

**ИЗУЧЕНИЕ ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКОГО ПОВЕДЕНИЯ
СВЕРХУПРУГИХ СПЛАВОВ Ti-Nb В МОДЕЛЬНОМ ФИЗИОЛОГИЧЕСКОМ РАСТВОРЕ
ПРИ ЦИКЛИЧЕСКОМ НАГРУЖЕНИИ**

© 2018

А.А. Коробкова, аспирант

А.М. Казакбиев, аспирант

Ю.С. Жукова, кандидат технических наук, старший научный сотрудник

С.М. Дубинский, кандидат технических наук, доцент

С.Д. Прокошкин, доктор физико-математических наук, профессор, главный научный сотрудник

М.Р. Филонов, доктор технических наук, профессор, проректор по науке и инновациям

Национальный исследовательский технологический университет «МИСиС», Москва (Россия)

Ключевые слова: титановые сплавы; биосовместимость; усталостная долговечность; потенциал свободной коррозии.

Аннотация: Замена костной ткани – одна из самых актуальных проблем медицины, о чем свидетельствуют постоянно растущие объемы соответствующих рынков. К материалам для изготовления внутрикостных имплантатов предъявляются всё более высокие требования. Сплавы на основе титана широко применяются в качестве материала для биомедицинских имплантатов ввиду своей уникальной комбинации свойств: высокой прочности, низкой жесткости и плотности, высокой коррозионной стойкости и биосовместимости. Одной из наиболее распространенных причин выхода имплантата из строя является коррозионно-усталостное разрушение. Таким образом, коррозионное и электрохимическое исследования в условиях, имитирующих режим готовой продукции, имеют большое практическое значение.

Цель статьи – сравнение электрохимического и коррозионного поведения сверхупругого сплава Ti-22Nb-6Zr и коммерчески используемого чистого титана в модельных условиях эксплуатации имплантатов, работающих под нагрузкой, в растворе, имитирующем среду костной ткани. Измерение потенциала свободной коррозии проводилось на образцах из проволоки в 0,9 % физиологическом растворе NaCl (*B. Braun*, Германия) с применением изгибающих нагрузок (максимальная наведенная деформация 1,5 % с частотой циклов 0,9 Гц) до момента разрушения образца. В ходе исследований было показано, что сплав Ti-22Nb-6Zr превосходит чистый Ti с точки зрения коррозионно-усталостного поведения. В частности, он обладает более высокими значениями потенциала свободной коррозии, его пассивная оксидная пленка более устойчива к воздействию циклических нагрузок; соответственно, сплав обладает большей усталостной долговечностью, и количество циклов до разрушения значительно больше.

ВВЕДЕНИЕ

Материал для внутрикостных имплантатов должен соответствовать строгим требованиям биомеханической и биохимической совместимости с костной тканью. Это означает, что механические свойства материала должны быть близки к кости (модуль Юнга 10–40 ГПа, сверхупругое поведение с восстанавливаемой деформации не менее 2 %), он должен содержать только безопасные для организма элементы, обладать высокой коррозионной стойкостью в различных средах человеческого тела [1]. Данным требованиям отвечают сплавы на основе Ti-Nb-Zr, которые демонстрируют сверхупругое поведение из-за вызванного напряжением обратимого $\beta(\text{ОЦК}) \leftrightarrow \alpha'$ (ромбическая решетка) мартенситного превращения [2; 3]. Было показано, что определенное количество легируемого элемента Nb в титановых сплавах является β -стабилизатором, обеспечивающим дополнительные возможности прецизионного управления структурой и фазовыми превращениями, а следовательно, и функциональными свойствами сплавов с памятью формы [4]. Тем не менее традиционным титановым материалам присуща высокая степень риска ослабления фиксации имплантата при эксплуатации, которое обусловлено следующими факторами: 1) резорбцией костной ткани, связанной с большим различием модулей упругости костных тканей (0,02–30 ГПа) и имплантата (около 100 ГПа); 2) слабой связью на границе раздела «имплантат – кость»; 3) отсутствием биологической

«опоры» для вставания костной ткани вследствие различной морфологии поверхностей имплантата и кости [5; 6].

Крайне актуальной проблемой имплантологии является создание материала, содержащего только безопасные компоненты, по механическим свойствам близкого к костной ткани и «дружественного» окружающим тканям с точки зрения состава и морфологии поверхности [1]. Но так как основную часть своего жизненного цикла имплант находится в организме человека в контакте с весьма агрессивными средами, например слюной, важной задачей является исследование электрохимических характеристик новых медицинских сплавов [7]. Для сверхупругих титановых сплавов ранее было показано [8; 9], что при высоких значениях деформации (около 1 %) процесс распространения усталостных трещин от коррозии тормозится за счет кристаллов деформированного мартенсита, которые формируют в вершине трещины во время полцикла. Тем не менее ценное сравнение коррозионно-усталостного поведения Ti-Nb-Zr и традиционного биомедицинского титана еще не проводилось. В настоящем исследовании чуть более высокое значение деформации (1,5 %) было выбрано для длительных испытаний коррозионной усталости Ti-22Nb-6Zr сплава и технически чистого титана в качестве элемента сравнения. Выбранная 1,5 % деформация располагается в пределах сверхупругого поведения сплава Ti-22Nb-6Zr, лежащего в основе механизма

обратимого мартенситного превращения, в то время как для чистого титана эта величина деформации, как известно, вызывает пластическую деформацию.

Цель работы – исследование электрохимического поведения в условиях, имитирующих режим эксплуатации готовых изделий.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Исследуемый материал – сплав Ti-22Nb-6Zr (ат. % (далее – Ti-Nb-Zr) получали методом вакуумной дуговой плавки с расходуемым электродом в компании *Flowsolve Corp.*, США. После плавки слиток диаметром 80 мм подвергли горячей ковке при 1173 К и механической обработке до диаметра 50 мм после закалки. Затем слиток подвергали термомеханической обработке, которая включала волочение при комнатной температуре с промежуточными отжигами при 973 К в течение 30 мин, последнее волочение происходило без отжига и с остаточной накопленной степенью деформации $\epsilon=0,3$ [10]. Конечный диаметр холоднокатаной проволоки составил 0,5 мм, длина – 100 мм. Затем проволоку подвергли последеформационному отжигу (ПДО) при 873 К в течение 30 мин с последующей закалкой в воде. Чистый α -Ti (далее – Ti) подвергли термической обработке при 973 К в течение 30 мин, главным образом для получения рекристаллизованного состояния. Для удаления окисленной поверхности все образцы термически обработанной проволоки механически шлифовали наждачной бумагой из карбида кремния зернистостью P1200.

Для оценки морфологии микроструктуры и оценки успешности проведения термомеханической обработки проводили исследование на образце сплава Ti-Nb-Zr круглого сечения методом просвечивающей электронной микроскопии (ПЭМ) на микроскопе *JEOL 2100*. Образцы для ПЭМ получены из холоднокатаного листа с последующей термомеханической обработкой [10; 11].

В ходе испытаний на усталостную долговечность исследовали электрохимическое поведение образца при помощи потенциостата *IPC Pro MF (Volta Co, Россия)* при 298 К. В качестве электролита использовали 0,9 % физиологический раствор NaCl (*B. Braun, Германия*). Электрохимические потенциалы измеряли относительно насыщенного хлорсеребряного электрода Ag/AgCl (RE). Также получены данные по соответствующим потенциалам свободной коррозии, записанные на каждом этапе: стационарном и во время динамического циклирования.

Для испытаний разработана и сконструирована установка, позволяющая деформировать образец, находящийся непосредственно в модельном растворе, в интервале деформаций, характерных для наблюдаемых в реальных условиях эксплуатации. Схематичное и упрощенное представление конструкции разработанной экспериментальной установки показано на рис. 1. Испытательный стенд состоит из термически контролируемого герметичного термостата, электролитической ванны, образца (проволоки), являющегося рабочим электродом, потенциостата, подвижного модуля установки, сервомашинки, программируемых микроконтроллеров и системы сбора данных *Arduino*. Проволока для испытаний длиной 100 мм прикрепляется между вращающимися опорами (рис. 1). Оптимальная частота циклов

0,9 Гц и максимальная деформация 1,5 % использованы в каждом цикле до разрушения. Большое значение деформации 1,5 % выбрано из-за того, что оно примерно соответствует области сверхупругого поведения сплава Ti-Nb-Zr [12].

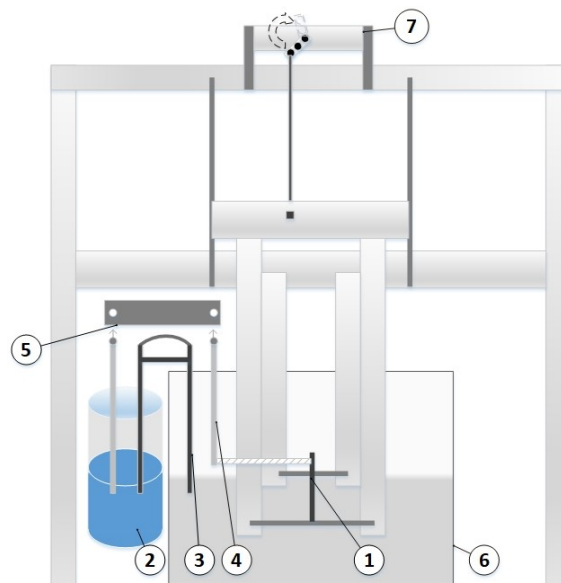


Рис. 1. Схематическое изображение экспериментальной установки, используемой для изучения влияния циклической деформации на электрохимическое поведение биомедицинских сплавов в физиологическом растворе: 1 – образец; 2 – электроды Ag/AgCl в электрохимической ячейке; 3 – электрод сравнения; 4 – рабочий электрод; 5 – потенциостат; 6 – емкость с физиологическим раствором; 7 – блок микроконтроллера *Arduino*

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

На рис. 2 показаны светло- и темнопольные изображения и соответствующие дифракционные картины с осью зоны $[120]_{\beta}$ сплава Ti-Nb-Zr после термомеханической обработки. Дифракционная картина с выбранной области показывает только рефлексы β -фазы. Темнопольное изображение, полученное при использовании рефлекса (002) β -фазы, обозначено белым кругом в дифракционной картине (рис. 2 б). Микроструктура состоит из субзерен, имеющих размер от 50 до 200 нм (см. рис. 2 а), которые образуются в результате процесса полигонизации, протекающей в ходе ПДО при 873 К [10; 11]. Субзеренная структура может также быть косвенно оценена по малому азимутальному углу размытия рефлекса β -фазы, что видно из соответствующей дифракционной картины.

В ходе электрохимических исследований значение потенциала свободной коррозии фиксировали непрерывно на различных стадиях испытания: до приложения нагрузки (E_{st}), в начале циклирования (E_c), в ходе циклирования и после разрушения. Результаты приведены в таблице 1 и на рис. 3.

На рис. 3 показаны значения потенциала свободной коррозии (мВ) в зависимости от времени (с) для образцов

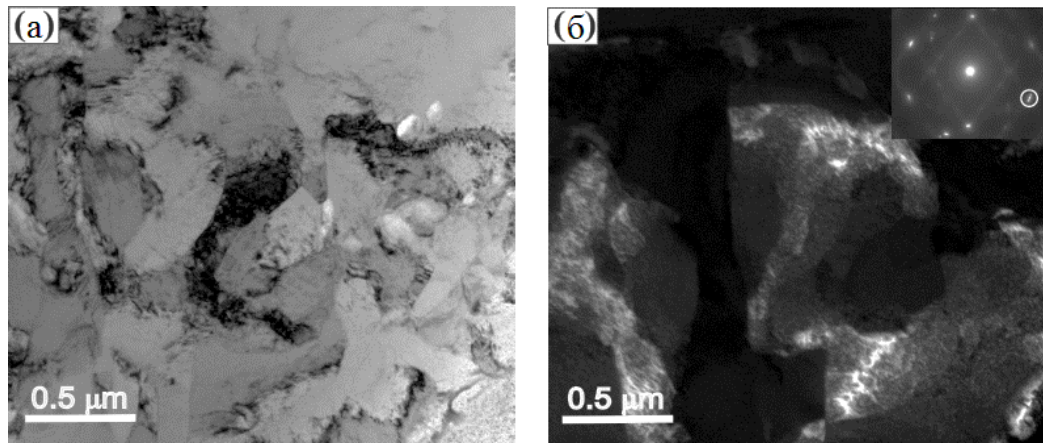


Рис. 2. Просвечивающая электронная микроскопия (а – светлое поле, б – темное поле), дифракционная картина с выбранной области (см. вставку) сплава Ti-Nb-Zr после ПДО при 873 К в течение 30 мин

Таблица 1. Результаты электрохимических испытаний на функциональную усталость с частотой 0,9 Гц и деформацией 1,5 % в каждом цикле

Сплав	Число циклов до разрушения (N_f)	E (мВ) (Ag/AgCl)		
		E_{st}	E_c	$\Delta E_{(E_{st}-E_c)}$
Ti	700	-87	-413	-326
Ti-22Nb-6Zr	1500	-56	-199	-143

сплавов Ti и Ti-Nb-Zr, которые подвергали циклированию в 0,9 % физиологическом растворе NaCl.

Для наглядности значения потенциала образцов сплавов Ti и Ti-Nb-Zr, в частности при установившемся режиме (E_{st}) и в начале цикла (E_c), показаны отдельно от всего участка потенциала на рис. 4. Соответствующая разница ΔE между E_{st} и E_c для сплавов Ti и Ti-Nb-Zr показана пунктирной линией на рис. 4.

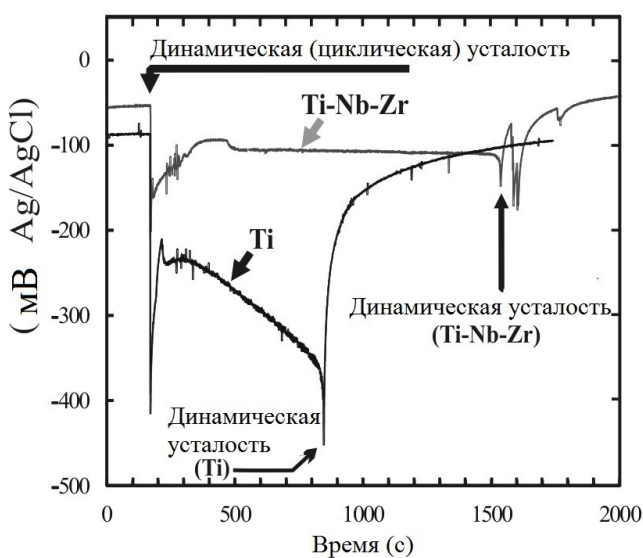


Рис. 3. Кривые изменения потенциала свободной коррозии при циклических усталостных испытаниях для образцов сплавов Ti и Ti-Nb-Zr при постоянной деформации 1,5 %

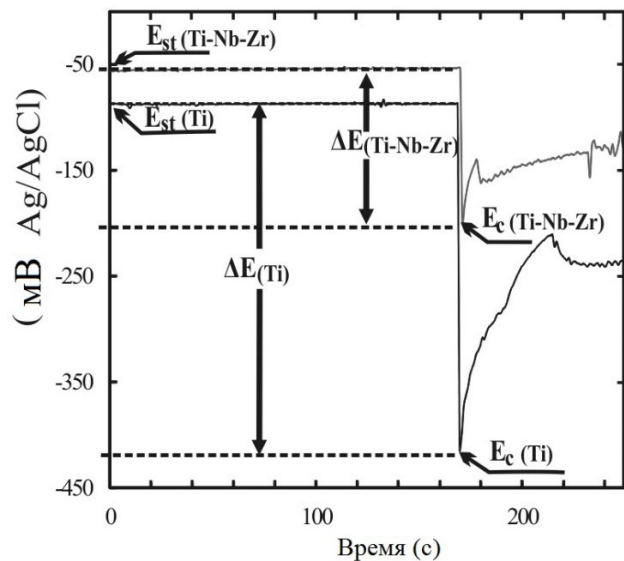


Рис. 4. Увеличенные кривые изменения потенциалов для изучения (E_{st}) и (E_c) во время проведения циклических испытаний для образцов Ti и Ti-Nb-Zr

Для расчета функциональной циклической долговечности сначала определяют значения потенциалов для инвариантных стационарных состояний. Значение потенциала для сплава Ti-Nb-Zr (-56 мВ) несколько выше, чем для Ti (-87 мВ). После установления стационарного значения потенциала для обоих образцов провели циклирование с постоянной деформацией 1,5 % в каждом цикле. Можно отметить, что после начала циклирования потенциал как для образцов Ti, так

и для образцов сплава Ti-Nb-Zr смещается в сторону отрицательных значений, что связано с разрушением пассивной оксидной пленки. Действительно, значения E_c для образцов Ti и сплава Ti-Nb-Zr равны -413 и -199 мВ соответственно. Кроме того, ΔE больше для образцов из Ti по сравнению с Ti-Nb-Zr. Это означает, что пассивная оксидная пленка более устойчива при механическом изгибе в случае образца сплава Ti-Nb-Zr. Можно также отметить, что в начальный период циклирования E_c для Ti смещается в положительную сторону с течением времени на первых 50 циклах, что может быть связано с восстановлением механически поврежденного слоя, а также влиянием хемо-механического эффекта [12]. В разгрузочный период циклирования восстановление первоначального структурного состояния сплава с помощью обратного мартенситного превращения не вызывает механизмов деформации, связанных с дислокацией и, следовательно, позволяет достичь релаксации напряжений без пластической деформации [13; 14]. Однако позже E_c для Ti монотонно смещается в отрицательную сторону до разрушения, в основном из-за разрушения защитной пленки и/или за счет растворения пленки, преобладающего над ее формированием [15; 16].

С другой стороны, для сплава Ti-Nb-Zr наблюдается увеличение E_c с продолжительностью времени, в течение приблизительно первых 400 с, а затем E_c сохраняется на относительно стабильном значении. Следовательно, защитные пассивные слои начинают расти на поверхности образца сплава Ti-Nb-Zr, а затем образуют устойчивую пассивную пленку во время циклирования [17; 18]. Еще одна причина образования этой стабильной пассивной пленки может быть связана с «механохимическим эффектом», который вызывает граница раздела «образец/электролит» [12].

Сравнивая результаты микроструктурных данных с потенциалом свободной коррозии, можно сделать вывод, что увеличение функциональной усталостной долговечности сплава Ti-Nb-Zr связано, во-первых, со стабильным образованием пассивной пленки, которая препятствует местному коррозионному воздействию, и, во-вторых, обратимым мартенситным превращением под напряжением [19; 20], которое способствует замедлению распространения коррозионно-усталостной трещины.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Спроектирована, собрана и настроена эффективная испытательная установка для контроля электрохимических характеристик разрабатываемых сверхупругих биомедицинских сплавов в среде, имитирующей жидкую среду человеческого тела. Сплав Ti-Nb-Zr показал более высокое сопротивление коррозионно-усталостному разрушению по сравнению с титаном (более высокие значения потенциала свободной коррозии, большее число циклов до разрушения).

Авторы выражают благодарность Ф.М. Иязу (PhD) и кандидату технических наук А.С. Конопацкому за участие в обсуждении полученных результатов.

Статья подготовлена по материалам докладов участников VIII Международной школы «Физическое материаловедение» с элементами научной школы для молодежи, Тольятти, 3–12 сентября 2017 г.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Hanawa T. Recent development of new alloys for biomedical use // Materials science forum. – Trans Tech Publications. 2006. Vol. 512. P. 243–248.
- Miyazaki S., Kim H.Y., Hosoda H. Development and characterization of Ni-free Ti-base shape memory and superelastic alloys // Materials Science and Engineering: A. 2006. Vol. 438-440. P. 18–24.
- Long M., Rack H.J. Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective // Biomaterials. 1998. Vol. 19. № 18. P. 1621–1639.
- Brailovski V., Prokoshkin S., Gauthier M., Inaekyan K., Dubinskiy S., Petrzhik M., Filonov M. Bulk and porous metastable beta Ti-Nb-Zr(Ta) alloys for biomedical applications // Materials Science and Engineering: C. 2011. Vol. 31. P. 643–657.
- Okazaki Y. Effect of friction on anodic polarization properties of metallic biomaterials // Biomaterials. 2002. Vol. 23. № 9. P. 2071–2077.
- Brunette D.M., Tengvall P., Textor M., Thomsen P. Titanium in medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications. Berlin: Springer, 2001. 1019 p.
- Ryhänen J. Biocompatibility of nickel- titanium shape memory metal and its corrosion behavior in human cell cultures // Journal of Biomedical Materials Research Part A. 1997. Vol. 35. № 4. P. 451–457.
- Stern M., Wissenberg H. The influence of noble metal alloy additions on the electrochemical and corrosion behavior of titanium // Journal of the Electrochemical Society. 1959. Vol. 106. № 9. P. 759–764.
- Fleck C., Eifler D. Corrosion, fatigue and corrosion fatigue behaviour of metal implant materials, especially titanium alloys // International Journal of Fatigue. 2010. Vol. 32. P. 929–935.
- Dubinskiy S.M., Prokoshkin S.D., Brailovski V., Inaekyan K.E., Korotitskiy A.V., Filonov M.R., Petrzhik M.I. Structure formation during thermomechanical processing of Ti-Nb-(Zr, Ta) alloys and the manifestation of the shape-memory effect // The physics of metals and metallography. 2011. Vol. 112. № 5. P. 503–516.
- Brailovski V., Prokoshkin S., Inaekyan K., Dubinskiy S., Gauthier M. Mechanical properties of thermomechanically processed metastable beta Ti-Nb-Zr alloys for biomedical applications // Materials science forum. 2012. Vol. 455. P. 706–709.
- Pustov Y.A., Zhukova Y.S., Filonov M.R. Kinetic regularities and mechanism of formation of nanosize passive films on titanium alloys for medical application and their electrochemical behavior in simulated physiological media // Protection of metals and Physical Chemistry Surfaces. 2014. Vol. 50. P. 315–321.
- Qiang L., Junjie L., Guanghao M., Xuyan L., Deng P. Influence of ω phase precipitation on mechanical performance and corrosion resistance of Ti-Nb-Zr alloy // Materials & Design. 2016. Vol. 111. P. 421–428.
- Bai Y., Li S.J., Prima F., Hao Y.L., Yang R. Electrochemical corrosion behavior of Ti-24Nb-4Zr-8Sn alloy in a simulated physiological environment // Applied Surface Science. 2012. Vol. 258. № 8. P. 4035–4040.
- Campanelli L.C., Bortlan C.C., Carvalho da Silva P.S., Bolfarini C., Oliveira N.T.C. Effect of an amorphous

- titania nanotubes coating on the fatigue and corrosion behaviors of the biomedical Ti-6Al-4V and Ti-6Al-7Nb alloys // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical materials*. 2017. Vol. 65. P. 542–551.
16. Chelariu R., Bolat G., Izquierdo J., Mareci D., Gordin D.M., Gloriant T., Souto R.M. Metastable beta Ti-Nb-Mo alloys with improved corrosion resistance in saline solution // *Electrochimica Acta*. 2014. Vol. 137. P. 280–289.
 17. Zhukova Y.S., Pustov Y.A., Konopatsky A.S., Filonov M.R. Characterization of Electrochemical Behavior and Surface Oxide Films on Superelastic Biomedical Ti-Nb-Ta Alloy in Simulated Physiological Solutions // *Journal of Alloy Compounds*. 2014. Vol. 586. P. S535–S538.
 18. Zhukova Y.S., Pustov Y.A., Konopatsky A.S., Dubinskiy S.M., Filonov M.R., Brailovski V. Corrosion fatigue and electrochemical behavior of superelastic Ti-Nb-Ta alloy for medical implants under cyclic load conditions // *Materials Today Proceedings*. 2015. Vol. 2. P. S991–S994.
 19. Bai Y. Electrochemical corrosion behavior of Ti-24Nb-4Zr-8Sn alloy in a simulated physiological environment // *Applied Surface Science*. 2012. Vol. 258. № 8. P. 4035–4040.
 20. Racek J. Monitoring tensile fatigue of superelastic NiTi wire in liquids by electrochemical potential // *Shape Memory and Superelasticity*. 2015. Vol. 1. № 2. P. 204–230.
- REFERENCES**
1. Hanawa T. Recent development of new alloys for biomedical use. *Materials science forum*. – *Trans Tech Publications*, 2006, vol. 512, pp. 243–248.
 2. Miyazaki S., Kim H.Y., Hosoda H. Development and characterization of Ni-free Ti-base shape memory and superelastic alloys. *Materials Science and Engineering: A*, 2006, vol. 438–440, pp. 18–24.
 3. Long M., Rack H.J. Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective. *Biomaterials*, 1998, vol. 19, no. 18, pp. 1621–1639.
 4. Brailovski V., Prokoshkin S., Gauthier M., Inaekyan K., Dubinskiy S., Petrzhih M., Filonov M. Bulk and porous metastable beta Ti-Nb-Zr(Ta) alloys for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C*, 2011, vol. 31, pp. 643–657.
 5. Okazaki Y. Effect of friction on anodic polarization properties of metallic biomaterials. *Biomaterials*, 2002, vol. 23, no. 9, pp. 2071–2077.
 6. Brunette D.M., Tengvall P., Textor M., Thomsen P. Titanium in medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications. Berlin, Springer Publ., 2001. 1019 p.
 7. Ryhänen J. Biocompatibility of nickel- titanium shape memory metal and its corrosion behavior in human cell cultures. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 1997, vol. 35, no. 4, pp. 451–457.
 8. Stern M., Wissenberg H. The influence of noble metal alloy additions on the electrochemical and corrosion behavior of titanium. *Journal of the Electrochemical Society*, 1959, vol. 106, no. 9, pp. 759–764.
 9. Fleck C., Eifler D. Corrosion, fatigue and corrosion fatigue behaviour of metal implant materials, especially titanium alloys. *International Journal of Fatigue*, 2010, vol. 32, pp. 929–935.
 10. Dubinskiy S.M., Prokoshkin S.D., Brailovski V., Inaekyan K.E., Korotitskiy A.V., Filonov M.R., Petrzhih M.I. Structure formation during thermomechanical processing of Ti-Nb-(Zr, Ta) alloys and the manifestation of the shape-memory effect. *The physics of metals and metallograph*, 2011, vol. 112, no. 5, pp. 503–516.
 11. Brailovski V., Prokoshkin S., Inaekyan K., Dubinskiy S., Gauthier M. Mechanical properties of thermomechanically processed metastable beta Ti-Nb-Zr alloys for biomedical applications. *Materials science forum*, 2012, vol. 455, pp. 706–709.
 12. Pustov Y.A., Zhukova Y.S., Filonov M.R. Kinetic regularities and mechanism of formation of nanosize passive films on titanium alloys for medical application and their electrochemical behavior in simulated physiological media. *Protection of metals and Physical Chemistry Surfaces*, 2014, vol. 50, pp. 315–321.
 13. Qiang L., Junjie L., Guanghao M., Xuyan L., Deng P. Influence of ω phase precipitation on mechanical performance and corrosion resistance of Ti-Nb-Zr alloy. *Materials & Design*, 2016, vol. 111, pp. 421–428.
 14. Bai Y., Li S.J., Prima F., Hao Y.L., Yang R. Electrochemical corrosion behavior of Ti-24Nb-4Zr-8Sn alloy in a simulated physiological environment. *Applied Surface Science*, 2012, vol. 258, no. 8, pp. 4035–4040.
 15. Campanelli L.C., Bortlan C.C., Carvalho da Silva P.S., Bolfarini C., Oliveira N.T.C. Effect of an amorphous titania nanotubes coating on the fatigue and corrosion behaviors of the biomedical Ti-6Al-4V and Ti-6Al-7Nb alloys. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical materials*, 2017, vol. 65, pp. 542–551.
 16. Chelariu R., Bolat G., Izquierdo J., Mareci D., Gordin D.M., Gloriant T., Souto R.M. Metastable beta Ti-Nb-Mo alloys with improved corrosion resistance in saline solution. *Electrochimica Acta*, 2014, vol. 137, pp. 280–289.
 17. Zhukova Y.S., Pustov Y.A., Konopatsky A.S., Filonov M.R. Characterization of Electrochemical Behavior and Surface Oxide Films on Superelastic Biomedical Ti-Nb-Ta Alloy in Simulated Physiological Solutions. *Journal of Alloy Compounds*, 2014, vol. 586, pp. S535–S538.
 18. Zhukova Y.S., Pustov Y.A., Konopatsky A.S., Dubinskiy S.M., Filonov M.R., Brailovski V. Corrosion fatigue and electrochemical behavior of superelastic Ti-Nb-Ta alloy for medical implants under cyclic load conditions. *Materials Today Proceedings*, 2015, vol. 2, pp. S991–S994.
 19. Bai Y. Electrochemical corrosion behavior of Ti-24Nb-4Zr-8Sn alloy in a simulated physiological environment. *Applied Surface Science*, 2012, vol. 258, no. 8, pp. 4035–4040.
 20. Racek J. Monitoring tensile fatigue of superelastic NiTi wire in liquids by electrochemical potential. *Shape Memory and Superelasticity*, 2015, vol. 1, no. 2, pp. 204–230.

**THE STUDY OF THE ELECTROCHEMICAL BEHAVIOR OF SUPERLASTIC Ti-Nb ALLOYS
IN A MODEL PHYSIOLOGICAL SOLUTION UNDER THE CYCLIC LOADING**

©2018

A.A. Korobkova, postgraduate student

A.M. Kazakbiev, postgraduate student

Yu.S. Zhukova, PhD (Engineering), senior researcher

S.M. Dubinsky, PhD (Engineering), Associate Professor

S.D. Prokoshkin, Doctor of Sciences (Physics and Mathematics), Professor, chief researcher

M.R. Filonov, Doctor of Sciences (Engineering), Professor, vice-rector for science and innovation

National University of Science and Technology "MISIS", Moscow (Russia)

Keywords: titanium alloys; biocompatibility; fatigue life; free corrosion potential.

Abstract: The replacement of bone tissue is one of the most important issues of medicine, as evidenced by the ever-increasing volumes of relevant markets. The more and more advanced requirements are imposed on the materials for the intrabone implants. For many years, the titanium-based alloys are widely used as a material for biomedical implants due to their unique combination of properties: high strength, low hardness and density, high corrosion resistance, and biocompatibility. One of the most common reasons for the implant's breakage is the corrosion-fatigue failure. Thus, the corrosion and electrochemical studies in the conditions simulating the finished product mode are of great practical importance.

The aim of this paper is the comparison of the electrochemical and corrosion behavior of Ti-22Nb-6Zr superelastic alloy and the commercially used pure titanium under the simulated conditions of service of load-bearing bone implants in the solution simulating the bone tissue environment. Free corrosion potential was measured on wire samples in the 0.9 % NaCl physiological solution (*B. Braun*, Germany) when applying bending load (maximum induced strain is 1.5 % with the cyclic frequency of 0.9 Hz) until the sample failure. The study shows that the Ti-22Nb-6Zr alloy is better in terms of corrosion-fatigue behavior compared to pure Ti. In particular, it possesses the higher free corrosion potential values and its passive oxide film is more resistant to the impact of cyclic loading; consequently, the alloy possesses the longer fatigue life and the number of cycles until the implant's failure is much greater.