

полученного методом ВК, не превышает 200 – 300 нм, средний размер основных элементов структуры Са-Р покрытия – сферолитов – составляет 460 нм. Рентгенофазовый анализ (РФА) выявил присутствие свободного титана в покрытии, сформированного по режиму 1, что отрицательно сказывается на биологических свойствах имплантата. В то же время режим 2 позволяет формировать на поверхности титана покрытия, свободные от чистого титана. По данным рентгенофазового анализа, соотношение $[Ca]^{2+}/[PO_4]^{3-}$ для покрытия, сформированного в режиме 2, возросло более чем в 3 раза по сравнению с Са-Р покрытием, сформированным в режиме 1. Элементный анализ показал, что содержание кальция в покрытии (режим 2) в 2 раза выше, чем в покрытии (режим 1). Перевод титана в НС состояние приводит к некоторому снижению интенсивности накопления пластической деформации. Нанесение покрытий на НС титан также приводит к повышению сопротивления микропластической деформации. Проведенные биологические исследования показали, что композиты «НС титан-Са-Р покрытие» биологически совместимы, биоактивны и нетоксичны.

Таким образом, формирование в титане НС состояния позволяет существенно повысить механические свойства чистого титана. Модифицированный режим МД нанесения позволяет формировать Са-Р покрытия с высоким содержанием кальция, близким к концентрации кальция в костной ткани. Са-Р покрытия, нанесенные микродуговым методом на НС титан не ухудшают механические свойства металлической матрицы. Композиты на основе НС титана с Са-Р покрытием имеют высокую биосовместимость и низкую токсичность.

Работа выполнялась при финансовой поддержке интеграционного проекта 11.1 по Программе Президиума РАН «Фундаментальные науки – медицине».

ФОРМИРОВАНИЕ НАНОСТРУКТУРНЫХ ИНТЕРМЕТАЛЛИДНЫХ ПОВЕРХНОСТНЫХ СЛОЕВ МЕТОДАМИ ВЫСОКОИНТЕНСИВНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ ИОНОВ МЕТАЛЛОВ

**Козлов Э. В.¹⁾, Шаркеев Ю. П.²⁾, Рябчиков А. И.³⁾, Курзина И. А.¹⁾,
Степанов И. Б.³⁾, Божко И. А.¹⁾, Калашников М. П.¹⁾, Сивин Д. О.³⁾**

¹⁾ *Томский государственный архитектурно-строительный университет, Россия*

²⁾ *НИИ Ядерной физики при ТПУ, г. Томск, Россия*

³⁾ *Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, г. Томск, Россия*

Метод высокоинтенсивной имплантации металлических ионов, реализованный на ионно-плазменном вакуумно-дуговом источнике «Радуга-5», открывает широкие перспективы для модификации различных свойств конструкционных металлических материалов. Важнейшими достоинствами источника является высокая скорость набора дозы имплантируемых ионов, контролируемая температура мишени и возможность формирования ионно-легированных поверхностных слоев толщиной до нескольких микрометров, обладающих высокой износостойкостью и жаростойкостью.

Целью работы было исследование структурно-фазовых состояний поверхностных ионно-легированных слоев титана, сформированных в процессе высокоинтенсивной имплантации ионов алюминия.

Установлено, что ионная имплантация в высокоинтенсивном режиме ионов алюминия в титан приводит к формированию в поверхностном слое мелкодисперсных фаз интерметаллидов (α_2 фаза-Ti₃Al, γ фаза-TiAl), а также твердого раствора переменного по глубине состава (см. табл.). В процессе имплантации также наблюдается формирование оксидов и карбидов различных модификаций. Образующиеся фазы интерметаллидов являются наноразмерными. Установлена зависимость роста толщины ионно-легированных слоев титана с увеличением дозы имплантируемого алюминия. Толщина ионно-легированного поверхностного слоя в зависимости от дозы имплантируемых ионов варьировала от 400 до 2600 нм. Наблюдалось существенное увеличение микротвердости и износостойкости ионно-имплантированных титановых образцов.

Таблица. Параметры ионной имплантации и основные характеристики ионно-легированных слоев титана.

Режимы	Ускоряющее напряжение, кВ	Температура, К	Время набора ионной дозы, мин	Доза облучения, ион/см ²	Толщина легированного слоя, нм	Средний размер зерен формируемых фаз, нм	Фазовый состав
1.	20	1170	12	$2,2 \cdot 10^{17}$	400	20	Твердый раствор Al в Ti, Ti ₃ Al (D0 ₁₉), TiAl (L1 ₀), карбиды и оксиды Ti, оксиды Al
2.			35	$6,2 \cdot 10^{17}$	1600	71	
3.			60	$1,1 \cdot 10^{18}$	2000	240	
4.			125	$2,2 \cdot 10^{18}$	2600	600	

Работа выполнена при поддержке Министерства образования Российской Федерации (грант PD 02-1.2-401).