

Заключение

Представленная работа посвящена изучению возможностей визуализации подкожного кровеносного русла в ближней инфракрасной области спектра. Теоретические и экспериментальные исследования позволили определить спектральные характеристики излучения, при которых подкожные кровеносные сосуды наблюдаются наиболее отчетливо. Максимальный контраст в ИК-изображении получен для условий освещения 880/50 и 940/50 нм.

Список литературы:

1. *Barker N., Julin L.* Demonstration of superficial veins by infrared photography // Proc. Staff Mtgs. Mayo Clinic. 1934. Vol. 9. PP. 68-70.
2. *Payne R.* Infrared photography of the superficial venous system // Lancet. 1934. Vol. 226. PP. 235-236.
3. *Gibson H.* Medical infrared color photography // Vis. Med. 1967. № 2 (3). PP. 43-51.
4. *Gibson H.* Photography by Infrared. – John Wiley. NY. USA. 1978.
5. Оптическая биомедицинская диагностика. Учеб. пособие для вузов / Пер. с англ. под ред. В.В. Тучина. В 2 т. – М.: Физматлит, 2007. Том 1. 560 с. Т. 2. 368 с.
6. *Пушкарева А.Е.* Методы математического моделирования в оптике биоткани / Учеб. пособие. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. 103 с.

7. *Тихонов И.А., Спиридонов И.Н.* Инфракрасная визуализация кожных покровов // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. № 9. С. 26-32.
8. *Спиридонов И.Н.* Морфометрия сложноструктурированных медико-биологических изображений. Учеб. пособие по курсу «Автоматизированные системы в медико-биологических исследованиях». – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2003. 59 с.
9. *Papoulis A.* Probability, random variables, stochastic processes. – 3ed. MGH. 1991. P. 678.
10. *Гонсалес Р., Вудс Р.* Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2005. 1072 с.

Александр Александрович Таранов,
студент,

Александр Владимирович Колтаков,
аспирант,

Игорь Николаевич Спиридонов,
д-р техн. наук, профессор,

зав. кафедрой,
кафедра БМТГ,

Московский государственный технический
университет им. Н.Э. Баумана,

г. Москва,

e-mail: taransanya@mail.ru

В.Н. Лясников, А.В. Лясникова, А.В. Пивоваров, И.Н. Антонов, В.А. Папшев

ИССЛЕДОВАНИЕ СТРУКТУРЫ БИОКЕРАМИЧЕСКИХ ПОКРЫТИЙ, ПОЛУЧЕННЫХ ПЛАЗМЕННЫМ НАПЫЛЕНИЕМ ГИДРОКСИАПАТИТА СИНТЕТИЧЕСКОГО И БИОЛОГИЧЕСКОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ

Аннотация

Получены и исследованы покрытия на основе гидроксиапатита (ГА) биологического и синтетического происхождения. Проведен сравнительный анализ исходных порошков и покрытий различными методами. Изучены данные рентгенофазовых спектров, спектров комбинационного рассеяния (КР) и инфракрасного поглощения (ИК), изображения электронной растровой микроскопии и данные элементного состава. Обнаружено скопление наночастиц в форме гранецентрических стержней.

Наиболее перспективным синтетическим материалом в имплантологии является керамика на основе фосфатов кальция, поскольку ее химический и фазовый состав соответствует минеральному составу костной ткани. Биокерамика на основе ортофосфатов кальция прошла обширную клиническую апробацию во многих областях медицины. Внутрикостные имплантаты используются для устранения дефектов и повреждений костных структур черепно-лицевого скелета, опорно-двигательного аппарата, при зубопротезировании [1].

В медицине широко применяются также биокерамические покрытия на основе ортофосфатов кальция, нанесенные на поверхность имплантируемых металлических конструкций [2], [3]. При этом

металлический имплантат обеспечивает механическую прочность всей конструкции, а наружный слой биокерамики на основе ортофосфатов кальция – хорошую совместимость с живыми тканями.

Как показала практика, оптимальным методом нанесения биокерамических покрытий на внутрикостные имплантаты является плазменное напыление [4].

По данным рентгенодифракционного, инфракрасного и химического анализов плазменное напыление ГА-керамики приводит к образованию слоистого покрытия, имеющего различный кристаллический состав своих внутренних и внешних слоев. Это может влиять на стабильность, биоустойчивость и механические свойства керамических

материалов. В частности, если преобладают СаО, α , β -трикальцийфосфаты и тетракальцийфосфаты, то скорость резорбции будет более высокой [5].

Поэтому свойства конечного биокерамического покрытия будут существенно зависеть от его кристаллохимического состояния, определяемого условиями нанесения, природой и подготовкой исходного материала. Несмотря на довольно длительную историю исследований биокерамики из ортофосфатов кальция, эти научные и технологические проблемы остаются нерешенными до сих пор [6]-[8].

В представленной работе проведено исследование электроплазменных покрытий на основе порошков синтетического гидроксиапатита (ГА) с различными гранулометрическими размерами ($\Delta = 40, 70, 90$ мкм) и специально подготовленного ГА биологического происхождения. Исследовались и сравнивались ИК- и КР-спектры, дополненные спектрами рентгенофазового анализа РФА, исходных порошков и покрытий различного гранулометрического состава и происхождения. Идентифицировались характерные структурные фазы и полосы поглощения оксидов фосфора в спектрах, а также анализировались изменения спектральных полос. Исследовались изменения морфология и элементный состав поверхности покрытий, микро- и наноструктура внутренних слоев покрытий, граница раздела

между частицами и их элементный состав на поперечном сколе. Для получения скола покрытия наносились на подложки из керамики и ситалла.

Методика исследования

В качестве образцов для нанесения покрытий использовались подготовленные, разделенные по фракциям (40, 70 и 90 мкм) порошки гидроксиапатита синтетического (ГА-1), марки ВФС-42-2378-94 (ASTM-1185-80), и биологического (ГА-2) происхождения. Напыление на керамические пластины осуществлялось без создания подслоя, а при напылении на титановую подложку наносился подслоя из порошка титана марки ПТС (ТУ14-1-3086-80) дисперсностью 90 мкм. Для удаления влаги порошки ГА предварительно подвергались сушке и отжигу при 1000 °С в течение 30 мин. В качестве металлических подложек для напыления использовались пластины из титана ВТ1-00 (ГОСТ 19807-74) размером 8 × 8 мм и толщиной 2 мм. Перед использованием они подвергались воздушно-абразивной обработке электрокорундовым порошком с размером частиц 200...500 мкм, промывались и обезжиривались в ультразвуковой ванне «ПСБ-ГАЛС» (Россия) с этиловым спиртом. Поскольку на титановых пластинах не удавалось получить качественных поперечный скол, нами были использованы пластины из поликора и ситалла.

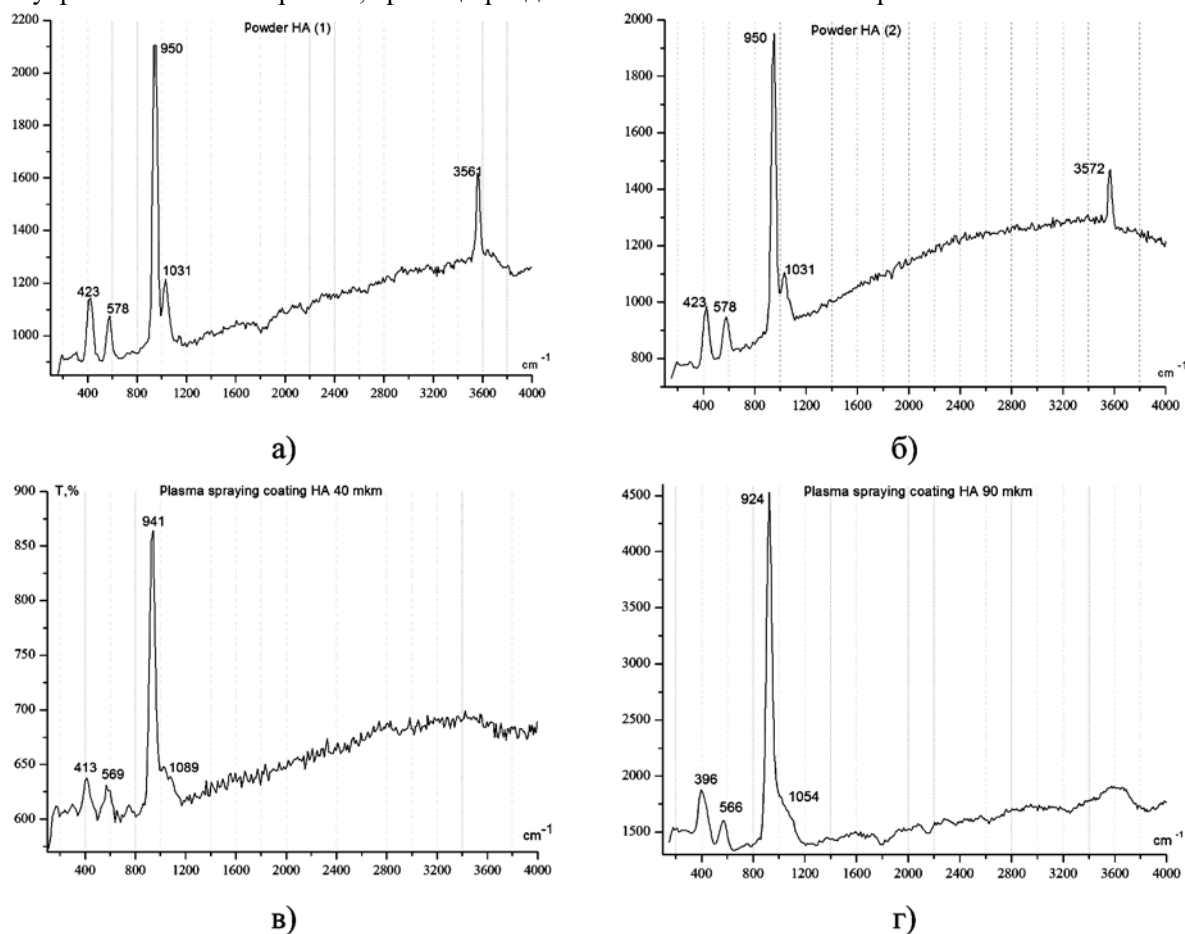


Рис. 1. КР-спектры ГА-покрытий и исходных порошков: а) порошок ГА (1); б) порошок ГА (2); в) плазменное покрытие ГА (1) с дисперсностью порошка 40 мкм; г) плазменное покрытие с дисперсностью порошка 90 мкм

Таблица 1

Частоты линий литературных и экспериментально полученных спектров ИК и КР ортофосфатов кальция

Моды колебаний	Фтор-апатит	Гидроксиапатит			Исходный порошок				Покрытие на титановой пластине						
					ГА-1		ГА-2		ГА-1-90		ГА-1-70		ГА-1-40		ГА-2
	ИК	ИК	КР	Эле-менты	ИК	КР	ИК	КР	ИК	КР	ИК	КР	ИК	КР	ИК
PO ₄ ³⁻ ν ₁ симмет-ричн. ва-лентные колебания	965	963	963	A _g E _{2g}	963	950	962	950		924		936		941	
PO ₄ ³⁻ ν ₂	432	433	430	E _{1g} A _g		423		423		396		423		413	
	449	448	446	E _{2g}	437		472								
			451	A											
PO ₄ ³⁻ ν ₃		1029													
	1034	1034	1034	E _{2g}		1031		1031							
	1042	1041	1042	E _{1g}											
Ассимет-ричн. ва-лентные колебания комплекс-ного иона (PO ₄) ³⁻	1053	1048	1052	A _g	1046		1048		1047	Пле-чо 1054	1048	1057	1048	1035	1053
	1061	1057													
		1064	1060	E _{2g}											
	1081	1077	1080	A _g	1091		1091		1090		1090		1090	1089	1089
PO ₄ ³⁻ ν ₄ ас-симетричн. деформац. колебания	581	580	580	E _{2g}	570	578	569	578	574	566	571	578	569	569	564
	592	591	592	E _{1g} A _g											
	608	607	608	A _g	602		603		601		603		601		603
	615	614	617	E _{2g}											
ОН ⁻ ν ₁ валентн. колебания	3540	3573			3571	3561	3570	3572							
ОН ⁻ дифор-мац. колебания					632		632		632						
					1580		1570		1600				1600		
					3450		3410		3447				3447		
					2350		2345		2360				2351		

Формирование покрытий проводилось способом электродугового плазменного напыления порошков титана и гидроксиапатита в воздушной среде с использованием полуавтоматической экспериментальной установки «ВРЕС 744.3227.001». В качестве транспортирующего и плазмообразующего газа применялся аргон при расходе 5...7 и 40...50 л/мин соответственно. Напыление титана и ГА производилось при токе плазменной дуги 500 А, напряжении дуги 30 В, дистанции напыления для титана 120 мм, дистанции напыления для ГА 90 мм. В камеру напыления титан подавался питателем вихревого типа, а ГА – инжекционно-вибрационным питателем типа Э1974 [9].

Исследования ИК-спектров проводились на спектрометре «Perkin Elmer Spectrum One» (США) в интервале 4000...400 см⁻¹. Образцы покрытий, снятые с подложки, прессовались с бромидом калия в таблетки толщиной до 1 мм.

Исследования КР-спектров проводились на спектрометре фирмы «NT-MDT» с использованием лазерного излучения с длиной волны λ = 473 нм. Спектр регистрировался в области основных колебаний 100...4000 см⁻¹ от отраженного сфокусированного лазерного луча с разных участков поверхности исследуемого образца.

Рентгеноструктурный фазовый анализ проводился на дифрактометре «ДРОН-4» (Россия) с ис-

пользованием рентгеновской трубки с кобальтовым анодом (Co-K_α излучение). Для анализа дифрактограмм использовалась база данных PCPDFWIN, v. 2.02, 1999, Международного центра по дифракционным данным (JCPDS).

Морфология напыленных покрытий, структура слоев и их элементный состав исследовались на сканирующем электронном микроскопе (СЭМ) «MIRA II LMU» фирмы «TESCAN» (Чехия) с приставкой ЭДС «Ynka Energy 350» при ускоряющем напряжении 20...30 кВ. Для исследования на образцы наносили тонкий проводящий слой золота (10...20 нм) методом магнетронного напыления. ЭДС-анализ проводили как по площади покрытия, так и в отдельных точках. При этом наличие тех или иных элементов определяли в пределах с элемента поверхности, не превышающего 1 мкм.

Результаты исследования и их анализ

Инфракрасный анализ и спектроскопия комбинационного рассеяния типовых образцов позволил получить их спектры с характерными пиками определенных частотных составляющих (рис. 1, 2). Условия регистрации спектров комбинационного рассеяния (КР) и инфракрасного поглощения (ИК) были следующими: спектры КР регистрировались методом отраженного от поверхности сфокусированного лазерного луча с размером пятна $d \approx 10$ мкм. Области для проведения регистрации выбирались визуально, без полного сканирования поверхности. Для регистрации ИК-спектров требовалось разрушение покрытия ГА и прессование его в таблетки с порошком из КВг.

Экспериментальные спектры КР представлены на рис. 1, а значения частот в максимумах КР-линий приведены в табл. 1. Как видно из спектрограмм, в напыленных образцах наблюдалась люминесценция, и при регистрации спектров на поверхности покрытия выбирались области слабо люминесцирующие по настройке на максимум линии КР с частотой 950 см^{-1} . В свою очередь, появление люминесцентной полосы (центров окраски) может нести полезную информацию о дефектах электронного характера, что требует дополнительного исследования и анализа.

Из таблицы видно, что полученные спектры исходного гидроксиапатита в основном совпадают с литературными данными, причем как по расчетным, так и по экспериментальным показателям [10]-[12].

В основном это спектральные полосы, имеющие несколько разрешенных и слабо разрешенных максимумов в диапазонах частот: $432...480 \text{ см}^{-1}$, отнесенных к деформационным колебаниям О-Р-О (ν_2) PO_4^{3-} -группы в ГА; $588...610 \text{ см}^{-1}$, отнесенных к деформационному колебанию О-Р-О (ν_4) PO_4^{3-} , а также группа максимумов в области $955...961 \text{ см}^{-1}$, отнесенных к симметричному (ν_1) и в области $1037...1076 \text{ см}^{-1}$ – к асимметричному (ν_3) валентному Р-О колебанию тетраэдрической PO_4^{3-} -группы в ГА.

В представленных экспериментальных ИК-спектрах порошков ГА наблюдаются линии характери-

стических валентных колебаний PO_4^{3-} – интенсивная полоса трижды вырожденных антисимметричных валентных колебаний ν_3 с максимумами $1048, 1090, 963 \text{ см}^{-1}$, а также структурированная полоса деформационных плоскостного и внеплоскостного колебаний PO_4^{3-} δ (О-Р-О) с максимумами 570 и 603 см^{-1} (рис. 1). Полосы поглощения в низкочастотной области 473 см^{-1} также связаны с деформационными колебаниями PO_4^{3-} в структуре кристалла.

В экспериментальных колебательных спектрах синтетического (ГА-1) и биологического (ГА-2) порошков наблюдается линия с частотой 3570 см^{-1} , которая относится к валентному колебанию О-Н-группы гидроксиапатита, а в ИК-спектрах дополнительно появляется линия трансляционно-либрационного колебания данной группы с частотой в максимуме 632 см^{-1} . Эти линии определяют степень монокристалличности ГА. В напыленном покрытии линии исчезают, что говорит о переходе гидроксиапатита в другую кристаллохимическую структуру ортофосфата кальция. Наблюдаемые полосы поглощения в области 3451 и 1631 см^{-1} отвечают также валентным и деформационным колебаниям кристаллизованной воды. Линия поглощения 2370 см^{-1} появляется в присутствии КВг.

Наблюдающаяся разница в положении максимумов при сравнении кристаллического порошка ГА и покрытия объясняется скорее присутствием нестехиометрической аморфной фазы. На это указывает и отсутствие максимумов 3571 и 632 см^{-1} , отвечающих деформационным колебаниям гидроксил-аниона в микрокристаллической структуре. Также отсутствуют в явном виде характерные четкие для ГА пики на участке $600...500 \text{ см}^{-1}$, а наблюдается широкий максимум, что может также свидетельствовать о наличии наряду с ГА других кальций-фосфатных фаз и потере монокристалличности. Широкая полоса малой интенсивности с максимумом $3400...3200 \text{ см}^{-1}$ относится к адсорбированным молекулам воды. Присутствие аморфного ГА подтверждается интенсивным пиком $\nu(\text{P-O}) = 960 \text{ см}^{-1}$ в спектре КР.

Следует отметить, что в пленках спектры КР в области частот $390...950 \text{ см}^{-1}$ дают разное значение частот как основного максимума (в порошке 950 см^{-1}), так и двух низкочастотных линий (в порошке 423 и 578 см^{-1}) в зависимости от места регистрации спектра на пленке. По-видимому, эта область чувствительна к кристаллохимическому составу образца в различных точках покрытия. Этот факт требует более детального исследования.

Уширение ИК-полос происходит из-за разупорядочения фосфатной матрицы и снижения ее кристалличности. Было установлено, что при изменении степени кристалличности наиболее значительно изменяются две полосы ИК-поглощения с максимумами 564 и 604 см^{-1} [13], [14]. При этом снижается значение так называемого параметра инфракрасного расщепления (далее – IRSF, IR Splitting Factor), согласно [15]. Поэтому без разложения спектра на элементарные составляющие IRSF мож-

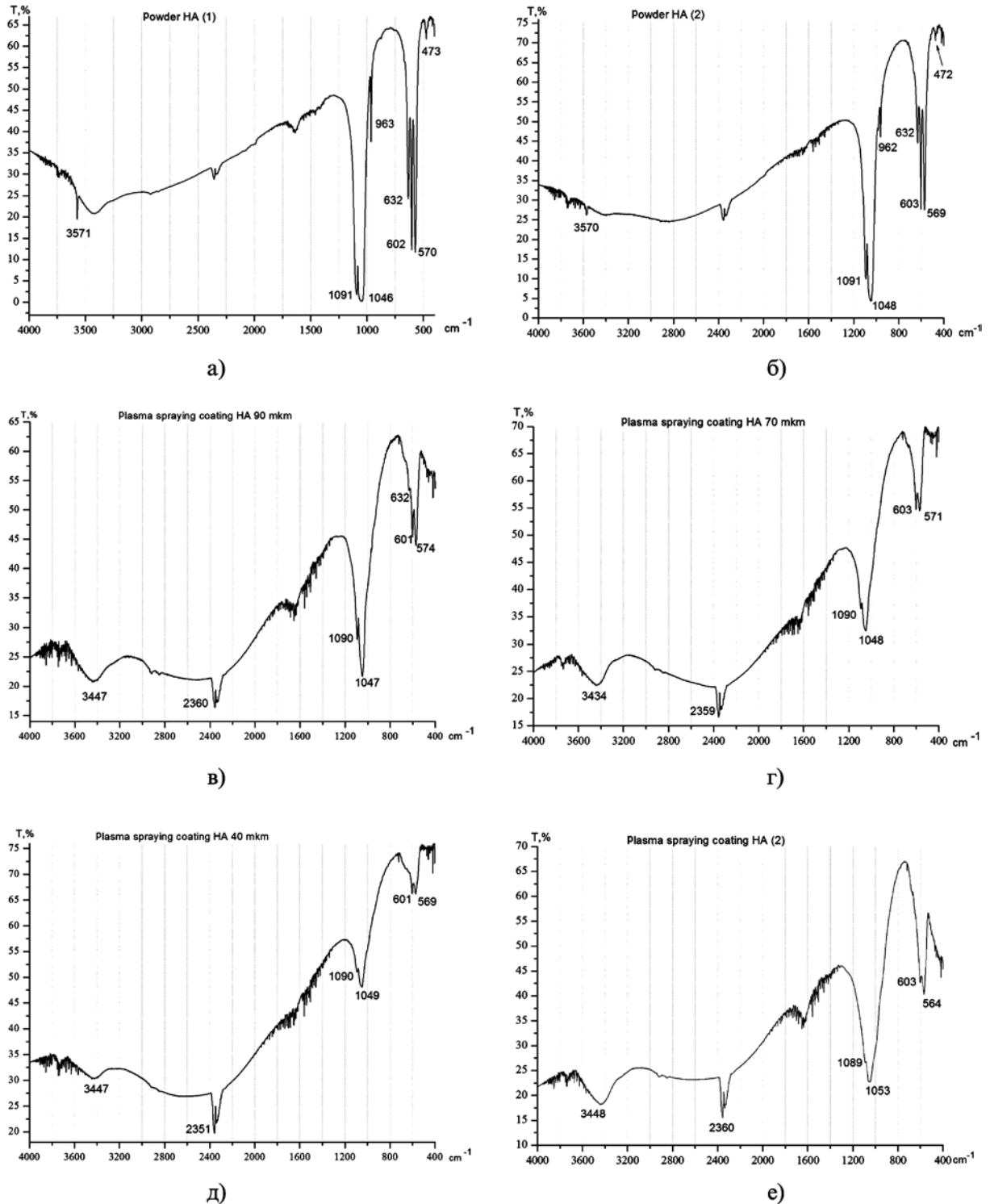


Рис. 2. ИК-спектры ГА-покрытий и исходных порошков: а) порошок ГА-1; б) порошок ГА-2; в) плазменное покрытие ГА с дисперсностью порошка 90 мкм; г) плазменное покрытие ГА-1 с дисперсностью порошка 70 мкм; д) плазменное покрытие ГА-1 с дисперсностью порошка 40 мкм; е) плазменное покрытие ГА-2 с дисперсностью порошка 90 мкм

но определить как отношение суммы интенсивностей в области максимумов 564 и 604 см⁻¹ к амплитуде «седловины» между ними: $IRSF = [I(564 \text{ см}^{-1}) + I(604 \text{ см}^{-1})] / I(584 \text{ см}^{-1})$. Оценка степени кристалличности в нашем случае дала следующий результат. Для исходных порошков ГА-1 и ГА-2 показатель IRSF оказался равным 4,68 и 4,57 отн. ед. соответственно. Для керамики, напыленной порошками 90 мкм, этот параметр составляет 2,96 (ГА-1) и 2,8 (ГА-2), 70 и 40 мкм, 2,52 и 2,61 мкм соответственно. Таким образом, при укрупнении размеров частиц порошка отмечается повышение кристалличности. Об этом говорят и экспериментальные исследования морфологии. Химический анализ ГА-порошков и покрытий показал, что приближенный состав к костной ткани имеет порошок ГА-2.

Рентгенофазовый анализ порошков и покрытий подтверждает, что во всех образцах присутствует фаза ГА, несмотря на практически полное отсутствие линий колебаний ОН-групп, входящих в структуру ГА, на спектрах ИК- и КР-покрытия

(рис. 3). Рентгенограммы покрытий характеризуются большой диффузностью, свидетельствующей о частичном разложении ГА с образованием СаО в процессе нагрева порошка в плазме выше температуры солидуса. Все это приводит к аморфизации покрытия. Если сравнивать спектры РФА по степени интенсивности пиков и величине аморфного гало, то можно предположить более высокую степень кристалличности покрытия биологического ГА.

Исследовалась морфология поверхности покрытий на титановой подложке из ГА-1 порошка, разделенного по фракциям 90, 70 и 40 мкм, а также покрытий, полученных из ГА-2 порошка фракции 90 мкм. Также исследовались покрытия, сформированные на подложках из ситалла и поликора, и их элементный состав. Значение топографии поверхности в проявлении материалами остеокондуктивных свойств подтверждается данными, полученными при использовании имплантатов со специально обработанной шероховатой поверхностью [16].

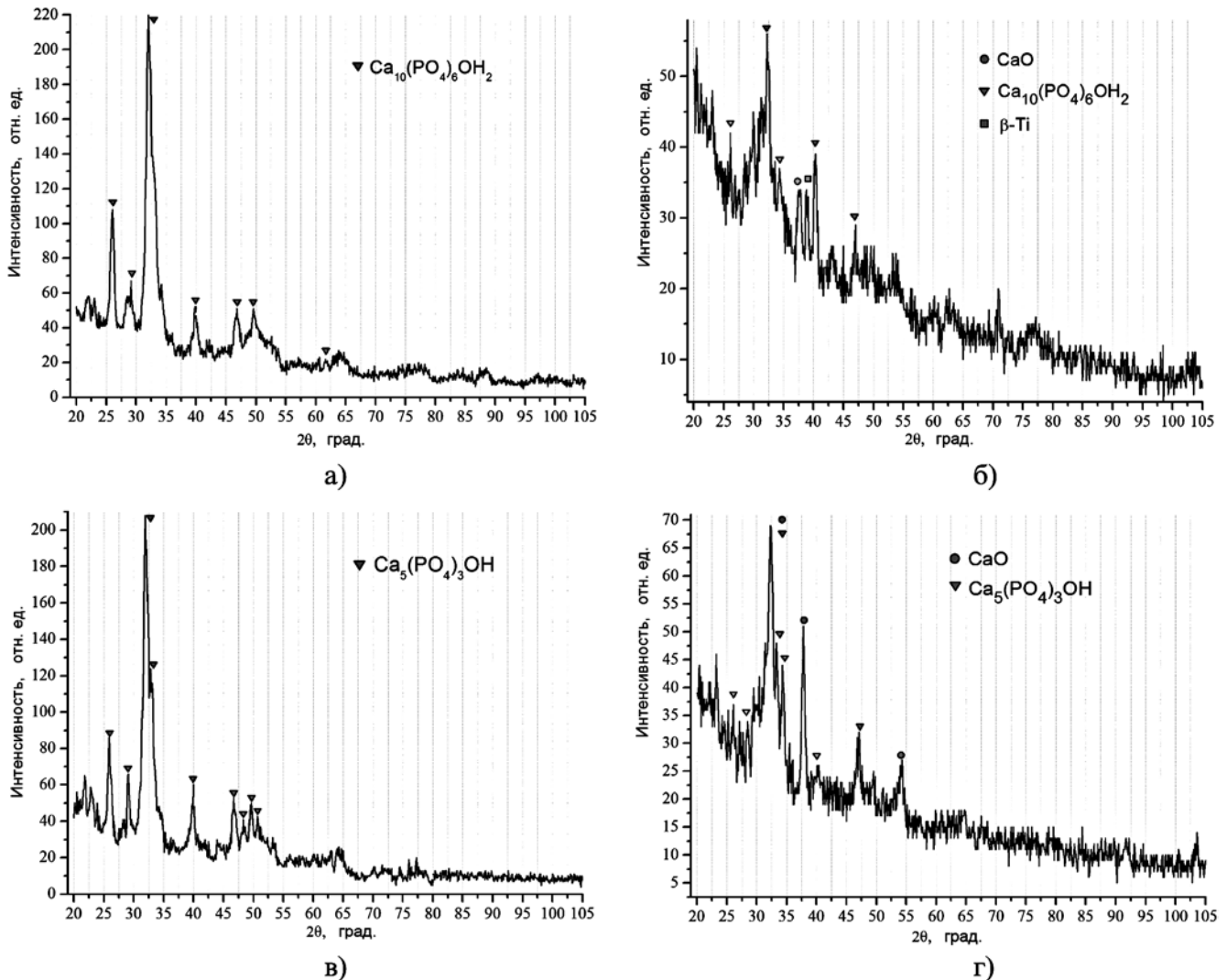


Рис. 3. Рентгенограммы исходных порошков ГА-1 (а) и ГА-2 (б), а также электроплазменных покрытий ГА-1 (в) и ГА-2 (г) с дисперсностью исходного порошка 90 мкм

Основой плазменного покрытия были расплавленные частицы с различным гранулометрическим составом исходного порошка (рис. 4). Частицы до 40 мкм полностью проплавляются в плазме и растекаются по подложке. Крупные частицы размером 70...90 мкм в потоке плазмы могут расплавиться не полностью, что определяется неоднородностью плазменного столба по температуре и размером частиц. На поверхности покрытия наблюдаются сложные структуры различной формы микронного размера (рис. 4, 5). Можно предположить, что такое разнообразие является следствием того, что окончание процесса в нашем эксперименте напыления осуществляется следующим образом: вначале отключается дуговой разряд, формирующий плазму, а затем прекращается подача порошка. Следовательно, часть порошка осаждается на поверхность непроплавленной. Сцепление этих частиц с поверхностью, вероятно, слабое.

Из рисунков видно, что морфология покрытия зависит от размеров напыляемых частиц. При размерах частиц до 90 мкм формируется покрытие со

сглаженной поверхностью и с большим количеством крупных, разрушенных в результате термоударного дробления агломератов в плазменном факеле. Химический анализ частиц на поверхности показал, что в разрушенных частицах присутствует большое содержание кальция и очень низкое – фосфора с кислородом. Это говорит о том, что в таких частицах преобладают оксиды или гидроксиды кальция.

При размерах частиц до 70 мкм конфигурация поверхности выглядит более разнообразной, с большим количеством целых агломератов величиной до 5 мкм.

Сравнение морфологии покрытий ГА-1 и ГА-2 не выявило каких-либо существенных различий. Визуально можно отметить, что покрытие ГА-2 формируется с более сглаженной поверхностью, с преобладающим количеством крупных частиц.

Важным параметром биоактивности является показатель соотношения кальция к фосфору. Известно, что биоапатит кости может иметь отклонение стехиометрического отношения кальция к фосфору от соответствующей теоретической величи-

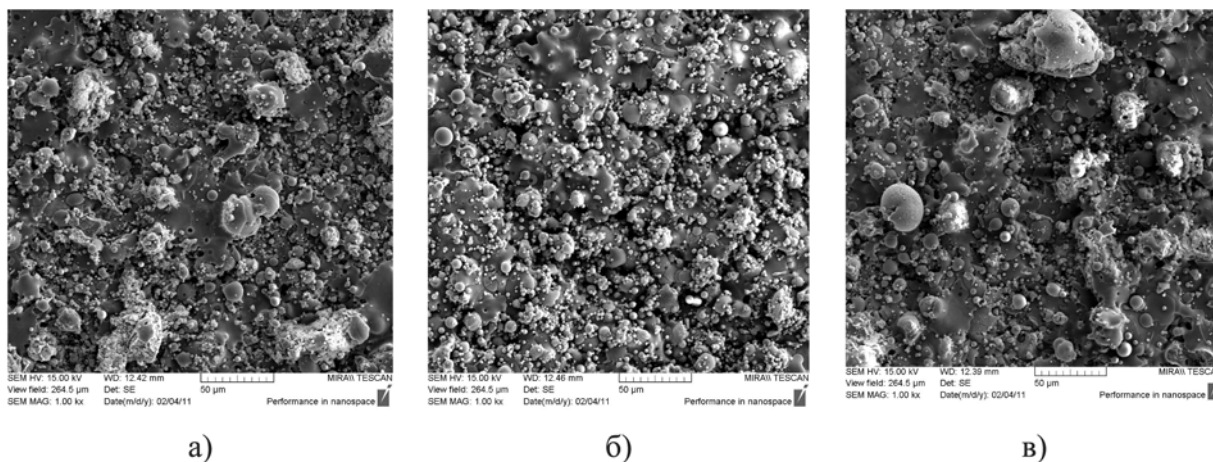


Рис. 4. СЭМ-изображения поверхности ГА-1 покрытий с различным гранулометрическим составом исходного порошка: а) до 40 мкм; б) до 70 мкм; в) до 90 мкм

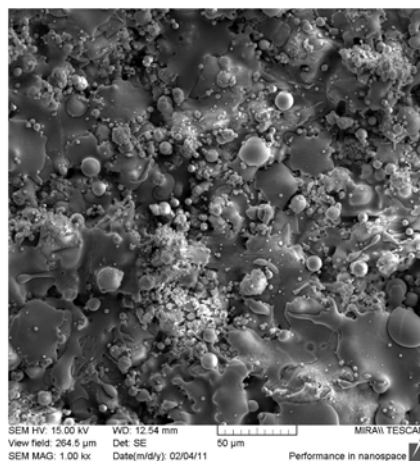


Рис. 5. СЭМ-изображения поверхности покрытий ГА-2 на титановой подложке

Сравнительный элементный и анионный состав ГА-порошков, плазмонапыленных ГА-покрытий и костной ткани

Материал	P	C	CO ₃ ²⁻	PO ₄ ³⁻	O	Ca	Na ⁺	Mg ²⁺	Cl ⁻
Порошок ГА-1	17,74	5,11	–	–	42,02	35,13	–	–	–
Покрытие ГА-1	16,32	5,42	–	–	40,80	36,24	–	–	–
Порошок ГА-2	17,83	5,49	–	–	41,93	33,2	0,67	0,58	0,3
Покрытие ГА-2	13,88	6,07	–	–	39,3	40,00	0,2	0,4	0,14
Костная ткань	–	–	7,4	15,2	–	36,51	0,9	0,72	0,13

ны, равной 1,67. Эта величина может изменяться в пределах от 1,37 до 1,77 и более [16].

Средний химический состав демонстрирует возрастание соотношения кальция с фосфором в напыленном покрытии, по отношению к исходному порошку с 1,7 до значения 2,22, что связано с потерей фосфора при прохождении порошка через плазменный факел. Анализ частиц на поверхности показал, что в шарообразных частицах соотношение Ca/P \approx 1,9, тогда как в частицах-дисках это соотношение составляет \approx 2,8. В разрушенных частицах присутствует большое содержание кальция и очень низкое фосфора с кислородом, соответствующее соотношению Ca/P \approx 3. Это говорит о том, что в таких частицах преобладает наличие оксидов или гидроксидов кальция. Следовательно, соотношение Ca/P зависит от типов элементов поверхности и неравномерно на уровне микроструктуры.

При размерах частиц порошка до 70 мкм конфигурация поверхности выглядит более разнообразной, с большим количеством целых шарообразных частиц величиной в среднем до 5 мкм. Покрытие, полученное из частиц размером 40 мкм, находится в промежутке между 70 и 90 мкм по морфологическим параметрам и является, на наш взгляд, наиболее оптимальным.

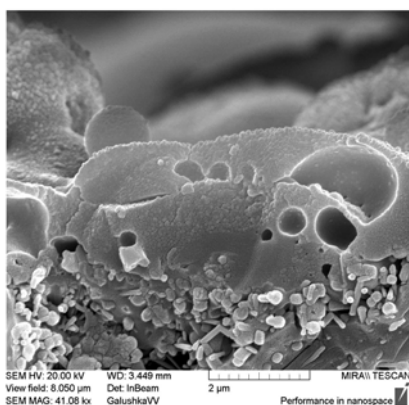


Рис. 6. Микроструктура слоев плазменного покрытия на подложке из поликора

Проведенный анализ элементного состава ГА-порошков и покрытий показал их приближенный

состав к костной ткани (табл. 2) [8]. Наибольший интерес вызывают порошок и покрытие из биологического ГА, в составе которого присутствуют ионы Na⁺ и Mg⁺. Данные ионы участвуют в частичном катионном замещении ионов Ca²⁺, что характерно для биологического апатита костей и зубов.

Исследовалась микроструктура слоев ГА-покрытия на поперечных сколах. Для достоверности использовались два вида подложек: поликор и ситалл. Характерным строением покрытия являются осажденные друг на друга деформированные частицы с наличием пор различных размеров между ними (рис. 6).

Данный тип пор, относящийся к классу закрытых, имеет широкий диапазон размеров – от 500 нм до 5 мкм. В общей пористости долю таких пор крайне затруднительно оценить известными методами порометрии или по фотографиям морфологии поверхности. Это возможно лишь визуальными методами анализа шлифов и сколов.

На приведенных фотографиях (рис. 7, 8) наблюдается скопление агригированных наночастиц в форме гранецентрических стержней размерами до 100 нм.

Эта картина повторяется в основном на дефектах подложки, что само по себе представляет интерес и может быть интерпретировано различными физическими моделями, такими как каталитические процессы на разделе фаз, или термодинамическими процессами на неравномерно нагретой поверхности. Следует отметить, что описанное явление наблюдалось нами на диэлектрических покрытиях разной природы. Этот эффект требует систематического исследования как по физико-химической структуре наночастиц, так и по процессу плазменного напыления.

Выводы

На основе анализа полученных результатов установлено, что плазменное напыление гидроксипатита искусственного и биологического происхождения позволяет формировать близкие по структуре керамические пленки, что дает основания для дальнейшего экспериментального исследования получения биокерамики на основе биологического ГА. Показана возможность совместного

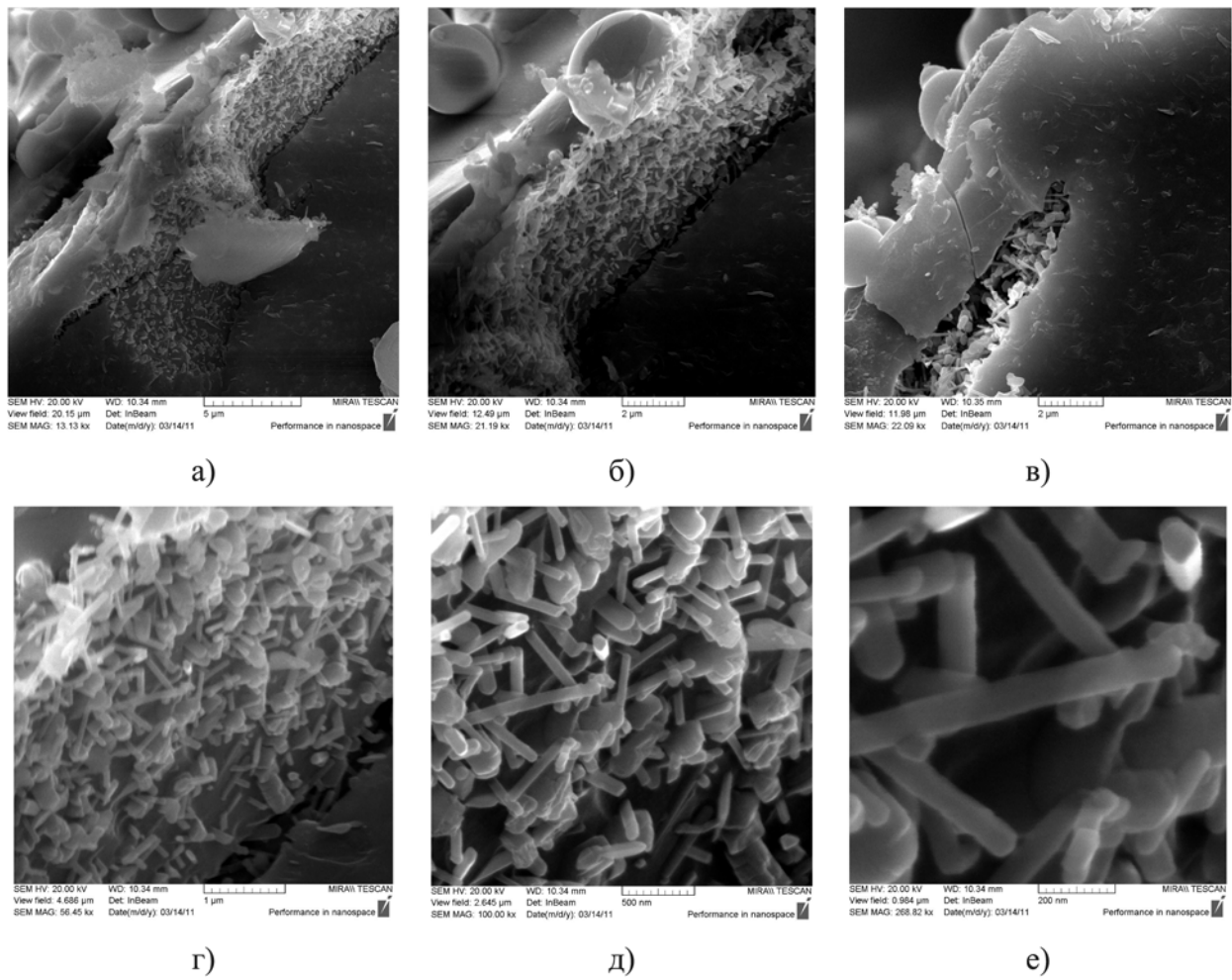
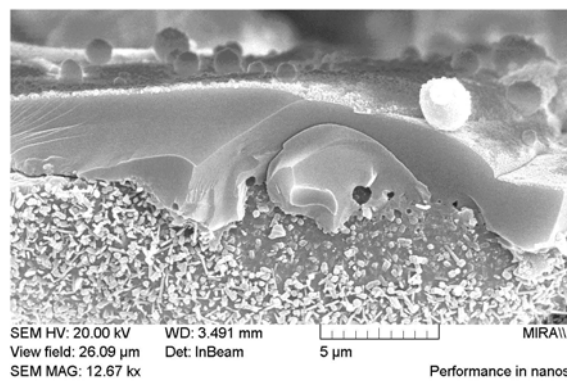


Рис. 7. Микро- и наноструктура скола покрытия на поликоре



использования спектров ИК и КР для исследования структурных характеристик биокерамических покрытий.

Выявлено, что в плазмонапыленных покрытиях соотношение субстратного состава кальций-фосфор составляет в среднем $\approx 2,2$ по площади покрытия и зависит от типа его морфологии. Это связано как с потерей фосфора при плазменной обработке, так и с методикой эксперимента, которая в данной работе позволяла проводить измерения лишь по поверхностных участках покрытия.

Обнаружено, что при нанесении биокерамического покрытия плазменным способом появляются скопления из наночастиц гранецентрической формы, в основном в дефектных областях подложки. Природа и механизмы их образования пока не установлены.

Работа выполнена при поддержке федеральной целевой программы «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009-2013 годы (гос. контракт П2535 от 20.11.2009 г.).

Список литературы:

1. Vallet-Regi M., Gonzalez-Calbet J.M. Calcium Phosphates as Substitution of Bone Tissues // Progress Solid State Chem. 2004. Vol. 32. PP. 1-31.
2. Epinette J.A., Geesink R.G. Hydroxyapatite Coated Hip and Knee Arthroplasty. – Amsterdam: Elsevier, 1995. 394 p.
3. Sun L., Berndt C.C., Gross K.A., Kucuk A. Material Fundamentals and Clinical Performance of Plasma-Sprayed Hydroxyapatite Coatings: A Review // J. Biomed. Mater. Res. (Appl. Biomater.). 2001. Vol. 58. PP. 570-592.
4. Лясникова А.В., Лепилин А.В., Бекренев Н.В., Дмитриенко Д.С. Стоматологические имплантаты. Исследование, разработка, производство, клиническое применение. – Саратов: Саратов. гос. техн. ун-т, 2006. 254 с.
5. LeGeros R.Z., LeGeros J.P. Calcium Phosphate Bioceramics: Past, Present and Future // Key Eng. Materials. 2003. Vol. 240-242. PP. 3-10.
6. Баринев С.М. Керамические и композиционные материалы на основе фосфатов кальция для медицины // Успехи химии. 2010. № 79 (1). С. 15-32.
7. Калина В.И. Физика и химия формирования биоинертных и биоактивных поверхностей на имплантатах. Обзор // Физика и химия обработки материалов. 2000. № 5. С. 28-45.
8. Данильченко С.Н. Структура и свойства апатитов кальция с точки зрения биоминералогии и биоматериаловедения. Обзор // Вісник СумДУ. Серія «Фізика, математика, мехатка». 2007. № 2'. С. 33-59.

9. Бутовский К.Г., Лясникова А.В., Лепилин А.В., Пенкин Р.В., Лясников В.Н. Электроплазменное напыление в производстве внутрикостных имплантатов. – Саратов: Саратов. гос. техн. ун-т, 2006. 200 с.
10. Manecki M., Maurice P.A. and Traina S.J. // American Mineralogist. 2000. Vol. 85. P. 932.
11. Leroy G., Penel G., Leroy N. and Bres E. // Applied Spectroscopy. 2002. Vol. 56. P. 1030.
12. Traker C.R. // American Mineralogist. 2004. Vol. 89. P. 1411.
13. Ivanova T.I., Frank-Kamenetskaya O.V., Kol'tsov A.B., Ugolkov V.L. Crystal structure of calcium-deficient carbonated hydroxyapatite. Thermal decomposition // Journal of solid state chemistry. 2001. № 160. PP. 340-349.
14. Shi J., Klocke A., Zhang M., Bismayer U. Thermally-induced structural modification of dental enamel apatite: Decomposition and transformation of carbonate groups // Eur. J. Mineral. 2005. Vol. 17. PP. 769-775.
15. Surovell T.A., Stiner M.C. Standardizing infrared measures of bone mineral crystallinity: an experimental approach // J. Archaeol. Sci. 2001. Vol. 28. PP. 633-642.
16. Duguay N., Petite A., Arnaud E. Biomaterials and osseous regeneration // Ann. Chir. Plast. Esthet. 2000. Vol. 45. № 3. PP. 364-376.

*Владимир Николаевич Лясников,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой «Физическое
материаловедение и технологии
новых материалов»,*

*Александра Владимировна Лясникова,
д-р техн. наук, доцент,*

*зав. кафедрой «Биотехнические и медицинские
аппараты и системы»,*

*Александр Викторович Пивоваров,
канд. физ.-мат. наук,*

*Игорь Николаевич Антонов,
д-р техн. наук, профессор,*

*кафедра «Автоматизированные
электротехнологические системы и установки»,*

*Вячеслав Андреевич Папиев,
аспирант, ассистент,*

*кафедра «Физическое материаловедение
и технология новых материалов»,*

*Саратовский государственный
технический университет,*

г. Саратов,

e-mail: lyasnikovaav@rambler.ru

* * * * *