



Рисунок 1 - Рассчитанные профили распределения температуры по сечению образца

Исследование структуры сварного шва методом оптической и растровой микроскопии позволило установить, что в процессе сварки взрывом сформировалась бездефектная волнообразная поверхность раздела. Высокая скорость охлаждения и подобранный химический состав пластин привели к формированию аморфной структуры вихревых зон. Это подтвердили изображения, полученные методом просвечивающей электронной микроскопии и измерения микротвердости образца по Виккерсу.

Моделирование процесса охлаждения сваренных взрывом материалов показало, что в процессе сварки взрывом скорость охлаждения вихревых зон составляет $6,45 \cdot 10^7$ К/сек, которая является достаточной для аморфизации структуры.

Список литературы

1. Захаренко И.Д. Сварка металлов взрывом. - Минск: Наука и техника, 1990. - 205 с.
2. Лысак В.И., Кузьмин С.В. Сварка взрывом. - М.: Машиностроение, 2005. - 544 с.
3. Lazari L.G. Explosive welding and its practical applications // Welding Review. May 1988. - P. 74-78.
4. Inoue A. Stabilization and high strain-rate super plasticity of metallic super cooled liquid //Materials Science and Engineering. A. 1999. V. 267. № 2. - P. 171–183.

МОДИФИКАЦИЯ ПОВЕРХНОСТНЫХ ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КОМПОЗИЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ НА ОСНОВЕ СОПОЛИМЕРА ЛАКТИДА-ГЛИКОЛИДА И ГИДРОКСИАПАТИТА МЕТОДОМ ИОННОЙ ИМПЛАНТАЦИИ

О.А. ЛАПУТЬ¹, И.В. ВАСЕНИНА (ПУХОВА)², И.А. КУРЗИНА³

¹Национальный исследовательский Томский политехнический университет

²Институт сильноточной электроники СО РАН

³ Национальный исследовательский Томский государственный университет

E-mail: olesyalaput@gmail.com

Полимеры на основе лактида и гликолида нашли мировое применение в медицине благодаря своей биосовместимости и способности разлагаться в живом организме без образования токсичных соединений. Сополимеры на основе лактида и гликолида преодолели ранее возникавшие проблемы, которые были связаны со слишком быстрым распадом материалов на основе полигликолида и медленным процессом распада

полилактидных материалов, тем самым оптимизируя биodeградируемые свойства обоих полимеров [1, 2]. Возможность контролировать скорость биодеструкции дает введение сомономера и синтез сополимеров различного состава на основе лактида и гликолида. В таких сополимерах сочетаются свойства обоих полимеров. Сополимер лактид-гликолид (СЛГ), играющий роль матрицы, способен безопасно деструктурировать в организме человека до CO_2 и H_2O . СЛГ обладает контролируемой скоростью биодеструкции, что, в свою очередь, позволяет влиять на динамику резорбции композита. Гидроксиапатит (ГА) в матрице СЛГ принимает активное участие в восстановлении кости, выступая подложкой для роста новой костной ткани. В настоящее время проводится большое количество исследований по определению оптимальных составов указанных композитов. В данной работе получены композиционные материалы на основе сополимера лактида с гликолидом и гидроксиапатита в соотношении 90/10 и 75/25. Обработка различных материалов ионными пучками является одним из важнейших направлений передовых современных промышленных технологий благодаря широкому диапазону режимов ведения процесса [3, 4]. Варьирование условий обработки позволяет получать целый ряд новых свойств материалов. Актуальной задачей является изучение механизмов химических реакций макромолекул и изменений в надмолекулярных структурах полимеров в приповерхностном слое в условиях ионного облучения. Целью настоящей работы является изучение влияния имплантации ионов серебра при экспозиционных дозах облучения $1 \cdot 10^{15}$ и $1 \cdot 10^{16}$ ион/см² на физико-химические свойства композиционных материалов.

Композиты получали в несколько этапов. Первый этап заключался в изготовлении таблеток из ГА и порообразующего агента. В качестве порообразующего агента использовали хлорид натрия, который имеет достаточную растворимость, будучи безвредным для организма. Гидроксиапатит с хлоридом натрия перетирали до образования гомогенной смеси, затем формировали таблетки при помощи гидравлического пресса ПГР-10 при давлении 200 атм. Далее таблетки прокаливали в муфельной печи при температуре 700°C в течение трёх часов. Второй этап связан с получением пористого каркаса для композита. Таблетки вымачивали в дистиллированной воде трое суток с обновлением воды каждые 12 часов. После чего пористый гидроксиапатит высушивали на воздухе, затем под вакуумом. Третий этап – пропитка подложек полимером. Для этого СЛГ растворяли в хлороформе (концентрация 0,1 г/мл). Таблетки погружали в полученный раствор и обрабатывали ультразвуком в течение 20 мин. Обработка ультразвуком необходима для удаления пузырьков воздуха из подложки с целью получения однородных покрытий. Имплантацию ионов серебра проводили на экспериментальном стенде, оснащённом источником ионов и магнитным сепаратором MEVVA-II [5] до достижения экспозиционных доз облучения $1 \cdot 10^{15}$ и $1 \cdot 10^{16}$ ион/см² при ускоряющем напряжении 40 кВ.

Химический состав материалов изучен методом инфракрасной спектроскопии. В спектрах композитов на основе сополимера лактида с гликолидом и гидроксиапатита присутствуют полосы в области 1730–1750 см⁻¹, характерные для колебаний карбонильных групп. Валентные колебания С-О-С лежат в интервале 1075-1020 см⁻¹. Полосы поглощения, соответствующие колебаниям фосфатных групп гидроксиапатита, лежат в интервалах 945-952, 1070-1080 см⁻¹. Анализ полученных композитов показал, что в спектрах образцов имеются полосы, характерные как для полилактида, так и для гидроксиапатита. В ИК спектрах образцов после ионной имплантации смещений или новых полос не обнаружено, что свидетельствует об отсутствии новых химических связей между исходными компонентами материала и атомами осажденных веществ. Однако изменяются соотношения связей, при этом уменьшается количество связей $>\text{C}=\text{O}$ и $\text{O}-(\text{C}=\text{O})$.

Важной характеристикой является смачиваемость поверхности материалов. Следует отметить, что композиционный материал на основе сополимера лактида с гликолидом и гидроксиапатита в соотношении 90/10 обладает свойством влагопоглощения, вследствие чего измерение краевого угла на его поверхности оказалось затруднено. В целом, этот

материал в исходном состоянии проявляет скорее гидрофильные свойства, краевой угол смачивания на всех жидкостях (вода, глицерин, этиленгликоль) для него меньше 90° . Внедрение ионов серебра приводит к повышению угла при смачивании всеми тремя жидкостями, при этом в случае с этиленгликолем разница значений между исходным образцом и имплантированным с максимальной дозой составляет почти 20° (30° – исходный, 50° – имплантированный). При смачивании глицерином и этиленгликолем краевой угол для образца СЛГ/ГА 75/25 уменьшается после ионной имплантации с увеличением дозы облучения, а при смачивании водой, напротив, возрастает.

Поверхностная энергия композита СЛГ/ГА 90/10 уменьшается при облучении ионами серебра с увеличением дозы при облучении. При этом значительным изменениям подвергается полярная компонента поверхностной энергии, за счет ее роста убывает общая поверхностная энергия, дисперсионная составляющая играет меньшую роль в этих процессах. Поверхностная энергия композита СЛГ/ГА 75/25 снижается с одновременным снижением полярной составляющей при облучении ионами серебра.

По результатам анализа данных АСМ стоит отметить, что микрошероховатость образцов СЛГ/ГА 90/10 и СЛГ/ГА 75/25 после имплантации увеличивается с увеличением дозы облучения с 38 нм до 127 нм и с 58 нм до 119, соответственно.

Образцы СЛГ/ГА с соотношением компонентов 90/10 характеризуются повышением микротвердости после имплантации ионами серебра с 0,3 до 2,8 ГПа с увеличением дозы облучения. Внедрение ионов серебра способствует повышению микротвердости образцов СЛГ/ГА с соотношением компонентов 75/25 при повышении экспозиционной дозы с 0,9 до 3,0 Гпа.

Благодарности. Работа выполнена при финансовой поддержке проекта РФФИ а 15-08-05496. Данное научное исследование (проект № 8.2.06.2017) выполнено при поддержке Программы повышения конкурентоспособности ТГУ.

Список литературы

1. Bee S.-T., Ratnam C.T., Sin L.T., Tee T.-T., Wong W.-K., Lee J.-X., Effects of electron beam irradiation on the structural properties of polylactic acid/polyethylene blends, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B* 334 (2014) 18–27.
2. Athanasiou K.A., Niederauer G.G., Agrawal C.M., Sterilization, toxicity, biocompatibility and clinical applications of polylactic acid-polyglycolic acid copolymers, *Biomaterials* 17 (1996) 93-102.
3. Sviridov D. V., Ion implantation in polymers: chemical aspects // *Chemical Problems of The Development of New Materials and Technologies*. 1, 88-106 (2003).
4. Popok V. N. Ion implantation of polymers: formation of nanoparticulate materials // *Rev. Adv. Mater. Sci.* 2012. vol. 30. P. 1-26.
5. Brown I.G. The Metal Vapor Vacuum Arc (MEVVA) High Current Ion Source. // *IEEE Transactions on Nuclear Science*. – 1985. – V. NS-32. – No. 5. – P. 1723.