

Применение неравновесной плазмы для повышения биосовместимости материалов, используемых в стоматологической практике: результаты экспериментов

Н.Х.Тхет, Й.М.Зау

Московский физико-технический институт (государственный университет)

1. Введение

Благодаря своим уникальным свойствам композиционные материалы основе титана и изделия с покрытиями из соединений титана весьма перспективны для медико-биологических применений, вследствие их способности повышать биосовместимость костных и дентальных имплантатов, уменьшать адгезию тромбоцитов крови к поверхности сосудистых стентов и искусственных сердечных клапанов [1]. Нанотрубки с TiO_2 -покрытием могут быть перспективным материалом для адресной доставки лекарственных препаратов [2].

В настоящей работе в качестве перспективного подхода к получению биосовместимых TiO_2 -покрытий предлагаются методы плазменно-стимулированного синтеза оксидов титана в электронно-пучковой плазме. Рассматривалась задача повышения биосовместимости титановых материалов, используемых в стоматологической практике по применению неравновесной плазмы.

2. Результаты вычислительных экспериментов

Вычислительные эксперименты проводились с целью работы возможности применения кислорода ЭПД для химико-термической обработки металлических материалов и синтеза оксидных покрытий на внутренней поверхности титановых труб при температурах $T < 1000$ К за время $t \sim 10$ минут. При этом пучок быстрых электронов формируется электронно-лучевой пушкой в высоковакуумной камере. В фокальной плоскости пушки устанавливается выводное окно, через которое пучок инжектируется в заполненную кислородом рабочую камеру. В результате взаимодействия пучка с газом происходит генерация симметричного относительно оси z плазменного облака.

В рабочей камере размещалась титановая труба, на внутренней поверхности которой предполагается синтезировать покрытие (Рис. 1а). Труба устанавливалась так, чтобы ее ось совпадала с направлением инъекции пучка z , а расстояние z_0 между выводным окном и входным торцом трубы подбирается экспериментально в зависимости от выбранного давления в камере. Для того, чтобы контролировать продольное распределение температуры стенки трубы в держатель вмонтированы термосенсоры.

Справа показана фотография плазмохимического синтеза оксидов титана на внутренней поверхности трубы. Фотография показывает, что облако электронно-пучковой плазмы находится внутри трубы. Для характеристики рельефа и морфологии поверхности образцов проводили сканирующую электронную микроскопию (SEM).

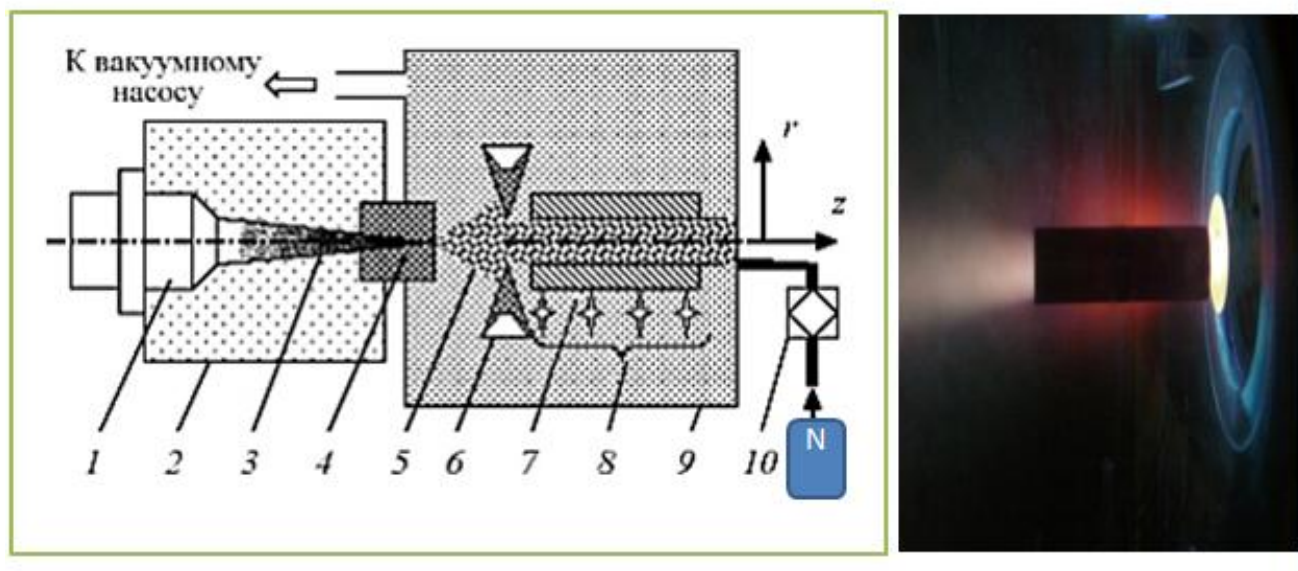


Рис.1. Процедура ЭПП-стимулированного синтеза оксидов титана на внутренней поверхности трубы: а) схема эксперимента; б) фотография процесса

1— электронно-лучевая пушка; 2 — высоковакуумная камера; 3 — электронный пучок; 4 — выводное устройство; 5 — электронно-пучковая плазма; 6 — электромагнитная линза; 7 — трубчатый образец; 8 — термосенсоры; 9 — рабочая камера; 10 — натекатель.

3. Результаты вычислительных экспериментов

Расчеты проводились для повышения биосовместимости материалов, используемых в стоматологической практике по применению неравновесной плазмы: в качестве плазмообразующего газа использовали кислород при давлении 5 Торр.

Требуемая температура образца T_s достигалась регулировкой силы тока пучка I_b ($1,0 < I_b < 100$ мА). Все образцы были обработаны в пределах $T_s = 300-500$ °С. Оптимальное время обработки τ было найдено экспериментально и варьировалась от 5 до 15 мин.

Вычислительные эксперименты выявили некоторые важные закономерности:

1) При ЭПП обработке толщина и структура полученной оксидной пленки зависела от условий обработки:

- при температуре 500 °С в течение 15 мин толщина оксида титана была наибольшей, пленка состояла из гранул с характерным размером 10 мкм, причем гранулы были достаточно плотно упакованы.
- при температуре 300 °С в течение 15 мин пленка оксида титана также состояла из гранул с характерным размером 10 мкм, однако между гранулами имелись сильные трещины шириной порядка 1 мкм.

2) Гидроксиапатит $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ – неограниченный компонент кости, придающий ей твердость. При контрольном образце гидроксиапатит титана состоял из разрозненных дискретных кластеров.

3) ЭПП-стимулированный синтез оксида титана на поверхности улучшал равномерность формирования гидроксиапатита. Слой гидроксиапатита наибольшей толщины и равномерности формировался на поверхности образца, обработанного в ЭПП при 550 °С и повышает совместимость синтеза оксидов титана с костной тканью.

Следует отметить, что ЭПП-стимулированный синтез является перспективным методом для получения TiO_2 -покрытий, обладающих однородным рельефом, достаточной толщиной и биологической активностью. Метод может применяться в практике при изготовлении титановых медицинских стоматологических и костных имплантатов [3].

3. Литература

1. Huang N., Leng Y.X., Yang P., et al. // In vivo anticoagulation of titanium oxide film coated coronary artery stent prepared by plasma immersion ion implantation and deposition. The 31st IEEE International Conference on Plasma Science 28 June-1 July 2004 Baltimore, Maryland, USA, p. 355.

2. Ding D., Ning C., Huang L., et al. // Anodic fabrication and bioactivity of Nb-doped TiO₂ nanotubes. *Nanotechnology*, 2009, V.20, N30, p. 5103-5106.
3. Т.М. Васильева, С.Л. Лысенко, В.А. Кукареко Плазменно-стимулированный синтез оксидов на внутренней поверхности титановых труб // *Физика и химия обработки материалов* – 2010, №5, С. 29-36.