

ФОРМИРОВАНИЕ НАНОРАЗМЕРНЫХ ПЛЕНОК АНОДНОГО ОКСИДА ТИТАНА И ИХ ПРИМЕНЕНИЕ В ИМПЛАНТАТАХ ДЛЯ ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ХИРУРГИИ

О. В. Купреева¹, С. К. Лазарук¹, Д. В. Исаев², Ф. А. Горбачев²,
А. С. Ластовка², В. Е. Борисенко¹

¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники,
Минск, Беларусь, e-mail: serg@nano.bsuir.edu.by

²Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Беларусь

Анодный оксид титана широко используется в электронике. Применение пленок оксида титана разнообразны: его используют при изготовлении конденсаторных диэлектриков [1], в мемристорах [2], фотоэлектрических преобразователях энергии [3], для фотокатализа [4]. В последние годы такие пленки все шире используются в медицине в качестве покрытий титановых имплантатов [5–7]. При этом актуальными становятся их структурные и оптические свойства и возможность управления ими [3–5].

Цель данной работы – исследование процесса формирования анодного оксида титана на титановых имплантатах для челюстно-лицевой хирургии и установление закономерностей влияния режима анодного окисления титана на структурные и оптические свойства образующихся оксидных пленок. Рассмотрены варианты использования таких пленок для визуализации или маскирования титановых объектов, используемых в челюстно-лицевой хирургии.

В качестве исходной подложки использовали медицинские титановые изделия с содержанием примесных элементов менее 0,1 %. В качестве электролита использовали 1 %-ный раствор лимонной кислоты ($C_6H_8O_7$). Анодирование проводили в комбинированном режиме: первая стадия – гальваностатический режим при фиксированной плотности тока с разверткой анодного напряжения с постоянной скоростью до заданного значения в диапазоне от 10 до 200 В, и далее – потенциостатический режим. Продолжительность анодирования определяли по снижению анодного тока до 10 % от исходного значения. Подробное описание режимов формовки и параметров сформированных оксидных пленок представлено в таблице. Варьируя напряжение формовки, можно выращивать барьерные оксидные пленки толщиной от 30 до 300 нм. При этом цвет сформированных пленок перекрывает весь цветовой диапазон видимого спектра от фиолетового до красного.

Титановые имплантаты широко используются в медицине. Применение титановых имплантатов с окрашенными поверхностями актуально в челюстно-лицевой хирургии. Особый интерес в данной области представляют оксидные пленки титана наиболее темных цветов, например, синего, использующиеся для окрашивания имплантатов с целью их визуализации, и пленки светлых оттенков (близкие к цвету наружного кожного покрова и слизистых оболочек), например, телесного (светло-оранжевого) и белого (светло-голубого),

использующиеся для маскирования подкожных объектов. Биологические ткани обладают различной оптической проницаемостью в зависимости от их структуры и толщины [8]. Таким образом, окрашенная поверхность титана может визуализироваться при экспонировании светом видимого диапазона, что имеет положительные и отрицательные стороны при различных методах имплантации титановых конструкций.

Режимы анодного окисления титана и параметры сформированных пленок

U_A , В	$I_{ип}$, мА	Цвет образца	Толщина слоя, нм	Коэффициент формовки, нм/В
9	2	Бежевый	28	3,2
19	2	Коричневый	40	2,1
29	2	Сине-фиолетовый	57	2,0
39	2	Голубой	68	1,8
49	2	Светло-голубой	85	1,7
59	2	Металлический	97	1,6
69	2	Светло-золотистый	111	1,6
79	2	Золотистый	128	1,6
89	2	Оранжевый	139	1,6
99	2	Розово-фиолетовый	154	1,6
109	2	Фиолетово-синий	171	1,6
119	12	Голубо-зеленый	182	1,5
129	12	Зеленый	199	1,5
139	12	Зелено-желтый	210	1,5
149	12	Светло-оранжевый	233	1,6
159	12	Темно-розовый	239	1,5
169	12	Фиолетово-красный	250	1,5
179	12	Голубо-фиолетовый	273	1,5
189	12	Зелено-голубой	284	1,5
199	12	Зелено-фиолетовый	296	1,5

Зачастую металлоконструкции (накостные пластины и шурупы) при проведении оперативных вмешательств из-за травматических повреждений челюстно-лицевой области нужно удалять после выполнения своих функций по показаниям через 10–12 мес. При этом тканевая визуализация титанового объекта, окрашенного в темные цвета, позволяет определить точную локализацию титанового имплантата, уменьшить время оперативного вмешательства и минимизировать операционную травму. Такие объекты «просвечиваются» через слизистые оболочки полости рта и носа, также хорошо определяются в процессе хирургического вмешательства в слоях тканей операционной раны, что позволяет провести хирургическую операцию с наименьшими нарушениями целостности мягких тканей. Проведенные исследования показали, что лучшая чрезтканевая визуализация наблюдается для титановых конструкций с оксидными пленками, сформированными при $U_{ип} = 30 \pm 5$ В, что обеспечивает их окрашивание в темно-синий, сине-фиолетовый цвета.

Титановые имплантаты для реконструкции костей лицевого скелета и контурной пластики предполагают постоянное нахождение в организме. В таких случаях необходимо обеспечить девизуализацию имплантируемых крепежных пластин. Соответственно, возникает необходимость использования имплантатов с поверхностью, окрашенной в цвета, приближенные к цвету биологических тканей, и обладающей антиотражающими свойствами. Такие имплантаты целесообразно использовать в областях с минимальной толщиной мягких тканей: область орбиты, спинка носа, полость рта. В зависимости от локализации и с целью девизуализации имплантируемых крепежных пластин преимущество отдается имплантатам желтого, розового, светло-золотистого, светло-оранжевого, бежевого (телесного) цветов. Анализ полученных данных в ходе проведенного исследования подтверждает, что пленки анодного оксида титана способны в полной мере обеспечить требуемые свойства для имплантатов, что делает перспективным применение данных пленок в челюстно-лицевой хирургии.

1. Юнг Л. Анодные оксидные пленки. Л.: Энергия, 1967. 232 с.
2. Strukov D. B., Snider G. S., Stewart D. R. [et al.] // Nature. 2008. 453. 80.
3. Bach U., Lupo D., Comte P. [et al.] // Nature. 1998. 395. 583.
4. Liang K., Tay B. K., Kupreeva O. V. [et al.] // ACS Sustainable Chem. Eng. 2014. 2. 991.
5. Guizzardi S., Galli C., Martini D. [et al.] // J. Periodontol. 2004. 75. 273.
6. Keller J. C., Schneider G. B., Stanford C. M. [et al.] // Implant Dent. 2003. 12. 175.
7. Лазарук С. К., Купреева О. В., Исаев Д. В. [и др.] // Доклады БГУИР. 2016. 1 (95). 100.
8. Симоненко Г. В., Тучин В. В. // Оптические свойства биологических тканей / Саратовский гос. ун-т. Саратов, 2007. 48 с.

NANO- AND MICROSTRUCTURED SILICON MATERIALS, POROUS AND PROFILED, AS ELECTRODES IN ENERGY GENERATION AND STORAGE: BETA-VOLTAICS AND RECHARGEABLE LITHIUM-ION BATTERIES

E. S. Matveeva¹, E. V. Astrova², V. P. Bondarenko¹, A. L. Dolgiy¹

¹*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Belarus*

²*Ioffe Physico-Technical Institute, San-Petersburg, Moscow, Russia*

In this work we present an assessment of emerging applications of nano- and micro-structured silicon materials for energy generation and storage. Applications in beta-voltaics (1) and in improved Lithium-ion batteries with a silicon anode (2) will be introduced and analyzed with the aim to demonstrate the great opportunities this traditional material can offer when nano- or macro-structuring is applied to planar crystalline Silicon.

(1) **Betavoltaic device** is a self contained power source that converts high energy beta (β) particles emitted from the radioactive source (for instance, on a decay of natural isotopes such as Tritium ^3H or Nickel ^{63}Ni) into the electrical circuit [1, 2]. When the semiconductor material (for instance, silicon) is bombarded by high energy beta particles, electron-hole pairs are generated by impact ionization. Due