

**ВЛИЯНИЕ ЭЛЕКТРОЛИТНО-ПЛАЗМЕННОЙ ОБРАБОТКИ Тi  
НА ЕГО КОРРОЗИОННОЕ ПОВЕДЕНИЕ В БИОЛОГИЧЕСКИХ  
СРЕДАХ**

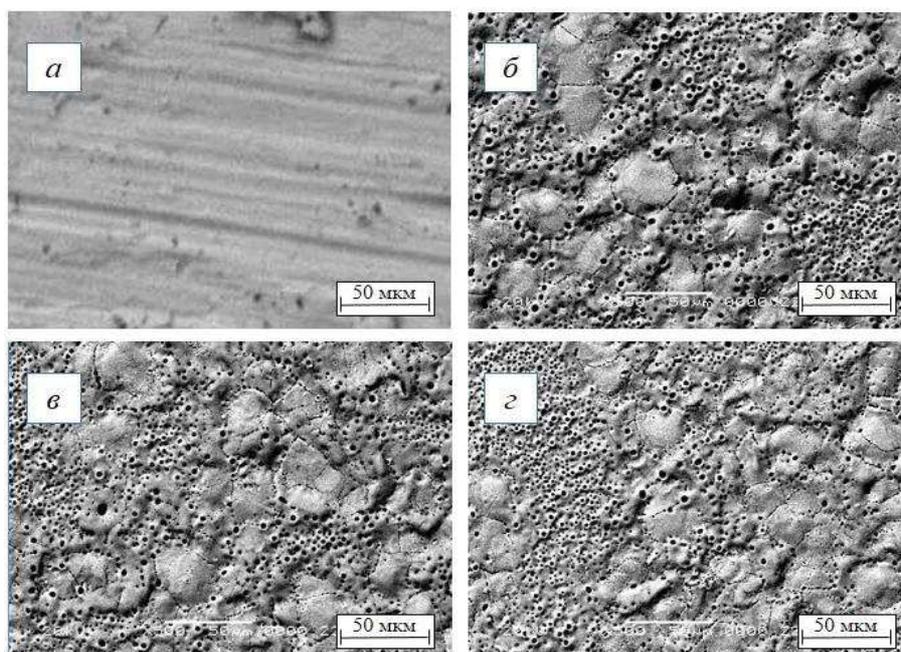
Титан и его сплавы представляют большой интерес в качестве материалов для изготовления широкого спектра изделий промышленного и медицинского назначения. Титан обладает низкой плотностью, высокой биосовместимостью и коррозионной устойчивостью биологических средах, что обуславливает его применение для изготовления имплантатов различного назначения. Высокая коррозионная стойкость титана обусловлена образованием на его поверхности естественного оксидного слоя. Целостность поверхностной оксидной пленки может нарушаться при механическом воздействии. В результате этого незащищенная часть подложки может подвергаться интенсивному коррозионному воздействию, приводящему к преждевременному выходу изделия из строя. С целью увеличения прочностных, а также антикоррозионных свойств поверхности титана и его сплавов разработаны различные способы нанесения покрытий, а также их поверхностной обработки: физическое осаждение из паровой фазы, химическое осаждение из паровой фазы, анодирование и плазменно-электролитическое оксидирование (ПЭО). ПЭО является наиболее широко используемым способом поверхностной обработки титана для биомедицинских применений. Технология ПЭО позволяет получать на поверхности титана и его сплавов биосовместимые покрытия с высокими физико-механическими и физико-химическими свойствами.

Цель данной работы состояла в установлении режимов плазменно-электролитического оксидирования титана, обеспечивающих формирование высокопористых антикоррозионных покрытий.

ПЭО подвергали образцы титана марки ВТ1-0. Анодирование проводили в электролите-суспензии следующего состава, г/дм<sup>3</sup>: NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub> – 12; Ca(OH)<sub>2</sub> – 10; (NH<sub>2</sub>)<sub>2</sub>CO – 10; Na<sub>2</sub>SiO<sub>3</sub> – 8. Длительность электролиза составляла 300 с. Катодом служила нержавеющая сталь марки Х18Н9Т. В качестве коррозионной среды использовали модельный раствор искусственной слюны. Электрохимические исследования коррозии образцов, а также защитных свойств полученных покрытий в биологической среде проводили на

потенциостате/гальваностате Autolab PGNST 302N, оснащенный модулем импедансной спектроскопии FRA 32N в трехэлектродной ячейке с боковым креплением электрода.

На рис. 1 представлены СЭМ изображения титановой подложки до (рисунок 3.1 а) и после ПЭО (рисунок 3.1 б–г). ПЭО способствует формированию на поверхности титана неоднородных и пористых покрытий. По мере роста анодной плотности тока происходит образование более неупорядоченных структур.

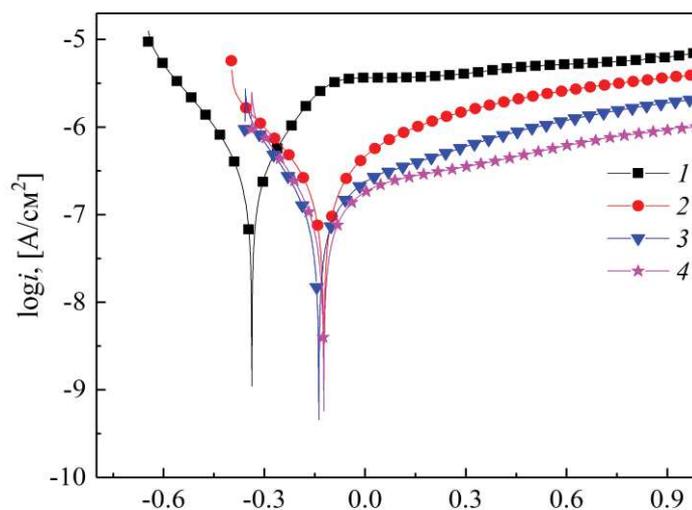


Анодная плотность тока,  $A/dm^2$ : б – 15; в – 30; г – 60.

Рис.1. СЭМ изображения поверхности исходного (а) и анодированного титана VT1-0 (б–г)

Покрyтия, полученные при анодной плотности тока  $15 A/dm^2$ , характеризуются наличием пор, диаметр которых варьируется от 0,6 до 4,2 мкм. С увеличением плотности тока от 15 до  $60 A/dm^2$  происходит уменьшение среднего диаметра пор от 2,2 до 1,6 мкм. Несмотря на меньший размер пор, покрyтия полученные при плотности тока 30 и  $60 A/dm^2$ , обладают меньшим количеством пор на единицу поверхности, чем покрyтия, сформированные при  $15 A/dm^2$ .

На рис. 2 представлены поляризационные кривые исследуемых образцов в растворе искусственной слюны, а в табл. 1 – электрохимические параметры коррозии исследуемых образцов, рассчитанные по данным электрохимической поляризации.



Анодная плотность тока,  $A/dm^2$ : 2 – 15; 3 – 30; 4 – 60.

Рис. 2. Поляризационные кривые образцов исходного (кривая 1) и анодированного титана ВТ1-0 (кривая 2–4) в растворе искусственной слюны

Таблица 1 – Электрохимические параметры коррозии образцов титана ВТ1-0

Плотность тока ПЭО, $A/dm^2$	$a_a$ , В	$b_a$ , В	$a_k$ , В	$b_k$ , В	$i_{кор}$ , $A/cm^2$	$E_{кор}$ , В
исходный образец	0,784	0,168	-1,667	-0,203	$2,47 \cdot 10^{-7}$	-0,323
15	1,961	0,31	-1,727	-0,238	$1,83 \cdot 10^{-7}$	-0,145
30	1,892	0,286	-1,395	-0,178	$8,18 \cdot 10^{-8}$	-0,182
60	1,329	0,2	-1,387	-0,178	$6,53 \cdot 10^{-8}$	-0,106

ПЭО поверхности титана ВТ1-0 способствует уменьшению скорости его коррозии в растворе искусственной слюны в 1,4–3,8 раз. Согласно полученным данным, наибольшей коррозионной устойчивостью в растворе искусственной слюны обладает образец после ПЭО при плотности тока  $60 A/dm^2$ .

Таким образом, плазменно-электролитическая обработка титана марки ВТ1-0 при анодных плотностях тока 30 и  $60 A/dm^2$  обеспечивает его высокие антикоррозионные свойства в биологических средах.