

УДК 621.7.620.186

**СТРУКТУРА ПОВЕРХНОСТИ ОДНОСЛОЙНЫХ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ ПОКРЫТИЙ  
ОКСИДОВ ТАНТАЛА И АЛЮМИНИЯ НА МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ПОДЛОЖКАХ**Кузнецова Т.А.<sup>1,2</sup>, Лапицкая В.А.<sup>1,2</sup>, Петровская А.С.<sup>1</sup>, Мельникова Г.Б.<sup>1</sup>, Хабарова А.В.<sup>1</sup>,  
Чижик С.А.<sup>1,2</sup>, Зыкова А.В.<sup>3</sup>, Сафонов В.И.<sup>3</sup><sup>1</sup>Институт тепло- и массообмена имени А.В. Лыкова НАН Беларуси  
Минск, Республика Беларусь<sup>2</sup>Белорусский национальный технический университет  
Минск, Республика Беларусь<sup>3</sup>ННЦ Харьковский физико-технический институт НАН Украины  
Харьков, Украина

Металлы и их сплавы широко используются во всех областях науки, техники и медицины. В био-медицинских устройствах металлы используются благодаря своей инертности и структурным функциям. Обычно, они предпочтительнее полимеров или керамики (особенно в тех случаях, когда имплантаты подвергаются статическим, динамическим или циклическим нагрузкам, которые требуют сочетания прочности и пластичности) [1]. Хотя достаточно большое количество металлов и их сплавов используется в медицинских устройствах, наиболее распространенными являются нержавеющие стали, химически чистый титан и титановые сплавы и сплавы на основе кобальта [2], а также тантал, алюминий и их оксиды.

Целью работы являлось изучение структурно-морфологических характеристик и наномеханических свойств однослойных наноструктурированных покрытий оксидов тантала и алюминия, нанесенных методом магнетронного распыления на металлические подложки. Известна взаимосвязь микроструктурного состояния поверхности и механических свойств покрытий [3].

Морфологию поверхности наноструктурированных пленок исследовали на атомно-силовом микроскопе (АСМ) Dimension FastScan (Bruker, США) в режиме PeakForce Tapping QNM. Использовали стандартные кремниевые кантилеверы MPP12120-10 (Bruker, США) с радиусом кривизны острия зонда 10 нм и жесткостью консоли 5,72 Н/м. Радиус кривизны острия зонда определяли с помощью эталонного образца RS-12M (образец шероховатости поликристаллического титана).

На рисунке 1, *а* представлена структура поверхности стали типа 316L SS. На основании полученных АСМ-изображений было установлено, что полированная поверхность стали имеет зерненую структуру. Размер зерна составляет 30–40 нм. После нанесения пленки оксида тантала на нержавеющую сталь на некоторых участках поверхности покрытия появляются островки оксидной пленки (рисунок 1, *б*). Высота образовавшихся островков составляет 5,5 нм, размер 100-500 нм.

На рисунке 2 приведены результаты исследования структуры поверхности пленок  $Al_2O_3$ . Установлено, что поверхность состоит из зерен,

форма которых близка к сферической. Размер зерен в алюмооксидных пленках примерно одинаков и составляет порядка 100 нм (рисунок 2, *б*), что согласуется с ранее полученными результатами АСМ-исследований пленок  $Al_2O_3$  [4].

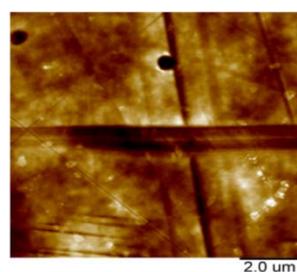
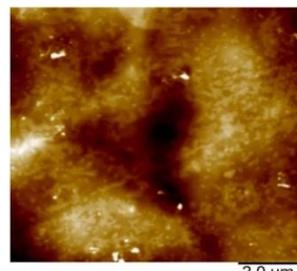
*а**б*

Рисунок 1 – АСМ-изображения поверхности:  
*а* – сталь 316L SS (10x10 мкм<sup>2</sup>), *б* – пленка оксида тантала (10x10 мкм<sup>2</sup>)

Максимальный перепад (размах) высот можно рассматривать как толщину поверхностного слоя, который не полностью заполнен материалом и в котором происходит изменение рельефа, ниже данного слоя предположительно лежит сплошной материал [5]. Для исследованных пленок данный параметр не превышает 20 нм, что составляет около 2 % от общей толщины пленки.

Параметры шероховатости для алюмооксидной пленки с увеличением площади сканирования изменяются незначительно, что свидетельствует о равномерности наносимого покрытия. За счет малого размера частиц и перепада высот достигаются пониженные значения Ra. В целом, невысокие значения шероховатости предполагают возможность применения таких пленок для медицинского использования.

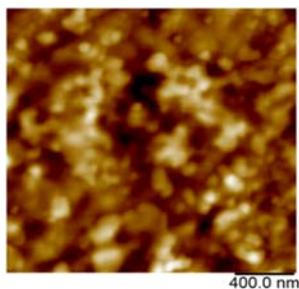


Рисунок 2 – АСМ-изображения поверхности оксида алюминия (2x2 мкм<sup>2</sup>)

Немаловажной характеристикой материала является адгезионная, так как существует высокий риск образования тромбов на имплантируемом материале. Значения силы адгезии и удельной поверхностной энергии были определены на полях сканирования 5x5 мкм и 10x10 мкм (таблица 1) [6]. Установлено, что напыление пленки оксида тантала на нержавеющую сталь приводит к уменьшению значений силы адгезии на 61%. Поверхностная энергия при этом составляет 0,42 мДж/м<sup>2</sup>. Сила адгезии алюмооксидной пленки значительно выше танталовой и составляет 58,03 нН. Следовательно, данное покрытие менее подходит для медицинского применения.

Таблица 1 – Значения силы адгезии и удельной поверхностной энергии оксидных пленок тантала и алюминия на металлических подложках

Образец	F <sub>adh</sub> , нН ± 10 %		γ, мДж/м <sup>2</sup>	
	5x5 мкм	10x10 мкм	5x5 мкм	10x10 мкм
Сталь 316 L SS	56,19	49,99	1,19	1,06
Ta <sub>2</sub> O <sub>5</sub> / (316 L SS)	36,93	19,69	0,78	0,42
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> / (алюминиевый сплав Д16)	84,91	58,03	1,80	1,23

**Заключение.** В результате проведенных исследований поверхности стали и алюминиевого сплава с напыленными пленками оксидов тантала и алюминия методом атомно-силовой микро-

скопии установлено, что структура полученных покрытий существенно отличается.

Для пленки оксида тантала на нержавеющей стали характерна плотная гладкая поверхность, для оксида алюминия – нанозернистая микроструктура. Методом АСМ было зафиксировано снижение силы адгезии на 61% после нанесения оксида тантала на нержавеющую сталь, что в дальнейшем позволит уменьшить агрегацию тромбоцитов на поверхности имплантатов. Сила адгезии на поверхности алюмооксидной пленки составила 58,03 нН.

**Благодарности.** Работа выполнена при финансовой поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований (Т20УКА-030)

#### Литература

1. Mahapatro A. Bio-functional nano-coatings on metallic biomaterials / A. Mahapatro // Materials Science and Engineering: C. – 2015. – Vol. 55. – P. 227–251.
2. Davis J.R. Handbook of Materials for Medical Devices / J.R. Davis. – USA: ASM International, 2003. – 341 p.
3. Углов В.В. Взаимосвязь микроструктурного состояния поверхности и механических свойств углеродных и металл-углеродных покрытий, формируемых плазмо-усиленным химическим вакуумным осаждением / Углов В.В. и др. // Перспективные материалы. – 2003. – № 6. – С. 5–11.
4. Михайлов В.И. Получение и физико-химические свойства материалов на основе нанодисперсных оксидов алюминия и железа (III): дис. канд. хим. наук: 02.00.04 / В.И. Михайлов. – Сыктывкар, 2016. – 129 с.
5. Новак А.В. Шероховатость пленок аморфного, поликристаллического кремния и поликристаллического кремния с полусферическими зёрнами / А.В. Новак, В.Р. Новак // Письма в ЖТФ. – 2013. – Т. 39. – № 19. – С. 32–40.
6. Кузнецова Т.А. Микронды для определения силы адгезии и удельной поверхностной энергии методом атомно-силовой микроскопии / Т.А. Кузнецова, Н.В. Чижик, Т.И. Ширяева // Приборы и методы измерений. – 2013. – № 1 (6). – С. 41–45.

УДК 533.9.082.5

### ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ КРЕМНИЕВЫХ ПЛАСТИН НА СВЧ РАЗРЯД В ПЛАЗМОТРОНЕ РЕЗОНАТОРНОГО ТИПА

Мадвейко С.И., Тихон О.И., Тодин П.А., Бордусов С.В., Достанко А.П.

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
Минск, Республика Беларусь

В настоящее время технология плазменной обработки полупроводниковых материалов является неотъемлемой частью технологического процесса изготовления современных устройств микро- и нанoeлектроники. В связи с ростом масштабов производства в промышленности осуществляется переход на обработку кремниевых подложек всё большего диаметра, что обуславливает необходимость разработки, применения и исследования характеристик плазменных

источников, способных обеспечивать качественное выполнение технологических операций на поверхностях большой площади.

Одним из методов плазменной обработки является использование нестационарного сверхвысокочастотного (СВЧ) разряда. Выполнение современных требований, предъявляемых к новому СВЧ плазмохимическому технологическому оборудованию, осуществляется за счет применения в его конструкции объемных резонаторов.