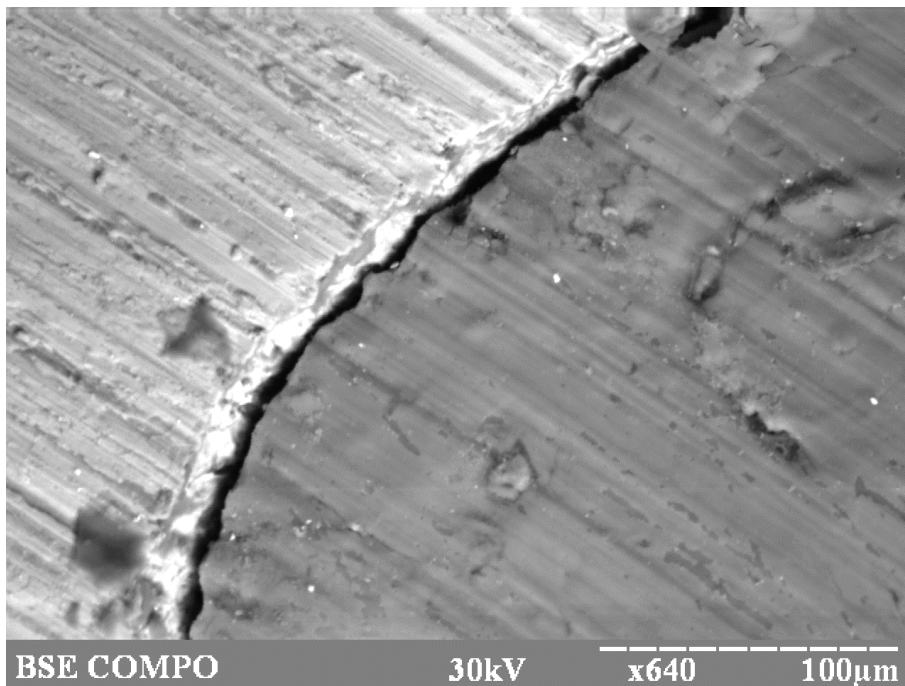


Рис. 10. Переимплантационная зона вокруг материала КТЦ-125 в дистальном эпифизе бедренной кости кролика через 6 месяцев после имплантации. Растровая электронная микроскопия, увеличение – 640X

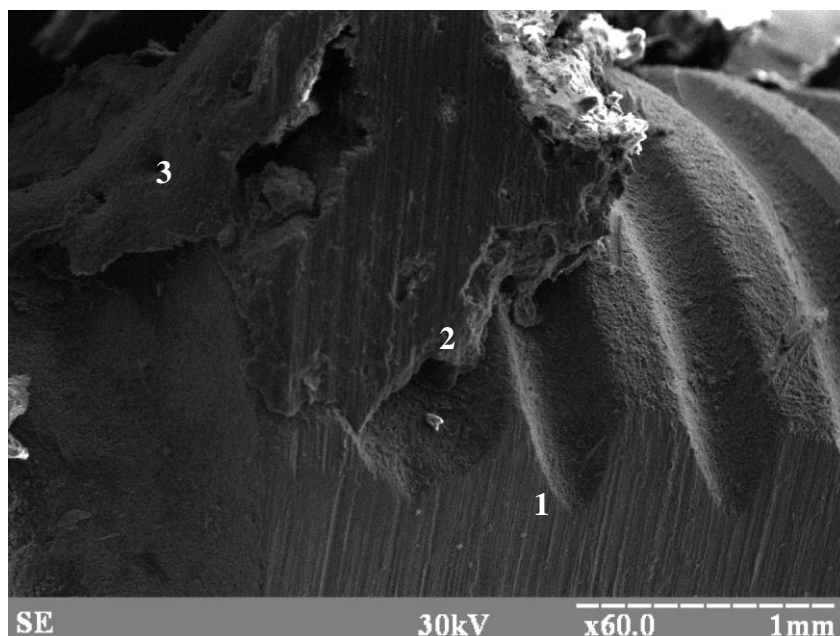


Рис. 11. Переимплантационная зона вокруг материала КТЦ 125 с покрытием гидроксилапатитом в дистальном эпифизе бедренной кости кролика через месяц после имплантации. Растровая электронная микроскопия, увеличение – 60X:

1. Имплантат;
2. Грубоволокнистая костная ткань;
3. Трабекула пластинчатой кости.

КТЦ125 с гидроксилapatитовым покрытием

Имплантация материала КТЦ125 с покрытием из гидроксилapatита не приводит к образованию соединительнотканной манжетки. Поверхность имплантата покрыта грубоволокнистой костной тканью, плотно охватывающей материал (рис. 11). Ширина зоны грубоволокнистой кости незначительна – от 150 до 250 мкм. Сразу за ней отмечается формирование губчатой кости обычного строения.

Отсутствие формирования соединительной ткани вокруг имплантата может объясняться наличием слоя гидроксилapatита на его поверхности. Известно, что наличие кристаллов гидроксилapatита, особенно наноразмерного, на поверхности материалов стимулирует протекание остеогенеза без образования соединительной ткани или хряща. При увеличении от 400 раз на растровой электронной микроскопии визуализируется наличие «мостиков» между поверхностью имплантата и грубоволокнистой костной тканью. Морфологическим субстратом данных перемычек вероятно является гидроксилapatит (рис. 12).

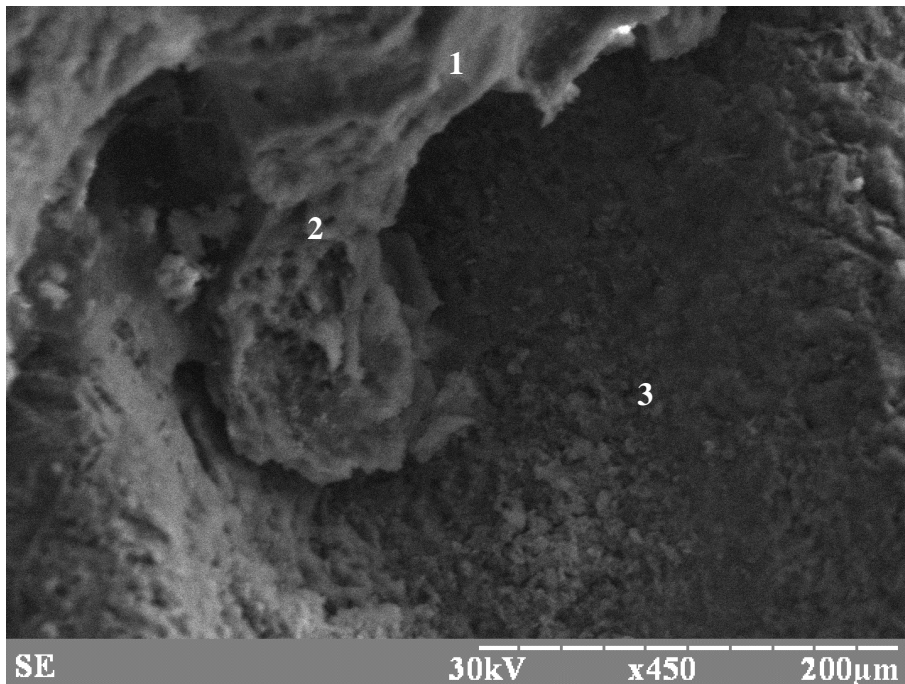


Рис. 12. Переимплантационная зона вокруг материала КТЦ 125 в дистальном эпифизе бедренной кости кролика через месяц после имплантации. Растровая электронная микроскопия, увеличение – 450х:

1. Грубоволокнистая костная ткань;
2. Связь костной ткани с имплантатом;
3. Имплантат, покрытый гидроксилapatитом

На отдалении от имплантата наблюдается обычная по строению губчатая кость (рис. 13). Поверхность трабекул без признаков повреждения. Строение костной ткани в области переимплантатной зоны через 3 и 6 месяцев является однотипным. Вокруг имплантата происходит формирование пластинчатой костной ткани, которая формирует сетку трабекул. Имплантат плотно удерживается в костной ткани. Микротрещины на поверхности трабекул появляются лишь через полгода, однако их количество незначительно и не должно повлиять на прочностные характеристики кости в целом.

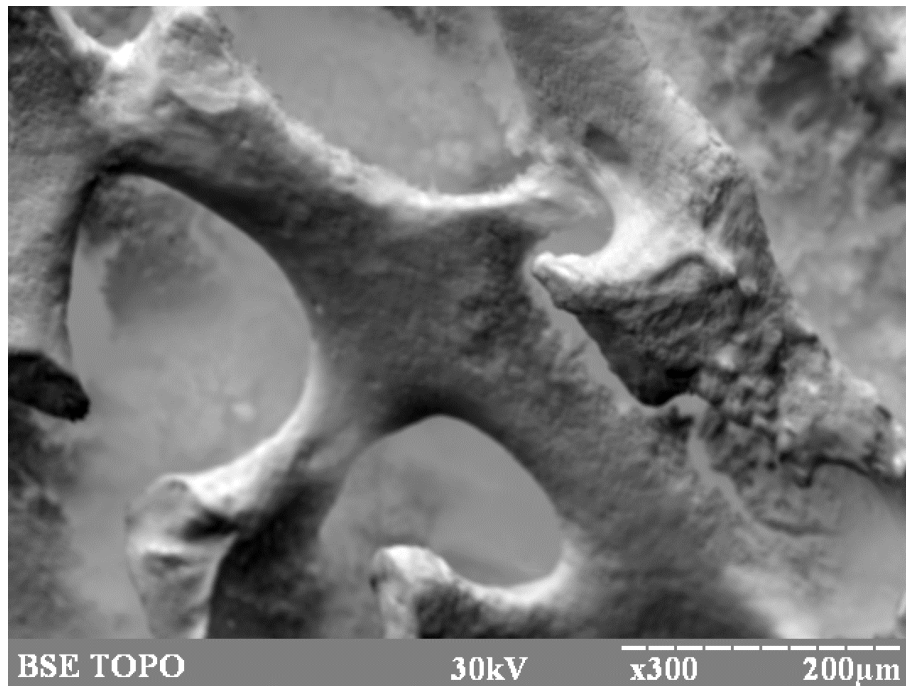


Рис. 13. Трабекула костной ткани в зоне имплантации материала КТЦ-125 в дистальном эпифизе бедренной кости кролика через месяц после имплантации. Растровая электронная микроскопия, увеличение – 300X

Выводы.

1. Методом растровой электронной микроскопии доказано формирование активных зон вокруг имплантатом с различным составом, что оказывает влияние на остеоинтеграцию и фиксацию имплантата в лунке.
2. Использование материалов с комплексным составом, а также имплантата с циркония приводит к уменьшению формирования соединительнотканной оболочки и предупреждению разрушения костной ткани в периимплантационной зоне.
3. Процесс интеграции был четким вокруг имплантатов с биоактивным покрытием из наноструктурированного гидроксилатапата без погружения эпителия между костью и покрытием. Подтверждено, что на границе биоактивное покрытие-кость образуется "реактивная зона", которая обеспечивает на ранних этапах имплантации формирования костно-керамического блока.
4. Покрытие имплантата наноструктурированным гидроксилатапатитом ведет к отсутствию формирования соединительной ткани вокруг него и способствует образованию грубоволокнистой кости, которая замещается на пластинчатую через 3 месяца наблюдения, что должно положительно влияет на фиксацию имплантата.

References:

1. Titanium for medical applications / D. F. Williams, D. Brunette, P. Tengvall, M. Textor, P. Thomson, Eds. // Titanium in Medicine / Springer: Berlin, Germany, 2001. pp. 14–24.
2. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3 mm) implants followed for 1–7 years: A longitudinal study / E. Romeo, D. Lops, L. Amorfini [et al.] // Clin. Oral Implants Res. 2006. Vol. 17. P. 139–148.
3. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: A prospective study / B. Zinsli, T. Sagesser, E. Mericske, R. Mericske-Stern // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 2004. Vol. 19. P. 92–99.
4. Schwarz M.S. Mechanical complications of dental implants / M. S. Schwarz // Clin. Oral Implants Res. 2000. Vol. 11. P. 156–158.
5. Parr G. R. Titanium – The mystery metal of implant dentistry – Dental materials aspects / G. R. Parr, L. K. Gardner, R.W. Toth // J. Prosthet. Dent. 1985. Vol. 54. P. 410–414.

6. The issue of corrosion in dental implants: A review / D. G. Olmedo, D. R. Tasat, G. Duffo [et al.] // *Acta Odontol. Latinoam.* 2009. Vol. 22. P. 3–9.
7. Khan M. A. Conjoint corrosion and wear in titanium alloys / M. A. Khan, R. L. Williams, D. F. Williams // *Biomaterials.* 1999. Vol. 20. P. 765–772.
8. Cytotoxicity of titanium and titanium alloying elements / Y. Li, C. Wong, J. Xiong [et al.] // *J. Dent. Res.* 2010. Vol. 89. P. 493–497.
9. The binary TiZr alloy – A newly developed Ti alloy for use in dental implants / N. Bernhard, S. Berner, M. De Wild, M. Wieland // *Forum Implantol.* 2009. Vol. 5. P. 30–39.
10. Improved biocompatibility of titanium-zirconium (Ti-Zr) alloy: Tissue reaction and sensitization to Ti-Zr alloy compared with pure Ti and Zr in rat implantation study / Y. Ikarashi, K. Toyoda, E. Kobayashi [et al.] // *Mater. Trans.* 2005. Vol. 46. P. 2260–2267.
11. Deville S. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia/ S. Deville, J. Chevalier, L. Gremillard // *Biomaterials.* 2006. Vol. 27. P. 2186–2192.
12. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in Vitro and in vivo study/ L. Rimondini, L. Cerroni, A. Carrasi, P. Torricelli // *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002. Vol. 17. P.793–798.
13. Sundh A. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies / A. Sundh, G. Sjogren // *Dental Materials.* 2008. Vol. 24. P. 611–617.
14. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing / Y. Akagawa, Y. Ichikawa, H. Nikai, H. Tsuru // *J Prosthet Dent.* 1993. Vol. 69. P. 599–604.
15. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs / D. Buser, R. K. Schenk, S. Steinemann [et al.] // *J Biomed Mater Res.* 1991. Vol. 25, № 7. P.889–902.
16. Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: a review / L. Sun, C. C. Berndt, K. A. Gross, A. Kucuk // *J Biomed Mater Res.* 2001. Vol. 58. P. 570–592.
17. Maxian S. H. Mechanical and histological evaluation of amorphous calcium phosphate and poorly crystallized hydroxyapatite coatings on titanium implants / S. H. Maxian, J. P. Zawadsky, M. G. Dunn // *J Biomed Mater Res.* 1993. Vol. 27, № 6. P. 717–728.
18. Rosen V. BMP and BMP inhibitors in bone / V. Rosen // *Ann N Y Acad Sci.* 2006. Vol. 1068. P. 19–25.
19. Effects of bone morphogenetic protein-2 and hyaluronic acid on the osseointegration of hydroxyapatite-coated implants: an experimental study in sheep / N. Aebli, H. Stich, P. Schawalder, [et al.] // *J Biomed Mater Res A.* 2005. Vol. 73, №. 3. P. 295–302.
20. Advancing dental implant surface technology – from micron – to nanotopography / G. Mendonca, D. B. Mendonca, F. J. Aragao, L. F. Cooper// *Biomaterials.* 2008. Vol. 29. P. 3822–3835.
21. Use of sol-gel-derived titania coating for direct soft tissue attachment / S. Areva, H. Paldan, T. Peltola, [et al.] // *J Biomed Mater Res A.* 2004. Vol. 70. P. 169–178.
22. Marsh P. D. Dental plaque: biological significance of a biofilm and community life-style / P. D. Marsh // *J Clin Periodontol.* 2005. Vol. 32, № 6. P. 7–15.

УДК 616

Морфологическая оценка костной ткани в периимплантационной зоне при использовании зубных имплантатов различного состава

¹ Олег Николаевич Мищенко

² Иван Николаевич Бабич

³ Наталья Владимировна Зайцева

⁴ Максим Владимирович Погорелов

¹ Запорожский государственный медицинский университет, Украина
69000, Запорожье, проспект Маяковского, 26

Ассистент

E-mail: zirson-prior@i.ua

² Сумский государственный университет,
40007, Сумы, ул. Р-Корсакова, 2

E-mail: vanothebig@mail.ru

³ Zirson-Prior ЧП "Эксима"

69120, Запорожье, ул. Косыгина, 4, пом. 1

Коммерческий директор

E-mail: zirson-prior@i.ua

⁴ Сумский государственный университет,

40007, Сумы, ул. Р-Корсакова, 2

Доктор медицинских наук, доцент

E-mail: pogorelov_max@mail.ru

Аннотация. Современная имплантология имеет широкий арсенал материалов, которые зарекомендовали себя на протяжении десятилетий. Наиболее широко используемым материалом является титан и его сплавы, которые показали удовлетворительные биологические свойства и отсутствие коррозии. Тем не менее, имеются данные о возможности развития спонтанных «усталостных» переломов челюсти ввиду несоответствия механических свойств имплантата и костной ткани а также формирование соединительной ткани вокруг материала.

В данной работе проведено сравнение реакции тканей на имплантацию различных материалов, как традиционных (TiVT6, Ti-1, 3Si-2ONb, Ti-1, 9Si), так и инновационных – циркониевых имплантатов с гидроксилатапатитным покрытием с использование микроплазменного напыления. Для оценки реакции ткани использовали растровую электронную микроскопию с микроанализом, которая позволяет оценить как морфологию периимплантационной зоны, так и выявить миграцию элементов имплантата в окружающие ткани.

Результаты исследования показали наличие преимуществ инновационных материалов, которые проявляются в их высоких остеointеграционных свойствах, обеспечивающих плотную фиксацию имплантата в лунке. Традиционные материалы показали наличие миграции титана и кремния в окружающие ткани с возможным токсическим влиянием на остеобластический дифферон.

Ключевые слова: зубной имплантат; переимплантационная зона; биокерамика; цирконий; микроплазменное напыление.