

Научная статья

1.3.8. Физика конденсированного состояния (физико-математические науки)

УДК 621.785:669.1.08.29

doi: 10.25712/ASTU.1811-1416.2023.02.009

КОМПЛЕКСНАЯ МОДИФИКАЦИЯ СТРУКТУРЫ И СВОЙСТВ ПОКРЫТИЯ Ti–Nb–Zr–N, СФОРМИРОВАННОГО ЭЛЕКТРОВЗРЫВНЫМ МЕТОДОМ

**Юрий Федорович Иванов^{1†}, Кирилл Валерьевич Соснин², Денис Анатольевич Романов³,
Артем Дмитриевич Филяков⁴, Виктор Евгеньевич Громов⁵**

¹ Институт сильноточной электроники СО РАН, пр. Академический, 2/3, 634055, Томск, Россия

^{2,3,4,5} Сибирский государственный индустриальный университет, ул. Кирова, 42, 654007, Новокузнецк, Россия

¹ yufi55@mail.ru[†], <https://orcid.org/0000-0001-8022-7958>

² k.sosnin@mail.ru

³ romanov_da@physics.sibsiu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-6880-2849>

⁴ filyakov.1999@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-8168-8809>

⁵ gromov@physics.sibsiu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-5147-5343>

Аннотация. Металлы широко применяются для долговременных ортопедических имплантатов. Это вызвано их высокой прочностью на растяжение и сжатие, высоким пределом текучести, усталостной прочностью, пластичностью, твердостью и ударной вязкостью. Однако металлические материалы не обладают биофункциональными свойствами. Применение титановых сплавов в изготовлении имплантатов ограничивается их низкой твердостью и плохой износостойкостью. В случае применения титанового сплава ВТ6 в качестве имплантата при работе в организме человека выделяются ионы алюминия и ванадия, которые пагубно влияют на организм. В настоящей статье решается проблема устранения воздействия алюминия и ванадия из титанового сплава ВТ6 на организм человека. На поверхности титанового сплава ВТ6 созданы покрытия Ti–Nb–Zr–N. Данные покрытия в будущем предполагается использовать для лучшей приживаемости титановых имплантатов в организме человека. Формирование покрытий включало электровзрывное напыление состава Ti–Nb–Zr, электронно-пучковую обработку и азотирование. Покрытия исследовали методами сканирующей и просвечивающей электронной микроскопии. Полученное покрытие сформировано атомами титана, ниобия, циркония и азота. Алюминий и ванадий не проникают в покрытие из подложки. Такая композиция элементов формируется как на поверхности, так и по всей толщине покрытий. Основными фазами покрытия являются α -Ti, TiN, Ti₂N, NbTi₄, NbN и Zr₂N. Определены микротвердость, модуль Юнга, износостойкость и коэффициент трения покрытий. Проведенный комплекс исследований позволяет рекомендовать полученные покрытия для дальнейших клинических испытаний.

Ключевые слова: покрытие Ti–Nb–Zr–N, электровзрывной метод, азотирование, облучение импульсным электронным пучком, фазовый состав, дефектная субструктура, микротвердость, износостойкость.

Благодарности: Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 21-79-00035) с использованием оборудования ЦКП «Структура, механические и физические свойства материалов» ФГБОУ ВО «Новосибирский государственный технический университет».

Для цитирования: Иванов Ю.Ф., Соснин К.В., Романов Д.А., Филяков А.Д., Громов В.Е. Комплексная модификация структуры и свойств покрытия Ti–Nb–Zr–N, сформированного электровзрывным методом // Фундаментальные проблемы современного материаловедения. 2023. Т. 20, № 2. С. 220–227. doi: 10.25712/ASTU.1811-1416.2023.02.009.

Original article

COMPLEX MODIFICATION OF THE STRUCTURE AND PROPERTIES
OF THE Ti–Nb–Zr–N COATING FORMED BY ELECTROEXPLOSIVE SPRAYINGYuri F. Ivanov^{1†}, Kirill V. Sosnin², Denis A. Romanov³, Artem D. Filyakov⁴,
Viktor E. Gromov⁵¹ Institute of High Current Electronics SB RAS, Akademichesky Pr., 2/3, Tomsk, 634055, Russia^{2,3,4,5} Siberian State Industrial University, Kirova Str., 42, Novokuznetsk, 654007, Russia¹ yufi55@mail.ru[†], <https://orcid.org/0000-0001-8022-7958>² k.sosnin@mail.ru³ romanov_da@physics.sibsiu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-6880-2849>⁴ filyakov.1999@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-8168-8809>⁵ gromov@physics.sibsiu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-5147-5343>

Abstract. Metals are widely used for long-term orthopedic implants. This is due to their high tensile and compressive strength, high yield strength, fatigue strength, ductility, hardness and toughness. However, metallic materials do not have biofunctional properties. The use of titanium alloys in the manufacture of implants is limited by their low hardness and poor wear resistance. In the case of using titanium alloy VT6 as an implant, aluminum and vanadium ions are released during work in the human body, which adversely affect the body. This article solves the problem of eliminating the impact of aluminum and vanadium from titanium alloy VT6 on the human body. The Ti–Nb–Zr–N coating was sprayed on Ti–6Al–4V titanium alloy. Those coatings will be used to increase titanium implants' survival rate. The coating formation was provided by electroexplosive spraying of the Ti–Nb–Zr layer, electron beam treatment and nitriding. The coatings were investigated by scanning electron microscopy and transmission electron microscopy. The obtained coating consists of titanium, niobium, zirconium and nitrogen atoms. There are no aluminium and vanadium atoms from the substrate in the coating. This composition of the elements forms the entire thickness of the coating. The main coating phases are α -Ti, TiN, Ti₂N, NbTi₄, NbN и Zr₂N. The Young's modulus, wear resistance and friction coefficient of the coating were studied. The performed set of studies allows recommending Ti–Nb–Zr–N coating for further clinical investigation.

Keywords: Ti–Nb–Zr–N coating, electroexplosive spraying, nitriding, impulse electron beam treatment, phase composition, defective substructure, microhardness, wear resistance.

Acknowledgements: The present work was performed within Russian Science Foundation project No. 21-79-00035 using the equipment of the SUC center «Structure, mechanical and physical properties of materials» of the Novosibirsk State Technical University.

For citation: Ivanov, Yu. F., Sosnin, K. V., Romanov, D. A., Filyakov, A. D. & Gromov, V. E. (2022) Complex modification of the structure and properties of the Ti–Nb–Zr–N coating formed by electroexplosive spraying. *Fundamental'nye problemy sovremennogo materialovedeniya (Basic Problems of Material Science (BPMS))*, 20(2), 220–227. (In Russ.). doi: 10.25712/ASTU.1811-1416.2023.02.009.

Введение

Ключевую роль в успешности современных стоматологических и ортопедических операций играют биоматериалы. На сегодняшний день уже на протяжении столетия металлы являются основным выбором для биомедицинских имплантатов. Наиболее эффективным методом повышения эксплуатационных свойств имплантатов является создание биосовместимых коррозионностойких покрытий. Так как, с биологической точки зрения, именно химия и морфология поверхности определяют биологические характеристики имплантатов [1].

В настоящее время все больший интерес вызывает применение тантала в качестве биосовместимого материала [2]. Покрытие на его основе могут стать эффективным методом модификации поверхности имплантатов. Исследования, проводимые последние несколько десятилетий, демонстрируют его превосходную биосовместимость [3].

Исследование биосовместимости *in vitro* с использованием клеточной линии остеобластов человека hFOB показало превосходную клеточную адгезию и рост с обильным образованием внеклеточного матрикса на поверхности покрытия Ta по сравнению с поверхностью Ti [2]. В другом *in vitro* исследовании [4] было

продемонстрировано, что нанесение танталовых покрытий на поверхность пористого каркаса из Ti-6Al-4V оказывает положительное влияние на адгезию, рост и пролиферацию мезенхимальных стволовых клеток. Результаты, опубликованные в статье [5], свидетельствуют о том, что пористое танталовое покрытие, созданное при помощи лазера, по уровню пролиферации клеток сопоставимо с гидроксипатитовыми покрытиями при лучших механических характеристиках.

Для улучшения механических свойств покрытий на основе тантала может дополнительно применяться азотирование [6], аналогично другим металлам переходной группы он активно взаимодействует с азотом [7]. Получаемые нитриды способствуют улучшению механических и трибологических свойств поверхности [6].

Целью настоящей работы являлось исследование фазового состава, дефектной субструктуры, механических и трибологических свойств покрытия состава Ti-Nb-Zr-N, сформированного на титановом сплаве ВТ6 электровзрывным методом и подвергнутом дополнительной комплексной обработке, сочетающей облучение импульсным электронным пучком и последующее азотирование в плазме несамостоятельного дугового разряда низкого давления с накалимым катодом.

Материалы и методы

Материалом исследования являлись образцы покрытия состава Ti-Nb-Zr, нанесенного на титановый сплав ВТ6 электровзрывным методом. Толщина покрытия составляет 75-80 мкм. Для формирования покрытия производили электрический взрыв трехслойной фольги титан (400 мг) – ниобий (100 мг) – цирконий (100 мг). Продукты электрического взрыва по титановому соплу направлялись на образец-подложку. Электрический взрыв обеспечивал на поверхности обрабатываемого материала поглощаемую плотность мощности 1,5 ГВт/м², давление в ударно-сжатом слое вблизи облучаемой поверхности ~ 12,5 МПа, остаточное давление газа в рабочей камере ~ 100 Па, температуру плазмы на срезе серебряного сопла ~ 10⁴ К и время воздействия плазмы на поверхность образца ~ 100 мкс.

Электровзрывную обработку производили на установке ЭВУ60/10М. Образцы-подложки

имели форму пластинок размерами 20x20x5 мм. Комплексную обработку покрытия, сочетающую облучение импульсным электронным пучком и последующее азотирование в плазме несамостоятельного дугового разряда с накалимым катодом осуществляли на установке «КОМПЛЕКС». Параметры облучения: поверхностная плотность энергии (E_s) = 20 Дж/см², длительность импульсов (t) = 200 мкс, Количество импульсов (N) = 5 имп. Азотирование осуществлял при температуре (T) = 520 град. С в течение 5 часов.

Исследование структуры, элементного и фазового состава покрытия осуществляли методами сканирующей (прибор SEM 515 Philips) и просвечивающей дифракционной (прибор JEM-2100F JEOL) электронной микроскопии. Фольги для просвечивающего электронного микроскопа изготавливали ионным утонением (установка Ion Slicer EM-091001S, утонение осуществляется ионами аргона) пластинок, вырезанных из массивных образцов на установке Isomet Low Speed Saw перпендикулярно поверхности модифицирования, что позволяло проследить изменение структуры и фазового состава материала по мере удаления от поверхности образца. Анализ элементного состава покрытия осуществляли методами SEM/EDAX (микрорентгеноспектральный анализ, микроанализатор EDAX ECON IV, установленный на сканирующем электронном микроскопе). Фазовый состав покрытия определяли методами рентгеноструктурного анализа (дифрактометре Shimadzu XRD-6000). Съемку осуществляли в медном отфильтрованном излучении Cu-K α 1; монохроматор CM-3121. Анализ фазового состава проводили с использованием баз данных PDF 4+, а также программы полнопрофильного анализа POWDER CELL 2.4. Механические свойства характеризовали твердостью (прибор DUN-211S, Shimadzu, Япония, нагрузка на индентор 100 мН). Модуль Юнга рассчитывали из результатов определения микротвердости (прибор DUN-211S, Shimadzu, Япония, нагрузка на индентор 100 мН). Трибологические свойства (прибор TRIBOtester, Pin-On-Disc) характеризовали износостойкостью и коэффициентом трения, которые определяли при следующих параметрах испытаний: контр-тело – шарик диаметром 6 мм из Al₂O₃, диаметр трека износа 4 мм, нагрузка 10 Н, скорость вращения образца 25 мм/с, длина пути трения в условиях сухого трения при комнатной температуре составляла 50 м.

Результаты и обсуждение

Выявлена существенная неоднородность в изменении профиля микротвердости трех параллельных дорожек (рис.1а) на поперечных шлифах. Различия микротвердости наугад про-

веденных дорожек достигает (2-2,5) раз. Это, очевидно, указывает на неоднородность структуры сформированного электровзрывным методом покрытия, а также возможное присутствие микропор и микротрещин.

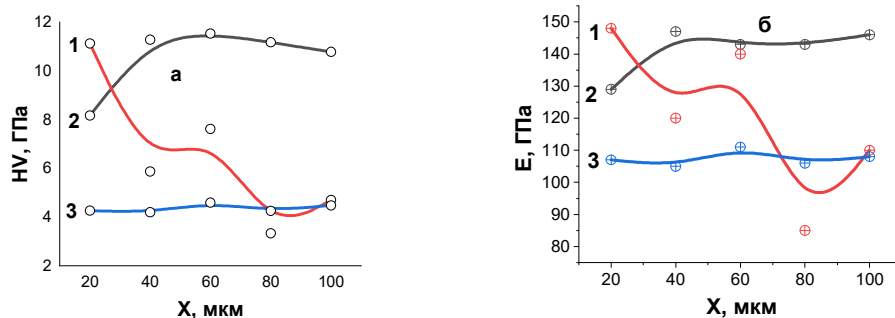


Рис.1. Профиль микротвердости (а) и модуля Юнга (б) трех дорожек поперечного сечения покрытия Ti-Nb-Zr-N

Fig.1. Microhardness (a) and Yong's module (b) of three lines of indentation of the Ti-Nb-Zr-N coating's cross-section

Усредненный по трем дорожкам профиль демонстрирует снижение микротвердости по мере удаления от поверхности покрытия (рис.2а). Толщина слоя с высокими (относительно подложки) значениями твердости достигает 60 мкм. Подобным образом изменяется и модуль Юнга, профили которого приведены на рис.1б и рис.2б.

Трибологические испытания показали, что параметр износа поверхностного слоя покрытия составляет $1,6 \cdot 10^{-4}$ мм³/Н·м, что в 3,4 раза меньше параметра износа подложки ($5,4 \cdot 10^{-4}$ мм³/Н·м). Коэффициент трения покрытия, равный 0,58, в 1,35 раза выше коэффициента трения подложки, равного 0,43. Следовательно, износостойкость сформированного покрытия кратно превосходит износостойкость подложки.

Трибологические испытания показали, что параметр износа поверхностного слоя покры-

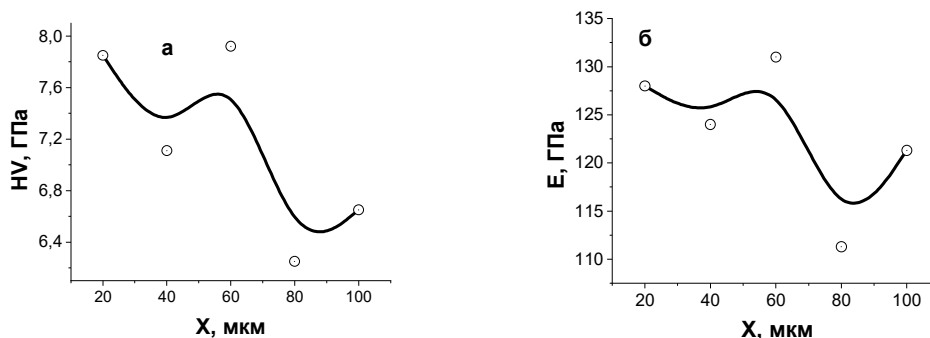


Рис.2. Усредненный, по результатам исследования трех дорожек поперечного сечения покрытия Ti-Nb-Zr-N, профиль микротвердости (а) и модуль Юнга (б)

Fig.2. Averaged microhardness (a) and Yong's module (b) of three lines of indentation of the Ti-Nb-Zr-N coating's cross-section

Структуру и элементный состав покрытия изучали методами сканирующей электронной микроскопии. В поверхностном слое присутствуют только атомы элементов, из которых формировали покрытие: титана, ниобия, циркония и азота.

Результаты количественного анализа элементного состава поверхностного слоя участков покрытия, представленных на рис.3а,б, приведены в таблице 1. Анализируя результаты таблицы 1, можно отметить присутствие только

спектров излучения атомов титана, ниобия, циркония и азота. Возможно наложение спектров излучения атомов азота на спектр излучения атомов титана. Это может быть причиной неточного определения азота в покрытии. Кроме того, азот является легким химическим элементом. Это также может являться причиной неточного определения азота в покрытии.

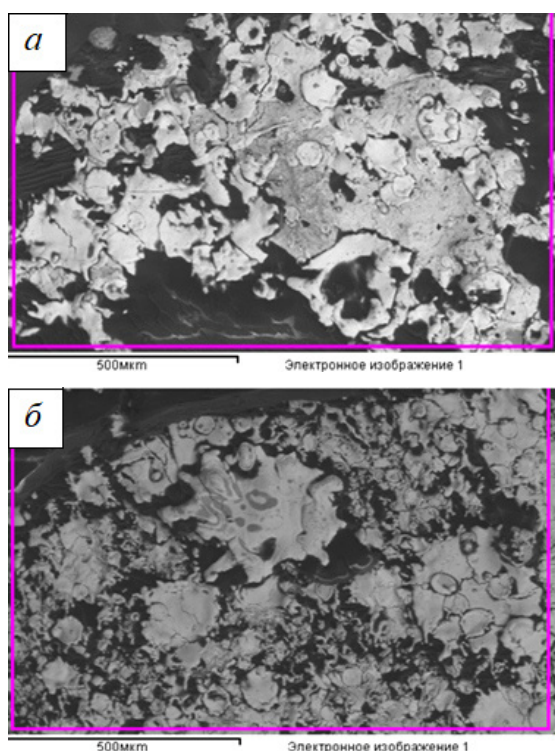


Рис.3. Электронно-микроскопическое изображение структуры поверхности покрытия Ti-Nb-Zr-N

Fig.3. Electron microscope image of the Ti-Nb-Zr-N coating's surface structure: area 1 (a); area 2 (b)

Таблица 1. Результаты микрорентгеноспектрального анализа областей (а) и (б) поверхностного слоя покрытия Ti-Nb-Zr-N, электронно-микроскопическое изображение которых представлено на рис.3

Table 1. The results of X-ray microscopic analysis of regions (a) and (b) of the surface layer of the Ti-Nb-Zr-N coating, the electron microscopic image of which is shown in Fig.3

Область анализа	Элемент, вес. %			
	Ti	Nb	Zr	N
(a)	59,2	18,07	20,15	2,58
(б)	56,7	20,06	21,32	1,92

Результаты, представленные на рис.4, демонстрируют изменение элементного состава покрытия по его толщине. Отчетливо видно, что основным элементом покрытия является титан. В существенно меньшем количестве присутствуют элементы, формирующие покрытие: цирконий, ниобий и азот. Эти результаты исследования структуры покрытия на поперечном шлифе полностью согласуются с результатами исследования поверхности покрытий, изложенными выше.

Результаты количественного анализа элементного состава различных участков объема покрытия показали, что основным элементом покрытия является титан, который присутствовал как в напыляемом покрытии, так и в подложке. В существенно меньшем количестве, по сравнению с титаном, в объеме покрытия выявляются цирконий, ниобий и азот. В поверхностном слое толщиной ≈ 8 мкм (рис.5) формируется структура дендритной кристаллизации. Оси дендритов обогащены атомами циркония, ниобия и титана, а межосевые пространства – преимущественно атомами титана. Основным элементом поверхностного слоя является титан, в существенно меньшем количестве присутствуют азот, ниобий и цирконий.

Анализ микроэлектроннограммы (рис.6) показывает, что в поверхностном слое формируется многофазная структура. Основной фазой является α -Ti, упрочняющими фазами являются нитриды титана, ниобия и циркония.

Основным элементом поверхностного слоя на глубине 20 мкм также является титан, ниобий, цирконий и азот формируют включения различной формы и размеров. Слой сформирован дендритоподобной структурой и представлен фазами α -Ti, TiN и NbTi₄.

Объем слоя, расположенного на глубине 60 мкм, имеет пластинчатую структуру и обогащен атомами N, Ti, Zr и Nb. Преобладающим элементом данного слоя также являются титан, в существенно меньшем количестве присутствуют атомы N, Zr и Nb. Слой, расположенный на глубине 60 мкм, имеет пластинчатую структуру, сформированную фазами [020]NbTi₄ и α -Ti. На границах пластин располагаются наноразмерные (10-15 нм) частицы нитрида титана [220]Ti₂N.

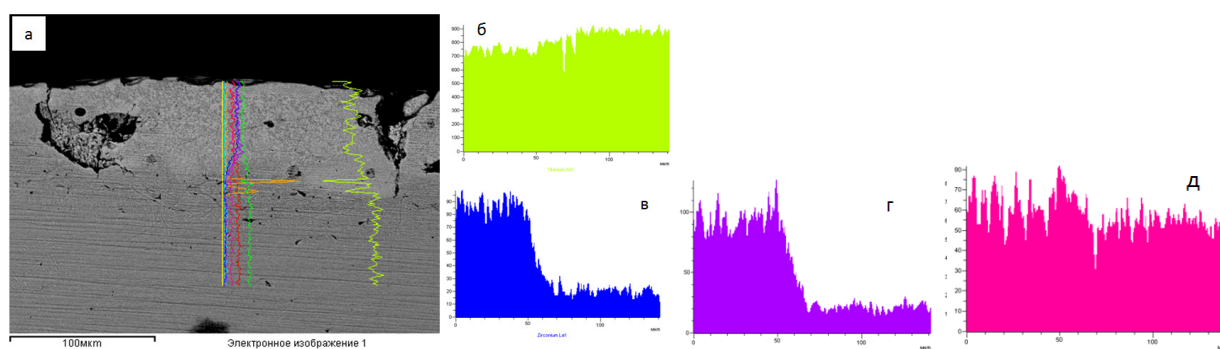


Рис.4. Электронно-микроскопическое изображение поперечного сечения покрытия Ti–Nb–Zr–N (а), б-д – результаты анализа элементного состава покрытия; б – Ti, в – Zr, г – Nb, д – N

Fig.4. Electron microscope image of the Ti–Nb–Zr–N coating's cross-section (a), b-e – elemental composition of the coating: b – Ti, c – Zr, d – Nb, e – N

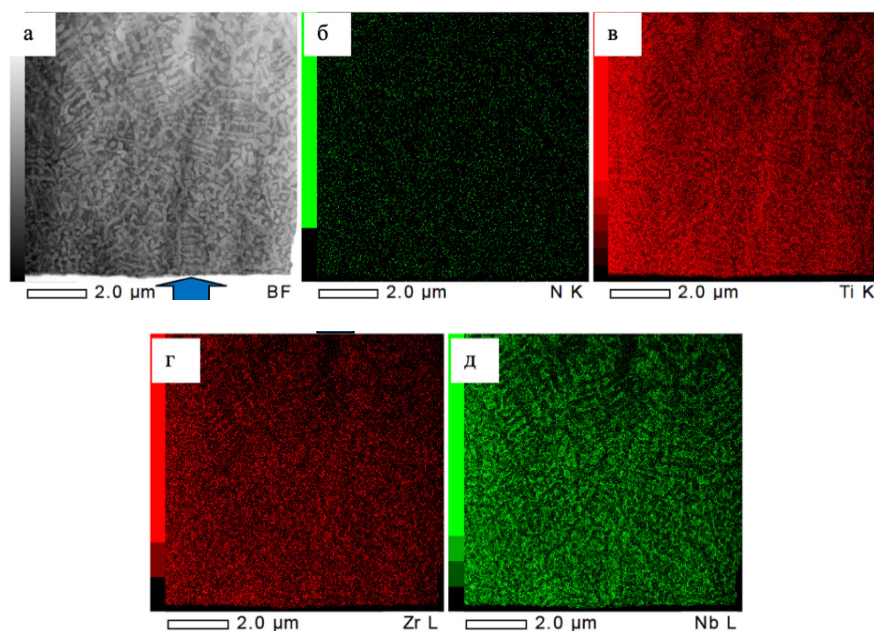


Рис.5. Структура поверхностного слоя покрытия Ti–Nb–Zr–N (а); б-д – изображение структуры покрытия, полученное в характеристическом рентгеновском излучении атомов азота (б), титана (в), циркония (г), ниобия (д). Стрелкой указана поверхность модификации

Fig.5. Structure of Ti–Nb–Zr–N coating's surface layer (a); b-e – coating structure image obtained in characteristic X-radiation of nitrogen atoms (b), titanium (c), zirconium (d), niobium (e). The modified surface indicated by arrow

Таблица 3. Результаты количественного элементного анализа слоя покрытия, представленного на рис.6а

Table 3. Elemental composition of the Ti–Nb–Zr–N coating layer shown in Fig.6a.

Элемент	Е, кэВ	Масс. %	Количество	Погрешность, %	Ат. %
N (K)	0,392	0,70	2982,88	0,78	2,78
Ti (K)	4,508	67,20	550578,00	0,01	77,94
Zr (L)	2,042	8,07	22398,66	0,24	4,91
Nb (L)	2,166	24,03	68719,26	0,08	14,37
Всего	–	100,00	–	–	100,00

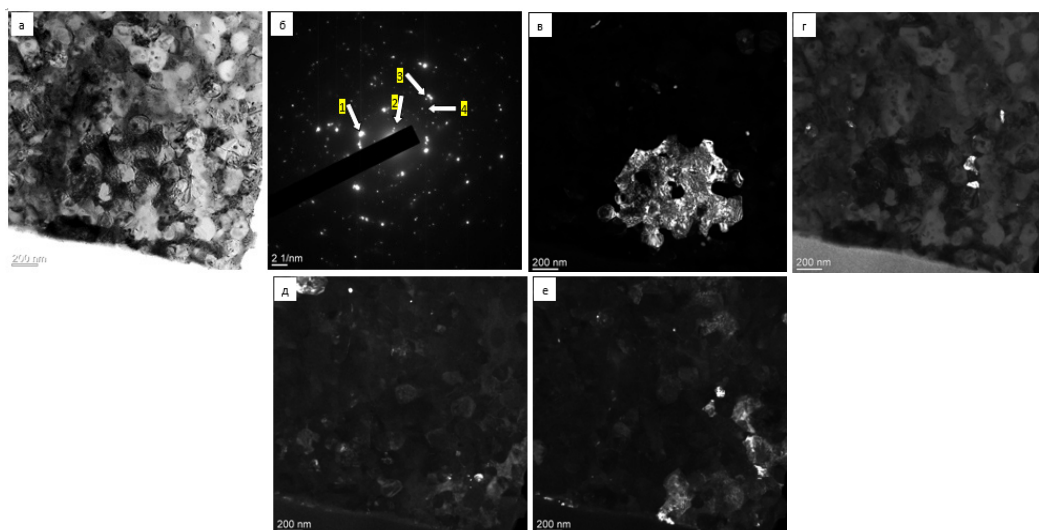


Рис.6. Электронно-микроскопическое изображение структуры поверхностного слоя покрытия Ti–Nb–Zr–N, подвергнутого комплексной обработке. а – светлопольное изображение; б – микроэлектродифрактограмма; в-е – темнопольные изображения, полученные в рефлексах [101]α-Ti (в), [002]NbN (г), [202]Zr₂N+[103]α-Ti (д), [220]Ti₂N (е). На (б) стрелками указаны рефлексы: 1 – для темнопольного изображения (в); 2 – для темнопольного изображения (г), 3 – для темнопольного изображения (д), 4 – для темнопольного изображения (е)

Fig.6. The electron microscope image of the structure of the surface layer of the Ti–Nb–Zr–N coating after the complex treatment. a – bright field image; b – micro electron diffraction patterns; c-f – dark field images obtained in [101] α-Ti (c), [002] NbN (d), [202] Zr₂N+[103] α-Ti (e), [220] Ti₂N (f) reflexes. In (b), reflexes are indicated by arrows: 1 – for dark field images (c); 2 – for dark field images (d), 3 – for dark field images (e), 4 – for dark field images (g)

Выводы

На сплаве ВТ6 получены покрытия Ti–Nb–Zr–N методом, включающим электровзрывное напыление, электронно-пучковую обработку и азотирование. Твердость покрытия, модуль Юнга и коэффициент трения превышают характеристики сплава ВТ6, но коэффициент трения покрытия ниже. Покрытие образовано только атомами элементов, используемых для формирования покрытия: титаном, ниобием, цирконием и азотом. Основной фазой покрытий является α-Ti, упрочняющими фазами – нитриды титана, ниобия и циркония.

Список литературы

1. Li X., Chen T., Hu J., Li S., Zou Q., Li Y. et al. Modified surface morphology of a novel Ti–24Nb–4Zr–7.9Sn titanium alloy via anodic oxidation for enhanced interfacial biocompatibility and osseointegration // *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*. 2016. V. 144. P. 265–275.
2. Balla V.K., Banerjee S., Bose S., Bandyopadhyay A. Direct laser processing of a tantalum coating on titanium for bone replacement structures // *Acta biomaterialia*. 2010. V. 6, N 6. P. 2329–2334.
3. Ding D., Xie Y., Li K., Huang L., Zheng X. Micro/Nano structural tantalum coating for enhanced osteogenic differentiation of human bone marrow stem cells // *Materials*. 2018. V. 11, N 4. P. 546.
4. Li X., Wang L., Yu X., Feng Y., Wang C. et al. Tantalum coating on porous Ti–6Al–4V scaffold using chemical vapor deposition and preliminary biological evaluation // *Materials Science and Engineering: C*. 2013. V. 33, N 5. P. 2987–2994.
5. Balla V.K., Bose S., Davies N.M., Bandyopadhyay A. Tantalum–A bioactive metal for implants // *Jom*. 2010. V. 62, N 7. P. 61–64.
6. Hernández-Navarro C., Rivera L.P., Flores-Martínez M., Camps E., Muhl S. et al. Tribological study of a mono and multilayer coating of TaZrN/TaZr produced by magnetron sputtering on AISI-316L stainless steel // *Tribology International*. 2019. V. 131. P. 288–298.
7. Cardarelli F., Taxil P., Savall A. Tantalum protective thin coating techniques for the chemical process industry: molten salts electrocoating as a new alternative // *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*. 1996. V. 14, N 5–6. P. 365–381.

Информация об авторах

Ю. Ф. Иванов – доктор физико-математических наук, профессор, главный научный сотрудник Института сильноточной электроники СО РАН.

К. В. Соснин – кандидат технических наук, старший научный сотрудник Сибирского государственного индустриального университета.

Д. А. Романов – доктор технических наук, доцент, старший научный сотрудник лаборатории электронной микроскопии и обработки изображений Сибирского государственного индустриального университета.

А. Д. Филяков – аспирант, научный сотрудник лаборатории электронной микроскопии и обработки изображений Сибирского государственного индустриального университета.

В. Е. Громов – доктор физико-математических наук, профессор, заведующий кафедрой естественнонаучных дисциплин им. проф. В.М. Финкеля Сибирского государственного индустриального университета.

References

1. Li, X., Chen, T., Hu, J., Li S., Zou & Q., Li, Y. et al. (2016). Modified surface morphology of a novel Ti–24Nb–4Zr–7.9Sn titanium alloy via anodic oxidation for enhanced interfacial biocompatibility and osseointegration. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 144, 265–275.
2. Balla, V. K., Banerjee, S., Bose, S. & Bandyopadhyay, A. (2010). Direct laser processing of a tantalum coating on titanium for bone replacement structures. *Acta Biomaterialia*, 6(6), 2329–2334.
3. Ding, D., Xie, Y., Li, K., Huang, L. & Zheng, X. (2018). Micro/Nano Structural Tantalum Coating for Enhanced Osteogenic Differentiation of Human Bone Marrow Stem Cells. *Materials*, 11(4), 546.

4. Li, X., Wang, L., Yu, X., Feng, Y., Wang, C., Yang, K. & Su, D. (2013). Tantalum coating on porous Ti–6Al–4V scaffold using chemical vapor deposition and preliminary biological evaluation. *Materials Science and Engineering: C*, 33(5), 2987–2994.

5. Balla, V. K., Bose, S., Davies, N. M. & Bandyopadhyay, A. (2010). Tantalum–A bioactive metal for implants. *JOM*, 62(7), 61–64.

6. Hernández-Navarro, C., Rivera, L. P., Flores-Martínez, M., Camps, E., Muhl, S. & García, E. (2019). Tribological study of a mono and multi-layer coating of TaZrN/TaZr produced by magnetron sputtering on AISI-316L stainless steel. *Tribology International*, 131, 288–298.

7. Cardarelli, F., Taxil, P. & Savall, A. (1996). Tantalum protective thin coating techniques for the Chemical Process Industry: Molten salts electrocoating as a new alternative. *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*, 14(5–6), 365–381.

Information about the authors

Yu. F. Ivanov – Doctor of Physical and Mathematical Sciences, Professor, Chief Researcher of the Institute of High-Current Electronics of the Siberian Branch of the Russian Academy of Sciences.

K. V. Sosnin – Candidate of Technical Sciences, Senior Researcher, Siberian State Industrial University.

D. A. Romanov – Doctor of Technical Sciences, Associate Professor, Senior Researcher of the Laboratory of Electron Microscopy and Image Processing, Siberian State Industrial University.

A. D. Filyakov – Postgraduate Student, Researcher of the Laboratory of Electron Microscopy and Image Processing, Siberian State Industrial University.

V. E. Gromov – Doctor of Physical and Mathematical Sciences, Professor, Head of the Department of Natural Sciences named after prof. V.M. Finkel, Siberian State Industrial University.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
The authors declare that there is no conflict of interest.

Статья поступила в редакцию 10.04.2023; одобрена после рецензирования 24.04.2023; принята к публикации 10.05.2023.

The article was received by the editorial board on 10 Apr. 23; approved after reviewing 24 Apr. 23; accepted for publication 10 May 23.