

Руцкий А.В.¹, Анисович А.Г.², Румянцева И.Н.², Урбан Т.П.², Маслов А.П.³

Исследование контактного слоя биометаллического композита «костная ткань-губчатый титан»

¹Белорусская медицинская академия последипломного образования.²Физико-технический институт НАН Беларуси,³Минская областная клиническая больница

Аннотация. Методами металлографического анализа исследованы объёмные пористые титановые вставки удалённых вросших эндопротезов тазобедренного сустава SLPS. Качество вросшей биологической ткани изучено с применением рентгеноструктурного анализа и растровой электронной микроскопии. Доказано, что после имплантации эндопротеза с объёмными пористыми титановыми вставками на всём протяжении пористой структуры формируется биометаллический композит «костная ткань-губчатый титан». Показано формирование костной ткани в порах титановых вставок на всю их глубину.

Ключевые слова: эндопротезирование, остеointеграция, губчатый титан, металлография.

В последние годы для достижения прочного костного соединения с поверхностью имплантатов тазобедренного и коленного суставов предложено большое количество пористых покрытий. В большинстве случаев пористая структура представлена тонким слоем толщиной 200-400 мкм и создаётся в виде термического напыления титановых или кобальт-хромовых шариков или нитей. Недостатком создаваемых структур является характер интегрированной биологической фиксации: костная ткань к тонкой пористой поверхности прирастает, а не врастает в неё.

Для обеспечения успешного костного врастания необходим определённый размер пор (оптимальный размер пор составляет 100-400 мкм) и большая пористость покрытия [6]. Покрытия из напечённых шариков имеют пористость 30-35%, из напечённых нитей – 40-50%, танталовых решётчатых структур – 75-80% [7]. Чем больше вросшей кости, тем больше сцепляющая сила. Так, срезающая устойчивость пористой танталовой структуры составляет 18,5 МПа [8], а структур из напечённых нитей и шариков кобальт-хрома – в 2-4 раза меньше и составляет 1,2-13,1 МПа [9].

Создание улучшенных пористых покрытий и первый опыт применения пористых объёмных материалов позволили достичь истинного костного врастания в пористую структуру и улучшить результат бесцементного эндопротезирования [4, 8, 11]. Объёмные пористые структуры всё шире применяются в клиническом эндопротезировании (SLPS, Trabecular metal™, Trabecular Titan™, Titanium™).

Главным доказательством успешного врастания имплантата является бессимптомное его использование, отсутствие специфических рентгенографических изменений [10]. Доказательства успешного врастания пористых имплантатов получены на большом материале экспериментальных исследований костного врастания на животных с применением различных образцов пористых структур. Однако данные, получаемые в эксперименте, отличаются от данных при изучении

морфологии врастания на редких образцах, получаемых при аутопсии.

Изучение удалённых образцов, получаемых при ревизионных операциях, имеет большое значение, особенно при клинко-рентгенологических признаках стабильного имплантата, удаляемого из-за неправильной его установки, вывихов или из-за инфекционных осложнений. Проведенные исследования подтвердили жизнеспособность остеointеграционной концепции, позволили уточнить результаты экспериментальных работ, дать рекомендации к усовершенствованию эндопротезов и оценить проведенную модернизацию.

Традиционно детализация костного врастания осуществляется с применением методов микроскопии. Так, для получения тонких срезов необходим длительный путь подготовки материала с применением сложных и дорогих методов металлообработки. Дальнейшее изучение образцов осуществляется с применением световой микроскопии и не менее затратных методов иммуногистохимии, с последующим применением сканирующей электронной микроскопии и энергодисперсионного микроанализа. Актуальным в этой связи является поиск новых простых, менее затратных методов изучения структуры биометаллических композитов.

В данной работе методами металлографического и рентгеноструктурного анализов проведены исследования структуры контактного слоя биометаллического композита «костная ткань-губчатый титан».

Материалы и методики эксперимента

В настоящей работе изучено 8 остеointегрированных пористых титановых вставок, полученных из 2 удалённых из-за нагноения бедренных компонентов эндопротезов SLPS (Альтимед), и 4 полиэтиленовых вкладышей тазовых компонентов, удалённых при остеолитическом поражении бедренной кости. Указанные пористые вставки обеспечивают приживление протеза путем прорастания костной ткани в ее пористую структуру и создают стабильные условия для микроциркуляции межтканевой жидкости и крови по всему объёму пористых пластин [3]. Клинически образцы характеризовались высокой степенью интеграции с материнским костным ложем.

Удалённые образцы помещались в формалин, по-

Руцкий А.В. – д.м.н., профессор БелМАПО, академик НАН Беларуси; Анисович А.Г. – д.ф.-м.н., Физико-технический институт НАН Беларуси; Урбан Т.П. и Румянцева Т.П. – Физико-технический институт НАН Беларуси; Маслов А.П. – к.м.н., Минская обл. клин. больница.

ристые вставки извлекались. Исследовали покрытие участков имплантата костной тканью, особенно в об-

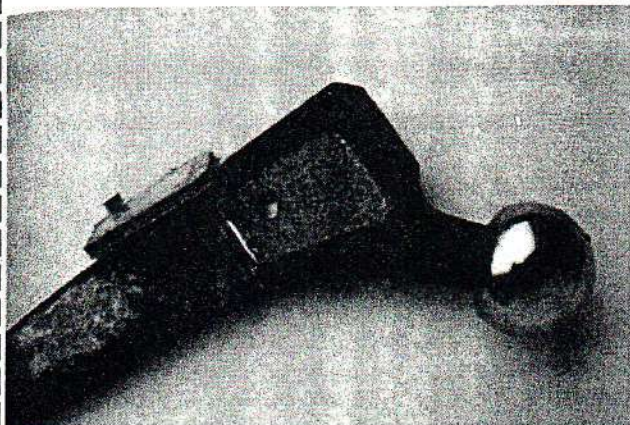


Рисунок 1. Удалённый эндопротез и извлеченная проросшая пористая вставка

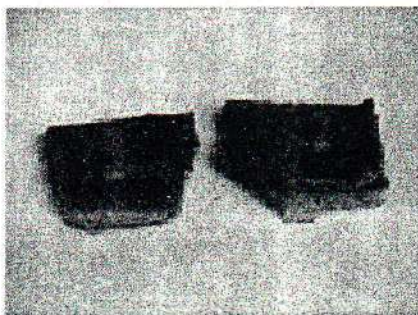


Рисунок 2. Пористые вставки бедренного компонента эндопротеза с конгломератом костной ткани на поверхности; внутренняя сторона вставки с костным «выступом», заполняющим отверстие, соединяющее вставки эндопротеза

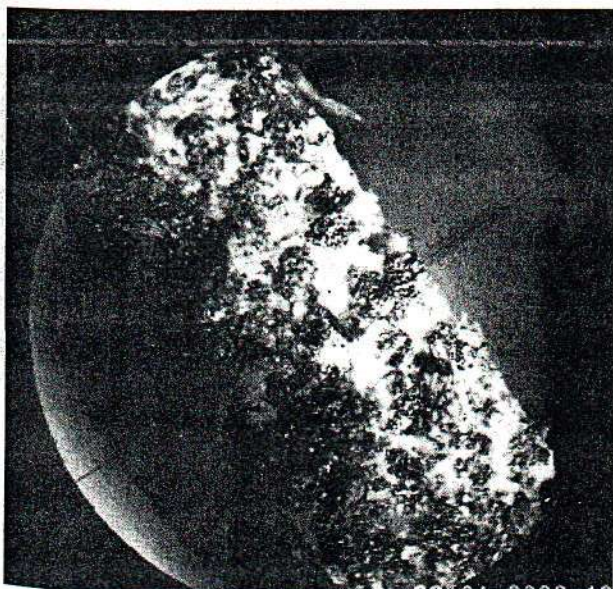


Рисунок 3. Фрагмент излома пористой вставки с проросшей костной тканью с измерительной шкалой

ластях пористых вставок эндопротезов (рис.1, 2).

Металлографический анализ проведен на металлографическом комплексе на основе микроскопа МИКРО 200, оснащенного видеокамерой и программой обработки изображений. Использовалось увеличение от 100 до 2000 крат. Препарирование образцов проводилось в соответствии со стандартными методиками металлографического анализа [2]. Предыдущими исследованиями установлено, что металлографические методы исследования могут быть применены для анализа подобных объектов [5].

Структура биометаллического композита изучена с использованием растрового микроанализа на сканирующем электронном микроскопе с системой химического анализа EDXIED-2201 JEOL (Япония) и фазового рентгеноструктурного анализа на рентгеновском дифрактометре ДРОН-3 в излучении CuK_α . Рентгенограммы снимались с поверхности композита после механического удаления слоя наростшей кости.

Обсуждение результатов

Исходный материал – губчатый титан – представляет собой пористую структуру. Размер пор в плоскости долевого сечения образца титана определяли по трем сечениям образца после последовательной шлифовки поверхности через каждые 50 мкм (рис. 4).



Рисунок 4. Изменение формы и размеров пор в сечении имплантата титана при последовательном шлифовании

При изучении распределения пор пористой структуры по площади установлен широкий диапазон их размера с преимущественным выявлением пор диаметром до 1125 мкм (рис. 5).

При определении доли костной ткани в отдельных участках поперечного сечения имплантата установлено, что в зависимости от конфигурации пор и выбора участка для анализа заполнение пор костной тканью составляет от 14 до 32%. В среднем относительная доля костной ткани в составе композита, определяемая по нескольким кадрам, составляет 19,29% от площади шлифа (рис. 6, табл. 1).



Рисунок 5. Диаграмма распределения пор по площади в сечении губчатого титана

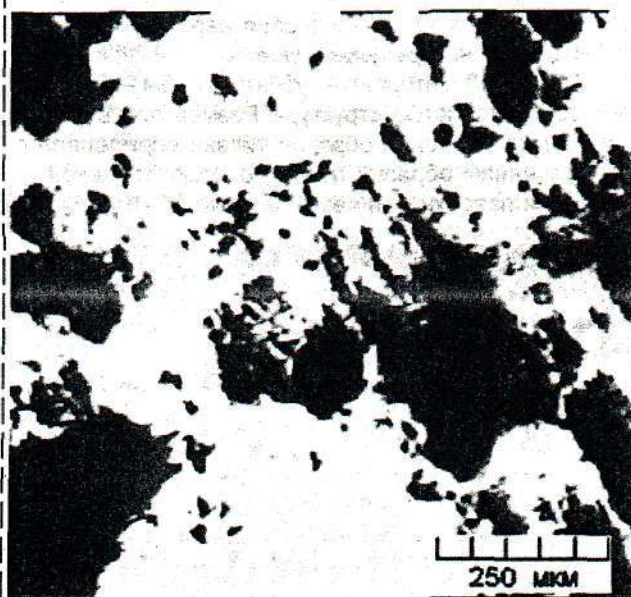


Рисунок 6. Компьютерное выделение участков костной ткани в структуре композита. Светлая блестящая поверхность является титаном. Тёмные участки являются порами, заполненными костной тканью

Таблица 1. Доля площади титана и костной ткани в структуре имплантатов (%)

№ образца	Титан	Костная ткань
1	66,23	31,8
2	80,06	14,15
3	79,24	17,10
4	43,12	14,12
Среднее	67,2	19,29

Панорамные снимки (рис. 7), иллюстрирующие структуру композита по толщине, начиная от границы с костной тканью, свидетельствуют о прорастании костной ткани по всей его глубине, включая глубокие слои. Сквозные поры, как правило, носят извилистый характер и в связи с этим в плоскости выбранного сечения фиксируются фрагментарно. Поэтому на рисунке 7 наблюдаются локальные участки с заполненными порами.



Рисунок 7. Панорама поперечного сечения имплантата губчатого титана с заполнением его пор костной тканью

При формировании композита заполняются как крупные поры (рис. 8 а, б), так и мелкие, причем костная ткань заполняет практически все доступные объемы (рис. 8 в). Некоторые поры заполнены не полностью. Возможно, костная ткань в этом объеме находится в стадии формирования (рис. 8 г).

При изучении структуры вросшей биологической

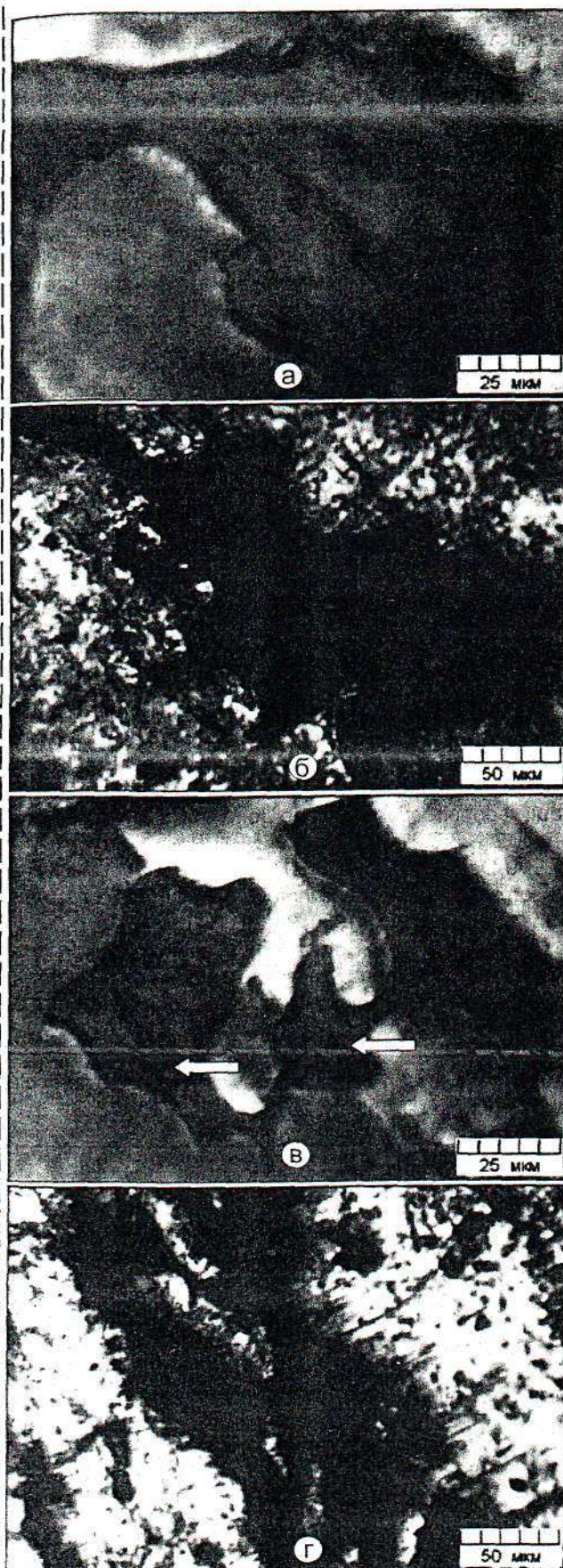


Рисунок 8. Заполнение пор губчатого титана биологической тканью при формировании композита

ткани, формирующей биологическую часть композита, установлено, что в её составе присутствуют фосфор, кремний, кальций и др. в соотношениях, характерных для костной ткани человека (рис. 9, табл. 2).

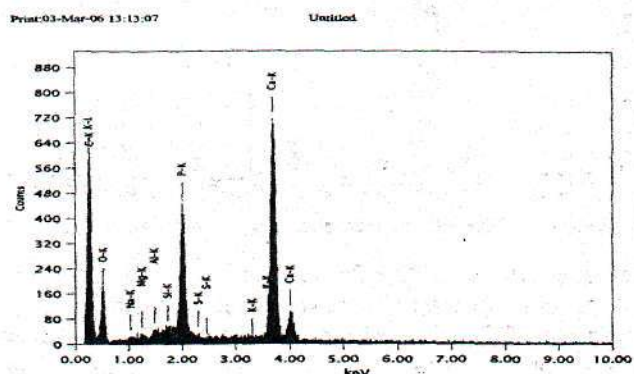


Рисунок 9. Спектральный микроанализ участка композита

Таблица 2. Элементарный состав участка биометаллического композита

ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient: 0,2432

Element	(keV)	mass%	Error%	At%	Compound mass%	K
C	K	0,277	50,93	0,09	64,31	34,0812
O	K	0,525	28,56	0,44	27,07	19,7639
Na	K*	1,041	0,17	0,11	0,11	0,2111
Mg	K*	1,253	0,17	0,07	0,11	0,1976
Al	K*	1,486	0,19	0,06	0,11	0,2615
Si	K*	1,739	0,07	0,05	0,04	0,1187
P	K	2,013	6,37	0,06	3,12	14,8263
S	K*	2,307	0,11	0,05	0,05	0,2336
K	K*					
Ca	K	3,690	13,44	0,08	5,09	30,3061
Total			100,00		100,00	

Рентгеноструктурный анализ материалов является распространенным методом идентификации материалов, имеющих кристаллическую решетку, и заключается в анализе интерференционной картины рентгеновского излучения, генерируемого источником и отраженного поверхностью исследуемого вещества. Принцип основан на том, что каждое вещество или соединение имеет свою специфическую интерференционную картину, которая определяется геометрией и свойствами кристаллической решетки. Так как практически не существует веществ, интерференционные картины которых бы совпадали, по результатам рентгеноструктурного анализа можно идентифицировать вещество или соединение с высокой степенью достоверности [1]. На рис. 10 представлена рентгенограмма поверхности биокompозита. На ней фиксируются интерференционные линии, принадлежащие титану и костной ткани (отмечено стрелками).

Костная ткань является разновидностью соединительной ткани, 50% объема которой составляют нерастворимые соли. Межклеточное вещество костной ткани состоит из плотно упакованных коллагеновых волокон, на поверхности которых располагаются кристаллы гидроксилапатита, соответствующие химичес-

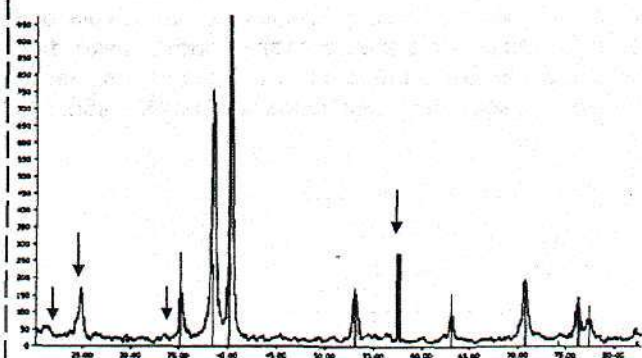


Рисунок 10. Рентгенограмма композиционного слоя

кой формуле $\text{Ca}_9(\text{PO}_4)_2\text{OH}$. В картотеке ASTM близкой по составу к формуле гидроксилатапатита является формула $\text{Ca}_9\text{HPO}_4(\text{PO}_4)_5\text{OH}$ (карточка № 46-0905). Линии рентгенограмм, отвечающие указанному веществу, на рисунке 10 обозначены стрелками. В случае наличия в имплантате костной ткани количество линий, отвечающих формуле $\text{Ca}_9\text{HPO}_4(\text{PO}_4)_5\text{OH}$ больше, однако данное вещество зафиксировано и в имплантате без остатков костной ткани. Данный результат свидетельствует о проникновении вещества состава $\text{Ca}_9\text{HPO}_4(\text{PO}_4)_5\text{OH}$ в глубокие слои имплантата. В таблице 3 представлена расшифровка рентгенограммы. В составе композиционного слоя присутствуют α-титан и соединение, отвечающее составу костной ткани. Результаты рентгеноструктурного анализа находятся в полном соответствии с результатами металлографического анализа. Приведенные материалы полностью доказывают формирование костного биометаллического композита в процессе остеоинтеграции имплантата. Результаты рентгеноструктурного анализа находятся в соответствии с результатами растровой микроскопии и металлографического анализа (табл. 3).

Таблица 3. Фазовый состав композиционного слоя

№ п/п	Фаза	Hkl	d, Å
1	$\text{Ca}_9\text{HPO}_4(\text{PO}_4)_5\text{OH}$	201	3,58
2	$\text{Ca}_9\text{HPO}_4(\text{PO}_4)_5\text{OH}$	202	2,69
3	α-Ti	100	2,55
4	α-Ti	002	2,34
5	$\text{Ca}_9\text{HPO}_4(\text{PO}_4)_5\text{OH}$	221	2,24
6	α-Ti	102	1,72
7	$\text{Ca}_9\text{HPO}_4(\text{PO}_4)_5\text{OH}$	442	1,58
8	α-Ti	110	1,47
9	α-Ti	103	1,33
10	α-Ti	112	1,25

Выводы

1. Методами металлографического анализа доказано заполнение как крупных, так и мелких пор объемной губчатой титановой структуры, использованной в виде вставок в эндопротезе тазобедренного сустава SLPS, биологической тканью на всю глубину вставки. Доля костной ткани составляет 19,3 % от площади шлифа.

2. Результаты энергодисперсионного и рентгеноструктурного анализа доказано, что в материале

биологической ткани композита присутствуют элементы, составляющие костную ткань человека.

Литература

1. Багаряцкий М. Рентгенография в физическом металловедении: Государственное научно-техническое изд-во литературы по черной и цветной металлургии, 1961. 368 с.
2. Виноград М.И. Неметаллические включения в шихтоподшипниковой стали. М.: Гос. научно-техн. изд-во лит-ры по черной и цветной металлургии, 1954. - 123 с.
3. Маслов А.П. Остеоинтеграция отечественного бесцементного эндопротеза тазобедренного сустава. // Здоровоохранение. - 2009. - №5. - С. 39-43.
4. Руцкий А.В., Маслов А.П. Биологическая интеграция эндопротеза тазобедренного сустава Руцкого. // Медицина. - 2001. - №4. - С. 34-35.
5. Руцкий А.В., Анисович А.Г., Румянцев И.Н., Маслов А.П. Исследование структуры биометаллического композита «костная ткань-губчатый титан» методами металлографического анализа. // Журнал Гродн. гос. мед. ун-та. - 2010. - №2. - С. 97-99.
6. Bloebaum R.D., Bachus K.N. et al. Postmortem analysis of consecutively retrieved asymmetric porous-coated tibial components. J. Arthroplasty. 1997 Dec.; 12(8):920-9.
7. Bobyn J.D., Stackpool G., Toh K-K. et al. Bone ingrowth characteristics and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial. J. Bone Joint Surg. 1999; 81-B:907-914.
8. Bobyn J.D., Poggie R.A., Krygier J.J. et al. Clinical validation of a structural porous tantalum biomaterial for adult reconstruction. J. Bone Joint Surg. Am. 2004;86-A Suppl. 2:123-9.
9. Ducheyne P., Martens M., De Meester P. et al. Skeletal fixation of implants by bone ingrowth into surface pores. Arch. Orthop. Trauma Surg. 1980; 97(2):111-6.
10. Engh C.A., Bobyn J.D., Glassman A.H. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. J. Bone Joint Surg. Br. 1987; 69:45-55.
11. Flecher X., Sporer S., Paprosky W. Management of severe bone loss in acetabular revision using a trabecular metal shell. J. Arthroplasty. 2008 Oct.; 23(7):949-55.

Annotation

Rutsky A.V., Anisovich A.G., Rumianceva I.N., Urban T.P., Maslov A.P.

THE INVESTIGATION OF THE BIOMETALLIC COMPOSITE «BONE TISSUE-SPONGE TITANIUM»

Three-dimensional porous titanium inserts from removed well integrated cementless hip endoprotheses SLPS were investigated by methods of metallographic analysis. Characters of ingrowth biological tissue were evaluated using X-ray diffraction analysis and scanning electron microscopy. It was proved that after implantation of the endoprosthesis with three-dimensional porous titanium inserts biometallic composite «bone tissue-spongy titanium» is formed along the whole extent of spongy structure.

Key words: hip replacement, osseointegration, spongy titanium, metallography.

Поступила 2.09.2010 г.