

ИССЛЕДОВАНИЕ КОРРОЗИОННОЙ СТОЙКОСТИ БИОМАТЕРИАЛОВ НА ОСНОВЕ ТИТАНА И НИКЕЛИДА ТИТАНА*

А.А. Ильин, чл.-кор. РАН, Д.Е. Гусев, канд. техн. наук, Ю.В. Чернышова,
В.Н. Карпов, канд. техн. наук, Е.А. Рощина (МАТИ – РГТУ им. К.Э. Циолковского)

Исследование коррозионной стойкости биоматериалов на основе титана и никелида титана. А.А. Ильин, Д.Е. Гусев, Ю.В. Чернышова, В.Н. Карпов, Е.А. Рощина.

Исследовано влияние различных видов обработки поверхности на формирование структуры поверхности образцов из титана (VT1-00), сплавов на его основе (VT20, VT6) и сплава на основе никелида титана (TN1) и влияние этой структуры на характеристики электрохимической коррозии в растворе Рингера (0,9 %-ный раствор NaCl). Установлено существенное снижение коррозионной стойкости образцов из сплавов на основе никелида титана при переходе уровня шероховатости от нано- к микрометрическому уровню. Показано значительное превосходство титана, как коррозионно-стойкого материала по сравнению с никелидом титана. Рекомендовано использовать пористые медицинские имплантаты только из титана.

Corrosion Resistance of Titanium and Titanium Nickelide-Based Biomaterials.
A.A. Ilyin, D.Ye. Gusev, Yu.V. Chernyshova, V.N. Karpov, Ye.A. Roschina.

The influence of different types of surface treatment on forming of titanium (VT1-00), titanium-based alloys (VT20, VT6) and titanium nickelide-based alloy (TN1) sample surface structures and influence of these structures on electrochemical corrosion characteristics in Ringer's solution (0.9 % NaCl solution) were studied. A significant decrease of corrosion resistance of the titanium nickelide-based alloy samples in the case of transition of roughness from a nanolevel to a micrometric level was found. Considerable superiority of titanium as corrosion resistant material over titanium nickelide was shown. Only titanium-based porous medical implants were recommended for the use.

Материалы на основе титана и никелида титана все больше вытесняют из медицины кобальтохромовые сплавы и стали и становятся основными конструкционными материалами для изготовления медицинских имплантатов и хирургического инструмента [1–3]. Из титана и сплавов на его основе изготавливают несущие компоненты имплантатов, предназначенные для замены или укрепления элементов опорно-двигательного аппарата человека, в том числе для ортопедии, травматологии, спинальной хирургии и стоматологии. Сплавы на основе никелида титана, обладая эффектом памяти формы и сверхупругости, все чаще применяют для изготовления механических совместимых имплантатов для укрепления связочно-хрящевых структур

скелета человека и специального инструмента в малоинвазивной хирургии [2].

Широкие возможности титана и его сплавов как биоматериалов во многом обусловлены хорошей биосовместимостью, которая определяется высокой природной коррозионной стойкостью титана и его сплавов [1] и частично генетически наследуется и сплавами на основе никелида титана [4]. В обоих случаях высокая коррозионная стойкость обеспечивается тонкой оксидной пленкой TiO_2 , которая слабо связана с основой и может легко повреждаться даже при незначительном механическом воздействии [1, 4–7]. Такая ситуация довольно часто возникает в процессе производства имплантатов и проведении хирургической операции, а с некото-

* Исследования выполнены при финансовой поддержке гранта РФФИ 06-04-90812-Мол_а.

рыми изделиями происходит непосредственно в процессе эксплуатации [1]. Однако для большой группы имплантатов различного назначения, не работающих в условиях коррозионной эрозии, естественная оксидная пленка TiO_2 служит достаточной защитой титановых имплантатов от коррозии.

В последнее время для замещения дефектов костных и хрящевых структур опорно-двигательного аппарата человека некоторые хирурги применяют пористые имплантаты из никелида титана. Предпосылкой применения пористого никелида титана является предположение разработчиков таких имплантатов [8] об усилении эффекта сверхупругости, который проявляют компактные образцы из никелида титана, и приближение жесткости пористых имплантатов к жесткости костных и хрящевых структур. Однако при этом абсолютно игнорируется тот факт, что никелид титана проявляет высокие антикоррозионные свойства, достаточные для использования его в качестве биоматериалов, только при высоком качестве поверхности имплантатов [5, 7]. Поэтому в работе были поставлены следующие задачи: оценить влияние шероховатости поверхности на коррозионную стойкость сплавов на основе титана и никелида титана в биологической среде и провести сравнительные исследования коррозионной стойкости пористых имплантатов из этих материалов.

Для исследования влияния шероховатости поверхности на коррозионные свойства были выбраны образцы из проволоки сплавов BT1-00 (технический титан), BT20 (Ti-6,5Al-1V-1Mo-2Zr), BT6 (Ti-6Al-4V) и TH1 (Ti-55,8 % вес. Ni). Все образцы были отожжены в вакууме при заданной температуре в интервале 700–900 °C в течение 1 ч для получения рекристаллизованной

структуры, а затем их поверхность была подвергнута различным видам обработки. Для исследований выбраны виды, которые часто применяют в качестве финишной обработки при изготовлении имплантатов – механическое полирование, химическое травление, матирование и пескоструйная обработка. Химическое травление осуществляли в смеси кислот, для получения матированной поверхности проводили обдув образцов микросферами стекла размером 20–40 мкм, а пескоструйную обработку вели путем бомбардировки поверхности корундом Al_2O_3 размером 70, 320 и 1000 мкм. После завершения процесса обработки поверхности контактным методом на приборе HOMMEL TESTER T500 была определена микрошероховатость поверхности образцов. Для всех исследованных сплавов один и тот же вид обработки дает примерно одинаковую микрошероховатость поверхности. Типичные значения R_a и R_z для сплавов BT20 и TH1 приведены в табл. 1.

Таблица 1
Результаты потенциодинамических испытаний образцов из сплавов BT20 и TH1 с различной шероховатостью поверхности в растворе Рингера при температуре 37 ± 1 °C

Вид обработки поверхности и ее микрошероховатость	Сплав	$E_{ст}$, мВ	$E_{но}$, мВ	ΔE , мВ	$i_{нас} \cdot 10^7$, А/см ² , в интервале $E_{ст} - E_{но}$
Механическое полирование ($R_a=0,02-0,04$ мкм)	BT20	-87	Не получен	-	3,1-8,1
	TH1	-102	Не получен	-	2,0-9,0
Травление ($R_z=1-3$ мкм)	BT20	+64	Не получен	-	6,8-9,3
	TH1	+4	+354	350	4,3-6,1
Матирование ($R_z=3-6$ мкм)	BT20	+69	+1500	1494	11,0-26,2
	TH1	+28	+348	320	5,1-9,1
Пескоструйная обработка ($R_z=7-10$ мкм)	BT20	+132	+1540	1408	12,0-31,3
	TH1	+200	+450	250	6,3-12,4
Пескоструйная обработка ($R_z=12-18$ мкм)	BT20	+147	+1500	1353	13,0-33,2
	TH1	+180	+430	250	6,4-13,3
Пескоструйная обработка ($R_z=32-40$ мкм)	BT20	+194	+1440	1346	15,3-35,3
	TH1	+180	+410	230	6,6-14,1

В экспериментах «in vitro» в качестве биологической среды используют раствор Рингера [1]. Поэтому исследование коррозионной стойкости проводили в растворе Рингера (0,9 %-ный водный раствор NaCl) без перемешивания в условиях естественной аэрации

