

НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ ПРОЦЕССЫ И ОБОРУДОВАНИЕ NEW TECHNOLOGICAL PROCESSES AND EQUIPMENT

ISSN 1995-2732 (Print), 2412-9003 (Online)

УДК 538.951 : 616.31

DOI: 10.18503/1995-2732-2022-20-1-71-82



ВЛИЯНИЕ БИОИНЕРТНЫХ ЭЛЕКТРОВЗРЫВНЫХ ПОКРЫТИЙ НА РАСПРЕДЕЛЕНИЕ НАПРЯЖЕНИЙ НА ГРАНИЦЕ РАЗДЕЛА ИМПЛАНТ-КОСТЬ

Филяков А.Д., Романов Д.А., Будовских Е.А.

Сибирский государственный индустриальный университет, Новокузнецк, Россия

Аннотация. Постановка задачи (актуальность работы). Помимо агрессивной внутренней среды организма человека, на долговечность импланта влияет адаптивная перестройка костной ткани, при которой концентрация напряжения локализуется внутри объема импланта возле границы с костной тканью, что приводит к расшатыванию и выходу импланта из строя, несмотря на то, что фактически поверхностный слой импланта остается неповрежденным. Существуют свидетельства, что покрытия с низким модулем Юнга способствуют изменению распределения нагрузок между имплантом и прилегающей костной тканью, снижая тем самым эффект адаптивной перестройки. В настоящее время интенсивно развивается метод электровзрывного напыления покрытий различных систем, в том числе и биоинертных покрытий систем Ti-Zr и Ti-Nb, обладающих низким модулем Юнга. **Используемые методы.** Для оценки влияния биоинертных покрытий систем Ti-Zr и Ti-Nb на распределение напряжений в программе COMSOL Multiphysics® версии 5.5 была разработана двумерная модель. **Новизна.** В настоящей работе впервые было проведено компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния костной ткани, расположенной возле имплантата, с нанесенным на его поверхность электровзрывным покрытием системы Ti-Zr или Ti-Nb. **Результаты.** В результате моделирования установлено, что напряжения распространяются более равномерно по сравнению со случаем без покрытия. Среди исследуемых покрытий наибольший эффект удалось достичь при моделировании системы с промежуточным слоем, выполненным из биоинертного покрытия системы Ti-Zr. **Практическая значимость.** Несмотря на простоту изученных моделей, можно с большой уверенностью судить о пригодности применения электровзрывных биоинертных покрытий в имплантатах.

Ключевые слова: биоинертные покрытия, компьютерное моделирование, электровзрывное напыление, титан, цирконий, ниобий, напряжение.

Работа выполнена в рамках государственного задания 0809-2021-0013.

© Филяков А.Д., Романов Д.А., Будовских Е.А., 2022

Для цитирования

Филяков А.Д., Романов Д.А., Будовских Е.А. Влияние биоинертных электровзрывных покрытий на распределение напряжений на границе раздела имплант-кость // Вестник Магнитогорского государственного технического университета им. Г.И. Носова. 2022. Т. 20. №1. С. 71–82. <https://doi.org/10.18503/1995-2732-2022-20-1-71-82>



Контент доступен под лицензией Creative Commons Attribution 4.0 License.
The content is available under Creative Commons Attribution 4.0 License.

THE EFFECT OF BIOINERT ELECTROEXPLOSIVE COATINGS ON STRESS DISTRIBUTION NEAR THE DENTAL IMPLANT–BONE INTERFACE

Filyakov A.D., Romanov D.A., Budovskikh E.A.

Siberian State Industrial University, Novokuznetsk, Russia

Abstract. Problem Statement (Relevance). In addition to the aggressive internal human body environment, an implant's useful life is influenced by bone tissue stress shielding, when the stress concentration is localized in the implant volume near the bone interface. It leads to bone loosening and implant failure; however, the implant surface layer isn't affected. Some studies show that coatings with low Young's modulus change force distribution between the implant and adjacent bone tissue, decreasing the effect of stress shielding. An electroexplosive method, intensively developing nowadays, is used for spraying various coatings, including Ti-Zr и Ti-Nb bioinert coatings with low Young's modulus. **Methods Applied.** The 2D models were developed in COMSOL Multiphysics® 5.5 to evaluate the effect of Ti-Zr and Ti-Nb bioinert coatings on the stress distribution. **Originality.** In the present work, for the first time, we have carried out a computer modelling of the stress-strain state of bone tissue located near the implant with an electro-explosive Ti-Zr or Ti-Nb coating. **Results.** The modeling has shown that the stresses are distributed more uniformly as compared to an uncoated model. The most significant effect among the coatings under study was achieved in modelling the system with an intermediate layer from a Ti-Zr bioinert coating. **Practical Relevance.** Despite the simplicity of the studied models, it is possible to conclude with high confidence that electroexplosive bioinert coatings can be applied in implants.

Keywords: bioinert coating, computer modelling, electroexplosive spraying, titanium, zirconium, niobium, stress.

The research was conducted as part of State Order No. 0809-2021-0013.

For citation

Filyakov A.D., Romanov D.A., Budovskikh E.A. The Effect of Bioinert Electroexplosive Coatings on Stress Distribution near the Dental Implant–Bone Interface. *Vestnik Magnitogorskogo Gosudarstvennogo Tekhnicheskogo Universiteta im. G.I. Nosova* [Vestnik of Nosov Magnitogorsk State Technical University]. 2022, vol. 20, no. 1, pp. 71–82. <https://doi.org/10.18503/1995-2732-2022-20-1-71-82>

Введение

В настоящее время большая часть имплантационных устройств, существующих на рынке медицинского оборудования, изготавливается из α - β -титанового сплава Ti6Al4V, также известного за рубежом как Grade 5 и Ti64 [1, 2]. Значительным недостатком данного сплава является присутствие в его химическом составе алюминия и ванадия. Выход ионов данных металлов с поверхности импланта под действием коррозии в ходе эксплуатации способствует развитию патологических проблем со здоровьем. Многочисленные исследования демонстрируют канцерогенность и цитотоксичность рассматриваемых металлов [3, 4]. Так, чрезмерное воздействие алюминия увеличивает риск развития рака молочной железы [5] и неврологических состояний, таких как болезнь Альцгеймера [6]. Оральное или ингаляционное поступление ванадия и его

соединений в организм неблагоприятно воздействует на дыхательную и нервную систему, кровь, печень и другие органы, а также повышает риск образования злокачественных опухолей [7, 8]. Решением данной проблемы могут служить биоинертные покрытия систем Ti-Zr и Ti-Nb. Многочисленные исследования *in vivo* и *in vitro* показывают высокую безопасность, коррозионную стойкость и биосовместимость титановых сплавов, содержащих ниобий и цирконий [9, 10]. Так, в работе [11] под руководством J. Уреña была продемонстрирована биосовместимость ниобиевых покрытий, нанесенных различными методами. При испытаниях *in vitro* для всех поверхностей с покрытием Ti-Nb была достигнута положительная жизнеспособность остеобластоподобных клеток (MG-63). В работе [12] было показано, что бинарные системы сплавов системы Ti-Zr с различными концентрациями Zr (5, 10 и 15 мас.%) имеют лучшие показатели электро-

химического поведения в среде, имитирующей свойства биологических жидкостей.

Другим недостатком сплава Ti6Al4V является высокое значение модуля Юнга, достигающее 110 ГПа [13, 14]. Данное значение намного выше показателей, демонстрируемых костью. Так, для кортикальной ткани рассматриваемый параметр равен 10–30 ГПа, а для губчатой – 0,01–2 ГПа [15, 16]. Различие значений модуля Юнга способствует неравномерному распределению нагрузок между имплантационным устройством и костью, приводящему, согласно закону Вольффа, к адаптивной перестройке костных тканей вокруг имплантата, что в конечном счете увеличивает риск выхода импланта из строя [17].

В работе [18] продемонстрировано, что покрытия Ti-Zr, нанесенные методом ионно-плазменного напыления толщиной 5 мкм, содержащие Zr 11 и 22 мас.%, имеют значения модуля Юнга, равные 77–98 ГПа, в то время как титановая подложка – 110 ГПа. В работе [19] демонстрируется схожая ситуация. Значения модуля Юнга покрытия системы Ti-Nb изменяются в пределах от 53 до 64 ГПа.

Помимо агрессивной внутренней среды организма человека, на долговечность импланта влияет адаптивная перестройка костной ткани, при которой концентрация напряжения локализуется внутри объема импланта возле границы с костной тканью, что приводит к ослаблению кости, расшатыванию и выходу импланта из строя, несмотря на то, что фактически поверхностный слой импланта остается неповрежденным.

Существуют свидетельства, что покрытия с низким модулем Юнга способствуют изменению распределения нагрузок между имплантом и прилегающей костной тканью. В статье [20] демонстрируется, что нанесенное на дентальный имплант биоинертное покрытие Poiyactive® при нагрузке, приложенной по вертикальной оси, уменьшает сжимающее радиальное напряжение на границе между костью и имплантатом вокруг шейки имплантата в 6,6 раза и растягивающее радиальное напряжение в 3,6 раза.

В настоящее время интенсивно развивается метод электровзрывного напыления покрытий различных систем [21, 22], в том числе и биоинертных покрытий систем Ti-Zr и Ti-Nb. При изуче-

нии покрытий систем Ti-Zr, Ti-Nb [23] было обнаружено, что они демонстрируют меньший модуль Юнга по сравнению с подложкой, выполненной из сплава BT6 или коммерчески чистого титана (BT1-0), на которую они были нанесены.

В связи с этим данное исследование является актуальным. Одним из наиболее эффективных и информативных методов исследования проблем, связанных с биомеханикой, является компьютерное моделирование методом конечных элементов. Он позволяет избежать проблем, связанных с использованием аналитических методов, а также получить более точные результаты [24, 25].

Целью данной работы является определение и анализ напряженно-деформированного состояния электровзрывных биоинертных покрытий систем Ti-Zr и Ti-Nb при их эксплуатации в человеческом теле.

Материалы и методы

В качестве подложки, на которую производилось электровзрывное напыление биоинертных покрытий систем Ti-Zr и Ti-Nb, использовался зубной имплантат, выполненный из титанового сплава Ti-6Al-4V (BT6). Формирование поверхностного слоя производилось на электровзрывной установке ЭВУ 60/10М посредством электрического взрыва ниобиевой или циркониевой фольги при поглощаемой плотности мощности 2,0 ГВт/м². Масса как циркониевой, так и ниобиевой фольги составляла 850 мг.

Структуру и морфологию полученного покрытия и прилегающего слоя подложки (рис. 1) анализировали методами сканирующей электронной микроскопии (прибор Carl Zeiss EVO50).

Толщина полученного электровзрывного покрытия определялась на поперечных шлифах с помощью программного обеспечения Leica Application Suite. При указанных параметрах толщина покрытия составляла ≈ 63 мкм. Модуль Юнга определялся путем наноиндентирования покрытия при нагрузке 50 мН (NAN-твердомер NHT-S-AX-000X).

Для оценки влияния биоинертных покрытий систем Ti-Zr и Ti-Nb механического поведения в программе COMSOL Multiphysics® версии 5.5 была разработана двумерная модель.

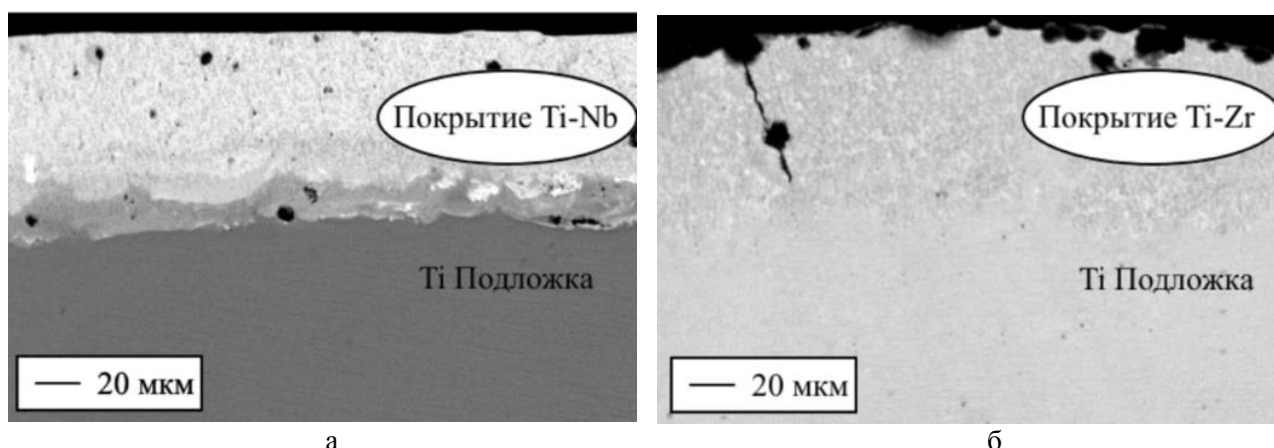


Рис. 1. Электронномикроскопические изображения поперечных шлифов электровзрывных покрытий:

а – покрытие системы Ti-Nb; б – покрытие системы Ti-Zr

Fig. 1. Electron microscopical images of cross-sections of the electroexplosive coatings:

a is a Ti-Nb coating; б is a Ti-Zr coating

Все материалы, используемые при создании исследуемых моделей, принимаются как линейно-упругие и изотропные. Характеристики применяемых материалов приведены в **табл. 1**. Параметры плотности губчатой и кортикальной кости в единицах Хаунсфилда равны 1362,94 и 472,21 соответственно [26]. Для представления данных значений в кг/м^3 использовалась формула $\rho = a + b \cdot H$, где коэффициент $a = 527$, $b = 0,44$, а H – плотность в единицах Хаунсфилда [27] (**табл. 1**).

Таблица 1. Основные характеристики материалов
Table 1. Main material properties

Материал	Модуль Юнга, ГПа	Коэффициент Пуассона	Плотность, кг/м^3
BT 6	110,0	0,3	4470,5
Ti-Zr	73,8	0,36	6520,0
Ti-Nb	84,3	0,35	8750,0
Кортикальная кость	14,8	0,3	1126,28
Губчатая кость	1,85	0,3	734,77

Все расчеты проводились согласно теории упругости для стационарного случая, поэтому второй закон Ньютона, служащий уравнением равновесия, в тензорной форме имеет вид

$$0 = \nabla \sigma + F_v, \quad (1)$$

где σ – напряжение; F_v – сила тела на объем.

Основным уравнением, связывающим тензор напряжений σ с деформацией ε , является обобщенный закон Гука:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon_v. \quad (2)$$

Модуль Юнга E и коэффициент Пуассона ν связаны с параметрами Ламе следующими уравнениями:

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)}; \mu = \frac{E}{2(1+\nu)}. \quad (3)$$

Последнее требуемое уравнение – кинематическая связь между смещениями u и деформациями ε . В тензорной форме (тензор деформации Коши)

$$\varepsilon_{el} = \frac{1}{2} [(\nabla u)^T + \nabla u], \quad (4)$$

где T – операция транспонирования.

Оценка распределения напряжений, возникающих под действием физиологических нагрузок, производится при помощи двумерной модели, представляющей из себя многослойную балку, состоящую из подложки, представленной во всех вариантах титановым сплавом BT6, промежуточного слоя, в разных вариантах симулирующего поведение покрытий систем Ti-Zr и Ti-Nb, и костного слоя (**табл. 2**). Также в настоящей работе исследуется вариант, не содержащий биоинертное электровзрывное покрытие, называемый в дальнейшем «контрольная модель». Костный слой представлен кортикальной и губчатой тканью. Длина модели составляет 1000 мкм, а толщина 300 мкм. Толщина титановой подложки равна 87 мкм, костной ткани – 150 мкм, а промежуточного слоя – 63 мкм.

Таблица 2. Основные характеристики исследуемых моделей
Table 2. Main characteristics of the studied models

Слой	Материал слоя	Толщина слоя, мкм
Модель с биоинертным покрытием системы Ti-Zr		
Титановая подложка	BT 6	83
Промежуточный слой	Биоинертное покрытие системы Ti-Zr	63
Костная ткань	Кортикальная костная ткань / губчатая костная ткань	150
Модель с биоинертным покрытием системы Ti-Nb		
Титановая подложка	BT6	83
Промежуточный слой	Биоинертное покрытие системы Ti-Zr	63
Костная ткань	Кортикальная костная ткань / губчатая костная ткань	150
Контрольная модель		
Титановая подложка	BT6	83
Промежуточный слой	BT6	63
Костная ткань	Кортикальная костная ткань / губчатая костная ткань	150
Длина всех моделей составляет 1000 мкм		

Образцы закреплены по грани BE (рис. 2), с противоположной стороны к грани JF прикладывается сжимающая сила F_1 , направленная по оси X и равная 114,6 Н, и изгибающая сила F_2 со значением 29 Н, направленная вверх по оси X, в сторону слоя костной ткани. Результирующая сила составляет 118,2 Н и направлена под углом 75° к поверхности имплантата. Грани АВ, АJ, АС, HD, FE являются свободными. Исследуемая модель была разделена на 745634 конечных элемента с размером от 0,02 до 1 мкм.

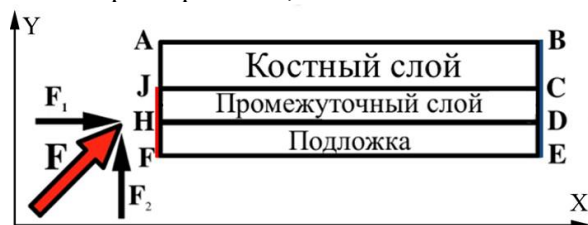


Рис. 2. Нагрузка и граничные условия
Fig. 2. Boundary and loading conditions

Результаты и их анализ

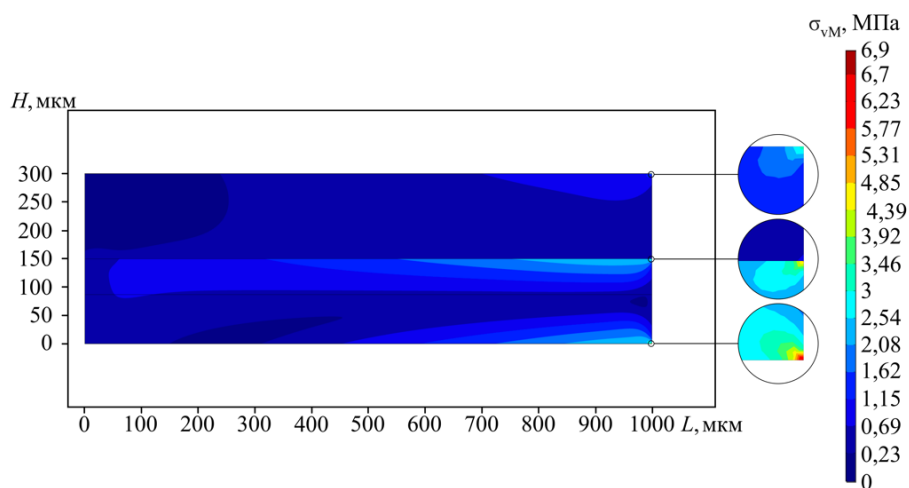
Конечно-элементное моделирование показало, что напряжения по критерию Мизеса сконцентрированы в объеме имплантата (рис. 3). Наибольшие напряжения расположены в двух крупных очагах, протянувшихся возле границы раздела JC и нижней грани FE. При этом их максимумы смещены к грани закрепления BE.

В слое костной ткани, ограниченном областью ABCJ, напряжения по критерию Мизеса возрастают с уменьшением модуля Юнга промежуточного слоя. Для контрольного образца с

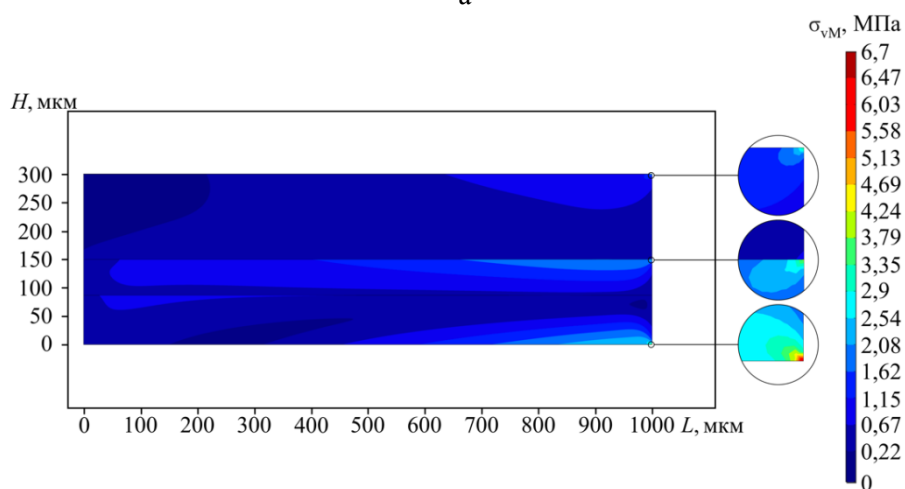
кортикальной костной тканью минимальные, средние и максимальные показатели напряжений по критерию Мизеса составляют $1,0727 \cdot 10^{-6}$, 0,3691 и 3,9655 МПа. Для образца с биоинертным покрытием системы Ti-Nb и аналогичным типом костной ткани минимум равен $1,2183 \cdot 10^{-6}$ МПа, средний показатель увеличивается до 0,3942 МПа, а максимум – до 4,1995 МПа. Среднее значение напряжений по критерию Мизеса в образце со слоем Ti-Zr и кортикальной тканью увеличивается до 0,4066 МПа, а максимальное – до 4,3123 МПа. Минимум, напротив, уменьшается до $1,1918 \cdot 10^{-6}$ МПа.

В образцах с губчатой костной тканью рассматриваемые типы напряжений имеют меньшие значения по сравнению с образцами, в которых моделируется кортикальная ткань, но изменяются аналогичным образом. Для контрольного варианта минимальные и максимальные показатели напряжений по Мизесу равны $4,9102 \cdot 10^{-7}$ и 1,0927 МПа при среднем показателе 0,1032 МПа. Для варианта со слоем покрытия Ti-Nb минимальное значение равно $5,8782 \cdot 10^{-7}$ МПа, максимальное – 1,2586 МПа, а среднее – 0,1198 МПа. В образце с покрытием системы Ti-Zr минимальное значение составляет $6,4073 \cdot 10^{-7}$ МПа, максимальное – 1,3506 МПа при среднем результате достигающем 0,1291 МПа.

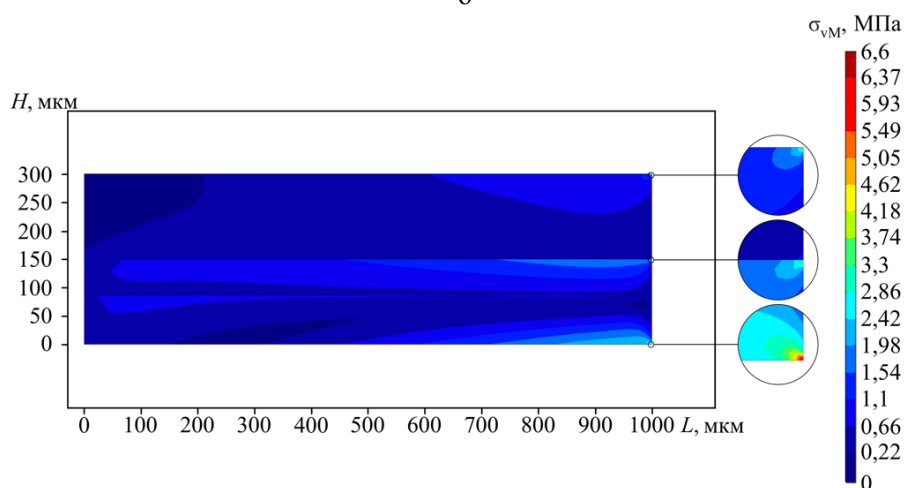
На границе между костной тканью и имплантатом, представленной гранью JC, напряжения по критерию Мизеса (рис. 4) убывают в вариантах с биоинертными покрытиями.



а



б



в

Рис. 3а. Распределение напряжений по Мизесу: а – контрольная модель (вариант с кортикальным слоем костной ткани); б – контрольная модель (вариант с губчатым слоем костной ткани); в – модель с покрытием системы Ti-Nb (вариант с кортикальным слоем костной ткани)

Fig. 3a. Von Mises stress distribution: a is a reference model (an option with cortical bone tissue); б is a reference model (an option with spongy bone tissue); в is a model with a Ti-Nb coating (an option with cortical bone tissue)

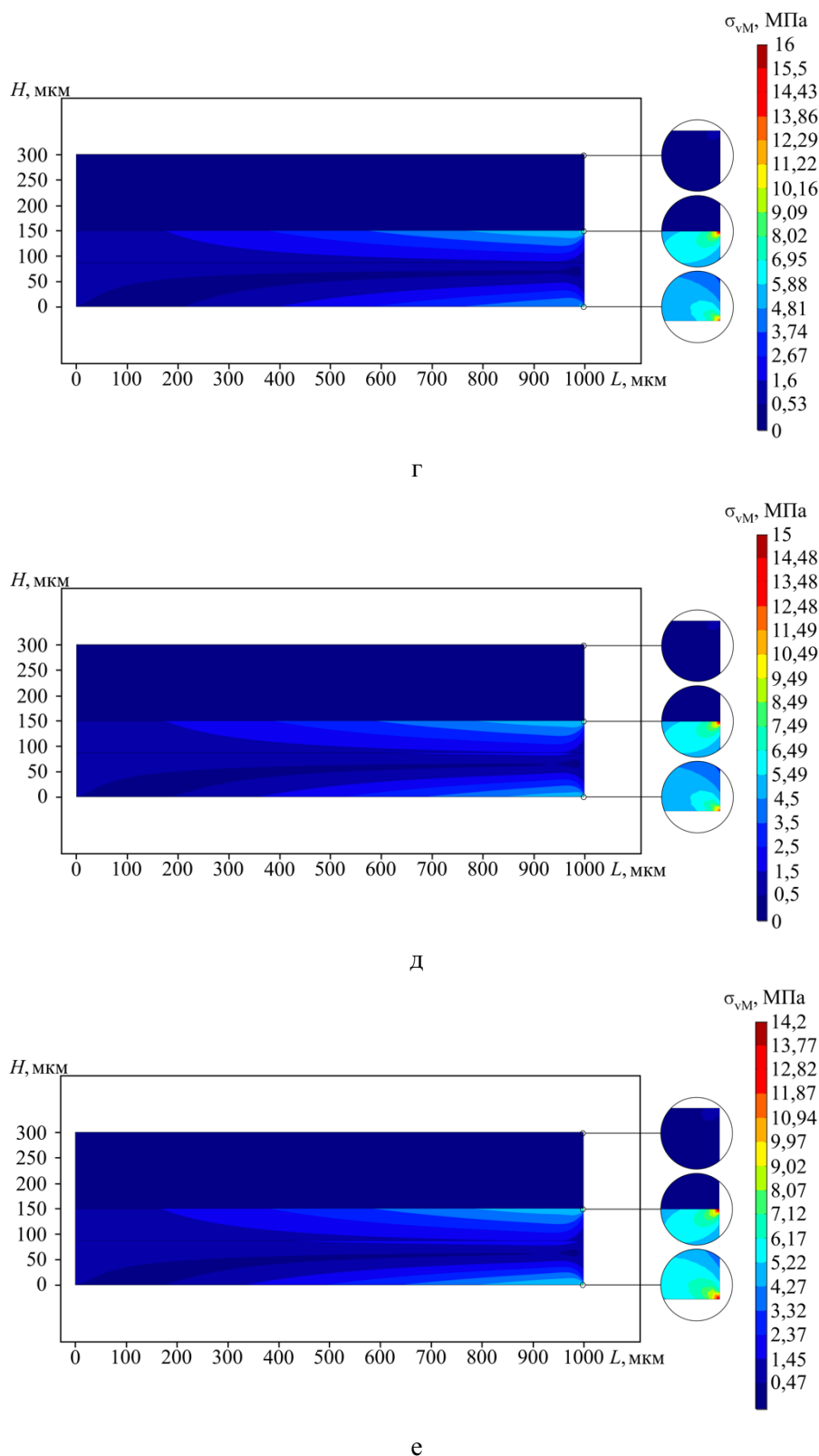


Рис. 36. Распределение напряжений по Мизесу: г – модель с покрытием системы Ti-Nb (вариант с губчатым слоем костной ткани); д – модель с покрытием системы Ti-Zr (вариант с кортикальным слоем костной ткани); е – модель с покрытием системы Ti-Zr (вариант с губчатым слоем костной ткани)
 Fig. 36. Von Mises stress distribution: г is a model with a Ti-Nb coating (an option with spongy bone tissue); д is a model with a Ti-Zr coating (an option with cortical bone tissue); е is a model with a Ti-Zr coating (an option with spongy bone tissue)

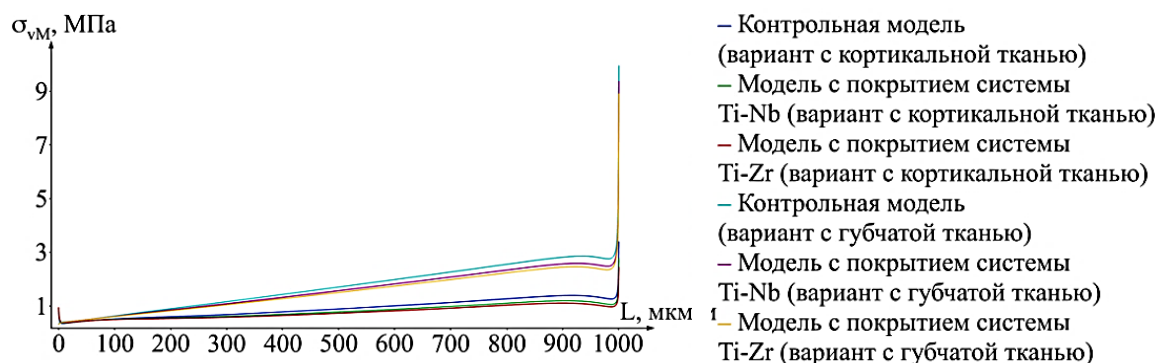


Рис. 4. Распределение напряжений на границе между имплантом и костной тканью (грань JC)
Fig. 4. Stress distribution on the boundary between the implant and bone tissue (boundary JC)

При моделировании образцов с кортикальной костной тканью наибольшие минимальные, средние и максимальные значения напряжений по Мизесу, наблюдаемые в контрольном образце, равны 0,3468, 0,9156 и 3,4144 МПа. Вариант с биоинертным покрытием системы Ti-Nb имеет меньшие показатели рассматриваемого типа напряжений. Так, минимальное значение напряжений по критерию Мизеса в данном случае равно 0,3626 МПа, среднее – 0,8097 МПа и максимальное – 2,7899 МПа. Минимальные напряжения были получены при моделировании образца, содержащего покрытие системы Ti-Zr. Для данной модели минимальное значение напряжений равно 0,3734 МПа, среднее значение – 0,7606, а максимальное – 2,4606 МПа.

Варианты с губчатой костной тканью ведут себя аналогичным образом. Минимальные и максимальные значения напряжений по критерию Мизеса равны 0,3032 и 9,9578 МПа, а среднее – 9,9578 МПа. Для модели с покрытием системы Ti-Nb напряжения данного типа, наблюдаемые на границе между данным типом костной ткани и промежуточным слоем, в среднем составляют 1,5833 МПа, при минимуме в 0,2964 МПа и максимуме, достигающем 9,3731 МПа. Наименьшие результаты были достигнуты при моделировании варианта с биоинертным слоем системы Ti-Zr. Минимальное значение напряжений по критерию Мизеса равно 0,2992 МПа, максимальное – 8,9331 МПа, а среднее уменьшилось до 1,5154 МПа.

В промежуточном слое толщиной 63 мкм, ограниченном плоскостью JCDH, наблюдается уменьшение средних значений всех типов рассматриваемых напряжений. Причем сильнее всего данный эффект проявляется в образцах с покрытием системы Ti-Zr.

В контрольной модели, содержащей кортикальную костную ткань, минимальные средние и максимальные значения напряжений по критерию Мизеса равны 0,2814, 1,0698 и 5,9249 МПа. Для образца с биоинертным покрытием системы Ti-Nb показатели рассматриваемой переменной

уменьшаются. В данном случае минимальные средние и максимальные напряжения имеют значения 0,2833, 0,9326 и 4,6520 МПа. Для модели с Ti-Zr-слоем минимальный показатель для напряжений по критерию Мизеса равен 0,2675 МПа, средний показатель – 0,8658 МПа, а максимальный уменьшается до 4,0112 МПа.

В моделях с губчатой костной тканью наблюдается аналогичная тенденция по уменьшению напряжений вместе со снижением модуля Юнга промежуточного слоя, однако их значения выше, чем в вариантах с кортикальной тканью. Для контрольного варианта минимальные и максимальные показатели напряжений по Мизесу равны 0,3323 и 19,5352 МПа при среднем показателе, составляющем 2,2102 МПа. Для варианта со слоем покрытия системы Ti-Nb минимальное значение равно 0,2627 МПа, максимальное – 18,2784 МПа, а среднее – 2,0689 МПа. В модели с покрытием Ti-Zr минимальное значение равно 0,2432 МПа, максимальное – 17,3587 МПа при среднем результате, достигающем 1,9912 МПа.

На расстоянии 63 мкм от интерфейса, разделяющего костную ткань и плоскость импланта, на грани HD, играющей в моделях роль границы раздела промежуточного слоя и материала подложки, напряжения по критерию Мизеса увеличиваются с уменьшением модуля Юнга промежуточного слоя (рис. 5).

В моделях с кортикальной костной тканью наименьшие значения напряжений по критерию Мизеса демонстрирует контрольный образец. Минимальный показатель равен 0,3100 МПа, средний – 0,6034 МПа, а максимальный представлен 0,7082 МПа. С уменьшением модуля Юнга моделируемого покрытия показатель исследуемой переменной увеличивается. В модели с биоинертным слоем системы Ti-Nb минимальные средние и максимальные показатели равны 0,3589, 0,6209 и 0,7008 МПа соответственно. В образце с Ti-Zr промежуточным слоем 0,3152 МПа является минимальным значением, 0,6292 МПа – средним, а 0,7004 МПа – максимальным.

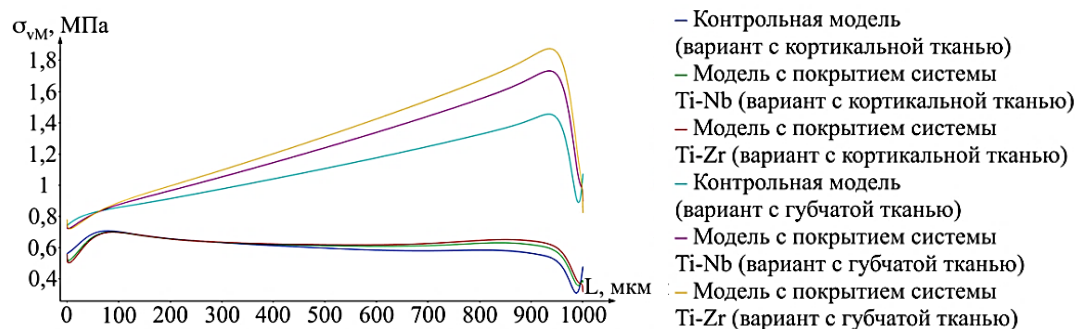


Рис. 5. Распределение напряжений на границе между промежуточным слоем и подложкой (грань HD)
Fig. 5. Stress distribution on the boundary between the intermediate layer and the substrate (boundary HD)

При моделировании образцов с губчатой костью напряжения изменяются аналогичным образом. Наибольшие значения напряжений по критерию Мизеса наблюдаются в контрольном образце. В данном случае минимальный показатель равен 0,7435 МПа, а максимальный – 1,4559 МПа при среднем значении в 1,1044. В варианте с Ti-Nb промежуточным слоем минимум уменьшается до 0,7175 МПа, максимум убывает до 1,7331 МПа при среднем результате в 1,2374 МПа. В модели с биоинертным покрытием Ti-Zr наблюдаются наименьшие значения напряжений по критерию Мизеса. Минимальное значение в данном случае равно 0,7222 МПа, максимальное – 1,8748 МПа, а среднее – 1,3089 МПа.

Как и в промежуточном слое, закономерное уменьшение напряжений по критерию Мизеса наблюдается и в слое подложки, ограниченном плоскостью HDEF.

В контрольной модели, содержащей кортикальную костную ткань, минимальные средние и максимальные значения напряжений по критерию Мизеса равны $1,7650 \cdot 10^{-4}$, 0,6101 и 8,4059 МПа. Для образца с биоинертным покрытием системы Ti-Nb показатели рассматриваемой переменной уменьшаются. В данном случае минимальные средние и максимальные значения составляют $2,7396 \cdot 10^{-4}$, 0,6077 и 8,1253 МПа. Для модели с Ti-Zr-слоем минимальный показатель для напряжений по критерию Мизеса равен $1,1007 \cdot 10^{-4}$ МПа, средний показатель – 0,6084 МПа, а максимальный уменьшается до 8,0011 МПа.

Варианты с губчатой костной тканью демонстрируют большие значения напряжений. Для контрольной модели минимальные и максимальные показатели напряжений по Мизесу равны $3,0457 \cdot 10^{-4}$ и 16,0305 МПа при среднем показателе в 1,1333 МПа. Для варианта с биоинертным слоем системы Ti-Nb минимальное значение равно $2,4720 \cdot 10^{-4}$ МПа, максимальное – 16,4231 МПа, а средние – 1,1971 МПа. Вариант с

покрытием системы Ti-Zr демонстрирует большие напряжения: минимальное значение составляет $1,0682 \cdot 10^{-4}$ МПа, максимальное – 16,6668 МПа при среднем результате, достигающем 1,2377 МПа.

Полученные при помощи двумерной трехслойной модели результаты не способны отразить реальные значения напряжений, возникающих в импланте и окружающей его костной ткани, так как для упрощения вычислений все материалы, применяемые в настоящей работе были заданы как изотропные, что не соответствует действительности. Разница между моделированием изотропной и анизотропной среды наглядно демонстрируется в работе [28]. Также для данной модели акцентируется большое внимание на минимальных и максимальных показателях, так как данная модель довольно проста и не отражает геометрических особенностей реального импланта и окружающей его костной структуры.

Однако при помощи описанных выше моделей в настоящей работе, как и в материалах [29, 30], удастся продемонстрировать неоднородность напряжено-деформированного состояния в системе «имплант–кость». Большие напряжения сконцентрированы в плоскости имплантата, а не в костном слое. Такая разница в распределении нагрузок обусловлена более высоким модулем Юнга сплава Ti6Al4V, применяемого в качестве конструкционного материала импланта. При этом демонстрируется, что напряжения, возникающие в кортикальной костной ткани, выше, чем в губчатой, а напряжения на границе между костным веществом и имплантатом, напротив, выше возле губчатой. Данный факт можно объяснить более высоким модулем Юнга кортикальной костной ткани.

Стоит также отметить, что на границе между покрытием и имплантом возникает второй пик напряжений, вызванный разницей значений модуля Юнга покрытия и подложки (рис. 6).

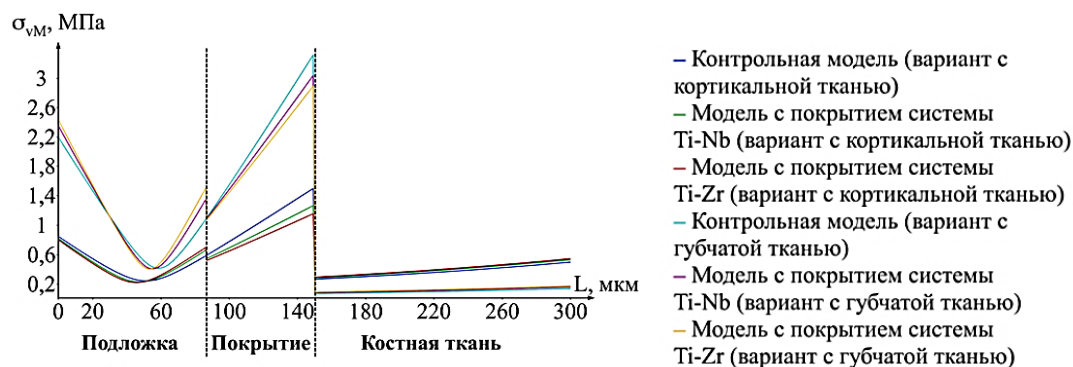


Рис. 6. Распределение напряжений по критерию Мизеса по поперечному сечению модели

Fig. 6. Von Mises stress distribution over the cross-section of the model

Заклучение

1. Механические напряжения, возникающие при эксплуатации имплантата в человеческом теле, распределяются неравномерно между ним и окружающей его костной тканью. Наибольшие напряжения по критерию Мизеса лежат на границе между костной тканью в объеме имплантата.

2. Применение биоинертных покрытий систем Ti-Zr и Ti-Nb позволяет уменьшить напряжения на границе между имплантатом и костной тканью. При этом наибольший результат был получен при моделировании биоинертного покрытия системы Ti-Zr с более низким модулем Юнга, равным 73,8 МПа.

3. На границе между титановой подложкой и электровзрывным биоинертным покрытием образуется второй скачок механических напряжений, вызванный различием в значениях модулей Юнга покрытия и подложки.

4. Несмотря на простоту изученных моделей, можно с большой уверенностью судить о пригодности применения электровзрывных биоинертных покрытий в имплантатах.

Список литературы

1. Chen Q., Thouas G.A. Metallic implant biomaterials // Materials Science and Engineering: R: Reports. 2015. V. 87. 87 p.
2. Finite Element Modeling of Hip Implant Static Loading / K.Colic, A. Sedmak, A. Grbovic, et al // Procedia Engineering. 2016. V. 149. P. 257–262.
3. Sjögren B., Iregren A., Montelius J. Aluminum // Handbook on the Toxicology of Metals. 2015. P. 549–564.
4. Assem F.L., Oskarsson A. Vanadium // Handbook on the Toxicology of Metals. 2015. P. 1347–1367.
5. Darbre P.D. Environmental oestrogens, cosmetics and breast cancer // Best Practice & Research Clinical Endocrinology & Metabolism. 2006. V. 20. № 1. P. 121–143.
6. Jaishankar M., Tseten T., Anbalagan N. et al. Toxicity, mechanism and health effects of some heavy metals // Interdisciplinary Toxicology. 2014. V. 7. № 2. P. 60–72.

7. Rhoads L.S., Silkworth W.T., Roppolo M.L. et al. Cytotoxicity of nanostructured vanadium oxide on human cells in vitro // Toxicology in Vitro. 2010. V. 24. № 1. P. 292–296.
8. Wagner J.G., Van Dyken S.J., Wierenga J.R. et al. Ozone Exposure Enhances Endotoxin-Induced Mucous Cell Metaplasia in Rat Pulmonary Airways // Toxicological Sciences. 2003. V. 74. № 2. P. 437–446.
9. Bai Y.I., Deng Y., Zheng Y. et al. Characterization, corrosion behavior, cellular response and in vivo bone tissue compatibility of titanium–niobium alloy with low Young's modulus // Materials Science and Engineering: C. 2016. V. 59. P. 565–576.
10. Calderon Moreno J.M., Vasilescu E., Drob P. et al. Surface analysis and electrochemical behavior of Ti–20Zr alloy in simulated physiological fluids // Materials Science and Engineering: B. 2013. V. 178. № 18. P. 1195–1204.
11. Ureña J., Tsipas S., Jiménez- A. Morales, Gordo E. et al. In-vitro study of the bioactivity and cytotoxicity response of Ti surfaces modified by Nb and Mo diffusion treatments // Surface and Coatings Technology. 2018. V. 335. P. 148–158.
12. Kirmanidou Y., Sidira M., Drosou M.-E. et al. New Ti-alloys and surface modifications to improve the mechanical properties and the biological response to orthopedic and dental implants: A Review // BioMed Research International. 2016. P. 1–21.
13. Kuroda D., Niinomi M., Morinaga M. et al. Design and mechanical properties of new β type titanium alloys for implant materials // Materials Science and Engineering: A. 1998. V. 243. № 1–2. P. 244–249.
14. Jin W., Chu P.K. Orthopedic Implants // Reference Module in Biomedical Sciences. 2017. 15 p.
15. Long M., Rack H. Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective // Biomaterials. 1998. V. 19. № 18. P. 1621–1639.
16. Li Y., Yang C., Zhao H. et al. New Developments of Ti-based alloys for biomedical applications // Materials. 2014. V. 7. № 3. P. 1709–1800.
17. Denard P.J., Raiss P., Gobeze R. et al. Stress shielding of the humerus in press-fit anatomic shoulder arthroplasty: review and recommendations for evaluation // Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2018. V. 27. № 6. P. 1139–1147.

18. Ivanova A.A., M.A. Surmeneva, Shugurov V.V., Koval N.N. et al. Physico-mechanical properties of Ti-Zr coatings fabricated via ion-assisted arc-plasma deposition // *Vacuum*. 2018. V. 149. P. 129–133.
19. Ureña J., Tabares E., Tsipias S. et al. Dry sliding wear behaviour of β -type Ti-Nb and Ti-Mo surfaces designed by diffusion treatments for biomedical applications // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018. V. 91. P. 335–344.
20. Meijer G.J., Starman F.J.M., Putter C. et al. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants // *Journal of Oral Rehabilitation*. 1995. Vol. 22. № 2. P. 105–111.
21. Romanov D.A., Moskovskii S.V., Martusevich E.A. et al. Structural-phase state of the system “CdO-Ag coating / copper substrate” formed by electroexplosive method // *Metalurgija*. 2018. V. 57. P. 299–302.
22. Effect of electron-beam processing on structure of electroexplosive electroerosion resistant coatings of CuO-Ag system / D.A. Romanov, S.V. Moskovskii, K.V. Sosnin, et al // *Materials Research Express*. 2019. V. 8. № 6. 10 p.
23. Romanov D.A., Sosnin K.V., Gromov V.E. et al. Titanium-zirconium coatings formed on the titanium implant surface by the electroexplosive method // *Materials Letters*. 2019. Vol. 242. P. 79–82.
24. Limbert G., C. van Lierde, Muraru O.L. et al. Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions – A micro-CT-based three-dimensional finite element study // *Journal of Biomechanics*. 2010. V. 43. № 7. P. 1251–1261.
25. Zhang Q.-H., Cossey A., Tong J. Stress shielding in bone of a bone-cement interface // *Medical Engineering & Physics*. 2016. V. 38. № 4. P. 423–426.
26. Chugh T., Ganeshkar S.V., Revankar A.V. et al. Quantitative assessment of interradicular bone density in the maxilla and mandible: implications in clinical orthodontics // *Progress in Orthodontics*. 2013. V. 14. № 1. 38 p.
27. Khan S.N., Warkhedkar R.M., Shyam A.K. Analysis of Hounsfield Unit of Human Bones for Strength Evaluation // *Analysis of Hounsfield Unit of Human Bones for Strength Evaluation. Procedia Materials Science*. 2014. V. 6. P. 512–519.
28. Hasegawa M., Saruta J., Hirota M. et al. A Newly Created Meso-, Micro-, and Nano-Scale Rough Titanium Surface Promotes Bone-Implant Integration // *International Journal of Molecular Sciences*. 2020. V. 21 № 783. 17 p.
29. Bosshardt D.D., Chappuis V., Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions // *Periodontology* 2000. 2006. V. 73 № 1. P. 22–40.
30. Hayes J.S., Richards R.G. Osseointegration of Permanent and Temporary Orthopedic Implants // *Encyclopedia of Biomedical Engineering*. 2019. P. 257–269.
2. Colic K., Sedmak A., Grbovic A. et al. Finite element modeling of hip implant static loading. *Procedia Engineering*. 2016, vol. 149, pp. 257–262.
3. Sjögren B., Iregren A., Montelius J. *Aluminum. Handbook on the Toxicology of Metals*. 2015, pp. 549–564.
4. Assem F.L., Oskarsson A. *Vanadium. Handbook on the Toxicology of Metals*. 2015, pp. 1347–1367.
5. Darbre P.D. Environmental oestrogens, cosmetics and breast cancer. *Best Practice & Research Clinical Endocrinology & Metabolism*. 2006, vol. 20, no. 1, pp. 121–143.
6. Jaishankar M., Tseten T., Anbalagan N. et al. Toxicity, mechanism and health effects of some heavy metals. *Interdisciplinary Toxicology*. 2014, vol. 7, no. 2, pp. 60–72.
7. Rhoads L.S., Silkworth W.T., Roppolo M.L. et al. Cytotoxicity of nanostructured vanadium oxide on human cells in vitro. *Toxicology in Vitro*. 2010, vol. 24, no. 1, pp. 292–296.
8. Wagner J.G., Van Dyken S.J., Wierenga J.R. et al. Ozone exposure enhances endotoxin-induced mucous cell metaplasia in rat pulmonary airways. *Toxicological Sciences*. 2003, vol. 74, no. 2, pp. 437–446.
9. Bai Y.I., Deng Y., Zheng Y. et al. Characterization, corrosion behavior, cellular response and in vivo bone tissue compatibility of titanium–niobium alloy with low Young’s modulus. *Materials Science and Engineering: C*. 2016, vol. 59, pp. 565–576.
10. Calderon Moreno J.M., Vasilescu E., Drob P. et al. Surface analysis and electrochemical behavior of Ti–20Zr alloy in simulated physiological fluids. *Materials Science and Engineering: B*. 2013, vol. 178, no. 18, pp. 1195–1204.
11. Ureña J., Tsipias S., Jiménez- A. Morales, Gordo E. et al. In-vitro study of the bioactivity and cytotoxicity response of Ti surfaces modified by Nb and Mo diffusion treatments. *Surface and Coatings Technology*. 2018, vol. 335, pp. 148–158.
12. Kirmanidou Y., Sidira M., Drosou M.-E. et al. New Ti-alloys and surface modifications to improve the mechanical properties and the biological response to orthopedic and dental implants: a review. *BioMed Research International*. 2016, pp. 1–21.
13. Kuroda D., Niinomi M., Morinaga M. et al. Design and mechanical properties of new β type titanium alloys for implant materials. *Materials Science and Engineering: A*. 1998, vol. 243, no. 1–2, pp. 244–249.
14. Jin W., Chu P.K. *Orthopedic implants. Reference Module in Biomedical Sciences*. 2017, 15 p.
15. Long M., Rack H. Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective. *Biomaterials*. 1998, vol. 19, no. 18, pp. 1621–1639.
16. Li Y., Yang C., Zhao H. et al. New developments of Ti-based alloys for biomedical applications. *Materials*. 2014, vol. 7, no. 3, pp. 1709–1800.
17. Denard P.J., Raiss P., Gobeze R. et al. Stress shielding of the humerus in press-fit anatomic shoulder arthroplasty: review and recommendations for evaluation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2018, vol. 27, no. 6, pp. 1139–1147.

References

1. Chen Q., Thouas G.A. *Metallic implant biomaterials. Materials Science and Engineering: R: Reports*. 2015, vol. 87, 87 p.

18. Ivanova A.A., Surmeneva M.A., Shugurov V.V., Koval N.N. et al. Physico-mechanical properties of Ti-Zr coatings fabricated via ion-assisted arc-plasma deposition. *Vacuum*. 2018, vol. 149, pp. 129–133.
19. Ureña J., Tabares E., Tsipias S. et al. Dry sliding wear behaviour of β -type Ti-Nb and Ti-Mo surfaces designed by diffusion treatments for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018, vol. 91, pp. 335–344.
20. Meijer G.J., Starmans F.J.M., Putter C. et al. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1995, vol. 22, no. 2, pp. 105–111.
21. Romanov D.A., Moskovskii S.V., Martusevich E.A. et al. Structural-phase state of the system “CdO-Ag coating/ copper substrate” formed by electroexplosive method. *Metalurgija*. 2018, vol. 57, pp. 299–302.
22. Romanov D.A., Moskovskii S.V., Sosnin K.V. et al. Effect of electron-beam processing on structure of electroexplosive electroerosion resistant coatings of CuO-Ag system. *Materials Research Express*. 2019, vol. 8, no. 6, 10 p.
23. Romanov D.A., Sosnin K.V., Gromov V.E. et al. Titanium-zirconium coatings formed on the titanium implant surface by the electroexplosive method. *Materials Letters*. 2019, vol. 242, pp. 79–82.
24. Limbert G., C. van Lierde, Muraru O.L. et al. Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions – A micro-CT-based three-dimensional finite element study. *Journal of Biomechanics*. 2010, vol. 43, no. 7, pp. 1251–1261.
25. Zhang Q.-H., Cossey A., Tong J. Stress shielding in bone of a bone-cement interface. *Medical Engineering & Physics*. 2016, vol. 38, no. 4, pp. 423–426.
26. Chugh T., Ganeshkar S.V., Revankar A.V. et al. Quantitative assessment of interradicular bone density in the maxilla and mandible: implications in clinical orthodontics. *Progress in Orthodontics*. 2013, vol. 14, no. 1, 38 p.
27. Khan S.N., Warkhedkar R.M., Shyam A.K. Analysis of Hounsfield unit of human bones for strength evaluation. *Procedia Materials Science*. 2014, vol. 6, pp. 512–519.
28. Hasegawa M., Saruta J., Hirota M. et al. A newly created meso-, micro-, and nano-scale rough titanium surface promotes bone-implant integration. *International Journal of Molecular Sciences*. 2020, vol. 21, no. 783, 17 p.
29. Bosshardt D.D., Chappuis V., Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontology* 2000. 2006, vol. 73, no. 1, pp. 22–40.
30. Hayes J.S., Richards R.G. Osseointegration of permanent and temporary orthopedic implants. *Encyclopedia of Biomedical Engineering*. 2019, pp. 257–269.

Поступила 28.12.2021; принята к публикации 17.01.2022; опубликована 25.03.2022
Submitted 28/12/2021; revised 17/01/2022; published 25/03/2022

Филяков Артем Дмитриевич – научный сотрудник,
Сибирский государственный индустриальный университет, Новокузнецк, Россия.
Email: filyakov.1999@mail.ru. ORCID 0000-0002-8168-8809

Романов Денис Анатольевич – доктор технических наук, старший научный сотрудник,
Сибирский государственный индустриальный университет, Новокузнецк, Россия.
Email: romanov_da@physics.sibsiu.ru. ORCID 0000-0002-6880-2849

Будовских Евгений Александрович – доктор технических наук, старший научный сотрудник,
Сибирский государственный индустриальный университет, Новокузнецк, Россия.
Email: budovskikh@mail.ru. ORCID 0000-0002-3795-0726

Artem D. Filyakov – researcher,
Siberian State Industrial University, Novokuznetsk, Russia.
Email: filyakov.1999@mail.ru. ORCID 0000-0002-8168-8809

Denis A. Romanov – DrSc (Eng.), senior researcher,
Siberian State Industrial University, Novokuznetsk, Russia.
Email: romanov_da@physics.sibsiu.ru. ORCID 0000-0002-6880-2849

Evgeny A. Budovskikh – DrSc (Eng.), senior researcher,
Siberian State Industrial University, Novokuznetsk, Russia.
Email: budovskikh@mail.ru. ORCID 0000-0002-3795-0726