

by means of transmission and conversion Mossbauer spectroscopy, and X-ray diffraction before and after irradiation process. It was founded that after irradiation the sizes of ribbon samples increased as in the plane so in the thickness. In the case of Kr-irradiation this increase was much more evident and besides that we observed the curve deformation of the ribbon. However the X-ray diffraction patterns and the Mossbauer spectra of all the samples remained characteristic of the amorphous state. But several differences between the spectra of irradiated and nonirradiated samples were observed. First of all the spectral line intensities of irradiated samples decreased. It signify the increase of iron atoms vibrational degrees of freedom in irradiated samples, which may be explained by the several probable processes occurred in the samples under irradiation: the plural vacancies formation; the changes in the short range ordering leading to new interatomic distances formation; probable blistering.

The main difference between the spectra before and after Kr- irradiation is observed in the intensity changes of the second and the fifth lines of hyperfine magnetic structure. This corresponds to spin-reorientation in the sample owing by the stress field around the defects formed especially at the track end of Kr-ions in the sample (~13 μm). Probably just that very process causes the curve deformation of the sample.

## СТРУКТУРА И МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА КОМПОЗИТОВ ДЛЯ МЕДИЦИНЫ НА ОСНОВЕ ОБЪЕМНОГО НАНОСТРУКТУРНОГО ТИТАНА И КАЛЬЦИЙ-ФОСФАТНОГО ПОКРЫТИЯ

Шаркеев Ю. П.<sup>1)</sup>, Колобов Ю. Р.<sup>1)</sup>, Шашкина Г. А.<sup>1)</sup>, Хлусов И. А.<sup>2)</sup>,  
Легостаева Е. В.<sup>1)</sup>, Ерошенко А. Ю.<sup>1)</sup>, Иванов М. Б.<sup>1)</sup>, Братчиков А. Д.<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup> *Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, Томск, Россия*  
[sharkeev@ispms.tsc.ru](mailto:sharkeev@ispms.tsc.ru)

<sup>2)</sup> *Центр ортопедии и медицинского материаловедения ТНЦ СО РАМН, г. Томск*

Широкое применение титана при изготовлении медицинских имплантатов сдерживается его недостаточно высокими механическими свойствами, которые могут быть значительно повышены переводом всего объема материала в наноструктурное (НС) состояние. Для придания имплантатам биологических свойств на их поверхность наносят кальций-фосфатные покрытия (Са-Р). Фазовый состав Са-Р покрытий аналогичен минеральному составу костной ткани, при этом соотношение  $[Ca]^{2+}/[PO_4]^{3-}$  для известных покрытий варьирует от 0,05 до 0,2. В то же время,  $[Ca]^{2+}/[PO_4]^{3-}$  соотношение для костной ткани составляет 1,67.

Целью данной работы было формирование композита на основе НС титана и Са-Р покрытия с более высоким содержанием кальция и соотношением  $[Ca]^{2+}/[PO_4]^{3-}$ , близким к 1,67.

НС состояние в заготовках из титана ВТ1-0 было получено методом всестороннейковки (ВК). Са-Р покрытия на поверхность НС титана были сформированы микродуговым (МД) методом по режиму 1 (электролит на основе ортофосфорной кислоты с добавлением гидроксилалюмината) и по режиму 2 (в электролит дополнительно был введен карбонат кальция). Проведенные исследования показали, что средний характерный размер зеренной-субзеренной структуры матрицы из НС титана,

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.<sup>1)</sup>, Шаркеев Ю. П.<sup>2)</sup>, Рябчиков А. И.<sup>3)</sup>, Курзина И. А.<sup>1)</sup>,  
Степанов И. Б.<sup>3)</sup>, Божко И. А.<sup>1)</sup>, Калашников М. П.<sup>1)</sup>, Сивин Д. О.<sup>3)</sup>**

<sup>1)</sup> *Томский государственный архитектурно-строительный университет, Россия*

<sup>2)</sup> *НИИ Ядерной физики при ТПУ, г. Томск, Россия*

<sup>3)</sup> *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.