

## КОМПОЗИЦИОННЫЙ МАТЕРИАЛ НА ОСНОВЕ ПОЛИКАПРОЛАКТОНА И ГИДРОКСИАПАТИТА ДЛЯ 3D ПЕЧАТИ ПЕРСОНАЛИЗИРОВАННЫХ ОСТЕОСТИМУЛИРУЮЩИХ СКАФФОЛДОВ

*И.О. АКИМЧЕНКО, Г.Е. ДУБИНЕНКО, Е.Н. БОЛЬБАСОВ, С.И. ТВЕРДОХЛЕБОВ*

Томский политехнический университет

E-mail: [akimchenko.igor@gmail.com](mailto:akimchenko.igor@gmail.com)

На сегодняшний день аддитивные технологии нашли своё применение в различных сферах промышленности и жизни человека, в том числе и в медицине. Так, одним из наиболее перспективных методов создания медицинских скаффолдов для инженерии костной ткани на данный момент являются технологии 3D печати, позволяющие изготавливать сложные по структуре изделия с точностью до десятков и единиц микронов [1-2]. С помощью технологии моделирования методом послойного наплавления (FDM) изготавливаются биodeградируемые скаффолды на основе биорезорбируемых полимеров: полилактид, поликапролактон, полигидроксibuтират, полигликолид [3]. Проблема таких имплантатов заключается в низкой функциональной активности полимерных материалов, что затрудняет дифференцировку ММСК в остеообласть, ограничивая продукцию костной ткани и снижая прочность фиксации скаффолда в костном ложе. Одним из путей решения такой проблемы является разработка композиционных материалов на основе биорезорбируемых полиэфиров и биологически активных наполнителей.

Целью данной работы являлась разработка метода изготовления высоконаполненного композиционного филамента на основе поликапролактона и гидроксиапатита для 3D печати биodeградируемых, персонализированных, остеостимулирующих скаффолдов, а также исследование влияния дисперсного наполнителя гидроксиапатита на физико-химические свойства полимерной матрицы.

В работе изготавливались композиционные материалы с наполнением до 40 вес. %, таблица 1. Композиционные материалы изготавливали путем смешения в низкоскоростной шаровой мельнице ГАП и раствора PCL в ацетоне, после чего ацетон удалялся выпариванием при температуре 130 °С в течение 20 минут. Полученный композит измельчали и перерабатывали методом экструзии для получения филамента диаметром 2,8 мм.

Таблица 1 – Составы композиционных материалов

Состав	PCL, вес. %	ГАП, вес. %
PCL	100	0
PCL20	80	20
PCL40	60	40

По результатам термогравиметрического анализа была определена массовая доля остаточного неорганического наполнителя в полученных филаментах, таблица 2.

Таблица 2 – Массовая доля остаточного наполнителя

Состав	PCL	PCL20	PCL40
Массовая доля, вес. %	0	17,72	38,84

На снимках СЭМ представлена макроструктура опытных образцов скаффолдов, рисунок 1. Макроструктура представлена пересекающимися под прямым углом двойными полосами материала. Среднее расстояние между соседними полосами PCL скаффолда составило  $1,47 \pm 0,01$  мм. Это расстояние незначительно уменьшилось при печати композитами и имело значения  $1,41 \pm 0,2$  мм и  $1,39 \pm 0,2$  мм для PCL20 и PCL40 соответственно. Такое уменьшение расстояния между соседними волокнами можно объяснить уменьшением шейки утонения полос материала в области между их пересечениями под прямым углом, обусловленное изменением реологии расплава композитов. На поверхностях волокон композиционных скаффолдов не наблюдалось явно выраженной шероховатости в результате выхода на поверхность частиц ГАП. На снимках

композиционных скафолдов в режиме детектирования обратно-рассеянных электронов, рисунок 1 з, и, можно отметить отсутствие формирования значительных агломератов ГАП в приповерхностном слое. В совокупности, исследования структуры скафолдов подтверждают гомогенное распределение ГАП в PCL матрице.

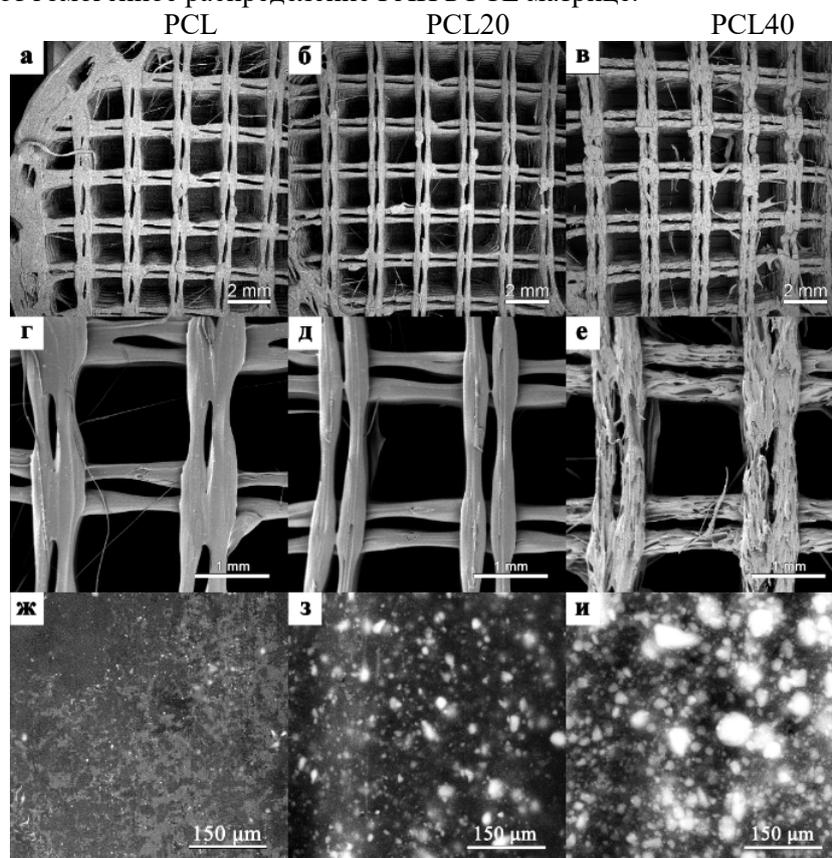


Рисунок 1 – СЭМ-изображения структуры: скафолдов – а,б,в; структурных элементов скафолдов – г,д,е; приповерхностного слоя скафолдов – ж,з,и

Исследования химического и фазового состава полученных композитов показали химическую стабильность материалов на всех технологических этапах. Термический анализ показал высокую эффективность наполнения полимерной матрицы ГАП и высокую термическую стабильность материалов в диапазоне технологических температур. В дальнейшей работе будет проведено исследование на наличие остаточного растворителя в материалах, а также оценка изменения молекулярно-массового распределения PCL матрицы на всех технологических этапах.

#### Список литературы

1. Do A. V. et al. 3D printing of scaffolds for tissue regeneration applications //Advanced healthcare materials. – 2015. – Т. 4. – №. 12. – С. 1742-1762.
2. Xin Y. et al. Influence of aggressive ions on the degradation behavior of biomedical magnesium alloy in physiological environment //Acta Biomaterialia. – 2008. – Т. 4. – №. 6.
3. Ikada Y, Tsuji H. Biodegradable polyesters for medical and ecological applications. Macromol. Rapid Commun. 2000; 21(3): 117-132.