

Н.Д. ПИНЧУК, канд. тех. наук, Институт проблем материаловедения им. И.Н. Францевича НАН Украины, г. Киев, Украина

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ УПЛОТНЕНИЯ ПРИ ПРЕССОВАНИИ ГИДРОКСИАПАТИТА, СТЕКЛООБРАЗУЮЩЕЙ СМЕСИ И СМЕСЕЙ НА ИХ ОСНОВЕ ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ БИОКОМПОЗИТОВ

Вивчені насипна щільність, щільність утрясання, пористість утрясання й здатність до ущільнення при пресуванні порошків біогенного гідроксиапатиту, склотвірної й загальної суміші на їхній основі. Установлено, що саме шихта біокомпозиту має кращу здатність до ущільнення в порівнянні з її вихідними складовими.

Bulk density, spillage density, spillage porosity and capacity for compacting under pressing of hydroxyapatite, glass forming mixture and their total mixture powders were studied. It was established that just biocomposite rowe have capacity for compacting comparing to their initial component.

На сегодня исследование гидроксиапатита и создание биоконпозитов на его основе занимают достойную нишу в области медицинского материаловедения [1 – 3]. Но в тоже время недостаточно изучены процессы уплотнения порошка биогенного гидроксиапатита и смесей на его основе, знание которых позволит объяснить физико-химические процессы, происходящие при получении композитов и усовершенствовать технологию их получения. Поэтому в данной работе основное внимание уделено исследованию процессов уплотнения порошков гидроксиапатита, стеклообразующей смеси и смесей на их основе для получения биоконпозитов.

Материалы и методы.

Для получения биоконпозитов на основе гидроксиапатита и стеклофазы в качестве исходных сырьевых материалов используют порошки биогенного гидроксиапатита и стеклообразующей смеси стекла системы $\text{SiO}_2 - \text{Na}_2\text{O} - \text{B}_2\text{O}_3$ с размером частиц меньше 160 мкм.

В ходе работы были определены насыпная плотность $v_{\text{нас}}$ и плотность утряски $v_{\text{утр}}$ порошков чистого биогенного гидроксиапатита, стеклообразующей смеси и общей смеси на их основе с соотношением компонентов 1 : 1. Исходя их насыпной плотности $v_{\text{нас}}$, объема утряски и плотности материала

порошков, были рассчитаны остальные объемные характеристики порошков, в том числе пористость, которая характеризует часть объема, который занимают поры в порошке.

Для исходной шихты композитов, так и двух ее основных составляющих были определены характеристики способности порошков к уплотнению при прессовании и построены графические зависимости плотности прессовок одинакового сечения, которые спрессованы из одного порошка при разных удельных давлениях прессования.

Результаты и их обсуждение.

В таблице представлены результаты определения насыпной плотности и плотности утряски порошков двух основных составляющих шихты композитов – порошка биогенного гидроксиапатита и порошковой стеклообразующей смеси.

Таблица

Насыпная плотность, плотность утряски и пористость утряски исходных порошковых смесей для получения биоконпозитов

Материал	Плотность материала или смеси, г/см^3	Размер частиц, мкм	Насыпная плотность $v_{\text{нас}}$, г/см^3	Плотность утряски $v_{\text{утр}}$, г/см^3	Плотность, %
Биогенный гидроксиапатит	3,00	< 160	0,53	0,78	74,0
Смесь стеклообразующих компонентов	2,34	< 160	0,39	0,55	76,5
Смесь биогенного гидроксиапатита и стеклообразующих компонентов (1 : 1)	2,62	< 160	0,52	0,77	70,6

Из таблицы можно сделать заключение, что порошок биогенного гидроксиапатита имеет как большую насыпную плотность, так и плотность утряски по сравнению со смесью стеклообразующих компонентов. Кроме того, насыпная плотность и плотность утряски смеси биогенного гидроксиапатита и стеклообразующих компонентов (1 : 1) очень близки к аналогичным характеристикам порошка чистого биогенного гидроксиапатита, несмотря на то

что указанная смесь содержит практически одинаковые количества гидроксиапатита и стеклообразующей смеси.

Интересным есть тот факт, что пористость утряски шихты композитов несколько ниже, чем пористость утряски ее отдельных составляющих. Это объясняется тем, что, возможно, именно при смешивании исходных порошков указанной шихты достигается более плотная укладка частиц порошка, чем для отдельных составляющих. Можно сделать вывод, что в результате более плотной укладки порошков именно для шихты композитов прессуемость и спекание будут лучше по сравнению с ее исходными составляющими.

Были установлены особенности прессования как исходной шихты композитов, так и двух ее основных составляющих – порошка биогенного гидроксиапатита и стеклообразующей смеси. Для шихты композитов и ее составляющих представлены в виде зависимости на рис. 1.

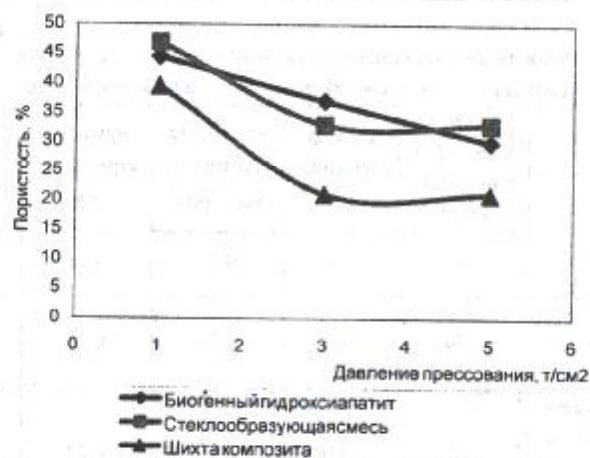


Рис. 1. Зависимость пористости прессовок исходных порошковых смесей для получения композитов от давления прессования.

Установлено, что наилучшая уплотняемость наблюдается именно для шихты композитов, две основные составляющие которой уплотняются отдельно значительно хуже.

Возможно, это объясняется тем, что в данной смеси происходит взаимное усиление способности к уплотнению отдельных компонентов.

Уплотняемость порошка гидроксиапатита и отдельно стеклообразующей смеси близки, но их величины значительно меньше, чем уплотняемость их общей смеси – шихты композитов.

Шихта композитов при прессовании с использованием давления прессования 5 т/см² не дает расслоя в отличие от двух ее основных составляющих. Для порошка гидроксиапатита расслоя наблюдается уже при использовании давления прессования 3 т/см², а для стеклообразующей смеси – 5 т/см².

Необычное поведение шихты композитов сохраняется и после спекания.

На рис. 2 представлено зависимость прессования исходной шихты композитов до спекания и измельченного композита после предварительного спекания. Предварительно спеченный материал измельчили и получили порошок композита. Композит после спекания также уплотняется значительно лучше, чем ее исходные составляющие. При давлении прессования до 2 т/см² порошок композита после спекания уплотняется даже лучше, чем до спекания. Кроме того, после предварительного спекания сохраняется свойство порошка композита сохранять свойство порошка композитов не расслаиваться при прессовании.

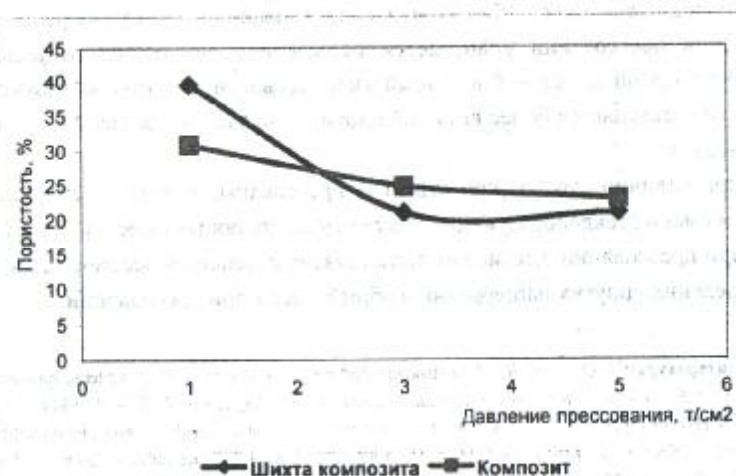


Рис. 2. Зависимость пористости прессовок шихты композита и спеченного при 800 °C композита от давления прессования.

Объяснить тот факт, что шихта композитов при прессовании уплотняется значительно лучше, чем компоненты этой смеси, можно тем, что плот-

ность утряски указанной смеси значительно выше, чем плотность утряски гидроксиапатита и стеклообразующей смеси.

Так же, возможно в указанной смеси при прессовании существует большая однородность распределения упругих напряжений, чем при прессовании смеси порошков гидроксиапатита и стеклообразующей смеси.

Это объясняет тот факт, что их смесь не имеет расслоя при прессовании.

Установлено, что для порошка гидроксиапатита величина упругого последствия при прессовании может достигать 3 %, а в случае смеси стеклообразующих компонентов его значение может достигать и 4 %.

Можно сделать вывод, что исходные компоненты шихты композитов характеризуются достаточно высокими значениями упругого последствия, которые могут быть объяснены тем, что указанные материалы характеризуются высокой твердостью.

Выводы.

При исследовании прессования порошковых смесей биогенного гидроксиапатита и стеклообразующей шихты для получения биокompозитов выявлены следующие особенности:

- порошковая смесь (биогенный гидроксиапатит и стеклообразующая смесь) при прессовании уплотняется значительно лучше, чем отдельные компоненты этой смеси – биогенный гидроксиапатит и стеклообразующая смесь, что объясняется более высокой плотностью утряски общей смеси всех компонентов;

- при наличии расслоя при отдельно прессованных порошках гидроксиапатита и смеси стеклообразующих компонентов их общая смесь не имеет расслоя при прессовании, что может быть связано с меньшей неоднородностью распределения упругих напряжений в общей смеси при прессовании.

Список литературы: 1. *Oktar F. N.* Microstructure and mechanical properties of sintered enamel hydroxyapatite / *F.N. Oktar* // *Acta Biomaterialia*. – 2007. – Vol. 33, Issue № 7. – P. 1309 – 1314. 2. *Padilla S.* Hydroxyapatite $\text{SiO}_2 - \text{CaO} - \text{P}_2\text{O}_5$ glass materials. In vitro bioactivity and biocompatibility / *S. Padilla, J. Roman, S. Sanchez-Salcedo, M. Vallet-Regi* // *Acta Biomaterialia*. – 2006. – Vol. 2, Issue № 3. – P. 331 – 342. 3. *Alcaide M.* Biocompatibility markers for the study of interactions between osteoblasts and composite biomaterials / [*M. Alcaide, M.C. Serrano, R. Pagani et al.*] // *Biomaterials*. – 2009. – Vol. 30. – P. 45 – 51.

Поступила в редакцию 12.06.09

УДК 662.46:678.742.2

Р.В. ЗАКУСИЛО, ГосНИИХП, г. Шостка

Е.А. ПАЩЕНКО, докт. техн. наук, ИСМ им. В.М. Бакуля, г. Киев

ПОЛУЧЕНИЕ ВЫСОКОДИСПЕРСНОГО КРИСТАЛЛИЧЕСКОГО ОКТОГЕНА ДЛЯ ДЕТОНИРУЮЩИХ ВОЛНОВОДОВ

Розглянуто проблеми, пов'язані з одержанням детонувального складу до детонуючого квілеводу. Розрахунковим шляхом проаналізовані існуючі детонувальні склади низької щільності. Обґрунтовано необхідність використання методу фракційної перекристалізації октогену. Визначено технологічні параметри процесу одержання високодисперсного октогену з ацетонного розчину.

Problems related to the receipt of detonating composition for the shock-tube are considered. The necessity of the use method of fractional recrystallization of oktogen is grounded. The technological parameters of process for receipt of highly dispersible oktogen from acetone solution are experimentally proved.

Наиболее часто используемые в настоящее время в Украине средства инициирования, такие, как детонирующий шнур (ДШ) и электродетонаторы (ЭД), не только не понижают, но и увеличивают опасность проведения взрывных работ.

В настоящее время разработаны и применяются более безопасные иностранные неэлектрические системы инициирования (НСИ) с проводником детонационной волны низкоэнергетического типа – детонирующим волноводом (ДВ), такие, как: «Нонель» фирма Нитро Нобель Швеция, «Эксел» фирма Ай-Си-Ай Канада, «Примадет» фирма Инсайн-Бикфорд США, а также ряд других.

Была поставлена и выполнена задача разработки в Украине аналога вышеуказанных НСИ. Одним из важнейших элементов ДВ является детонирующий состав (ДС) на основе кристаллических бризантных взрывчатых веществ (ВВ) [1].

Для получения работоспособного мелкокристаллического ДС на основании имеющихся данных были проведены исследования рецептуры композиций, безопасности и эффективности существующих детонирующих составов разных типов волновода.

Проведена оценка следующих известных рецептур и методов нанесения детонирующего состава:

а) детонирующий состав [2] представляет собой смесь 91 % октогена