

11. Lidin R. A., Andreeva L. L., Molochko L. L. *Konstanty neorganicheskikh veshchestv: spravochnik* [Constants of inorganic substances: reference book]. Ed. by R. A. Lidin. Moscow: Drofa, 2006, 685 p (in Russian).
12. Myuller P., Noyman P., Shtorm R. *Tablitsy po matematicheskoy statistike* [Tables in mathematical statistics]. Moscow: Finansy i statistika, 1982, 278 p (in Russian).
13. Molchan N. V., Fertikov V. I. Concentration of electrons and mechanical properties of substances. *Materialy konferentsii «TestMat-2013»*. Moscow: VIAM, 2013, p. 9 (in Russian).

## РЕГУЛИРОВАНИЕ ПОРОВОЙ СТРУКТУРЫ ВЫСОКОЩЕЛОЧНЫХ КАЛЬЦИЙСИЛИКОФOSFATНЫХ БИОКОМПОЗИЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ КОСТНО-ПЛАСТИЧЕСКОЙ ХИРУРГИИ

**Н. В. Свентская, Б. И. Белецкий, Ю. С. Лукина,  
РХТУ им. Д. И. Менделеева, Москва**

**Ключевые слова:** биоактивные стекла, гидроксиапатит, биокomпозиционные материалы, технология получения, пористость

**Keywords:** bioactive glass, hydroxyapatite, biocomposition materials, technology of production, porosity

### Введение

В настоящее время при лечении костных травм и закрытии дефектов применяют различные типы неорганических имплантационных материалов, среди которых значительное распространение получили кальцийфосфатные цементы, пористые керамические и стеклокристаллические матриксы.

Наибольший вклад в исследование реакции организма на имплантацию стекол и стеклокерамик силикатной, алюмосиликатной и алюмоборосиликатной систем внесли Л. Хенч [1], О. Андерсон и К. Карлсон [2, 3]. Хенч Л. предложил классифицировать стекла системы  $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2-\text{P}_2\text{O}_5$  в зависимости от реакции организма на их подсадку на три основные группы:

биodeградирующие (под действием физиологических сред организма резорбция составов происходит за 10–30 сут; составы не применяют в имплантологии);

биоактивные (под действием физиологических сред организма на поверхности образуются слои силикагелей и карбонатапатита; составы применяют в имплантологии, способны связываться с костью тканью остеοидного типа);

биоинертные (устойчивы к действию физиологических сред организма; составы применяют в имплантологии, обеспечивают формирование фиброзной капсулы, отделяющей имплантат от костной ткани).

Хенч Л. установил, что к группе биоактивных стекол относятся высокощелочные кальцийсиликофосфатные стекла, содержащие в составе не более 60 мол. %  $\text{SiO}_2$ , высокие концентрации оксидов натрия и кальция и высокое отношение  $\text{CaO}/\text{P}_2\text{O}_5$ .

Биологическая активность высокощелочных кальцийсиликофосфатных стекол обусловлена их высокой реакционной способностью. Под действием физиологических сред организма из поверхностных слоев стекломатрицы постепенно высвобождаются ионы  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{PO}_4^{3-}$ , а силикатные группы гидратируются до  $\equiv\text{Si}(\text{OH})$ ,  $=\text{Si}(\text{OH})_2$ ,  $-\text{Si}(\text{OH})_3$  ионов с образованием слоев силикагеля. Силикагель, в дальнейшем, выступает в роли подложки, на которой закрепляются остеοгенные клетки, и происходит формирование коллагенового матрикса кости. Ионы  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{PO}_4^{3-}$  участвуют в минерализации коллагенового матрикса с образованием карбонатапатита и, тем самым, активно участвуют в собственной регенерации костной ткани. Высокощелочные кальцийсиликофосфатные стекла обладают: биологической совместимостью с костной, мышечной тканью и физиологическими средами организма, способны активизировать закрепление, рост, пролиферацию и дифференциацию остеοгенных, фиброгенных клеток, способны формировать в контактной с костью зоне ткань остеοидного типа.

Следует отметить, что недостатком высокощелочных кальцийсиликофосфатных стекол является сложность получения пористых прочных материалов на их основе вследствие склонности стекол к кристаллизации [1–3]. Анализ литературы показал, что в настоящее время отсутствуют технологии получения пористых композитов с фосфатами кальция на основе данных стекол, приближающихся по уровню пористости и прочности к значениям, близким к костной ткани.

Целью настоящей работы является разработка технологии получения биокomпозиционных материалов на основе высокощелочных кальцийсиликофосфатных стекол и гидроксиапатита кальция с регулируемой поровой структурой для ортопедии; разработка составов материалов по уровню свойств, приближающихся к кортикальной и трабекулярной костной ткани; определение параметров направленного регулирования поровой структурой композиционного материала и размером пор в материале.

## Материалы и методы

В качестве объектов исследования были выбраны: гидроксипатит кальция  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  (ГА) и стекло (БС) системы  $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2-\text{P}_2\text{O}_5$  состава (здесь и далее мас. %): 25  $\text{Na}_2\text{O}$ , 20  $\text{CaO}$ , 50  $\text{SiO}_2$ , 5  $\text{P}_2\text{O}_5$ . Стекло варили в газовой печи при температуре 1400 °С, отжигали при температуре 500 °С в течение 1 ч. Далее стекло измельчали в шаровой мельнице до частиц со средним размером 30–40 мкм.

При выборе технологии получения высокопористых композиционных материалов на основе стекла БС и ГА руководствовались следующими требованиями:

- для обеспечения биоактивности материала содержание гидроксипатита в составе композиционного материала должно достигать 50%;
- для обеспечения протекания спекания по жидкостному типу содержание стекла в составе композиционного материала надо иметь достаточное количество жидкой фазы;
- для обеспечения направленного регулирования поровой структуры материала и размера пор в материале необходимо установление параметров.

Технология получения пористых биокомпозиционных материалов на основе стекла БС и ГА, реализующая указанные требования, включала:

- составление исходных смесей (серии БС/ГА-0,5, БС/ГА-0,75, БС);
- изготовление на основе указанных составов смесей пористых гранул (Гр) размером 200–400, 400–620 и 620–1000 мкм (связующее – крахмал);
- составление рабочих смесей на основе пористых гранул и порошка стекла того же состава для получения композиций с соотношением Гр:БС в соотношениях: 100:0, 90:10, 80:20, 70:30, 60:40, 50:50;
- формование заготовок;
- обжиг и механообработка заготовок [4].

В работе получали и исследовали композиционные материалы серий БС/ГА-0,5, БС/ГА-0,75, БС. Состав исходных смесей для серий:

- БС/ГА-0,5 – состав (в %):стекло и ГА в соотношении 50:50;
- БС/ГА-0,75 – состав (в %):стекло и ГА в соотношении 75:25;
- БС – состав (в %):стекло БС – 100.

Обжиг заготовок проводили в электрической муфельной печи СНОЛ 10/10 по режиму: нагрев до температуры обжига 700 °С, выдержка 20–60 мин и последующий отжиг. Определение высшей и нижней температуры отжига стекла проводили на горизонтальном dilatометре DIL 402 PC.

РФА образцов серий БС, БС/ГА-0,75 и БС/ГА-0,5, обожженных при температуре 700 °С с изотермической выдержкой в течении 1 ч, проводили на дифрактометре «ДРОН-3М» с ионизационной регистрацией лучей в диапазоне углов  $2\theta = 20-70$  град. Расшифровку рентгенограмм проводили на основе картотеки дифракционных паспортов ASTM.

ЭМА проводили на сканирующем электронном микроскопе «TESLA BS 340» с предварительным напылением серебра на свежеприготовленный скол образца, съемку вели во вторичных электронах при увеличении от 50 до 6000 раз.

Пористость (общую, открытую, закрытую) определяли по стандартной методике насыщением в керосине. Исследование механических характеристик проводили по стандартной методике на разрывной машине.

## Результаты и обсуждение

### *Анализ фазового состава обожженных композиционных материалов*

Расшифровка рентгенограмм материалов серий БС, БС/ГА-0,75 и БС/ГА-0,5, обожженных при 700 °С в течении 1 ч, показала, что образцы серии БС представлены преимущественно аморфной стеклофазой с незначительным количеством кристаллизующихся фаз натриево-кальциевого силиката  $\text{Na}_{15,78}\text{Ca}_3(\text{Si}_6\text{O}_{12})$  и силикокарнатита  $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_2\text{SiO}_4$ , основные пики которых слабой интенсивности проявляются на рентгенограмме. Образцы серий БС/ГА-0,75 и БС/ГА-0,5 представлены кристаллическими фазами гидроксипатита (преимущественно), а также фазами  $\text{Na}_{15,78}\text{Ca}_3(\text{Si}_6\text{O}_{12})$  и  $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_2\text{SiO}_4$ .

На основе исследований массовой кристаллизации стекол и спекаемости композиционного материала было установлено, что предельной температурой обжига образцов является 700 °С. Данная температура находится ниже температуры кристаллизации стекла и разложения ГА в стекломатрице и обеспечивает получение материалов, обладающих высокой пористостью и прочностью на сжатие более 10 МПа. На основе dilatометрического исследования для стекломатрицы были определены: низшая температура отжига 470 °С, высшая температура отжига – 530 °С.

### *Получение пористых биокомпозиционных материалов на основе высокощелочных кальций-силикофосфатных стекол и гидроксипатита кальция*

Характеристика и свойства биокомпозиционных материалов в сериях БС/ГА-0,5, БС/ГА-0,75, БС для соотношений Гр:БС 100:0, 80:20 и 70:30 представлены в таблице.

**Характеристика и свойства биокомпозиционных материалов  
в системах БС/ГА-0,5, БС/ГА-0,75 и БС**

Материал				Свойства				
Размер фракции гранул, мкм	Соотношение Гр:БС, мас. %	Состав БС:ГА, мас. %	Насыпная плотность, г/см <sup>3</sup>	Кажущаяся плотность, г/см <sup>3</sup>	Степень уплотнения, $\rho_{\text{каж}}/\rho_{\text{нас}}$	Пористость, %		
						$P_{\text{общ}}$	$P_{\text{откр}}$	$P_{\text{закр}}$
<b>БС/ГА-0,5</b>								
200–400	100:0	50:50	0,77	1,18	1,53	56	51	5
	80:20	60:40	0,91	1,24	1,36	53	47	6
	70:30	65:35	0,98	1,28	1,30	51	45	6
400–620	100:0	50:50	0,72	1,17	1,62	55	52	3
	80:20	60:40	0,86	1,23	1,43	53	45	8
	70:30	65:35	0,94	1,36	1,44	47	36	11
620–1000	100:0	50:50	0,68	1,15	1,68	57	54	3
	80:20	60:40	0,83	1,29	1,55	52	47	8
	70:30	65:35	0,91	1,29	1,41	52	42	10
<b>БС/ГА-0,75</b>								
200–400	100:0	75:25	0,81	1,40	1,72	47	42	5
	80:20	80:20	0,95	1,52	1,60	42	35	7
	70:30	82,5:17,5	1,02	1,54	1,51	41	34	7
400–620	100:0	75:25	0,8	1,45	1,81	45	40	5
	80:20	80:20	0,94	1,53	1,62	42	35	7
	70:30	82,5:17,5	1,02	1,57	1,54	41	34	7
620–1000	100:0	75:25	0,77	1,36	1,76	48	45	3
	80:20	80:20	0,93	1,46	1,57	45	41	4
	70:30	82,5:17,5	1,0	1,59	1,59	40	35	5
<b>БС</b>								
400–620	100:0	100:0	0,82	1,73	2,11	35	26	9
	80:20	100:0	0,99	1,68	1,95	38	28	10
	70:30	100:0	1,07	1,68	1,57	38	29	9

Параметрами регулирования поровой структурой, в рассматриваемых сериях материалов, являются, в общем случае, содержание стекла в составе материала, степень уплотнения  $P_y$  исходных смесей компонентов, размер исходных гранул и, соответственно, удельная поверхность смеси компонентов.

Спекание композиционного материала происходит по жидкостному типу, поэтому температурно-временные режимы синтеза и свойства материалов определяются содержанием стекла в композиции. Было обнаружено, что в образцах серий БС/ГА-0,5 и БС/ГА-0,75 фосфатный наполнитель формирует жесткий каркас, а стеклофаза заполняет свободное пространство и сближает частицы наполнителя, способствуя уплотнению.

Отмечено, что при увеличении доли стекла в композиции наблюдается снижение доли общей пористости: в системе БС/ГА-0,5 от 57 до 47%, в системе БС/ГА-0,75 от 48 до 40%. Образцы данных серий характеризуются высокой долей открытых пор, которая снижается при увеличении содержания стекла в композиции: в системе БС/ГА-0,5 от 54 до 36%, в системе БС/ГА-0,75 от 42 до 35%, доля закрытых пор составляет 3–11%. Образцы серии БС содержат в составе 100% стекла и обладают близкими значениями пористости:  $P_{\text{общ}} = 35\text{--}38\%$ ,  $P_{\text{откр}} = 25\text{--}29\%$ ,  $P_{\text{закр}} = 8\text{--}11\%$ .

Аналогичное воздействие оказывает степень уплотнения  $P_y$  исходных смесей компонентов, которая обеспечивает сближение соседних гранул, приводит к формированию контактов и начальную пористость заготовки. Повышение степени уплотнения смеси приводит к увеличению поверхности контактов и формированию более плотной структуры, что выражается в снижении общей пористости, уменьшении доли открытых за счет увеличения доли закрытых пор.

Прочность синтезированных образцов имеет тенденцию увеличиваться с повышением доли стекла в композиции. Для серий БС/ГА-0,5 при переходе от соотношений 100:0 к 70:30 прочность при сжатии увеличивается в пределах 10–18 МПа, а для составов БС/ГА-0,75 при переходе в таком же соотношении прочность при сжатии увеличивается в пределах 15–39,8 МПа. Дальнейшее увеличение доли стекла в композиции оказалось неэффективным и приводило к заметному расслоению смеси и неравномерному спеканию, после спекания, в объеме заготовки присутствовали оплавленные агрегаты стеклопорошка.

На основании полученных результатов были рекомендованы:

для получения имплантатов-аналогов кортикальной костной ткани серии БС, БС/ГА-0,75 и БС/ГА-0,5 в соотношении 70:30 (композиции с повышенным содержанием стекла);

для получения имплантатов-аналогов трабекулярной костной ткани серии БС/ГА-0,75 и БС/ГА-0,5 в соотношении 100:0 – 80:20 (композиции с пониженным содержанием стекла).

*Определение эмпирической закономерности формирования поровой структуры композиционных материалов на основе высокощелочного кальцийсиликофосфатного стекла и гидроксипатита*

Нахождение уравнения приближенной регрессии зависимости пористости ( $P_{общ}$ ) спеченных композиционных материалов от свойств порошковых композиций проводили по методу Брандона [5]. По этому методу уравнение регрессии записывают в виде:

$$\hat{y} = a \cdot f_1(x_1) \cdot f_2(x_2) \cdot f_3(x_3) \dots \cdot f_n(x_n),$$

где  $\hat{y}$  – расчетное значение функции  $y$ ;  $a$  – коэффициент уравнения регрессии;  $f_n(x_n)$  – любая функция величины  $x$ ;  $x$  – значение аргумента.

Вид функций выбирают при помощи построения эмпирических линий регрессии. Сначала по точкам выборки системы величин  $y-x_1$  строят поле корреляции и эмпирическую линию регрессии. Таким образом определяют тип зависимости  $\hat{y}_{x_1} = f_1(x_1)$  и методом наименьших квадратов рассчитывают коэффициенты этого уравнения. Затем составляют выборку новой величины:  $y_1 = y/f_1(x_1)$ . Полученная величина  $y_1$  уже не зависит от  $x_1$ , а определяется параметрами  $x_2, x_3, \dots, x_n$  и вновь строят корреляционное поле и эмпирическую линию регрессии  $y_1-x_2$ , находят коэффициенты уравнения. Такую процедуру определения функций  $f_3(x_3), f_n(x_n)$  продолжают до получения выборки величины  $y_k: y_k = y_{k-1}/f(x_k)$ . Полученная величина  $y_k$  не зависит от всех факторов  $x_1, \dots, x_n$  и определяется коэффициентом уравнения:  $\hat{y} = a = 1/n \cdot \sum_{i=1}^n y_{ki}$ .

Для исследуемых композиционных материалов серий БС/ГА-0,5, БС/ГА-0,75 и БС в качестве параметров  $x_1, x_2, x_3$  были выбраны свойства исходных стекло-апатитовых порошковых композиций:

$x_1$  – доля стекла в композиции;

$x_2$  – удельная поверхность порошковой композиции;

$x_3$  – степень уплотнения композиции в материале,  $x_3 = P_y = \rho_{каж}/\rho_{нас}$ .

По данным результатов эксперимента построена зависимость общей пористости ( $P_{общ}$ ) от содержания стекла в композиции  $y-x_1$  (рис. 1). Для полученной выборки данных построена эмпирическая линия регрессии, которая описывается параболой второго порядка:

$$f_1(x_1) = 0,0004x_1^2 - 0,4591x_1 + 77,87$$

Рассчитана новая выборка  $y_1 = y/f_1(x_1)$ . По найденным значениям  $y_1$  и значениям соответствующих удельных поверхностей порошковых композиций,  $x_2$  построено новое поле корреляции  $y_1-x_2$  (рис. 2) и определена линия регрессии, которая описывается линейным уравнением:

$$f_2(x_2) = 0,0011x_2 - 0,465.$$

Рассчитана новая выборка  $y_2 = y_1/f_2(x_2)$ . По найденным значениям  $y_2$  и значениям степени уплотнения спеченных материалов  $x_3$ , построено новое поле корреляции  $y_2-x_3$  (рис. 3) и определена линия регрессии, которая описывается линейным уравнением:

$$f_3(x_3) = 0,0558x_3 + 0,9114.$$

Рассчитан коэффициент уравнения регрессии ( $a = 0,9992$ ). Окончательно получена зависимость, определяющая пористость спеченных композиционных материалов на основе высокощелочного кальцийсиликофосфатного стекла и гидроксипатита от выбранных свойств порошковых композиций:

$$P_{общ} = 0,9992 \cdot (77,877 - 0,4591 \cdot \omega_{ст} + 0,000 \cdot \omega_{ст}^2) \cdot (0,0011 \cdot S_{уд} - 0,465) \cdot (0,0558 \rho_{каж}/\rho_{нас} + 0,9114).$$

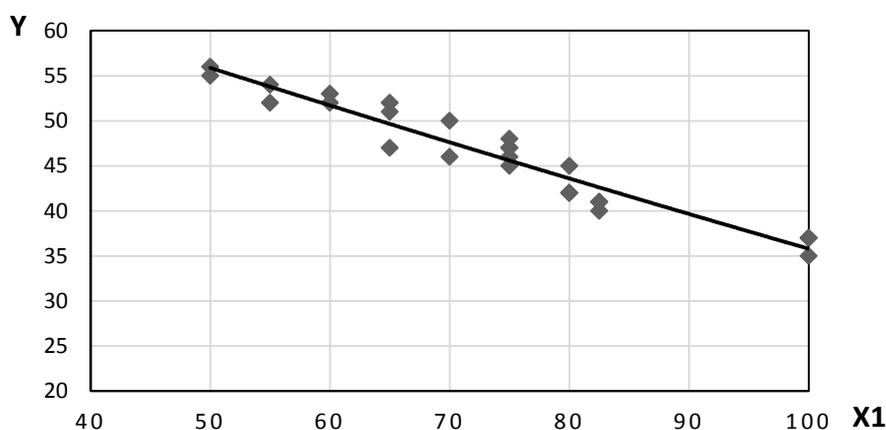


Рис. 1. Эмпирическая зависимость общей пористости композиционных материалов от содержания стекла в композиции (зависимость  $y = f_1(x_1) = 0,0004x_1^2 - 0,4591x_1 + 77,877$ )

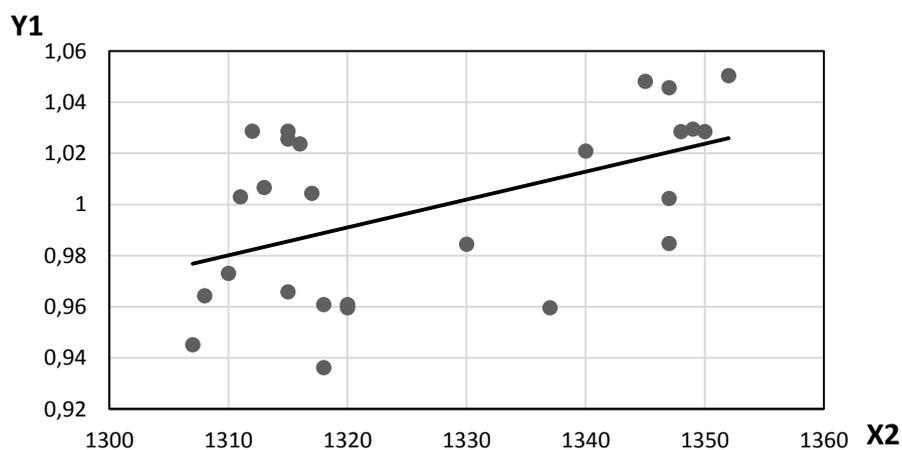


Рис. 2. Эмпирическая функция выборки  $y_1 = \Pi_{\text{общ}}/f_1(x_1)$  в зависимости от удельной поверхности порошковой композиции (зависимость  $y_1 = f_2(x_2) = 0,0011x_2 - 0,465$ )

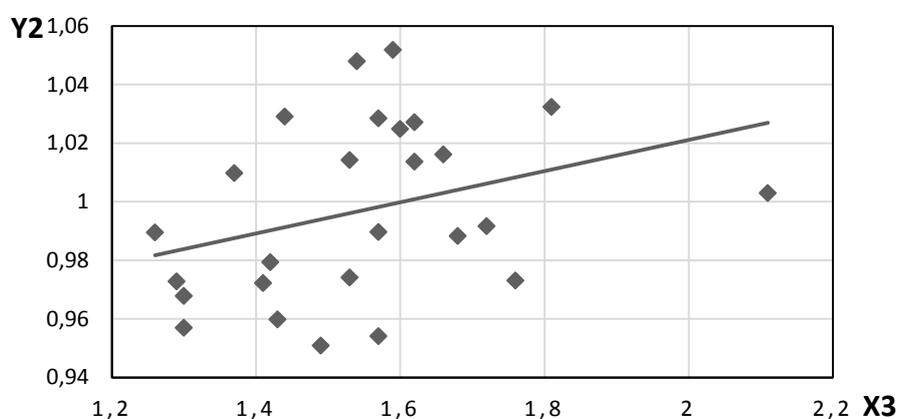


Рис. 3. Эмпирическая функция выборки  $y_2 = y_1/f_2(x_2)$  в зависимости от степени уплотнения композиции в материале (зависимость  $y_2 = f_3(x_3) = 0,0558x_3 + 0,9114$ )

Проверку адекватности полученного уравнения регрессии проводили с помощью критерия Фишера, модель признана адекватной.

Предложенное уравнение приближенной регрессии наиболее полно отражает зависимость пористости ( $\Pi_{\text{общ}}$ ) спеченных композиционных материалов на основе высокощелочного кальцийсиликофосфатного стекла и гидроксипатита от комплекса свойств порошковых композиций. Предложенное уравнение позволяет прогнозировать значение  $\Pi_{\text{общ}}$  модифицированных поликристаллических биокомпозиционных материалов при частичном изменении состава композиционных материалов и замене стекла в составе гранул на цеолит или замене гидроксипатита в составе гранул на другие фосфаты кальция. Влияние частичного изменения состава гранул проверено в эксперименте, предложенное уравнение регрессии признано адекватным. Проведенные исследования по определению путей регулирования общей пористости и размера связанных пор в спеченном материале позволяют направленно получать биокомпозиционные материалы для костно-пластической хирургии с требуемым уровнем значений общей пористости.

#### *Установление параметров направленного регулирования размера пор биокомпозиционных материалов*

Изучение снимков свежеприготовленных срезов материалов (рис. 4) показало, что все образцы обладают высокой развитой удельной поверхностью и бимодальной поровой структурой. Параметрами регулирования размера связанных пор в материале являются размер используемых пористых гранул (БС/ГА-0,5, БС/ГА-0,75 и БС) и степень уплотнения материала. В общем случае размер пор определяется выражением:  $d_{\text{пор}} = 0,35d_{\text{гран}} / (\rho_{\text{нас}}/\rho_{\text{каж}})$  и находится в пределах:

для образцов на основе гранул фракции 200–400 мкм размер крупных пор – 40–80 мкм, а мелких, образованных за счет введения порошков стекла – 5–40 мкм;

для образцов на основе гранул фракции 400–620 мкм размер крупных пор – 80–120 мкм, а мелких – 5–50 мкм;

для образцов на основе гранул фракции 620–1000 мкм размер крупных пор – 120–180 мкм, а мелких – 5–50 мкм.

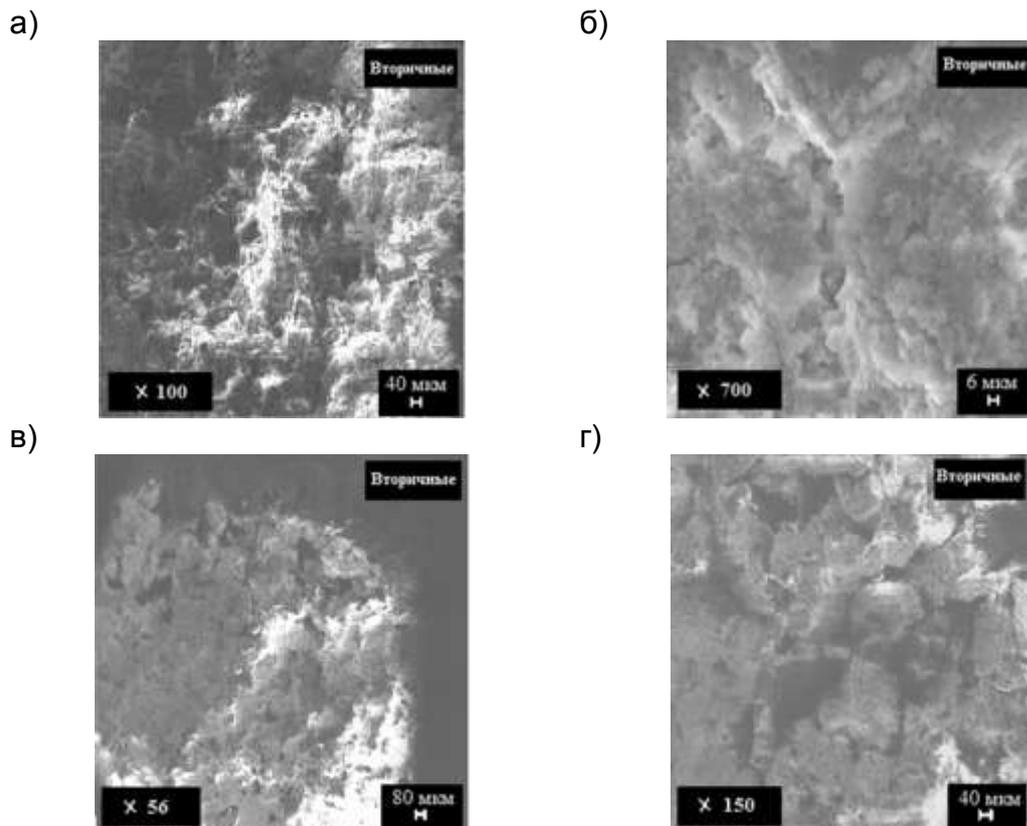


Рис. 4. Микроскопические снимки биокомпозитов серии БС/ГА-0,5:  
а, б – на основе гранул размером 200-400 мкм; в, г – на основе гранул размером 400-620 мкм

Топография поверхности пор имеет нано- неоднородности размером 300–600 нм, и оказывает дополнительный вклад в повышение удельной поверхности материалов.

## Выводы

В настоящей работе впервые отработана технология получения пористых композиционных материалов на основе высокощелочного кальцийсиликофосфатного стекла и гидроксиапатита кальция. Показано, что изменением соотношения стекло : ГА в составе материала можно направленно регулировать параметры поровой структуры материалов в пределах  $P_{\text{общ}} = 35\text{--}56\%$ , прочности  $\sigma_{\text{сж}} = 10\text{--}40$  МПа. Изменение размера используемых пористых гранул и степени уплотнения заготовки, позволяет варьировать размеры сообщающихся пор в пределах от 40 до 180 мкм и обеспечивать формирование нано-неоднородной поверхности. Установлена эмпирическая закономерность формирования поровой структуры композиционного материала на основе высокощелочного кальцийсиликофосфатного стекла и гидроксиапатита от свойств исходных смесей.

Оптимизированы составы композиционных материалов на основе высокощелочного кальций-силикофосфатного стекла и гидроксиапатита. По показателям пористости и прочности пригодны для восстановления кортикальной костной ткани: все составы серии биоактивного стекла – БС, а также серии композиций биоактивного стекла и гидроксиапатита БС/ГА-0,75 и БС/ГА-0,5, изготовленные из пористых гранул и порошков стекла в соотношении 70:30. Для восстановления трабекулярной костной ткани пригодны: серии композиций биоактивного стекла и гидроксиапатита БС/ГА-0,75 и БС/ГА-0,5, изготовленные из пористых гранул и порошков стекла в соотношениях 100:0 – 80:20.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Hench L. L. Bioceramics // J. Am. Ceram. Soc. 1998. – Vol. 81. – P. 1705–1728.
2. In vivo behaviour of glass in the  $\text{SiO}_2\text{--Na}_2\text{O--CaO--P}_2\text{O}_5\text{--Al}_2\text{O}_3\text{--B}_2\text{O}_3$  system / O. H. Andersson, K. H. Karlsson, L. Guizhi [et al.] // J. Mat. Science: Materials in Medicine. – 1990. – Vol. 1. – P. 219–227.
3. Карлсон К. Биологическая активность стекла и ее связь со структурой // Физика и химия стекла. – 1998. – Т. 24, № 3. – С. 405–412.
4. Ахназарова С. Л., Кафаров В. В. Оптимизация эксперимента в химии и химической технологии: Учеб. пособие для химико-технологических вузов. – М.: Высшая школа, 1978. – 319 с.

## REFERENCES

1. Hench L. L. Bioceramics. *J. Am. Ceram. Soc.*, 1998, vol. 81, pp. 1705–1728.
2. Andersson O. H., Karlsson K. H., Guizhi L., et al. In vivo behaviour of glass in the  $\text{SiO}_2\text{--Na}_2\text{O--CaO--P}_2\text{O}_5\text{--Al}_2\text{O}_3\text{--B}_2\text{O}_3$  system. *J. Mat. Science: Materials in Medicine*, 1990, vol. 1, pp. 219–227.
3. Karlsson K. Biologicheskaya aktivnost' stekla i ee svyaz' so strukturoy [Biological activity of glass and dependence of structure]. *Fizika i khimiya stekla*, 1998, vol. 24, no. 3, pp. 405–412 (in Russian).
4. Ahnazarova S. L., Kafarov V. V. *Optimizatsiya ehksperimenta v khimii i khimicheskoy tekhnologii: ucheb posobie dlya khimiko-tekhnologicheskikh vuzov* [Optimization of experimental data in chemistry and chemical technology: teaching material]. Moscow: Vysshaya shkola, 1978, 319 p (in Russian).

## ИССЛЕДОВАНИЕ СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ДЕКОРАТИВНОГО СЛОЯ СИЛИКАТНОГО КОМПОЗИЦИОННОГО ТЕПЛОИЗОЛЯЦИОННО-ДЕКОРАТИВНОГО МАТЕРИАЛА

**В. А. Смолий, Е. А. Яценко, А. С. Косарев, Л. В. Климова,  
Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ)  
им. М. И. Платова, Ростовская обл., г. Новочеркасск**

**Ключевые слова:** многослойный силикатный композиционный материал, ячеистое стекло, гранулированный пористый наполнитель, декоративный слой, цвет, спектрофотометрические характеристики

**Keywords:** multilayered silicate composite material, cellular glass, the granulated porous filler, decorative layer, color, spektrofotometric characteristics

При разработке многослойного силикатного композиционного теплоизоляционно-декоративного материала, представляющего собой трехслойную стеновую панель с эффективным утеплителем ГОСТ 31310-2005, где в качестве среднего теплоизоляционного слоя используются плиты из ячеистого стекла, а в качестве внутреннего и наружного слоев – легкий бетон по ГОСТ 25820-2000 с гранулированным пористым силикатным наполнителем большое значение имеет внешний декоративный слой. В качестве декоративного слоя наиболее предпочтительно использование декоративных штукатурок и декоративного бетона, поскольку использование декоративных штукатурок является одним из наиболее дешевых и в то же время эстетичных способов декорирования фасадов зданий, а декоративные бетоны, благодаря своим эксплуатационным свойствам и пластичности, дают возможность приобретать стеновым покрытиям самые разнообразные фактуры и цвета.

Все органические материалы, несмотря на некоторые преимущества, обладают повышенной пожароопасностью, причем полимеры при горении выделяют высокотоксичные соединения. Эти недостатки в связи с ужесточением требований к строительным материалам снижают их конкурентоспособность в сравнении с неорганическими материалами. Применение для наружной отделки домов натурального камня, стеклянных панелей, облицовочного кирпича, декоративной плитки, несмотря на все свои преимущества, существенно утяжеляет конструкцию, и увеличивают затраты. В связи с всеобщей тенденцией к экономии сырьевых, трудовых ресурсов рациональнее использовать эти материалы в виде декоративных элементов, орнаментов или вовсе отказаться от их применения.

Самым изысканным и действенным методом архитектурного дизайна является цвет. Цветовые решения для фасадов зданий зависят от функций, которые он выполняет. Также большую роль в выборе цвета играют погодные условия, а именно, температура окружающей среды. И в этом случае нужно знать, что пигменты, тонирующие краску, могут быть органические и неорганические. Органические – это ярко-красные, ярко-желтые, ярко-зеленые, фиолетовые цвета. Их недостаток – быстро выгорают под действием ультрафиолетовых лучей, поэтому использовать такие цвета нужно по минимуму. Темным цветам тоже не стоит отдавать предпочтение, потому что они имеют высокую степень поглощения и излучения. В теплое время года такой фасад днем сильно нагревается, а ночью охлаждается, что приводит к повреждению внешней плоскости из-за больших перепадов температуры. Следовательно, предлагается выбирать цвет с 50% степенью отражения или пользоваться темными оттенками на маленьких участках [1–15].

При подборе цвета для фасада дома также нужно принимать во внимание такие факторы как: погодные условия, назначение здания, климатическую зону, культурные традиции, современную стилистику, моду. Основными современными тенденциями в дизайне экстерьера являются природные цвета и фактуры, а также традиционные архитектурные стили. Учитывая все факторы для легких бетонов на основе пористого наполнителя и белого портландцемента, были выбраны цвета в рамках цветовой схемы «Осенний лес» – темно-красный, желтый, оранжевый; «Океан» – зеленый, оливково-