

ИЗГОТОВЛЕНИЕ И СВОЙСТВА ФУНКЦИОНИЗИРОВАННЫХ МАТРИКСОВ НА ОСНОВЕ ПОЛИМОЛОЧНОЙ КИСЛОТЫ

Ю.Д. Ленивцева¹, И.Н. Лапин², В.А. Светличный²,

Научный руководитель: к.ф.-м.н. С.И. Твердохлебов¹

¹Национальный Исследовательский Томский Политехнический Университет,
Россия, г.Томск, пр. Ленина, 30, 634050

²Национальный Исследовательский Томский Государственный Университет,
Россия, г.Томск, пр. Ленина, 36, 634050

E-mail: lyd150593@mail.ru

FABRICATION OF PLLA/HAP FUNCTIONALIZED SCAFFOLDS AND CHARACTERISATION OF THEIR PROPERTIES

I.D. Lenivtceva¹, I.N. Lapin², V.A. Svetlichnyi²

Scientific advisor: As. Prof., Ph.D., S.I. Tverdokhlebov¹

¹Tomsk Polytechnic University, Russia, Tomsk, Lenin av., 30, 634050

²Tomsk State University, Russia, Tomsk, Lenin av., 36, 634050

E-mail: lyd150593@mail.ru

Annotation. Polymer composite scaffolds were obtained from the solution of poly-L-lactide acid (PLLA) by solution blow spinning. These scaffolds were impregnated with alcohol suspension of hydroxyapatite powder in different concentrations. The hydroxyapatite powder was obtained by pulsed laser deposition. Morphology and phase constitution of the scaffolds were investigated.

Одной из актуальных проблем современной медицины является реконструкция и регенерация костных тканей. Так, для заполнения костных дефектов часто используются композитные пористые материалы. Одним из распространенных полимерных материалов для изготовления композитов для регенерации костной ткани является полимолочная кислота.

Полимолочная кислота – кристаллический полимер, обладающий хорошими механическими свойствами. Установлено, что полимолочная кислота является биосовместимым полимером и деградирует на нетоксичные компоненты [1].

Для увеличения биологической активности композитных материалов, предназначенных для регенерации костной ткани, используют фосфаты кальция нано- и субмикронных размеров.

Метод лазерной абляции позволяет избежать загрязнения материала. В отличие от химических и механических методов, в методе лазерной абляции не используются примеси и масла, на материал мишени воздействует только пучок лазерного излучения.

Таким образом, целью данной работы стало получение и изучение свойств композитного материала на основе полимолочной кислоты и полученных порошков гидроксиапатита.

Получение порошка проводилось методом лазерной абляции отожженной при 1000°C мишени гидроксиапатита при равномерном сканировании лазерным пучком поверхности распыляемой мишени по осям X и Y со скоростями 0,6 мм/с и 0,01 мм/с, соответственно.

На основе полимолочной кислоты методом аэродинамического формирования в турбулентном газовом потоке получены нетканые полимерные материалы, как это описано в работе [2]. Диаметр волокон в исходных образцах матриц на основе полимолочной кислоты составил $0,45 \pm 0,15$ мкм.

Отожженные мишени распылялись по методу лазерной абляции, описанному в работе [3]. Полученный порошок гидроксиапатита смешивался с технически чистым спиртом в различных концентрациях, а именно: 0,1 г на 10 мл спирта (группа №1), 0,3 г на 10 мл спирта (группа №2), 0,6 г на 10 мл спирта (группа №3). Полученные взвеси подвергались ультразвуковой обработке в течение 10 минут. После этого образцы полимерных матриц (размерами 4×10 см) пропитывались спиртовыми растворами с различной концентрацией гидроксиапатита.

Параметры установки: длина волны лазерного излучения 1,064 мкм, частота импульсов 15 Гц, длительности одного импульса 7 нс, энергия одного импульса 39,4 мДж. Пучок фокусировали на образец собирающей линзой, с фокусным расстоянием 55 см. Контейнером для сбора порошка служила стеклянная трубка диаметром 25 мм, длиной 30 см.

Исследования морфологии функционализированных матриц PLLA–НАР проводили с использованием метода сканирующей электронной микроскопии (SEM) ESEM Quanta 400 FEG в режиме низкого вакуума.

Исследования кристаллической структуры проводили с использованием дифрактометра Shimadzu XRD 6000. Образцы облучали монохроматическим CuK α излучением с длиной волны 1,54056 Å. Параметры: ускоряющее напряжение 40 кВ, ток пучка 30 мА, в диапазоне углов сканирования 7 ... 70°, шаг сканирования 0,03°, время набора сигнала 0,8 секунды.

Изображения СЭМ функционализированных матриц PLLA–НАР представлены на рис. 1.

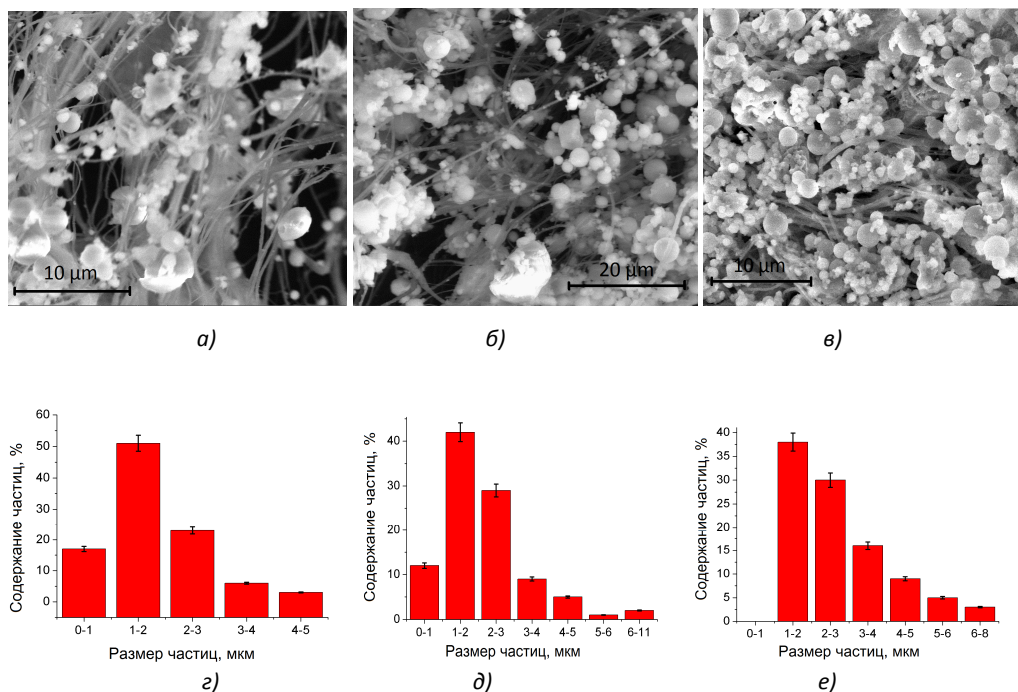


Рис. 1. Изображения со сканирующего электронного микроскопа образцов, пропитанных смесью
а) группы 1, б) группы 2, в) группы 3. Распределения по размерам образцов, пропитанных суспензиями
г) группы 1, д) группы 2, е) группы 3

Из рисунка 1 видно, что на волокна полимера прививаются как крупные, так и мелкие частицы, более того, число частиц гидроксиапатита в волокнах полимера увеличивается с увеличением концентрации порошка в суспензии, а количество пор уменьшается. Из распределений частиц по размерам (рисунки 1г, 1д, 1е), можно увидеть, что средний диаметр привитых частиц лежит в интервале 1-2 мкм.

На рисунке 2 представлены дифрактограммы образцов нетканых материалов до и после пропитки суспензиями с различной концентрацией гидроксиапатита.

На дифрактограмме исходного нетканого материала, присутствует широкое гало в районе 16° (рисунок 2а), что свидетельствует об аморфной структуре сформированного материала. Гало в районе 16° сохраняется после пропитки образцов PLLA суспензией группы 1 (рисунок 2б), что свидетельствует о сохранении исходной аморфной структуры полимолочной кислоты. В других образцах гало при 16° отсутствует (рисунки 2в, 2г). Это объясняется тем, что интенсивность рефлексов, полученных от кристаллических образцов гидроксиапатита, значительно выше, чем интенсивность гало нетканого материала на основе полимолочной кислоты.

Методом аэродинамического формования в турбулентном газовом потоке были получены образцы полимолочной кислоты. Образцы PLLA матриц были пропитаны спиртовыми суспензиями гидроксиапатита и получены PLLA/HAP composites.

Показано, что, что после пропитки образцов полимолочной кислоты суспензиями спирта и гидроксиапатита различных концентраций в среднем прививаются частицы диаметром 1-2 мкм.

В результате рентгенофазового анализа было показано, что после пропитки образцов рефлекс в районе 16° исходной PLLA сохраняется только пропитке материала суспензией с концентрацией 0,1 г на 10 мл спирта. Дальнейшее увеличение концентрации гидроксиапатита в суспензии приводит к появлению интенсивных рефлексов кристаллического гидроксиапатита

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Seal B.L, Otero T.C, Panitch A., Polymeric biomaterials for tissue and organ regeneration, //Mater. Sci. Eng.: R: – 2001. – V. 34. – p. 147–230.
2. Bol'basov E.N., Lapin I.N., Tverdokhlebov S.I., Svetlichnyi V.A., Aerodynamic Synthesis of Biocompatible Matrices and their Functionalization by Nanoparticles Obtained by the Method of Laser Ablation // Russian Physics Journal – 2014. – V. 57. – p. 293-300.

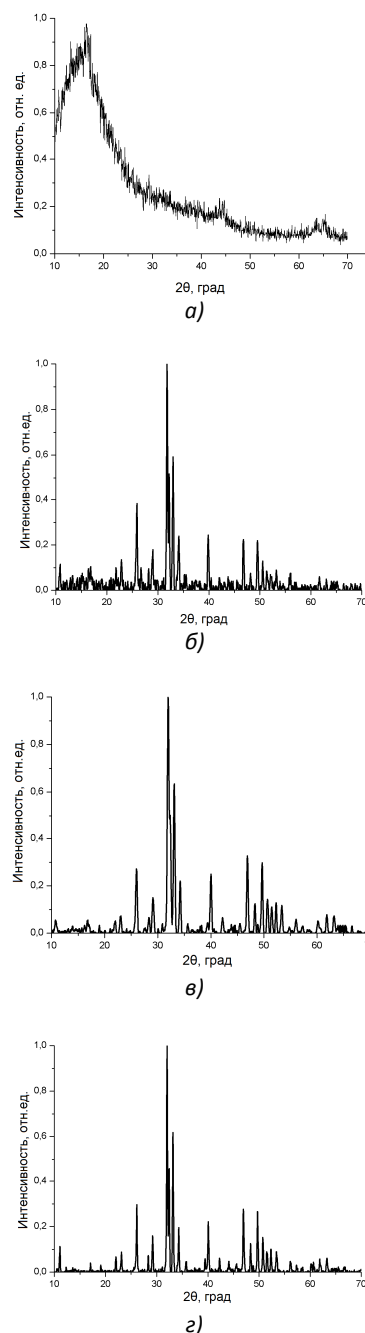


Рис. 2. Дифрактограммы а) исходного образца полимолочной кислоты, образца, пропитанного смесью б) группы 1, в) группы 2, г) группы 3

3. Смагулов А.А., Лапин И.Н., Светличный В.А., Разработка автоматизированной установки для синтеза наночастиц благородных металлов методом лазерной абляции объемных мишеней в жидкости, //Известия Томского политехнического университета. – 2013. – Т. 323. – р. 152-155.