

А.А. МАМАЕВА<sup>1\*</sup>, Ю.П. ШАРКЕЕВ<sup>2\*</sup>, А.В. ПАНИЧКИН<sup>1</sup>, Р.К. АУБАКИРОВА<sup>1</sup>,  
К.С. КУЛЯШОВА<sup>2</sup>, Ю.А. ГЛУШКО<sup>2</sup>, Л.У. АМАНЖОЛОВА<sup>1</sup>, Б.Б. КШИБЕКОВА<sup>1</sup>.

<sup>1</sup>АО «Центр наук о Земле, металлургии и обогащения», Алматы, \*ak78@mail.ru

<sup>2</sup>Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, Томск, Россия, \*sharkeev@ispms.tsc.ru

## ИК – ФУРЬЕ СПЕКТРОСКОПИЧЕСКИЕ И СТРУКТУРНО-ФАЗОВЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПОКРЫТИЯ ГИДРОКСИАПАТИТА НА ТИТАНОВОЙ ПОДЛОЖКЕ BT1-0

Методом высокочастотного магнетронного распыления получены кальцийфосфатные покрытия на подложке титане BT1-0. Морфология поверхности, фазовый и элементный состав покрытий исследованы методами сканирующей электронной микроскопии, энергодисперсионного рентгеновского анализа, инфракрасной спектроскопии. Установлено, что в зависимости от мощности разряда и температуры изотермического отжига, образуются молекулярные связи, типичные для гидроксиапатита, сопровождающиеся изменениями фазового и элементного составов. Увеличение мощности разряда до 250 Вт позволяет получить более толстые и плотные покрытия и способствует образованию аморфной фазы в более высокой концентрации - выше 20 %. Соотношение аморфной и кристаллической фаз определяет долговременную прочность покрытий.

**Ключевые слова:** высокочастотное магнетронное распыление, биосовместимость, гидроксиапатит, кальцийфосфатное покрытие, инфракрасная спектроскопия, титан

**Введение.** В современной медицинской практике для исправления дефектов костной основы или замены поврежденных участков ткани используются имплантаты из титана и титановых сплавов. Однако применение имплантатов со значительным различием физико-химических и механических свойств сплава и костной ткани вызывает активное отторжение у организма и осложнения в лечении. Для уменьшения отрицательного влияния этих факторов необходимо создать между костью и имплантатом переходную зону которая, наряду с прочной связью с материалом имплантата, должна иметь приемлемую для организма макро и микроструктуру. Такая зона, для эффективной приживляемости имплантатов, должна быть в виде покрытия, с определенными фазовыми составами, пористостью и развитой морфологией.

При выборе материалов для изготовления имплантатов, формирования покрытия, интерес представляют кальцийфосфатные покрытия. С увеличением толщины кальцийфосфатного покрытия (в диапазоне до 100 мкм) возрастает его биоактивность, способность к остеоиндукции и остеокондукции, однако при этом падает его механическая прочность. В связи с этим разработка методов формирования тонких биопокрытий, оптимально сочетающих биоактивность и механическую прочность, является актуальной задачей медицинского материаловедения. В качестве материала для

получения биопокрытий на металлических имплантатах для стоматологии и ортопедии традиционно используют гидроксиапатит (ГА) –  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , который является основным минеральным компонентом костной ткани.

Основными методами, используемыми в настоящее время для формирования биосовместимых покрытий на медицинских материалах, являются: плазменное напыление [1], микродуговое оксидирование [2], а также методы, основанные на кристаллизации покрытий из различных растворов [3]. Каждый из перечисленных методов имеет свои ограничения: например, плохая адгезия покрытий к подложке, невозможность регулировать их элементный состав, ограниченность в выборе материала подложки для формирования покрытия.

Выбор метода высокочастотного (ВЧ) магнетронного напыления [4–6] для получения покрытий на имплантатах обусловлен тем, что ГА является диэлектриком, который можно эффективно распылять только на высокой частоте. Метод магнетронного напыления является гибким, позволяющим варьировать элементный состав покрытия путём изменения состава исходной мишени для распыления, или параметров напыления (мощность разряда, рабочий газ и др.)

**Материалы и методы исследования.** В качестве подложки был выбран титан марки

BT1-0 с химическим составом Ti- 99.45, Fe-0.25, Si-0.1, O-0.2. Мишенью являлся порошкообразный гидроксипатит дисперсностью <63 мкм, которую готовили путем прессования и последующего спекания на воздухе при температуре 1100°C в течение 1ч.

Для нанесения тонких кальций-фосфатных (КФ) покрытий использовали установку (ИФПМ СО РАН), в вакуумной камере которой размещен высокочастотный магнетронный источник (5.28МГц) с предельным давлением в камере  $5 \cdot 10^{-4}$  Па. Рабочим газом являлся Ar – при давлении  $3 \cdot 10^{-1}$  Па. Формирование покрытий происходило при высокочастотной мощности разряда 100Вт, 150Вт, 200Вт, 250 Вт. Расстояние от мишени до образцов составляло 40 мм, время напыления 3 ч. Напыления производили на горизонтально расположенные пластинки титана, при этом самопроизвольно наносились и на боковые грани пластин. Это объясняется тем, что в скрещенных электрических и магнитных полях заряженная частица одновременно участвует в различных движениях, скорость которой зависит от массы и заряда частицы, и при больших неровностях на подложке проявляется «теневой эффект».

Изучение морфологии поверхности проводилось методом сканирующей электронной микроскопии на микроскопе JXA-8230 (JEOL) при ускоряющем напряжении 20кВ и токе электронного пучка до 7 нА. Для всех участков образцов, выбранных для растрово-электронно-микроскопического (РЭМ) исследования применялся режим обратнорассеянных электронов (COMPO).

ИК – Фурье спектроскопические исследования проводили на спектрометре Nicolet Avatar 370 CsI в диапазоне 4000-400  $\text{см}^{-1}$ . Для проведения экспериментов использовали приставку Smart Specul ATR.

Рентгенофазовый анализ проводили на дифрактометре D8 Advance (BRUKER), излучение  $\alpha$ -Cu.

Морфологию и топографию поверхности исследовали на атомно-силовом микроскопе (АСМ).

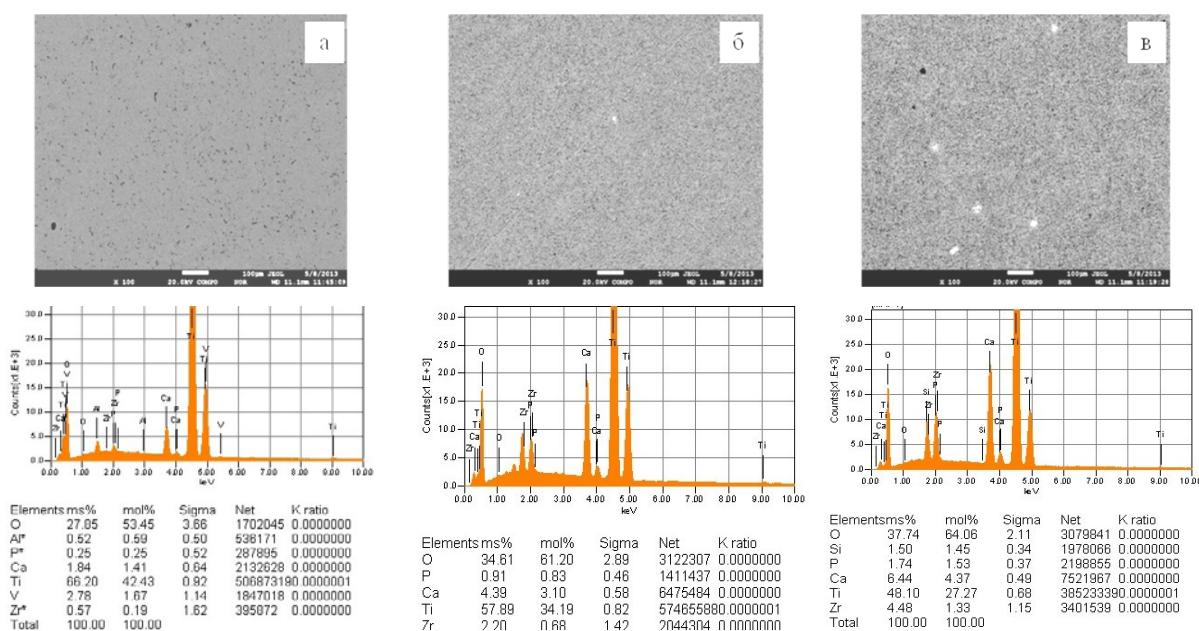
**Обсуждение результатов.** Основными факторами, влияющими на структуру магнетронного ГА покрытия, степень его кристалличности являются температура подложки, энергия налетающих частиц, рабочее давление в камере и состав рабочих газов или смеси газов [7,8]. Степень кристалличности покрытия при необходимости можно повысить последующей термической обработкой образцов.

Визуально поверхность покрытий на металлических образцах, сформированная методом ВЧ магнетронного распыления, получалась плотной, не содержащей видимых дефектов, (раковин, отслоений, вздутий, трещин и сколов). Нанесенные покрытия были однородны по цвету (тёмно-зеленые с фиолетово-красным отливом) и повторяли рельеф поверхности подложки. На рисунке 1 показана поверхность образца после магнетронного напыления и спектры, полученные методом энергодисперсионной спектроскопии (ЭДС). Согласно ЭДС спектрам (рисунок 1 а, б, в) покрытия состоят из кальция, фосфора и кислорода, что свидетельствует о наличии кальцийфосфатного слоя на поверхности подложки, и основного элемента подложки - титана. ЭДС – картирование обнаружило неодинаковое распределение основных элементов покрытия - Ca, P, O по поверхности. С увеличением времени напыления однородность покрытия возрастает.

Установлено, что с увеличением мощности разряда в элементном составе покрытия растёт концентрация Ca, P, O и снижается содержание материала Ti подложки. Напыление как при низком значении мощности разряда (100Вт), так и при увеличении его до 250Вт позволяет получать покрытия со структурой ГА. Время напыления (до 180 мин) при различных мощностях было одинаковым. Степень кристалличности покрытий увеличивается с повышением мощности разряда, появляются интенсивные рефлексы ГА и уменьшение молярного соотношения титана. Если при мощности разряда 100Вт (рисунок 1а) молярное содержание основных элементов составляло Ti-42,4%; Ca – 1,41%; P – 0,25% соответственно, то при мощности разряда 250Вт (рисунок 1в) молярное содержание основных элементов составляет Ti-27,3%; Ca – 4,37%; P – 1,53%.

Как показано на рисунке 2 в поверхностном слое образцов, исследованных в геометрии GR (Grazing-конфигурация на скользящем пучке), при угле скольжения  $\varphi=2^\circ$  наблюдается лишь основная кристаллическая фаза титана, фаза кальцийфосфата не обнаружена, имеются лишь его незначительные следы.

Исследования объемной (В-В) и поверхностной (GR) характеристик структурного состояния и состава образцов Ti с нанесенными покрытиями при записи дифрактограмм в геометрии Брегга–Брентано (ВВ), кроме дифракционных рефлексов кристаллического титана, показали следы фазы



а-100 Вт, б-200 Вт, в-250 Вт

Рисунок 1 – РЭМ изображение поверхности титановой подложки после напыления ГА при различной мощности разряда

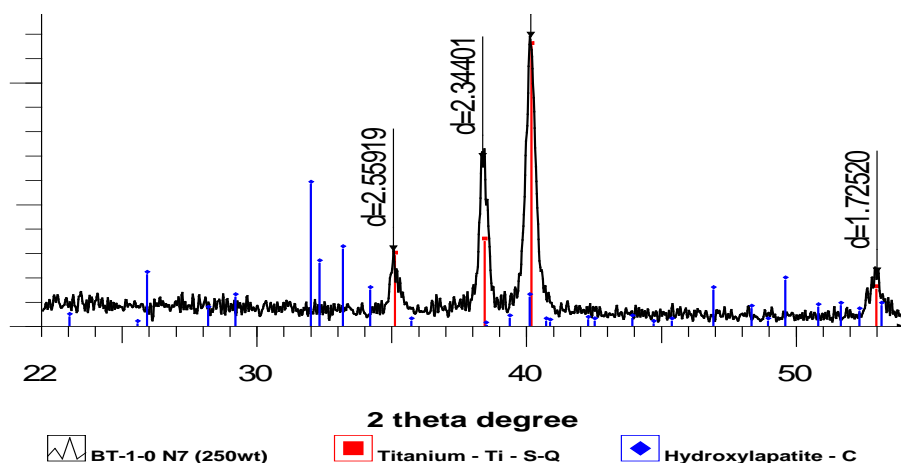


Рисунок 2 – Дифрактограмма поверхностного слоя при скользящем пучке при ВЧ напылении

рутила  $\text{TiO}_2$ , тогда как при скользящем облучении поверхности образца (GR – Grazing-конфигурация, угол скольжения  $\varphi=2^\circ$ ) кристаллические фазы, кроме титана, в приповерхностном слое не обнаружены. Соотношение кристаллических и аморфных фаз в приповерхностном слое при скользящем облучении поверхности образцов приведено в таблице 1. Тем не менее, исследования ИК –

поглощения покрытий показывают присутствие в них молекулярных связей, типичных для ГА при ВЧ напылении с мощностью разряда 150, 200 и 250 Вт (рисунок 3). Согласно полученным ИК-спектрам отражения установлено присутствие в поверхностном слое покрытия гидроксильных групп, полиэдров  $[\text{PO}_4]^{3-}$  и метиленовых групп  $\text{CH}_2$  алифатических углеводов [9].

Таблица 1 - Соотношение кристаллических и аморфных фаз в покрытии на титановой подложке

Характеристика пробы	Содержание % кристаллической фазы	Содержание % аморфной фазы
облучение с мощностью 200Вт	78,1	21,9
облучение с мощностью 250Вт	74,9	25,1

Отмечается варьирование значений волнового числа для максимума полосы поглощения валентных колебаний  $\nu_{OH}$ , а именно: 3564, 3565, 3543  $\text{см}^{-1}$ , которые характеризуют гидроксильные группы минерала типа гидроксиапатита –  $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$  и увеличение интенсивности этой полосы, выраженное в единицах Кубелка-Мунк, в ряду проб с различной мощностью облучения (0,4178, 0,852, 1,453).

На рисунке 4 приведён ИК-спектр отражения поверхности пластины на участке спектра 1350–400  $\text{см}^{-1}$ . Структура покрытия в данном случае соответствует частично дегидратированному ГА с химической формулой  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . В спектрах проб с различной мощностью разряда отмечается увеличение интенсивности поглощения в диапазоне проявления характеристических колебаний полиэдров  $[\text{PO}_4]_3^-$  – что, вероятно, вызвано более высоким значением толщины слоя покрытия. Изменяется контур спектральной кривой, симбатно с увеличением

полосы поглощения валентных колебаний  $\nu_{OH}$  растёт интенсивность поглощения вблизи волнового числа 1003  $\text{см}^{-1}$ , на поверхности явно доминирует фаза типа брусита –  $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$  – 3543, 1114, 1003, 610, 592  $\text{см}^{-1}$  [10–12].

Появление в спектре полосы поглощения либрационных  $\nu_L \text{H}_2\text{O}$  колебаний молекул воды с максимумом при волновом числе 767  $\text{см}^{-1}$ , вероятно, свидетельствует о гидратировании покрытия молекулами воды (возможно межслоевыми), не входящими в структуру фосфатов.

В результате проведённого анализа поверхности металлических пластин методом инфракрасной спектроскопии установлено возможное присутствие в составе покрытия гидроксиапатита –  $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$  и брусита –  $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ . Корреляция между интенсивностью полос поглощения валентных колебаний  $\nu_{OH}$  и характеристических колебаний полиэдров  $[\text{PO}_4]_3^-$  может быть использована для ранжирования образцов по толщине слоя покрытий.

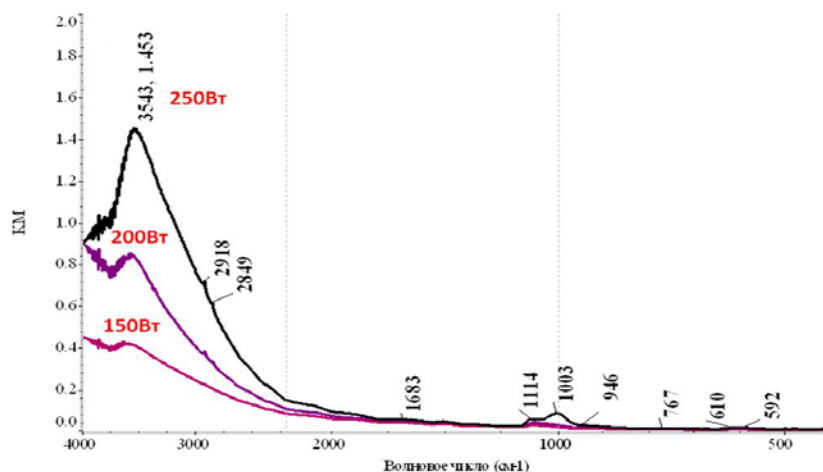


Рисунок 3 – ИК спектры отражения покрытий, сформированных методом ВЧ магнетронного распыления с различной мощностью разряда

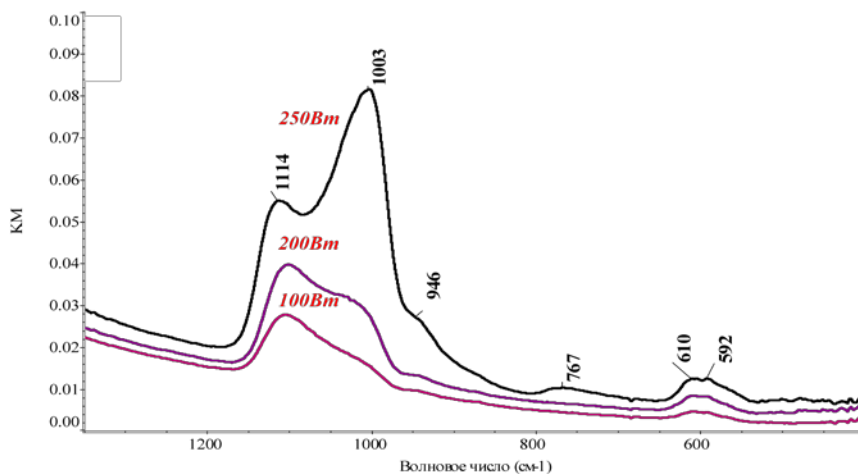


Рисунок 4 – Сопоставление ИК- спектров отражения покрытий на участке 1350–400  $\text{см}^{-1}$  при ВЧ напылении с различной мощностью разряда.

Тот факт, что значение максимума полосы поглощения валентных колебаний  $\nu_{OH}$  определяется количественным составом покрытия, может быть использован для контроля качества покрытия в процессе напыления.

АСМ изображение (рисунок 5) покрытия ГА показывает, что поверхность титановой подложки состоит из многочисленных сферических агрегатов различных размеров от 1 нм до 3 нм, некоторые из них были гораздо меньше. Каждый сферический агрегат, в свою очередь, состоит из многочисленных зерен.

Титановые образцы после напыления подвергались термообработке в условиях изотермической выдержки 1 ч в среде Ar – при

давлении  $3 \cdot 10^{-1}$  Па, при температурах от 600 до 1200°C с целью исследование влияния взаимодействий в системе ГА-Ti.

Показано, что при увеличении температуры до 700°C с изотермической выдержкой 1 час покрытие претерпевает незначительные изменения. При съемке с размером кантеливера 6x6 нм (рисунок 6) наблюдается неравномерное распределение выпуклых частиц на поверхности, которые содержат еще более мелкие сферические агрегаты внутри. При увеличении температуры отжига до 800°C с выдержкой 1 час на поверхности покрытия можно увидеть равномерную субзернистую структуру с мелкими частицами (рисунок 7).

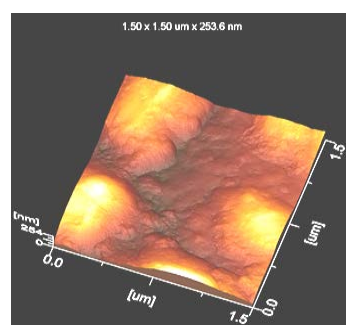
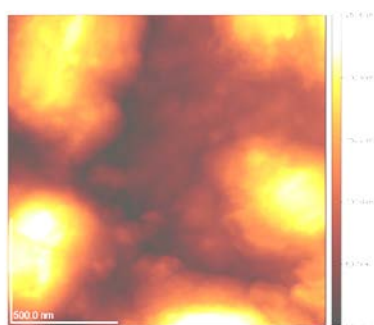


Рисунок 5 – Морфология и профиль исходного образца после напыления ГА на поверхности титановой подложки с продолжительностью выдержки 3 ч при мощности разряда 150Вт

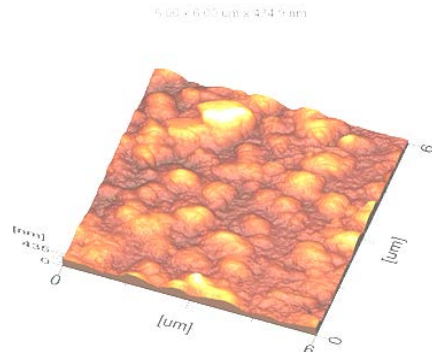
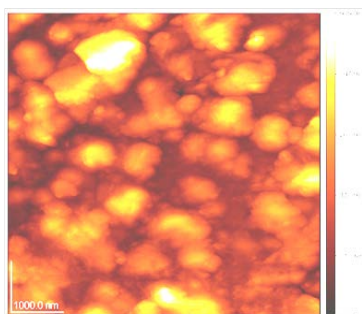


Рисунок 6– Морфология поверхности образца и профиль рельефа при изотермическом отжиге в течение 1 ч при 700°C

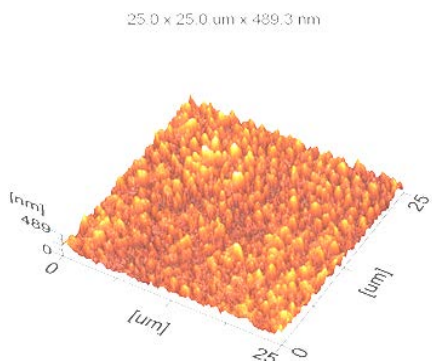
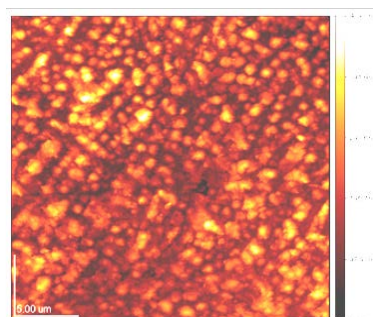


Рисунок 7 – Морфология поверхности образца и профиль рельефа при изотермическом отжиге в течение 1 ч при 800°C



Микроструктура поверхности (рисунок 8а) показывает следующие изменения. Если при температуре 700°C покрытие состоит в основном из мелких продолговатых частиц, то при увеличении температуры до 900°C с выдержкой 1 час наблюдается (рисунок 8 б) сморщенная, местами выпуклая структура, внутри которой имеются мелкие трещинообразования. Дальнейшее увеличение температуры до 1000°C приводит к деградации пленки ГА (рисунок 8 в).

На рентгенограмме после отжига образца при температуре 700°C с изотермической выдержкой 1 час (рисунок 9) присутствуют максимумы, характерные для гексагональной модификации титана и размытое гало в области

31.4°, присущее ГА, а также рефлексы, характерные для рутила  $\text{TiO}_2$ , что свидетельствует о дальнейшем окислении. Этот эффект объясняется высокой активностью к окислению титана, который взаимодействует с ОН-группами, содержащимися в ГА. Никаких рефлексов, относящихся к другим Са-Р соединениям (трикальцийфосфат, тетракальцийфосфат и т.д.) или СаО, не обнаружено.

При температуре 1000°C и выдержке в течение 1 часа (рисунок 10) видны некоторые характерные линии соединения кальция фосфата  $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$  и титан фосфата  $\text{Ti}_9\text{P}_7\text{O}_{35}$ , гидратные фосфаты гидрата титана  $\text{Ti}(\text{HPO}_4)_2 \cdot 0.5\text{H}_2\text{O}$ .

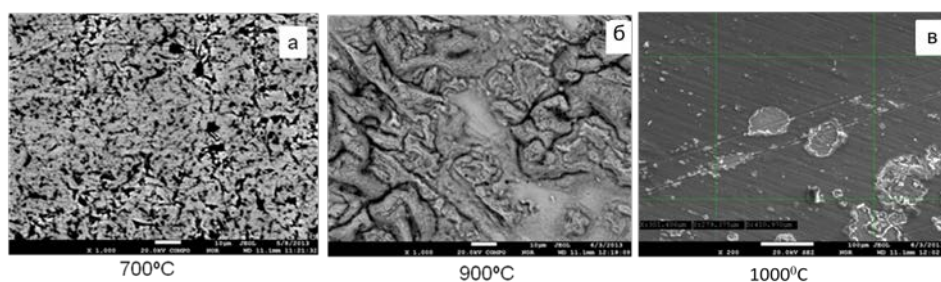


Рисунок 8 – Микроструктура поверхности в обратнорассеянных электронах

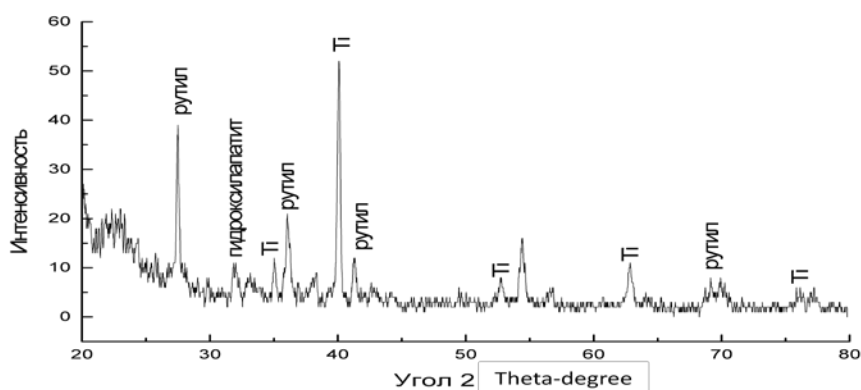


Рисунок 9 - Рентгенограмма покрытия после отжига образца при температуре 700С. и выдержке 1 ч

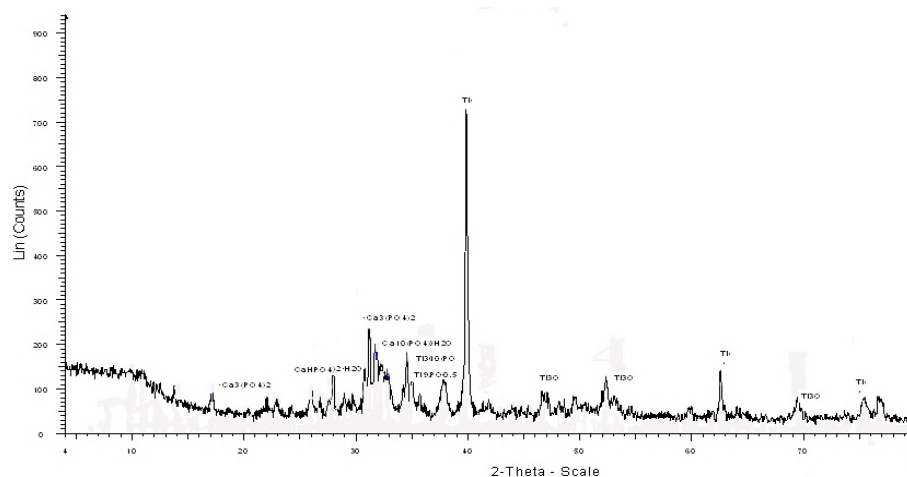


Рисунок 10 - Рентгенограмма покрытия после отжига образца при температуре 1000°C. и выдержке 1 ч

На рентгенограмме исходной смеси видно взаимодействие ГА с титаном при температуре 1000°C с выдержкой 1 час, основной пик Ti около 40° смещается в сторону меньших углов и его положение становится характерным для субоксида титана Ti<sub>2</sub>O. Гало при 31-34° превращается в характерный для кристаллического ГА квадруплет.

**Выводы.** Установлено, что при высокочастотном магнетронном распылении на поверхности титановой подложки образуются соединения, молекулярные связи которых типичны для гидроксиапатита. Параметры спектральных линий (амплитуда, ширина на полувысоте) в покрытии отличаются от соответствующих параметров ГА, что вызвано изменением связей в окружении ионов PO<sub>4</sub><sup>3-</sup> в составе элементарной ячейки и ориентации кристаллитов в составе покрытия.

Показано, что структурно-фазовые изменения определяются как мощностью ВЧ – разряда, так и температурой отжига.

Выявлено, что наиболее эффективным режимом высокочастотного магнетронного распыления для получения более плотных, толстых и равномерных ГА покрытий является мощность разряда 250Вт, с продолжительностью распыления 3 часа.

Установлено, что при увеличении температуры отжига до 900°C покрытия ГА претерпевают значительные изменения: образуется сморщенная выпуклая структура, внутри которой развиваются мелкие трещины, при дальнейшем увеличении температуры до 1000°C происходит деградация пленки ГА, при этом формируются фазы: гидроксиапатит – Ca<sub>5</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>3</sub>OH, брусит – CaHPO<sub>4</sub>·2H<sub>2</sub>O, кальцийфосфат – Ca<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub> и титанфосфат – Ti<sub>9</sub>P<sub>7</sub>O<sub>35</sub>.

#### ЛИТЕРАТУРА

- 1 Sun L., Berndt C.C., Gross K.A., Kucuk A. Material Fundamentals and Clinical Performance of plasma sprayed hydroxyapatite coatings //J. Biom. Mater. Res.–2001.–V. 58. – P. 570–592.
- 2 Zamoume O, Thibault S, Regnie G, Mecherri MO, Fiallo M, Sharrock P. Macroporous calcium phosphate ceramic implants for sustained drug delivery// Mater Sci Eng. –V 289. –2011. –P.1352.
- 3 Inagaki M, Yokogawa Y, Kameyama T Apatite/titanium composite coatings on titanium or titanium alloy by RF plasma-spraying process //Thin Solid Films. -2001. - V 386, Is. 2. - P. 222–226.
- 4 Euler A., Santosa M., Simona V., Mateescuc M., Faerberb J., Acostab M., Pelletierd H., Anselmec K. Physical–chemical and biological behavior of an amorphous calcium phosphate thin film produced by

RF-magnetron sputtering // Materials Science and Engineering. 2012.–V. 32, Is. 7. – P. 2086–2095.

5 Штанский Д.В., Глушакова Н.А., Башкова И.А., Харитоновна М.А., Мойжесс Т.Г., Шевейко А.Н., Кирюханцев Корнеев Ф.В., Петржик М.И., Левашов Е.А., Rossi F. Новые биосовместимые покрытия трибологического назначения для медицины //Известия вузов. Сер. Цветная металлургия. – 2004. –№ 6. – С. 66–74.

6 Surmenevaa M. A., Chaikinab M. V., Zaikovskiy V.I., Pichugina V. F., Bucked V., Prymake O., Epplee M., Surmenev R.A.. The structure of an RF-magnetron sputter-deposited silicate-containing hydroxyapatite-based coating investigated by high-resolution techniques //Surface and Coatings Technology. –2013. - V. 218. –P. 39–46.

7 Zhaoa G., Xiaa L., Wena G., Songa L., Wanga X., Wub K. Microstructure and properties of plasma-sprayed bio-coatings on a low-modulus titanium alloy from milled HA/Ti powders // Surface and Coatings Technology. –2012.- V 206, Is. 23. —P. 4711–4719.

8 Yonggang Y., Wolke J.G. Preparation and characterization of RF magnetron sputtered calcium pyrophosphate coatings//J. Biomed. Mater. Research. – 2006.–V.76A.–P.744–752.

9 Накамото К. Инфракрасные спектры неорганических и координационных соединений. – М.:Мир.,1966 – 412 с.

10 Казицына Л.А., Куплетская Н.Б. Применение УФ-, ИК- и ЯМР- спектроскопии в органической химии. –М.:Высшая .школа.,1971.–.264 с.

11 Farmer V.C. The Infrared Spectra of minerals. - London,1974. – P.539.

12 Minerals HR (600 spectra). Thermo Fisher Scientific Inc. for Nicolet FT-IR. – 2008.

#### REFERENCES

- 1 Sun L., Berndt C.C., Gross K.A., Kucuk A. J. Biom. Mater. Res., **2001**, 58, 570–592.(in Eng.).
- 2 Zamoume O, Thibault S, Regnie G, Mecherri MO, Fiallo M, Sharrock P. Mater Sci Eng., **2011**, 289, 1352. (in Eng.).
- 3 Inagaki M., Yokogawa Y., Kameyama T. Thin Solid Films. **2001**, 386, 2, 222–226. (in Eng.).
- 4 Euler A., Santosa M., Simona V., Mateescuc M., Faerberb J., Acostab M., Pelletierd H., Anselmec K. Materials Science and Engineering, **2012**, 32, 7, 2086–2095. (in Eng.).
- 5 Shtanskij D.V., Glushakova N.A., Bashkova I.A., Haritonova M.A., Mojzhess T.G., Shevejko A.N., Kirjuhancev Korneev F.V., Petrzhik M.I., Levashov E.A., Rossi F. Izvestiya vuzov. Ser. Tsvetnaya metallurgiya. **2004**, 6, 66–74. (in Russ.).
- 6 Surmenevaa M. A., Chaikinab M. V., Zaikovskiy V.I., Pichugina V. F., Bucked V., Prymake O., Epplee M., Surmenev R.A.. Surface and Coatings Technology, **2013**, 218, 39–46. (in Eng.).
- 7 Zhaoa G., Xiaa L., Wena G., Songa L., Wanga X., Wub K. Surface and Coatings Technology, **2012**, 206, 23, 4711–4719. (in Eng.).

8 Yonggang Y., Wolke J.G. *J. Biomed. Mater. Research*, **2006**, 76A, 744–752. (in Eng.).

9 Nakamoto K. *Infrakrasnye spektry neorganicheskikh i koordinacionnykh soedinenij M.*, Mir, **1966**, 412. (in Russ.).

10 Kazicyna L.A., Kupletskaja N.B. *Primenenie*

*UF, IK, i YaMR spektroskopii v organicheskoy khimii*, M.: V.Sh., **1971**, 264. (in Russ.).

11 Farmer V.C. *The Infrared Spectra of minerals, London*, **1974**, 539. (in Eng.).

12 HR Minerals (600 spectra). Thermo Fisher Scientific Inc. for Nicolet FT-IR, **2008**. (in Eng.).

### **Түйіндеме**

Жоғары жиілікті магнетронды тозаңдау әдісімен VT1-0 титан бетінде кальцийфосфатты жабын қабаты алынды. Инфрақызыл спектроскопия, энергиядисперсті рентген, электронды микроскопия әдістерімен беткі қабаттың фазалық және элементтік құрамы мен құрылысы зерттелінді. Жоғары жиіліктегі разрядтың қуаттылығы мен күйдіру температурасына байланысты гидроксиапатитқа тиесілі фазалық және элементтік құрамының өзгеруіне қарай молекулярлы байланыс орнайтындағы бекітілінді. Разряд қуаттылығын 250 Вт дейін жоғарылату беткі қабаттың біртекті, қалыңырақ болуына және аморфты фазаның концентрациясын 20% дейін көбеюіне септігін тигізеді. Аморфты фаза мен кристаллитті фазаның арақатынасы жабын қабатының ұзақ уақытқа беріктілігін анықтайды.

**Түйін сөздер:** жоғары жиілікті магнетронды тозаңдау әдісі, биосәйкестік, гидроксиапатит, кальцийфосфатты жабын қабаты, инфрақызыл спектроскопия, титан

### **Summary**

Calcium phosphate coatings on the titanium VT1-0 substrate were obtained by high-frequency magnetron sputtering technique. Surface morphology, phase and elemental composition of the coatings were investigated by scanning electron microscopy, energy dispersive X-ray analysis and infrared spectroscopy. It was found that depending on the discharge power and isothermal annealing temperature, molecular bonds are formed, typical for hydroxyapatite, accompanied by changes in the phase and elemental composition. Increase of discharge power up to 250 watt provides a denser and thick coating and promotes the formation of amorphous phase in the higher concentration – more than 20%. The ratio of the amorphous and crystalline phases determines the long-term strength of the coatings.

**Keywords:** high-frequency magnetron sputtering, biocompatibility, hydroxyapatite, calcium phosphate coating, IR- spectroscopy, titanium

*Поступила 26. 09. 2013.*