

Рисунок 6 – Анализ элементного состава нанокompозита в выбранной точке

Во всех трех случаях были выбраны и обнаружены C, N, O, P, Ca, Fe и Ag. В качестве подложки использовался Si, вследствие чего на

спектрах наблюдается большой пик, который определяет его наличие.

Таким образом, в ходе выполнения работы с помощью СЭМ JSM6000 были исследованы пленки полиоксибутирата и нанокompозита на основе ядра из гидроксиапатита и магнетита, покрытого полиальдегиддекстраном, амидом и серебром. Изучены морфология поверхности и проведен качественный анализ элементного состава нанокompозита.

Исследования полиоксибутирата и нанокompозита на основе ядра из гидроксиапатита и магнетита являются актуальными, так как данные материалы находят широкое применение в медицине.

#### Литература

1. Игнатович Ж.В. Синтез и свойства композитов на основе гидроксиапатита, магнетита и 2-ариламинопиримидина / Ж.В. Игнатович, Х.А. Новик, А.В. Абакшенок [и др.] // Российские нанотехнологии. – 2019. – Т. 14, № 11–12. – С. 88–94.
2. Boskhomdzhiiev A.P. Biodegradation kinetics of poly(3-hydroxybutyrate)-based biopolymer systems / A.P. Boskhomdzhiiev, A.P. Bonartsev, T.K. Makhina [et al.] // Biochem. Suppl. Ser. B Biomed. Chem. – 2010. – Vol. 4, no. 2. – Pp. 177–183.
3. Langer R. Tissue Engineering / R. Langer, J.P. Vacanti // Science, New Series. – 1993. – V. 260(5110). – P. 920–926.

УДК 678.07

## ИССЛЕДОВАНИЕ ПЛЕНОК ПОЛИОКСИБУТИРАТА МЕТОДОМ АТОМНО-СИЛОВОЙ МИКРОСКОПИИ

Ширяева В.Д.<sup>1</sup>, Щербакoва Е.Н.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Институт химии новых материалов НАН Беларуси  
Минск, Республика Беларусь

<sup>2</sup>Белорусский национальный технический университет  
Минск, Республика Беларусь

Полиоксибутират (ПОБ) и его сополимеры являются наиболее известными и широко используемыми представителями полиоксиалканатов. Благодаря комплексу физико-химических и биологических свойств – способности к биодеградации, биологической инертности и совместимости с тканями, ПОБ может быть использован для изготовления рассасывающихся шовных нитей, хирургических пластин, остеопротезов и имплантатов с возможностью постепенного замещения соединительной тканью организма [1].

В настоящей работе для исследования образцов ПОБ использовался метод атомно-силовой микроскопии (АСМ) с использованием сканирующего зондового микроскопа Nanoscope III D (Veeco, США).

Условия сканирования АСМ: контактный режим, кантилевер из нитрида кремния с констан-

той жесткости 0,32 Н/м, скорость сканирования: 1–5 Гц, опорное значение силы взаимодействия: 1–10 нН, плотность информации составляла 512×512 точек.

Пленки из ПОБ можно получить 2 способами:

- из раствора полиоксибутирата в хлороформе методом спин-коутинга – метод нанесения частиц или тонких пленок на плоские подложки за счет центрифугирования и растекания раствора прекурсора по поверхности образца.

- методом осаждения из 3 % раствора полимеров в хлороформе на стеклянную чашку Петри. После испарения хлороформа, оставшийся в пленках растворитель удаляют путем сушки в термостате при 37 °С в течение двух дней.

Эти пленки могут применяться в качестве подложек для роста клеток.

Пленки ПОБ получали нанесением раствора полимера на 2 вида шаблонов: линейный и квад-

ратный. После его высыхания получилась линейная (рисунок 1) и квадратная (рисунок 2) морфология соответственно.

Данные пленки могут применяться в медицине. Особенно актуально внедрение этих пленок в область тканевой инженерии. Одно из направлений тканевой инженерии – создание новой функциональной ткани, основанной на биоразлагаемых полимерах и имеющей форму замещаемого органа. Для этого сначала отбирают биополимер с заданными характеристиками, а также взятые по возможности клетки у того же организма, у которого планируется замещение органа. Клетки начинают делиться и вторгаются в биополимерную матрицу, в то же время биополимер постепенно подвергается биодеструкции. Как только процесс биодеструкции завершается, функциональная ткань остается в форме замещаемого органа [2].

Матричные биополимеры для разработки этой системы должны обладать определенными фундаментальными свойствами. Требуется биосовместимый материал, имеющий соответствующие механические свойства, для того чтобы поддерживать клеточную адгезию и быстрый рост клеток, а также организовывать рост клеток в необходимом направлении, позволяющим растущей ткани получать питательные вещества [3].

В настоящее время саморассасывающиеся хирургические нити являются в большинстве сделанными из биodeградирующих полимеров. В медицине также используются ортопедические фиксирующие устройства, хирургические заплатки и другие медицинские изделия, в том числе трехмерные пористые носители для реконструкции тканей, сделанные из биоразрушаемых полимеров [4].

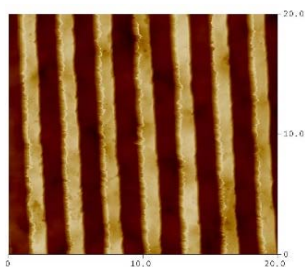


Рисунок 1 – Линейная морфология пленок ПОБ

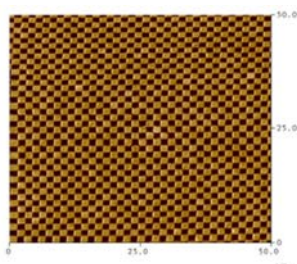


Рисунок 2 – Квадратная морфология пленок ПОБ

Кроме исследования морфологии поверхности пленок ПОБ была определена также толщина полученных пленок.

При исследованиях с помощью функции «Section Analysis» (анализ сечения) получили значения толщины пленки, равное 517 нм для линейной пленки (рисунок 3) и 506 нм для квадратной (рисунок 4).

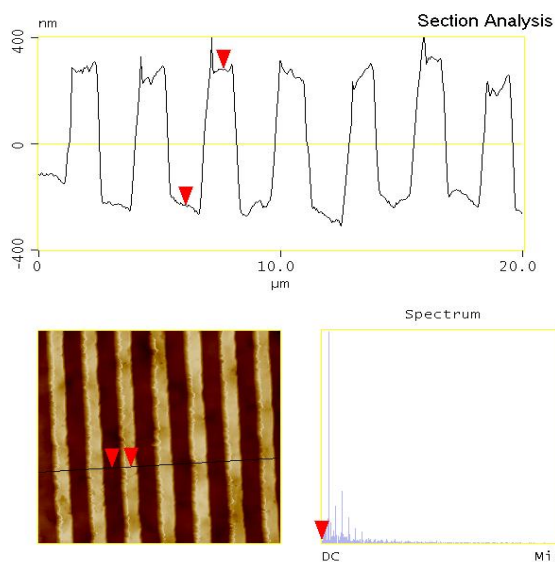


Рисунок 3 – Анализ сечения для линейной пленки ПОБ

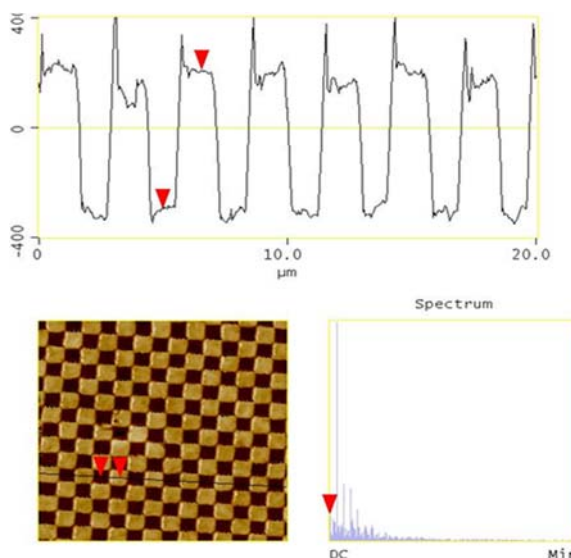


Рисунок 4 – Анализ сечения для квадратной пленки ПОБ

Исследования деградации полиоксидиурата с помощью метода атомно-силовой микроскопии (АСМ) вызывают особый интерес. Одно из важных преимуществ АСМ перед другими методами микроскопии состоит в том, что данный метод позволяет проводить наблюдения в жидкости. В биологии это часто используется, например, для работы с живыми клетками [5].

Использование АСМ позволяет визуализировать процессы разложения пленок в реальном времени.

Таким образом, в ходе выполнения работы с помощью сканирующего зондового микроскопа Nanoscope IIIA изучена морфология поверхности пленок полиоксидбутирата и измерена их толщина.

#### Литература

1. Boskhomdzhiev A.P. Biodegradation kinetics of poly(3-hydroxybutyrate)-based biopolymer systems / A.P. Boskhomdzhiev, A.P. Bonartsev, T.K. Makhina [et al.] // Biochem. Suppl. Ser. B Biomed. Chem. – 2010. – Vol. 4, no. 2 – Pp. 177–183.

2. Langer R. Tissue Engineering / R. Langer, J.P. Vacanti // Science, New Series. – 1993. – Vol. 260(5110). – P. 920–926.

3. Hutmacher D.W. Scaffold design and fabrication technologies for engineering tissues – state of the art and future perspectives // J. Biomater. Sci. Polym. Ed. – 2001. – Vol. 12(1). – P. 107–124.

4. Williams J.M. Bone tissue engineering using polycaprolactone scaffolds fabricated via selective laser sintering / J.M. Williams, A. Adewunmi, R.M. Schek // Biomaterials. – 2005. – Vol. 26(23). – P. 4817–4827.

5. Efremov Y.M. Atomic force microscopy of living and fixed *Xenopus laevis* embryos // Micron. – 2011. – No. 8 (42). – Pp. 840–852.

УДК 621.3

### ИССЛЕДОВАНИЯ МОРФОЛОГИИ ПОВЕРХНОСТИ НАТУРАЛЬНОЙ КОЖИ ПОСЛЕ ЛАЗЕРНОЙ ОБРАБОТКИ

Анисович А.Г.<sup>1</sup>, Маркевич М.И.<sup>1</sup>, Журавлева В.И.<sup>2</sup>, Щербакова Е.Н.<sup>3</sup>, Шаповалов С.В.<sup>4</sup>

<sup>1</sup>ГНУ «Физико-технический институт НАН Беларуси»

Минск, Республика Беларусь

<sup>2</sup>Военная академия Республики Беларусь

Минск, Республика Беларусь

<sup>3</sup>Белорусский национальный технический университет

Минск, Республика Беларусь

<sup>4</sup>СООО «Белвест»

Витебск, Республика Беларусь

Для производства обуви используются как натуральная кожа, так и различные синтетические материалы. Многие производители качественной обуви по-прежнему выбирают натуральную кожу. Это обусловлено, прежде всего, ее высокой прочностью, износостойкостью, безопасностью. Благодаря наличию микропор в натуральной коже она обладает хорошей воздухопроницаемостью, что, в том числе, ценится потребителями. В искусственной коже могут присутствовать химические пропитки и красители, которые могут выступать сильными аллергенами. Поэтому спрос на изделия из натуральной кожи остается высоким.

Применение лазерной технологии для раскроя натуральной кожи создает возможности повышения рентабельности предприятия по изготовлению обуви за счет повышения скорости резки, вырезки деталей сложной формы, высокой точности выполнения операций. Кроме того, лазерная резка позволяет выполнение на поверхности кожи мелких декоративных деталей и гравировки. Однако ввиду пористости натуральной кожи существуют и проблемные вопросы, в частности процесс горения при воздействии лазерного луча, а также остатки материала внутри отверстия из-за нечеткой проработки отверстия при данных режимах. Поэтому необходимо оптимизировать режимы лазерной обработки натуральной кожи [1–4].

Цель работы – исследование морфологии поверхности натуральной кожи в процессе лазерно-

го воздействия с целью оптимизации режимов. Процесс вырезания необходимых отверстий производился на промышленном лазерном комплексе Flexi 600. Данный комплекс создан на базе CO<sub>2</sub> лазерного источника Rofin Sygar (Германия) и предназначен для высокоскоростной резки, маркировки и гравировки различных материалов.

Исследование морфологии поверхности производилось с использованием оптического микроскопа Микро-200. При светлоспольном освещении не удастся получить изображение требуемой контрастности и цветности, поскольку поверхность натуральной кожи не является полностью плоской. Поэтому для исследования поверхности применялся режим освещения по методу темного поля [5].

Данный способ освещения позволяет получить изображение от неплоскостных участков объекта при сохранении натурального цвета фрагментов изображения.

На рисунке 1 представлена морфология поверхности натуральной кожи при режимах: мощность P = 135 Вт, скорость сканирования составляла V = 600 мм/с, частота  $\nu$  = 5,0 кГц. Обработка лазером производилась со стороны лицевой поверхности обувной заготовки.

Принцип формирования изображения при использовании темного поля предполагает освещение объекта полым конусом света; при этом только наклонные участки объекта являются освещенными. Темнопольная микроскопия основана на рассеивании света микроскопическими