

ПОКРЫТИЯ ТИТАН-ЦИРКОНИЙ, СФОРМИРОВАННЫЕ ЭЛЕКТРОВЗРЫВНЫМ МЕТОДОМ НА ПОВЕРХНОСТИ ТИТАНОВЫХ ИМПЛАНТАТОВ

© 2019

К.В. Соснин, кандидат технических наук,
старший научный сотрудник управления научных исследований
Д.А. Романов, доктор технических наук, доцент,
доцент кафедры естественнонаучных дисциплин им. проф. В.М. Финкеля

В.Е. Громов, доктор физико-математических наук, профессор,
заведующий кафедрой естественнонаучных дисциплин им. проф. В.М. Финкеля
Сибирский государственный индустриальный университет, Новокузнецк (Россия)

Ю.Ф. Иванов, доктор физико-математических наук, доцент, главный научный сотрудник
Институт сильноточной электроники Сибирского отделения Российской академии наук, Томск (Россия)

Ключевые слова: электровзрывное напыление; биоинертное покрытие; ниобий; покрытие Ti-Zr; покрытие Ti-Nb.

Аннотация: Разработка биосовместимых низкомодульных β -сплавов, в частности систем Ti-Zr и Ti-Nb, стала новым направлением в медицинском материаловедении. Одной из приоритетных задач физики конденсированного состояния и медицинского материаловедения является исследование физико-химических и морфологических свойств, структуры имплантатов. Поиск оптимального набора параметров покрытий, обеспечивающего наибольшую механическую и биологическую совместимость или инертность с костной тканью, – одна из современных тенденций в области нанесения биопокрытий на поверхность металлических имплантатов.

Поставлена и решена задача формирования биоинертного покрытия системы Ti-Zr перспективным методом электровзрывного напыления. Электровзрывным методом получены покрытия состава Ti-Zr на поверхности титанового дентального имплантата (сплав ВТ6). Методами сканирующей и просвечивающей электронной микроскопии, рентгеноструктурного анализа определен элементный и фазовый состав, изучена морфология и дефектная субструктура покрытия. Определена твердость и модуль Юнга, коэффициент трения и износостойкость сформированного покрытия. Формирование покрытия состава Ti-Zr сопровождается незначительным (относительно подложки без покрытия) снижением параметра износа (повышением износостойкости) поверхностного слоя (на 18 %), повышением коэффициента трения в 1,5 раза, незначительным (на 3 %) повышением твердости и снижением модуля Юнга на 64 %. Установлено, что электровзрывное покрытие является многоэлементным и многофазным, обладает субмикро- и нанокристаллической структурой. Высокие прочностные и трибологические свойства формируемого электровзрывным методом покрытия обусловлены выделением наноразмерных частиц карбидной и оксидной фаз, выявленных методами рентгенофазового анализа.

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время медицинские имплантаты активно используются для вживления в организм в роли протезов либо в качестве идентификатора. Исследование физико-химических и морфологических свойств, структуры имплантатов является одной из приоритетных задач физики конденсированного состояния и медицинского материаловедения [1]. В настоящее время в качестве материала основы для имплантатов используют металлы и сплавы, не содержащие токсичные легирующие элементы Al и V, с высоким уровнем прочностных и антикоррозионных свойств – титан, титановые сплавы, сталь определенных марок, кобальто-хромовые сплавы и др. [2–4]. Новым направлением в медицинском материаловедении стала разработка биосовместимых низкомодульных β -сплавов, в частности систем Ti-Zr и Ti-Nb. Данные сплавы характеризуются схожим с живой костью гистерезисным деформационным поведением, благодаря чему улучшается их биомеханическая совместимость [5–7]. Легирование титана цирконием в количестве 40–55 мас. % позволяет уменьшить модуль упругости сплава до 55–60 ГПа [8–10], в то время как для титана и титановых сплавов модуль упругости составляет 100–120 ГПа, что значительно выше модуля упругости костной ткани 15–30 ГПа.

Современные тенденции в области нанесения биопокрытий на поверхность металлических имплантатов

заканчиваются в поиске оптимального набора параметров покрытий, обеспечивающего наибольшую механическую и биологическую совместимость или инертность с костной тканью [11–13]. Биомедицинские сплавы используются в качестве винтов [14], штифтов [15] и костных имплантатов [16] и поэтому должны обладать достаточным уровнем механических свойств [17; 18].

В настоящее время активно развивается подход к получению композиционных покрытий с применением перспективной и технологичной методики электровзрывного напыления, позволяющей формировать композиционные покрытия с различной структурой [19; 20]. Варьируя электрофизические параметры электровзрывного напыления и изменяя материал обрабатываемого изделия, можно управлять свойствами, структурой и составом формируемых покрытий. В настоящем исследовании реализован новый подход, заключающийся в синтезе биоинертных электровзрывных покрытий системы Ti-Zr, свойства которых отвечают эксплуатационным требованиям, на поверхности экономичных медицинских имплантатов. Электровзрывные покрытия обладают уникальным комплексом физико-химических и биологических свойств.

Цель работы – анализ структуры и свойств покрытия Ti-Zr, сформированного на поверхности титанового сплава электровзрывным методом.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

В качестве подложки использовали дентальный имплантат из сплава титана марки ВТ6. Формирование покрытия осуществляли методами электровзрывного легирования с использованием электровзрывной установки ЭВУ 60/10М. С этой целью электрическому взрыву подвергали циркониевую фольгу массой 850 мг. Продукты взрыва, проходя через графитовое сопло, формировали импульсную плазменную струю, которая обеспечивала на поверхности напыляемого образца поглощаемую плотность мощности $2,0 \text{ ГВт/м}^2$. Фронт плазменной струи нагревал поверхность образца до температуры плавления, а конденсированные частицы формировали на ней покрытие. При указанных параметрах воздействия толщина покрытия составляла $\approx 50 \text{ мкм}$. Элементный состав и морфологию структуры поверхности и поперечного шлифа покрытия исследовали методами сканирующей электронной микроскопии (прибор LEO EVO 50 фирмы “Zeiss”, Германия). Состояние дефектной субструктуры покрытия изучали методами просвечивающей электронной микроскопии тонких фольг (прибор JEM 2100F JEOL). Фазовый состав и состояние кристаллической решетки покрытия изучали методами рентгеноструктурного анализа (дифрактометр XRD 6000). Физико-механические и трибологические свойства покрытия характеризовали твердостью, модулем Юнга, параметром износа и коэффициентом

трения. Трибологические испытания проводили на приборе TRIBOtester (фирма “TRIBOtechnic”, Франция). Схема испытаний: «диск – палец»; условия испытаний: нагрузка на индентор 8 Н, скорость вращения образца 25 мм/с, длина пути испытания 30 м, радиус трека 2 мм, индентор – шарик из твердого сплава ВК8 диаметром 6 мм, испытания проводили при комнатной температуре. Твердость и модуль Юнга определяли в результате наноиндентирования покрытия при нагрузке на индентор 50 мН (наноиндентометр Nano Hardness Tester NHT-S-AX-000X).

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Методами сканирующей электронной микроскопии исследованы структура и элементный состав поперечного шлифа системы «покрытие/подложка», сформированной электровзрывным методом. Характерное изображение структуры покрытия приведено на рис. 1.

По морфологии структуры и контрасту травления формирующееся покрытие можно условно разделить на два подслоя, обозначенные на рис. 1 а, 1 б цифрами 1 и 2. Вблизи границы раздела подслоя № 1 имеет столбчатое строение (рис. 1 в), подслоя № 2 – дендритное строение (рис. 1 г). Можно предположить, что подслоя № 2 был сформирован в результате плавления и последующей скоростной кристаллизации поверхностного

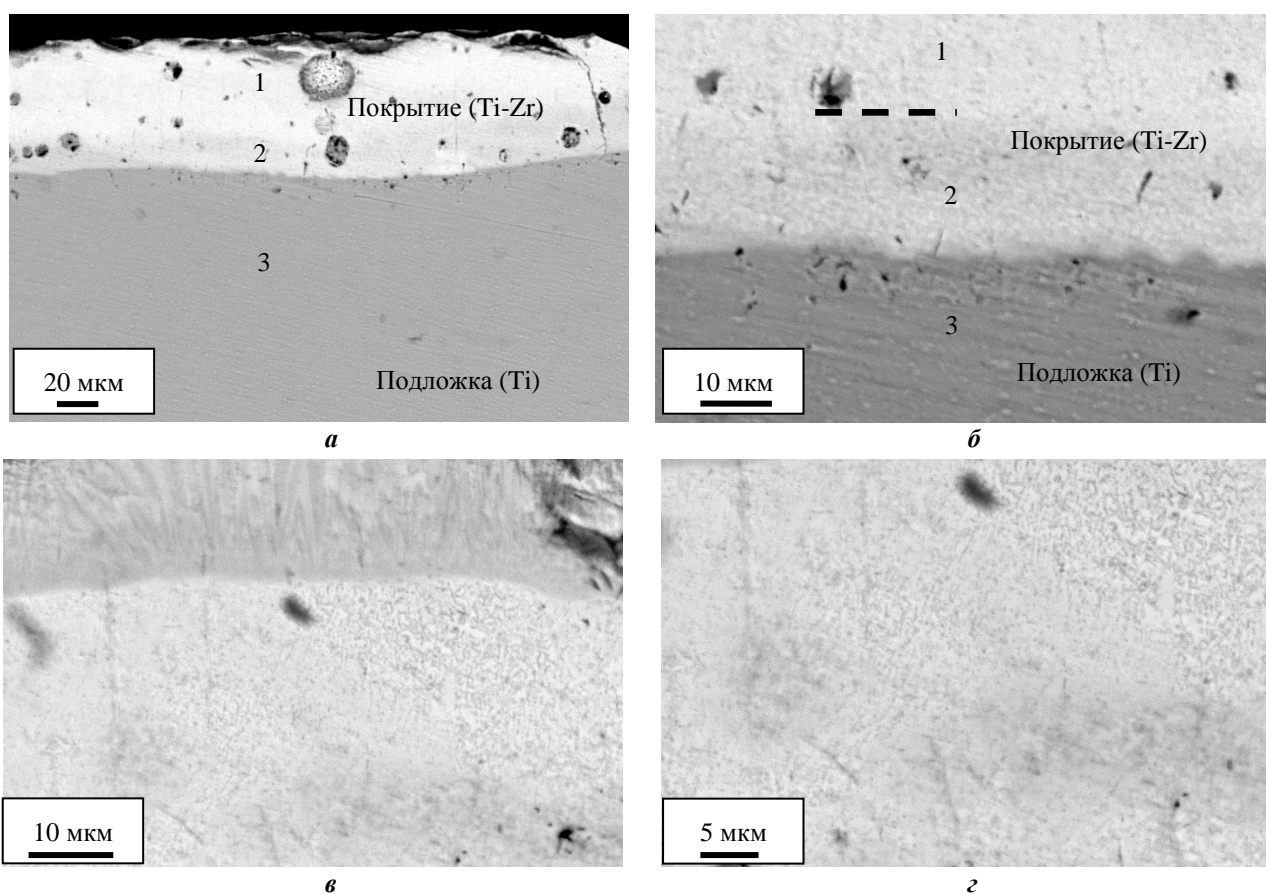


Рис. 1. Электронно-микроскопическое изображение структуры поперечного шлифа покрытия системы Ti-Zr, сформированного электровзрывным методом:

а – общий вид; **б** – граница между покрытием и подложкой 3;
в – подслоя 1 со столбчатой структурой; **г** – подслоя 2 с дендритной структурой

слоя подложки (сплав на основе титана) инициированным налетающим потоком плазмы, образовавшейся в результате электрического взрыва циркониевой фольги. Подслои № 1 является собственно покрытием системы Ti-Zr.

Элементный состав покрытия анализировали методами микрорентгеноспектрального анализа. Результаты исследований представлены на рис. 2.

Микрорентгеноспектральный анализ элементного состава по точкам выявил присутствие, наряду с атомами титана и циркония, атомов других элементов (рис. 3, таблица 1). Результаты количественного анализа элементного состава областей системы «покрытие/подложка», обозначенных на рис. 3 цифрами, приведены в таблице 1. Отчетливо видно, что наряду с элементами, характерными для сплава на основе титана, в покрытии присутствуют атомы углерода и кислорода. Характерно, что атомы углерода выявлены исключительно в поверхностном слое, а атомы кислорода присутствуют по всей глубине покрытия. Основываясь на результатах элементного анализа можно предположить, что сформированное покрытие является многофазным и должно содержать, наряду со сплавом Ti-Zr, карбидные и оксидные фазы.

Фазовый состав поверхностного слоя покрытия изучали методами рентгеноструктурного анализа. На рис. 4 приведена рентгенограмма исследуемого покрытия. Выполненные исследования выявили присутствие в поверхностном слое покрытия трех фаз: основной явля-

ется α -модификация сплава TiZr (81,3 объемных %), в существенно меньшем объеме присутствуют оксид циркония ZrO (9,5 объемных %) и карбид титана TiC (9,2 объемных %). Таким образом, полученные методом рентгенофазового анализа результаты хорошо согласуются с результатами микрорентгеноспектрального анализа. Присутствие в поверхностном слое покрытия оксидной и карбидной фаз обусловлено, очевидно, техническим вакуумом рабочей камеры установки электро-взрывного легирования и применением графитового электрода.

Дефектную субструктуру покрытия исследовали методами просвечивающей электронной микроскопии тонких фольг. Фольги готовили методами ионного распыления пластинок, вырезанных из объема образца в поперечном сечении покрытия. Такое расположение фольги позволяло провести анализ структуры материала на различном расстоянии от поверхности покрытия. На рис. 5 приведены электронно-микроскопические изображения структуры покрытия в слоях, расположенных на различном расстоянии от поверхности образца. Отчетливо видно, что слой, формирующий поверхность покрытия, имеет нанокристаллическую структуру, размеры кристаллитов которой изменяются в пределах от 20 до 100 нм (рис. 5 а, слой обозначен стрелками). Нижележащий слой толщиной до 30 мкм имеет субмикроструктурную структуру (рис. 5 б). Размер кристаллитов, формирующих данный подслои, изменяется в пределах от 200 до 450 нм. Слой, расположенный на большем

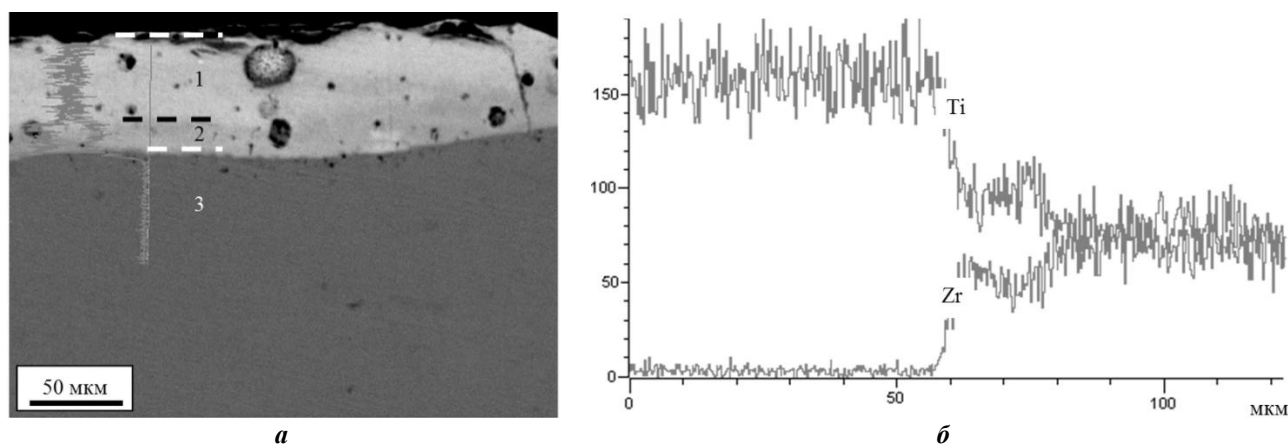


Рис. 2. Структура (а) и профиль (б) концентрации атомов титана и циркония вдоль линии, указанной на (а); на (а) цифры 1, 2 и 3 обозначены подслои; концентрация титана определена по характеристическому рентгеновскому излучению $K\alpha_1$; концентрация циркония – по $L\alpha_1$

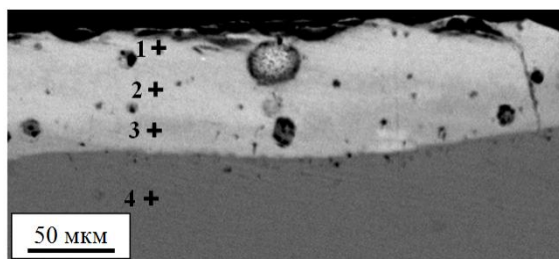


Рис. 3. Структура системы TiZr, сформированной электровзрывным методом, и результаты микрорентгеноспектрального анализа по точкам. Области анализа обозначены цифрами

Таблица 1. Микрорентгеноспектральный анализ элементного состава по точкам

| Элемент | Концентрация, ат. % | | | |
|---------|---------------------|----------|----------|----------|
| | Спектр 1 | Спектр 2 | Спектр 3 | Спектр 4 |
| C (K) | 44,21 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| O (K) | 14,88 | 16,66 | 15,06 | 0,00 |
| Al (K) | 3,22 | 5,98 | 7,43 | 13,34 |
| S (K) | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 2,57 |
| Ti (K) | 22,43 | 52,08 | 49,95 | 77,96 |
| V (K) | 1,63 | 2,89 | 2,96 | 4,49 |
| Cr (K) | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,79 |
| Fe (K) | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,85 |
| Zr (L) | 13,63 | 22,39 | 24,6 | 0,00 |

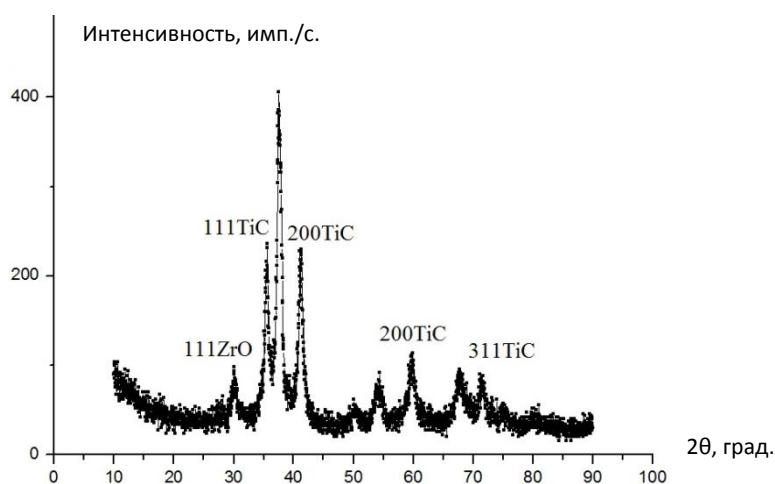


Рис. 4. Участок рентгенограммы поверхностного слоя покрытия.
Необозначенные дифракционные максимумы относятся к сплаву TiZr

удалении от поверхности покрытия, имеет бимодальную структуру (рис. 5 в). Наряду с кристаллитами, размеры которых изменяются в пределах 200–300 нм, присутствуют кристаллиты, размеры которых составляют десятки нанометров. По мере приближения к зоне контакта покрытия с подложкой относительное содержание наноразмерных кристаллитов увеличивается (рис. 5 г). Можно предположить, основываясь на результатах микрорентгеноспектрального анализа элементного состава покрытия, что наноразмерные кристаллиты являются окисными фазами на основе титана и циркония.

Физико-механические и трибологические свойства сформированного покрытия характеризовали, определяя твердость, модуль Юнга, параметр износа (величина, противоположная износостойкости материала) и коэффициент трения. Для электровзрывного покрытия Ti-Zr параметр износа составил $5,5 \cdot 10^{-4}$ мм³/Н·м, коэффициент трения 0,572, твердость $3730 \pm 0,495$ МПа, модуль Юнга $73,8 \pm 6,19$ ГПа. Для образца без покрытия параметр износа составил $6,5 \cdot 10^{-4}$ мм³/Н·м, коэффициент трения 0,376, твердость 3630 ± 260 МПа, модуль Юнга $84,3 \pm 7,62$ ГПа. Формирование покрытия состава

Ti-Zr сопровождается незначительным (на 18 %) снижением параметра износа (повышением износостойкости) поверхностного слоя, повышением коэффициента трения в 1,5 раза, незначительным (на 3 %) повышением твердости и снижением модуля Юнга на 14 %.

Сопоставляя полученные ранее данные по физико-механическим и трибологическим свойствам (таблица 2) электровзрывного покрытия системы Ti-Nb [21], можно сделать следующее заключение. Отчетливо видно, что формирование покрытия состава Ti-Zr сопровождается незначительным (на 18 %) снижением параметра износа (повышением износостойкости) поверхностного слоя, повышением коэффициента трения в 1,5 раза, незначительным (на 3 %) повышением твердости и снижением модуля Юнга на 64 %. Формирование покрытия состава Ti-Nb [21] сопровождается кратным (более чем в 2 раза) снижением параметра износа (повышением износостойкости) поверхностного слоя, повышением коэффициента трения в 1,5 раза, (на 3 %), значительным (в 1,5 раза) повышением твердости и модуля Юнга (в 1,3 раза). Очевидно, что свойства покрытия определяются элементным и фазовым составом, а также состоянием дефектной субструктуры материала.

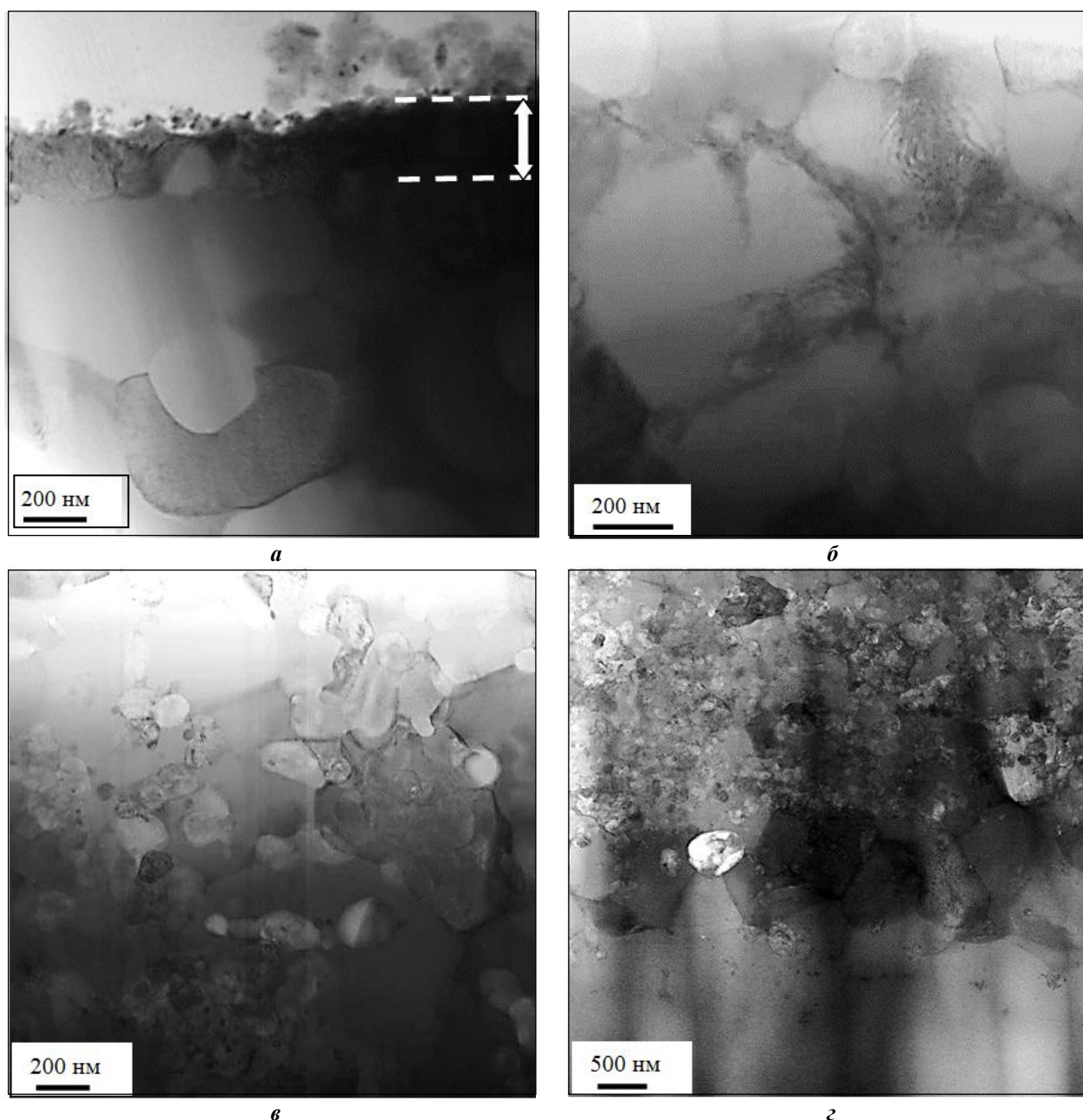


Рис. 5. Структура покрытия, выявленная методами просвечивающей электронной микроскопии тонких фольг:
а – поверхностный слой; *б* – слой, расположенный на расстоянии 30 мкм от поверхности покрытия;
в – слой, расположенный на расстоянии 50 мкм;
г – слой, расположенный в зоне контакта покрытия и подложки

Таблица 2. Результаты исследования физико-механических и трибологических свойств покрытий и подложки (твердость и модуль Юнга покрытия определяли в слое, расположенном на глубине 15 мкм)

| Параметр | Подложка без покрытия | Покрyтие Ti-Zr | Покрyтие Ti-Nb |
|---|-----------------------|------------------|--------------------|
| Параметр износа, 10^{-4} , мм ³ /Н·м | 6,5 | 5,5 | 3,2 |
| Коэффициент трения | 0,376 | 0,572 | 0,545 |
| Твердость, МПа | 3630 ± 260 | $3730 \pm 0,495$ | 5250 ± 1535 |
| Модуль Юнга, ГПа | $115,3 \pm 2,32$ | $73,8 \pm 6,19$ | $111,76 \pm 15,79$ |

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Электровзрывным методом на поверхности дентального имплантата из сплава на основе титана сформировано покрытие состава Ti-Zr толщиной не менее 50 мкм. Установлено, что покрытие является многоэлементным и многофазным. Показано, что, наряду с твердым раствором на основе Ti-Zr, в покрытии присутствуют карбидная и оксидная фазы. Обнаружено, что покрытие, сформированное электровзрывным методом, обладает субмикро- и нанокристаллической структурой. Выявлено, что формирование покрытия состава TiZr сопровождается незначительным (относительно подложки без покрытия) снижением параметра износа (повышением износостойкости) поверхностного слоя (на 18 %), повышением коэффициента трения в 1,5 раза, незначительным (на 3 %) повышением твердости и снижением модуля Юнга на 64 %.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-32-00075 мол. а.

Статья подготовлена по материалам докладов участников IX Международной школы «Физическое материаловедение» (ШФМ-2019) с элементами научной школы для молодежи, Тольятти, 9–13 сентября 2019 года.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Niinomi M., Nakai M., Hieda J. Development of new metallic alloys for biomedical applications // *Acta Biomaterialia*. 2012. Vol. 8. № 11. P. 3888–3903.
2. Kajzer A., Antonowicz M., Ziębowicz B. Studies of the corrosion resistance properties of bone screws made from 316L stainless steel in ringer's solution // *Archives of Metallurgy and Materials*. 2018. Vol. 63. № 1. P. 323–328.
3. Kosayadiloka K., Tangjit N., Luppanapornlar S., Santiwong P. Metal Ion Release and Cytotoxicity of Titanium Orthodontic Miniscrews // *Key Engineering Materials*. 2017. Vol. 730. P. 141–147.
4. Brunette D.M., Tengvall P., Textor M., Thomsen P. *Titanium in medicine*. Berlin: Springer, 2001. 1019 p.
5. Geetha M., Singh A.K., Asokamani R., Gogia A.K. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review // *Progress in Materials Science*. 2009. Vol. 54. № 3. P. 397–425.
6. Niinomi M. Recent metallic materials for biomedical applications // *Metallurgical and Materials Transactions A*. 2002. Vol. 33. P. 477–486.
7. Hanada S., Matsumoto H., Watanabe S. Mechanical compatibility of titanium implants in hard tissues // *International Congress Series*. 2005. Vol. 1284. P. 239–247.
8. Hon Y.H., Wang J.Y., Pan Y.N. Composition/Phase Structure and Properties of Titanium-Niobium Alloys // *Materials transactions*. 2003. Vol. 44. № 11. P. 2384–2390.
9. Davidson J.A., Kovacs P. Patent U.S. 5954724, 1992.
10. Lee C.M., Ju C.P., Chern Lin J.H. Structure–property relationship of cast Ti–Nb alloys // *Journal of Oral Rehabilitation*. 2002. Vol. 29. № 4. P. 314–322.
11. Sharkeev Yu., Komarova E., Sedelnikova M., Sun Z., Zhu Q., Zhang J., Tolkacheva T., Uvarkin P. Structure and properties of micro-arc calcium phosphate coatings

- on pure titanium and Ti–40Nb alloy // *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*. 2017. Vol. 27. № 1. P. 125–133.
12. Staiger M.P., Pietak A.M., Huadmai J., Dias G.J. Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials // *Biomaterials*. 2006. Vol. 27. № 9. P. 1728–1734.
13. Mathieu S., Rapin C., Steinmetz J., Steinmetz P.A. A corrosion study of the main constituent phases of AZ91 magnesium alloys // *Corrosion Science*. 2003. Vol. 45. № 12. P. 2741–2755.
14. Li L., Gao J., Wang Y. Evaluation of cyto-toxicity and corrosion behavior of alkali-heat-treated magnesium in simulated body fluid // *Surface and Coatings Technology*. 2004. Vol. 185. № 1. P. 92–98.
15. Chen J., Wang J., Han E., Dong J., Ke W. Corrosion behavior of AZ91D magnesium alloy in sodium sulfate solution // *Materials and Corrosion*. 2006. Vol. 57. № 10. P. 789–793.
16. Witte F. The history of biodegradable magnesium implants // *Acta biomaterialia*. 2010. Vol. 6. № 5. P. 1680–1692.
17. Zheng Y. *Magnesium Alloys as Degradable Biomaterials*. USA: CRC Press, 2015. 578 p.
18. Mani G., Feldman M.D., Patel D., Aqrawal C.M. Coronary stents: a materials perspective // *Biomaterials*. 2007. Vol. 28. № 9. P. 1689–1710.
19. Romanov D.A., Gromov V.E., Glezer A.M., Panin S.V., Semin A.P. Structure of electro-explosion resistant coatings consisting of immiscible components // *Materials Letters*. 2017. Vol. 188. P. 25–28.
20. Romanov D.A., Moskovskii S.V., Sosnin K.V., Gromov V.E., Bataev V.A. Structure and electrical erosion resistance of an electro-explosive coating of the CuO–Ag system // *Materials Research Express*. 2019. Vol. 6. № 5. P. 055042.
21. Перегудов О.А., Романов Д.А., Соснин К.В., Громов В.Е., Иванов Ю.Ф., Филяков А.Д. Структурно-фазовый анализ системы ниобий-титан, сформированной электровзрывным методом на поверхности титанового имплантата // *Фундаментальные проблемы современного материаловедения*. 2019. Т. 16. № 1. С. 91–98.

REFERENCES

1. Niinomi M., Nakai M., Hieda J. Development of new metallic alloys for biomedical applications. *Acta Biomaterialia*, 2012, vol. 8, no. 11, pp. 3888–3903.
2. Kajzer A., Antonowicz M., Ziębowicz B. Studies of the corrosion resistance properties of bone screws made from 316L stainless steel in ringer's solution. *Archives of Metallurgy and Materials*, 2018, vol. 63, no. 1, pp. 323–328.
3. Kosayadiloka K., Tangjit N., Luppanapornlar S., Santiwong P. Metal Ion Release and Cytotoxicity of Titanium Orthodontic Miniscrews. *Key Engineering Materials*, 2017, vol. 730, pp. 141–147.
4. Brunette D.M., Tengvall P., Textor M., Thomsen P. *Titanium in medicine*. Springer, 2001. 1019 p.
5. Geetha M., Singh A.K., Asokamani R., Gogia A.K. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progress in Materials Science*, 2009, vol. 54, no. 3, pp. 397–425.

6. Niinomi M. Recent metallic materials for biomedical applications. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 2002, vol. 33, pp. 477–486.
7. Hanada S., Matsumoto H., Watanabe S. Mechanical compatibility of titanium implants in hard tissues. *International Congress Series*, 2005, vol. 1284, pp. 239–247.
8. Hon Y.H., Wang J.Y., Pan Y.N. Composition/Phase Structure and Properties of Titanium-Niobium Alloys. *Materials transactions*, 2003, vol. 44, no. 11, pp. 2384–2390.
9. Davidson J.A., Kovacs P. *Patent U.S. 5954724*, 1992.
10. Lee C.M., Ju C.P., Chern Lin J.H. Structure–property relationship of cast Ti–Nb alloys. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2002, vol. 29, no. 4, pp. 314–322.
11. Sharkeev Yu., Komarova E., Sedelnikova M., Sun Z., Zhu Q., Zhang J., Tolkacheva T., Uvarkin P. Structure and properties of micro-arc calcium phosphate coatings on pure titanium and Ti–40Nb alloy. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, 2017, vol. 27, no. 1, pp. 125–133.
12. Staiger M.P., Pietak A.M., Huadmai J., Dias G.J. Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials. *Biomaterials*, 2006, vol. 27, no. 9, pp. 1728–1734.
13. Mathieu S., Rapin C., Steinmetz J., Steinmetz P.A. A corrosion study of the main constituent phases of AZ91 magnesium alloys. *Corrosion Science*, 2003, vol. 45, no. 12, pp. 2741–2755.
14. Li L., Gao J., Wang Y. Evaluation of cyto-toxicity and corrosion behavior of alkali-heat-treated magnesium in simulated body fluid. *Surface and Coatings Technology*, 2004, vol. 185, no. 1, pp. 92–98.
15. Chen J., Wang J., Han E., Dong J., Ke W. Corrosion behavior of AZ91D magnesium alloy in sodium sulfate solution. *Materials and Corrosion*, 2006, vol. 57, no. 10, pp. 789–793.
16. Witte F. The history of biodegradable magnesium implants. *Acta biomaterialia*, 2010, vol. 6, no. 5, pp. 1680–1692.
17. Zheng Y. *Magnesium Alloys as Degradable Biomaterials*. CRC Press, 2015. 578 p.
18. Mani G., Feldman M.D., Patel D., Agrawal C.M. Coronary stents: a materials perspective. *Biomaterials*, 2007, vol. 28, no. 9, pp. 1689–1710.
19. Romanov D.A., Gromov V.E., Glezer A.M., Panin S.V., Semin A.P. Structure of electro-explosion resistant coatings consisting of immiscible components. *Materials Letters*, 2017, vol. 188, pp. 25–28.
20. Romanov D.A., Moskovskii S.V., Sosnin K.V., Gromov V.E., Bataev V.A. Structure and electrical erosion resistance of an electro-explosive coating of the CuO–Ag system. *Materials Research Express*, 2019, vol. 6, no. 5, pp. 055042.
21. Peregudov O.A., Romanov D.A., Sosnin K.V., Gromov V.E., Ivanov Yu.F., Filyakov A.D. Structural-phase analysis of the niobium-titanium system formed by the electroexplosive method on the surface of a titanium implant. *Fundamentalnye problemy sovremennogo materialovedeniya*, 2019, vol. 16, no. 1, pp. 91–98.

TITANIUM-ZIRCONIUM COATINGS FORMED BY ELECTRICAL EXPLOSION METHOD ON A TITANIUM IMPLANT SURFACE

© 2019

K.V. Sosnin, PhD (Engineering),

senior researcher at the Department of Scientific Research

D.A. Romanov, Doctor of Sciences (Engineering), Associate Professor,
assistant professor of V.M. Finkel Chair of Natural Sciences

V.E. Gromov, Doctor of Sciences (Physics and Mathematics), Professor,
Head of V.M. Finkel Chair of Natural Sciences
Siberian State Industrial University, Novokuznetsk (Russia)

Yu.F. Ivanov, Doctor of Sciences (Physics and Mathematics), Associate Professor,
Chief researcher

Institute of High-Current Electronics of the Siberian Branch of the Russian Academy of Sciences, Tomsk (Russia)

Keywords: electroexplosive deposition; bioinert coating; niobium; Ti–Zr coating; Ti–Nb coating.

Abstract: The development of biocompatible low-modulus β -alloys, in particular, Ti–Zr and Ti–Nb systems, became a new direction in medical materials science. The study of physicochemical and morphological properties and the structure of implants is one of the priority tasks of condensed matter physics and medical materials science. The search for the optimal set of coating parameters that provides the greatest mechanical and biological compatibility or inertness with bone tissue is one of the modern trends in the application of bio-coatings on a surface of metal implants.

In the current work, the authors set and solve the problem of the formation of a bioinert Ti–Zr system coating using an advanced technique of electroexplosive deposition. Using the electroexplosion method, Ti–Zr composition coatings were produced on the surface of a titanium dental implant (VT6 alloy). The authors used scanning and transmission electron microscopy and X-ray diffraction analysis to determine the elemental and phase composition and to study morphology and defective substructure of the coating. Hardness and Young's modulus, friction coefficient and wear resistance of the produced coating were determined. The formation of a Ti–Zr composition coating causes an insignificant (relative to a substrate without coating) decrease in the wear parameter (increase in wear resistance) of a surface layer (by 18 %), 1.5 times increase in the friction coefficient, a slight (3 %) increase in hardness, and a decrease in Young's modulus by 64 %. It is established that the electroexplosive coating is multi-element and multi-phase; it has submicro- and nano-crystalline structure. High strength and tribological properties of the coating formed by the electroexplosion method are caused by the release of nanosized particles of the carbide and oxide phases detected by the X-ray phase analysis.