

сталлизации смеси, максимальное значение температуры наблюдается при концентрации $KReO_4$ 6 мас. % и составляют 500 ± 1 °С. Для возможности аппроксимации температуры первичной кристаллизации на другие концентрации было выведено эмпирическое уравнение, следующего вида:

$$T = 460,39 - 12,072\omega(KReO) + 0,9451\omega(KReO_4)_2.$$

Методом дифференциального термического анализа кривых охлаждения определены тем-

пературы первичной кристаллизации расплава $KF-KBF_4-B_2O_3$ с добавками от 1 до 6 мас. % $KReO_4$.

Работа выполнена при финансовой поддержке ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014–2020 годы». Соглашение № 14.578.21.0238., уникальный идентификатор Соглашения RFMEFI57817X0238.

Список литературы

1. Chernyshev A.A. // *Journal of The Electrochemical Society*, 2018.– Vol.165(10).– P.D427–D431.
2. Чернышев А.А. // *Патент России № 2677452*, 2019.
3. Бакин К.Б. // *Journal of Siberian Federal University. Engineering & Technologies*, 2008.– Vol.1.– P.47–57.
4. Архипов П.А. // *Расплавы*, 2015.– №6.– С.43–50.

ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ БИОСОВМЕСТИМОГО ТИТАНОВОГО ПОКРЫТИЯ

Е.И. Шашкина, Е.Л. Бойцова

Научный руководитель – старший преподаватель Е.Л. Бойцова

Национальный исследовательский Томский политехнический университет
634050, Россия, г. Томск, пр. Ленина 30, shashkinaelenai@yandex.ru

В настоящее время достаточно большой интерес вызывают исследования биосовместимых покрытий на основе оксинитрида титана. Согласно исследованиям [1, 2] такие покрытия не только защищают металлическую основу стента-импланта от коррозии в среде биологических жидкостей, но и обладают низкой токсичностью. Кроме того, при взаимодействии биопокрытий с биологическими жидкостями человека, происходит выделение соединений со связью N–O. Оксид азота вовлечен в многочисленные биохимические и физиологические процессы живого организма.

Целью данной работы является электрохимическое исследование коррозионной устойчивости различных титановых покрытий в физиологических растворах.

Для получения исследуемых покрытий диоксида и оксинитрида титана была использована установка среднечастотного магнетронного осаждения «УВН-200МИ» (НИ ТПУ, г. Томск). Для нанесения применялся метод реактивного магнетронного распыления. Материалом подложки является медицинская сталь марки 316L (образцы – пластины $10 \times 10 \times 1$ мм). Параметры напыления представлены в таблице 1 [3].

При формировании покрытий TiO_2 и TiO_xN_y соотношение парциального давления газов кислорода и азота в рабочей камере установки составило: $p(O_2)/p(N_2) = 1/1$.

Высокая коррозионная устойчивость титана и его сплавов не позволяет применить к ним весовой метод определения скорости коррозии. Самыми доступными и распространенными,

Таблица 1. Параметры напыления [3]

Материал катода	Ti	Сила тока	3 А
Давление в камере	0,1 Па	Скорость натекания рабочего газа	5 мл в минуту
Мощность	1 кВт	Расстояние между подложкой и магнетроном	100 мм
Температура подложки в процессе осаждения	120 °С	Время напыления	1 ч.

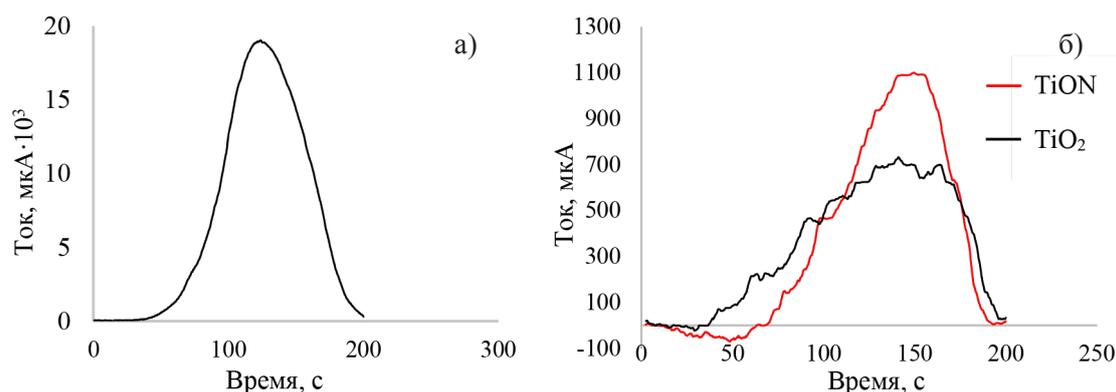


Рис. 1. Потенциостатические кривые: а – стальной образец без покрытия; б – образцы с пленками $TiON$ и TiO_2

для исследования подобных покрытий являются электрохимические методы, в данной работе представлены результаты потенциостатического исследования.

Чтобы исследовать быстро протекающие электрохимические процессы на границе электрод-электролит необходимо проводится электрохимический анализ при помощи потенциостата ПИ-50-1. Коррозионное поведение покрытий определялось при температуре $+28^\circ C$ в физиологическом растворе Рингера. Данные были получены при скорости развертки потенциала 10 мВ/сек.

В результате потенциостатических исследований были получены зависимости величин

ны поляризующего тока от потенциала металла электрода в среде раствора Рингера (рис. 1).

Определив скорость коррозии поверхности покрытия можно установить факторы, лимитирующие коррозионный процесс и вести дальнейшую работу по уменьшению коррозии.

Исследование показало, что образцы, с нанесенной пленкой диоксида титана, устойчивы к коррозии в среде физиологических растворов, а допирование оксида титана азотом, существенно улучшает показатели коррозионной устойчивости несмотря на то, что добавка азота при напылении покрытия вводилась не с целью повышения коррозионной устойчивости.

Список литературы

1. Конищев М.Е., Кузьмин О.С., Пустовалова А.А. и др. // *Известия вузов. Физика*, 2013.– Т.56.– №10.– С.35–40.
2. Pohrelyuk I., Yaskiv O., Cunha L. // *Proceedings of the XI Int. Conference "Problems of Corrosion and Corrosion Protection of Structural Materials"*, 2012.– Vol.1.– P.469–474.
3. Бойцова Е.Л., Леонова Л.А. // *Химия в интересах устойчивого развития*, 2018.– №4.– С.443–447.

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЦЕССА ИЗВЛЕЧЕНИЯ ЗОЛОТА

В.А. Ярчук

Научный руководитель – к.т.н. Ф.А. Ворошилов

Национальный исследовательский Томский политехнический университет
634050, Россия, г. Томск, пр. Ленина 30, vasyan.yarchuk.vas@gmail.com

Значительная часть золота (50 – 90%) находится в труднообогатимых (упорных) рудах и концентратах (тонковкрапленно в сульфиды и порообразующие минералы, покрыты пленками и рубашками). Для извлечения золота из таких руд, требуются сложные технологии. Существует много методов извлечения золота, но цианирование является наиболее распространенным промышленным способом извлечения

драгоценных металлов. По различным оценкам от 75% до 85% мировой добычи золота связано с использованием технологии цианирования, основы которой были разработаны в начале 90-х годов 19 века [1].

Сущность процесса заключается в выщелачивании драгоценных металлов цианидами (в основном $NaCN$) в присутствии кислорода: