

УДК 541.64:544.6.018.47–036.5:543.429.23

Д. В. ТАПАЛЬСКИЙ<sup>1</sup>, Н. Ю. БОЙЦОВА<sup>1</sup>, В. А. ОСИПОВ<sup>1</sup>, А. А. РОГАЧЕВ<sup>2</sup>, М. А. ЯРМОЛЕНКО<sup>3</sup>,  
член-корреспондент А. В. РОГАЧЕВ<sup>3</sup>, Л. А. МАРЧЕНКО<sup>4</sup>, Г. В. БУТОВСКАЯ<sup>4</sup>, Л. П. КРУЛЬ<sup>4</sup>

## НОВОЕ АНТИБАКТЕРИАЛЬНОЕ ПОКРЫТИЕ НА ОСНОВЕ СМЕСИ ПОЛИУРЕТАНА С ПОЛИ-L-ЛАКТИДОМ

<sup>1</sup>Гомельский государственный медицинский университет

<sup>2</sup>Белорусский государственный университет транспорта, Гомель

<sup>3</sup>Гомельский государственный университет им. Ф. Скорины

<sup>4</sup>Белорусский государственный университет, Минск

Поступило 03.04.2013

**Введение.** Известно, что использование металлических и полимерных имплантатов в медицинской практике осложняется развитием послеоперационных инфекций, обусловленных формированием на поверхности имплантата бактериальных пленок с повышенной устойчивостью к действию антибактериальных препаратов [1]. Эффективным способом предотвращения образования таких пленок, позволяющим значительно улучшить клинические результаты имплантации, является защита поверхности имплантата покрытием из синтетического полимера с добавками соединений с антибактериальной активностью [2–4]. Ранее [5] было показано, что наноразмерные композиционные полимерные покрытия с высокой антибактериальной активностью могут быть получены плазменно-химическим синтезом из активной газовой фазы, образованной продуктами электронно-лучевого диспергирования смеси полиуретана (ПУ) и антибактериальных препаратов, в частности ципрофлоксацина (ЦФ), относящегося к фармакологической группе фторхинолонов, и соединений серебра. Однако скорость высвобождения бактерицидного препарата из ПУ пленки в начальном послеоперационном периоде недостаточно высока для того, чтобы создать необходимую локальную концентрацию действующего вещества. Мы предположили, что дополнительное введение в состав исходной композиции добавки другого полимера, в частности биodeградируемого полилактида (ПЛ), может привести к такому изменению надмолекулярной структуры покрытия, которое обеспечит ускорение диффузии антибактериального препарата в окружающую имплантат среду. ПЛ, как и ПУ, широко используется в медицинской практике [6], в том числе как полимерная матрица двухкомпонентных антибактериальных композитов, содержащих соединения серебра [7; 8]. Однако в качестве полимерного компонента антибактериальных покрытий, дополнительного к ПУ, ПЛ до настоящего времени не применялся.

Цель работы – экспериментальная проверка возможности ускорения диффузии антибактериального препарата из композиционного ПУ покрытия за счет введения в его состав добавки биodeградируемого ПЛ, а также определение влияния композиционных антибактериальных покрытий на формирование бактериальных пленок на поверхности титановых пластин.

**Материалы и методы исследования.** В качестве исходных полимеров использовали порошок термопластичного ПУ марки **Desmopan 385** производства фирмы **Bayer Material Science AG** (Германия) и гранулы поли-L-лактида марки 4042D (Nature Works LLC, США). Порошок поли-L-лактида с размером частиц 800–1500 мкм получали измельчением гранул путем криогенного диспергирования на лабораторной дезинтеграторной установке ударного типа 1A146МЛ [9]. Исходными антибактериальными веществами были ЦФ (KRKA, Словения), а также нитрат серебра (НС), оксид серебра (ОС) и хлорид серебра (ХС). Степень чистоты всех соединений серебра – ч. д. а.

Антибактериальные покрытия формировали в вакууме из активной газовой фазы, образованной продуктами электронно-лучевого диспергирования смеси порошков полимера и антибиотика

по методике, описанной в [5]. Покрытия наносили на различные подложки (пластины из титана ВТ1–0, металлизированные пленки из полиэтилентерефталата, отрезки стерильной марли размером  $150 \times 150 \text{ мм}^2$ , кварцевые пластины).

Состав покрытий исследовали методом ИК фурье-спектроскопии, детали эксперимента описаны в работе [5].

Поверхностную бактерицидную активность покрытий, нанесенных на титановые пластины размером  $50 \times 50 \times 1 \text{ мм}^3$ , определяли в соответствии с японским промышленным стандартом JIS Z 2801:2000. Уровень антибактериальной активности  $R$  рассчитывали по уравнению

$$R = \lg(N_K / N_T),$$

где  $N_K$  и  $N_T$  – среднее количество микробных клеток для серии контрольных (титановые пластины без покрытия) и опытных (титановые пластины с нанесенным покрытием) образцов соответственно.

Устойчивость антибактериальных покрытий к механическим воздействиям оценивали путем сравнения величин бактерицидной активности, определенных в присутствии и в отсутствие абразива. В качестве абразива использовали наполнитель для галтовки ОТЕС Н0/050 (ОТЕС, Германия), материал абразива – ореховая скорлупа с размером гранул 2,4–4,0 мм. Продолжительность абразивной обработки варьировалась от 1 до 14 суток.

Диффузию серебра из антибактериальных покрытий в модельную среду исследовали с использованием метода плазменной масс-спектроскопии на приборе ELAN 9000 (Perkin Elmer, США). В качестве модельной среды применяли деионизованную воду (MilliPore Simplicity, Франция) с удельным сопротивлением, равным 18,2 МОм·см. Марлевые образцы с нанесенными покрытиями массой 500 мг вводили во флаконы с модельной средой (100 мл) и инкубировали в течение 240 ч при непрерывном встряхивании.

Влияние модельной среды на толщину полимерных покрытий  $d$  изучали методом кварцевого резонатора. В специально сконструированную ячейку помещали кварцевые пластины с нанесенным на них полимерным покрытием и следили за изменением резонансной частоты  $\Delta f$  колебаний пластин. Изменение толщины пластин ( $\Delta d$ ) рассчитывали из соотношения [10]

$$\Delta d = \Delta f \rho_K N / f_0^2 \rho_P,$$

где  $\rho_K$  и  $\rho_P$  – плотности кварца и полимера соответственно;  $f_0$  – резонансная частота кварцевой пластины (4,6 МГц);  $N$  – константа кварцевой пластины (1670 Гц·м).

Процесс формирования бактериальных пленок изучали на титановых пластинах размером  $12,5 \times 40 \times 1 \text{ мм}^3$ . В качестве тест-культур, чувствительных к антибиотикам, использовали *Staphylococcus aureus* ATCC 25923 и *Pseudomonas aeruginosa* ATCC 27853 из американской коллекции типовых культур, а также культуру *Pseudomonas aeruginosa* 50127 MBL, выделенную от больного с посттравматическим остеомиелитом. Суспензии тест-культур готовили в стерильном физиологическом растворе. Стерильные пластины помещали в пробирки для центрифугирования, добавляли 8 мл триптиказо-соевого питательного бульона и 50 мкл суспензии тест-культуры. Пробирки с образцами инкубировались на шейкере с низкой интенсивностью встряхивания в течение 24 ч при 37 °С. Биомассу сформированных бактериальных пленок оценивали по величине сорбции ( $m$ ) красителя кристаллического фиолетового, принимая, что биомасса бактериальных пленок пропорциональна  $m$ . После инкубации титановые пластины с покрытиями окрашивали, помещая их при 37 °С на 30 мин в 0,1 %-ный водный раствор красителя. Затем каждую пластину ополаскивали водой и экстрагировали краситель 8 мл 96 %-ного этанола в течение 1 ч. Концентрацию красителя в спиртовых растворах определяли на иммуноферментном анализаторе АИФ-М/340 (длина волны 540 нм). Значение  $m$  (мкг) рассчитывали по уравнению

$$m = V(C_1 - C_2),$$

где  $V$  – объем отмывочного раствора (мл);  $C_1$  и  $C_2$  – концентрации красителя (мкг/мл) в отмывочных растворах в опытах с внесением тест-культуры в пробирки с исследуемыми пластинами и питательной средой и без внесения («контроль стерильности») соответственно. Каждое значение  $m$  – среднее из результатов измерений на трех образцах.

**Результаты и их обсуждение.** Основным объектом исследования было покрытие, сформированное из четырехкомпонентной композиции, которая включала ПУ, ПЛ, ЦФ и ХС. Для сравнения исследовались также покрытия, которые были получены из двухкомпонентных композиций, содержащих один полимер (ПУ или ПЛ) и один антибактериальный препарат (ЦФ, НС, ОС или ХС), а также из трехкомпонентной композиции, в состав которой входила смесь ПУ, ПЛ и ХС.

Известно, что состав антибактериальных покрытий, которые образуются из двухкомпонентной композиции ПУ–ЦФ, мало отличается от исходного, в то время как в составе покрытия, получаемого из двухкомпонентной композиции ПУ–НС, наряду с ПУ и НС обнаруживается металлическое наносеребро [5]. Состав покрытий, получаемых из композиций ПУ–ОС и ПУ–ХС, смесей ПЛ с антибактериальными добавками, а также из композиций ПУ–ПЛ–ЦФ–ХС и ПУ–ПЛ–ХС ранее не изучался.

Присутствие ПЛ в модельных покрытиях, полученных из порошка ПЛ и композиции ПЛ–НС, подтверждается анализом их ИК фурье-спектров. В спектре покрытия, сформированного из порошка ПЛ (рис. 1, кривая 1), обнаруживаются полосы поглощения при  $1700\text{--}1760\text{ см}^{-1}$  (валентные колебания связи С=О), а также при  $1000\text{--}1220\text{ см}^{-1}$  (валентные колебания связей С–О–С и маятниковые колебания  $\text{CH}_3$  групп), характерные для ПЛ [11]. Спектр покрытия, сформированного из смеси порошков ПЛ и НС, содержит полосы, относящиеся не только к ПЛ, но и к серебро-содержащим продуктам превращений НС [5]. Следовательно, ПЛ, как и другие синтетические полимеры [5], способен образовывать наноразмерные покрытия из активной газовой фазы. При электронно-лучевом распылении в вакууме смеси порошка ПЛ с НС образуется наноразмерное покрытие из ПЛ, содержащее НС и другие продукты его химических превращений, в том числе наночастицы серебра.

Наличие антибактериальных веществ в составе покрытий подтверждается результатами определения антибактериальной активности. Данные, приведенные в табл. 1, свидетельствуют о том, что практически все исследованные покрытия (за исключением покрытия из композиции ПЛ–ОС), нанесенные на титановые пластины, обладают бактерицидной активностью. Следовательно, в их составе сохраняются активные компоненты антибактериальных препаратов, которые присутствовали в исходных композициях. Наиболее высокая антибактериальная активность (величина  $R$  превышает 2,6) отмечается для покрытий, которые были получены из различных композиций, содержащих ЦФ или НС в концентрации 10–11 и 25 масс. % соответственно, а также из композиции ПЛ–ХС, содержащей 25 масс. % ХС. Достаточно высокой бактерицидной активностью обладают и покрытия из композиций ПУ–ХС и ПУ–ПЛ–ХС. Для них наблюдался рост только единичных колоний культуры *E. coli* (не более 1–8 на чашке). Максимальный рост тест-культуры *E. coli* (270–400 КОЕ), т. е. почти такой же, как для контрольных титановых пластин, не содержащих антибактериального покрытия, наблюдался для покрытия из композиции ПЛ–ОС. Возможно, что при формировании покрытия из композиции ПЛ–ОС на поверхность титановой пластины переносится только ПЛ.

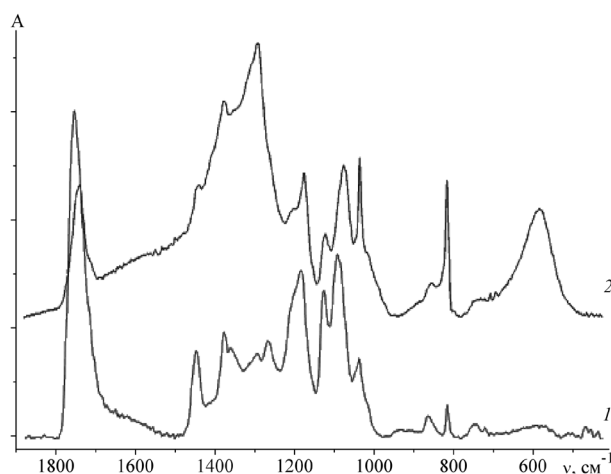


Рис. 1. ИК фурье-спектры покрытий, сформированных электронно-лучевым диспергированием ПЛ (1) и смеси ПЛ–НС, содержащей 25 масс. % НС (2)

Т а б л и ц а 1. Поверхностная бактерицидная активность композиционных покрытий на титановых пластинах

Содержание компонентов в исходной смеси, масс. %						R
ПУ	ПЛ	ЦФ	НС	ОС	ХС	
33,3	33,3	11,1	0	0	22,3	>2,6
37,5	37,5	0	0	0	25	2,12
0	90	10	0	0	0	>2,6
0	75	0	25	0	0	>2,6
0	75	0	0	25	0	0,04
0	75	0	0	0	25	>2,6
90	0	10	0	0	0	>2,6
50	0	0	50	0	0	>2,6
75	0	0	0	0	25	>1,86

При относительно малом содержании соединения серебра в исходной композиции (25 масс. %) антибактериальные покрытия ПЛ–ХС оказались более устойчивыми к воздействию абразива по сравнению с покрытиями ПЛ–НС. Так, после абразивной обработки в течение 1 сут. бактерицидная активность покрытия ПЛ–ХС составила свыше 95 % от исходного уровня, тогда как покрытия ПЛ–НС – всего 65 %. Высокую антибактериальную активность, сохраняющуюся после длительного абразивного воздействия, проявили двухкомпонентные покрытия на основе ПУ или ПЛ с добавками ЦФ, а также четырехкомпонентное покрытие, при получении которого использовалась смесь ПУ, ПЛ, ЦФ и ХС. Последнее покрытие сохраняло бактериальную активность на уровне свыше 95 % от начального значения после абразивного воздействия в течение 14 сут.

Экспериментальные данные по кинетике вымывания серебра из покрытий, нанесенных на марлевые образцы из композиций ПУ–ХС, ПЛ–ХС и ПУ–ПЛ–ХС (рис. 2), свидетельствуют о том, что введение добавок ПЛ в композиционное покрытие, включающее ПУ и антибактериальное вещество, приводит к существенному ускорению высвобождения последнего из покрытия. Количество серебра, выделившегося в воду из трехкомпонентного покрытия ПУ–ПЛ–ХС за 19–240 ч, примерно в 2 раза превышает количество серебра, выделившегося из двухкомпонентных покрытий ПУ–ХС и ПЛ–ХС. При этом количество серебра, выделившегося за первые 2 ч, практически не зависит от состава покрытия.

Можно отметить также, что количества серебра, перешедшего в воду из двухкомпонентных покрытий ПЛ–ХС и ПУ–ХС за время до 4 сут., мало отличаются. Различие обнаруживается при времени пребывания покрытия в воде, составляющем 6–10 сут., при этом из покрытий ПЛ–ХС в воду переходит примерно на треть больше серебра, чем из покрытия ПУ–ХС. Следовательно, замена ПУ на ПЛ в антибактериальном покрытии также способствует ускорению высвобождения антибактериального вещества из композиционного покрытия, хотя и не в такой степени, как добавка ПЛ к ПУ.

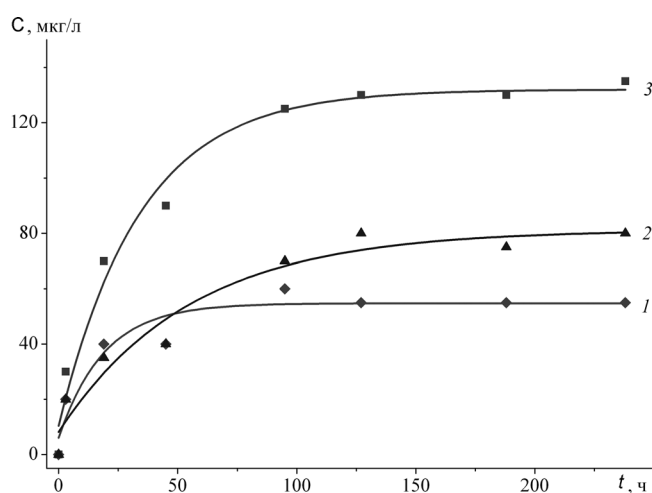


Рис. 2. Зависимость концентрации серебра, перешедшего в модельную среду (деионизованную воду) из покрытия ПУ–ХС (1), ПЛ–ХС (2) и ПУ–ПЛ–ХС (3), от времени его контакта с водой. Содержание ХС 25,0 масс. %; содержание ПЛ, масс. %: 1 – 0; 2 – 75,0; 3 – 37,5

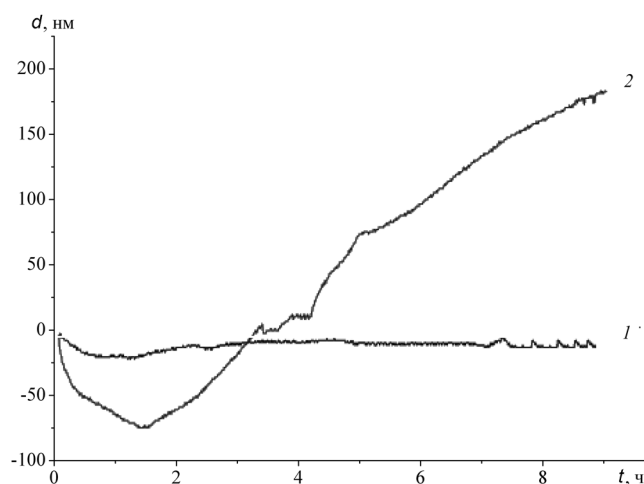


Рис. 3. Зависимость толщины покрытия от времени его контакта с водой: 1 – ПУ; 2 – ПЛ

Возможной причиной наблюдаемых явлений может быть различное поведение ПУ и ПЛ при контакте с водой. ПЛ по сравнению с ПУ менее устойчив к гидролитической деструкции [6]. Однако в условиях эксперимента, результаты которого приведены на рис. 2, т. е. при комнатной температуре и продолжительности контакта с водой до 10 сут., деградация ПЛ вряд ли существенна, поскольку хорошо известно [6], что имплантаты из ПЛ в заведомо более жестких условиях, т. е. в среде организма, рассасываются за время от нескольких недель до нескольких месяцев. Исследование зависимости толщины покрытий из индивидуальных ПУ и ПЛ от продолжительности их пребывания в воде при комнатной температуре (рис. 3) подтвердило, что роль распада макромолекул ПЛ как фактора, приводящего к увеличению свободного объема в полимерной матрице и, соответственно, ускорению диффузии антибактериального препарата в окружающую имплантат водную среду, незначительна. Действительно, толщина покрытия из ПУ, нанесенного на кварцевую пластину (рис. 3, кривая 1), практически не изменяется за 1–10 ч пребывания в воде при комнатной температуре. Совершенно иначе ведет себя покрытие из ПЛ. С увеличением продолжительности его контакта с водой небольшое снижение толщины (не превышающее 15 % от исходного значения), которое наблюдается в течение первого часа пребывания в воде, сменяется резким увеличением. Толщина покрытия линейно возрастает со временем, и спустя 9 ч достигает 140 % от исходной величины. Снижение толщины покрытия из ПЛ скорее всего обусловлено растворением в воде низкомолекулярных фракций полимера, которые накопились в процессах превращения исходных гранул в покрытие. При криогенном диспергировании гранул ПЛ макромолекулы испытывали интенсивное механическое воздействие, что могло привести к увеличению содержания низкомолекулярных продуктов деструкции. Такие продукты могли также образовываться и в ходе последующего электронно-лучевого диспергирования полученного порошка. Возрастание толщины покрытия из ПЛ, наблюдаемое через 1 ч пребывания в воде, несомненно, связано с особенностями набухания полимера.

Количественные данные по набуханию ПЛ в воде, приведенные в литературе [12; 13], относятся к пленкам толщиной свыше 100 мкм. При этом они заметно различаются в зависимости от состава и структуры исследуемого образца, температуры и способа определения величины набухания. Например, величины равновесного набухания при 25 °С для пленок толщиной 145 мкм, полученных из растворов поли-L-лактида марки 4032D и поли-D,L-лактида, составляют  $(12,8 \pm 3,1) \cdot 10^{-3}$  и  $(8,7 \pm 1,2) \cdot 10^{-3}$  г воды на 1 г полимера соответственно [12]. Для пленок поли-D, L-лактида толщиной 200 мкм, полученных прессованием, величины равновесного набухания в воде при 37 °С, измеренные методами термогравиметрии и меченых атомов (с использованием  $^3\text{H}_2\text{O}$ ) достигают  $6 \cdot 10^{-1}$  г воды на 1 г полимера [13]. Количественные данные по величине набухания наноразмерных пленок ПЛ в воде в литературе отсутствуют, однако особенности трансформации их структуры при набухании в воде известны. В работе [14] исследовалось поведение пленок поли-D,L-лактида толщиной 22–300 нм, нанесенных на кварцевую подложку из раствора

в хлороформе, при их погружении в воду, нагретую до 40 °С. Методом атомно-силовой микроскопии показано, что набухание наноразмерных пленок в воде сопровождается появлением в них пузырьков (блистеров), размер которых увеличивается со временем, причем удаление воды из блистеров приводит к формированию кратеров на поверхности пленки, диаметр которых измеряется мкм, а глубина составляет 10–100 нм.

Вероятно, и для исследованных в настоящей работе наноразмерных антибактериальных покрытий, которые были нанесены на поверхность титановых пластин из композиций, содержащих добавки ПЛ, ключевой стадией процесса, определяющего кинетику диффузии антибактериальных добавок в водную среду, является набухание ПЛ компонента композиции в воде. Набухание сопровождается ослаблением межмолекулярного взаимодействия между полимерными цепями. Следствием этого является увеличение свободного объема в полимерной матрице и возрастание подвижности макромолекул, в результате чего ускоряется диффузия молекул антибактериального вещества и переход их из покрытия в окружающую водную среду. Кроме того, изменения пористой структуры наноразмерных пленок, в частности, формирование блистеров, а затем и кратеров, также способствуют диффузии антибактериальных веществ из покрытия.

По-видимому, структура покрытия, сформированного из смеси ПУ–ПЛ–ХС, еще более склонна к набуханию в воде, чем сформированного из смеси ПЛ–ХС, чем и объясняется эффект существенного ускорения высвобождения антибактериального вещества из трехкомпонентного покрытия с добавкой ПЛ.

Результаты исследования влияния состава покрытий на формирование бактериальных пленок на поверхности титановых пластин представлены в табл. 2.

Т а б л и ц а 2. Эффективность формирования бактериальных пленок на антибактериальных покрытиях при использовании различных тестовых культур

Содержание компонентов покрытия в исходной смеси, масс. %				Биомасса бактериальной пленки, отн. ед.		
ПУ	ПЛ	ЦФ	ХС	<i>P. aeruginosa</i> ATCC 27853	<i>P. aeruginosa</i> 50127 MBL	<i>S. aureus</i> ATCC 25923
–	–	–	–	4,84	9,73	2,95
100	0	0	0	6,04	3,96	4,84
0	100	0	0	9,51	5,50	7,61
75,0	0	0	25,0	0,23	0,86	0,31
0	75,0	0	25,0	1,08	1,39	0,46
90,0	0	10,0	0	0*	0*	0*
0	90,0	10,0	0	0*	0*	0*
33,3	33,3	11,1	22,3	0*	0,22	0*

П р и м е ч а н и е. \* – отсутствие видимого роста микроорганизмов в объеме бульонной питательной среды.

На поверхности титановой пластины, не содержащей антибактериального покрытия, так же как и на покрытиях из ПУ и ПЛ, не содержащих добавок антибактериальных веществ (ЦФ или ХС), активно формируются бактериальные пленки. Их биомасса в зависимости от наличия полимерного покрытия, его химической природы и вида тестовых бактериальных культур изменяется от 2,95 до 9,73 относительных единиц. Введение в покрытие из ПУ или ПЛ добавки ЦФ в количестве 10 масс. % полностью подавляет как формирование бактериальных пленок, так и рост микроорганизмов в объеме питательной среды. Введение в покрытие из ПУ или ПЛ добавки ХС в количестве 25 масс. % существенно снижает массу бактериальных пленок, но не подавляет полностью процесс их образования. Покрытие, включающее ПУ и ПЛ в массовом соотношении 1 : 1 (всего 2/3 от общей массы покрытия), а также ЦФ и ХС в массовом соотношении 1 : 2, по ингибирующей активности в процессе формирования бактериальных пленок практически не уступает двухкомпонентным покрытиям ПУ–ЦФ и ПЛ–ЦФ, но, как показано выше, превосходит их по скорости выделения бактериального вещества в окружающую модельную среду.

**Заключение.** Полученные экспериментальные данные позволили предложить состав для получения плазмохимическим синтезом наноразмерного антибактериального покрытия для титановых имплантатов, включающий смесь порошков термопластичного полиуретана марки Desmopan 385, поли-L-лактида, ципрофлоксацина и хлорида серебра. Синтезированное покрытие препятствует образованию бактериальных пленок и обладает выраженным антибактериальным

эффектом, сохраняющимся при действии абразивной среды. Особенностью данного покрытия является способность длительно поддерживать высокие бактерицидные концентрации антибактериальных добавок в зоне, примыкающей к введенному имплантату. Наиболее вероятной причиной ускорения диффузии антибактериальных веществ из четырехкомпонентного покрытия является набухание в воде присутствующего в нем поли-L-лактида, которое сопровождается снижением энергии межмолекулярного взаимодействия между цепями полимера и увеличением свободного объема в покрытии.

## Литература

1. Мальцев С. В., Мансурова Г. Ш. // Практическая медицина. 2011. Т. 53, № 5. С. 7–10.
2. Gollwitzer H., Ibrahim K., Meyer H. // J. Antimicrobial Chemotherapy. 2003. Vol. 51, N 3. P. 585–591.
3. Aumsuvan N., Heinhorst S., Urban M. W. // Biomacromolecules. 2007. Vol. 8, N 2. P. 713–718.
4. Tapalski D., Kazlova A., Petrovskaya T. et al. // European J. Medical Research. 2009. Vol. 14, N 2. P. 145.
5. Ярмоленко М. А., Рогачев А. А., Рогачев А. В. и др. // Научные технологии. 2011. Т. 12, № 5. С. 26–34.
6. Штильман М. И. Полимеры медико-биологического назначения. М., 2006.
7. Li L., Li Y., Li J. et al. // Advanced Materials Research. 2006. Vol. 47–50. P. 849–852.
8. Shameli K., Ahmad M. B., Yunus W. M. et al. // Int. J. Nanomedicine. 2010. Vol. 5. P. 573–579.
9. Матусевич Ю. И., Круль Л. П. // Докл. АН Беларуси. 1997. Т. 41, № 5. С. 118–121.
10. Альтиулер Г. Б., Елфимов Н. Н., Шакулин В. Г. Кварцевые генераторы: справочное пособие. М., 1984.
11. Ribeiro C., Sencadas V., Costa C. M. et al. // Sci. Technol. Adv. Mater. 2011. Vol. 12, N 1. P. 1–9.
12. Davis E. M., Theryo G., Hillmyer M. A. et al. // ACS Appl. Mater. Interfaces. 2011. Vol. 3, N 10. P. 3997–4006.
13. Valenzuela L. M., Michniak B., Kohn J. // J. Appl. Polym. Sci. 2011. Vol. 121, N 3. P. 1311–1320.
14. Sharp J. S., Jones R. A. L. // Physical Review. 2002. Vol. 66, N 1. DOI: 10.1103/PhysRevE.66.011801.

*D. V. TAPALSKI, N. Yu. BOYTSOVA, V. A. OSIPOV, A. A. ROGACHEV, M. A. YARMOLENKO,  
A. V. ROGACHEV, L. A. MARCHENKO, G. V. BUTOVSKAYA, L. P. KRUL*

krul@bsu.by

## NEW ANTIBACTERIAL COATING BASED ON THE MIXTURE OF POLYURETHANE AND POLY-L-LACTIDE

### Summary

The introduction of a poly-L-lactide into an antibacterial coating based on the mixture of polyurethane, ciprofloxacin, and silver compounds prepared by the plasma-chemical synthesis is shown to accelerate the diffusion of antibacterial substances into the model environment. Such acceleration is more likely due to the poly-L-lactide swelling in water, followed by a decrease in the energy of the intermolecular interaction between the polymer chains and an increase in a free coating volume. A composition has been proposed of a four-component antibacterial nanocoating for titanium implants. The coating proposed prevents the formation of bacterial films and has a profound antibacterial effect being stable under the abrasive medium action.