

УДК 538.951:616.31

ВЛИЯНИЕ БИОИНЕРТНЫХ ЭЛЕКТРОВЗРЫВНЫХ ПОКРЫТИЙ НА РАСПРЕДЕЛЕНИЕ НАПРЯЖЕНИЙ НА ГРАНИЦЕ РАЗДЕЛА ИМПЛАНТАТ – КОСТЬ

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

Сибирский государственный индустриальный университет (Россия, 654007, Кемеровская обл. – Кузбасс, Новокузнецк, ул. Кирова, 42)

Аннотация. Помимо агрессивной внутренней среды организма человека на долговечность имплантата влияет адаптивная перестройка костной ткани, при которой концентрация напряжения локализуется внутри объема имплантата возле границы с костной тканью. Это приводит к расшатыванию и выходу имплантата из строя несмотря на то, что, фактически, поверхностный слой имплантата остается неповрежденным. Существуют свидетельства, что покрытия с низким модулем Юнга способствуют изменению распределения нагрузок между имплантатом 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. Для оценки влияния биоинертных покрытий системы Ti – Zr и Ti – Nb на распределение напряжений в программе COMSOL Multiphysics® версии 5.5 была разработана двумерная модель. В настоящей работе впервые проведено компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния костной ткани, расположенной возле имплантата с нанесенным на его поверхность электровзрывным покрытием системы Ti – Zr или Ti – Nb. 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. 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

Финансирование. Исследование выполнено в рамках государственного задания (тема 0809-2021-0013).

Для цитирования: Филяков А.Д., Романов Д.А., Будовских Е.А. Влияние биоинертных электровзрывных покрытий на распределение напряжений на границе раздела имплантат – кость // Вестник Сибирского государственного индустриального университета. 2022. № 1 (39). С. 43 – 55.

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

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

Siberian State Industrial University (42 Kirova Str., Novokuznetsk, Kemerovo Region – Kuzbass 654007, Russian Federation)

Abstract. In addition to the aggressive internal environment of the human body, the durability of the implant is affected by the adaptive restructuring of the bone tissue, in which the stress concentration is localized inside the implant volume near the border with the bone tissue. This leads to loosening and failure of the implant, despite the fact that, in fact, the surface layer of the implant remains intact. There is evidence that coatings with a low Young's modulus contribute to a change in the distribution of loads between the implant and adjacent bone tissue, thereby reducing the effect of adaptive restructuring. At present, the method of electroexplosive spraying of coatings of various systems, including bioinert coatings of Ti – Zr and Ti – Nb systems with a low Young's modulus, is being intensively developed. A 2D model was developed to evaluate the effect of bioinert Ti – Zr and Ti – Nb coatings on stress distribution in COMSOL Multiphysics® version 5.5. In the present work, for the first time, computer simulation of the stress-strain state of bone tissue located near an implant with an electroexplosive

coating of the Ti – Zr or Ti – Nb system applied to its surface was carried out. As a result of the simulation, it was found that the stresses propagate more evenly compared to the case without a coating. Among the coatings under study, the greatest effect was achieved when modeling a system with an intermediate layer made of a bioinert coating of the Ti – Zr system. Despite the simplicity of the studied models, it is possible to judge with great confidence the suitability of using electroexplosive bioinert coatings in implants.

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

Financing. The research was carried out within the framework of the state assignment (theme number 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. *Bulletin of SibSIU*. 2022, no. 1 (39), pp. 43 – 55. (In Russ.).

Введение

В настоящее время большая часть имплантационных устройств, существующих на рынке ортопедических и дентальных имплантатов, изготавливается из α - β -титанового сплава Ti-6Al-4V, также известного за рубежом как титан Grade 5 и Ti-6-4 [1, 2]. Значительным недостатком данного сплава является присутствие в его химическом составе алюминия и ванадия. Выход ионов этих металлов с поверхности имплантата 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 системы, 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 *In vivo* и *In vitro* исследования показывают высокую безопасность, коррозионную стойкость и биосовместимость титановых сплавов, содержащих ниобий и цирконий [9, 10]. Так, в работе [11] под руководством J. Урефа изучена и 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] показано, что бинарные сплавы системы Ti – Zr с различными концентрациями циркония (5, 10 и 15 % (по массе)) имеют лучшие

показатели электрохимического поведения в среде, имитирующей свойства биологических жидкостей.

Еще одним недостатком сплава Ti-6Al-4V является высокое значение модуля Юнга, которое достигает 110 ГПа [13, 14]. Данное значение намного выше показателей, демонстрируемых костью. Так, для кортикальной ткани рассматриваемый параметр составляет 10 – 30 ГПа, а для губчатой – 0,01 – 2 ГПа [15, 16]. Различие значений модуля Юнга способствует неравномерному распределению нагрузок между имплантатом и костью, что приводит, согласно закону Вольфа, к адаптивной перестройке костных тканей вокруг имплантата и, в конечном счете, увеличивает риск выхода имплантата из строя [17].

В работе [18] продемонстрировано, что значение модуля Юнга покрытия Ti – Zr, нанесенного методом ионно-плазменного напыления толщиной 5 мкм (при содержании 11 и 22 % циркония), составляет 77 – 98 ГПа, в то время как модуль Юнга титановой подложки – 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 имплантата влияет адаптивная перестройка костной ткани, при которой напряжения локализуются внутри объема имплантата возле границы с костной тканью, что приводит к ослаблению кости, расшатыванию и выходу имплантата из строя, несмотря на то, что фактически поверхностный слой имплантата остается неповрежденным.

Существуют свидетельства, что покрытия с низким модулем Юнга способствуют изменению распределения нагрузок между имплантатом и прилегающей костной тканью. Так, в работе [20] демонстрируется, что нанесенное на дентальный имплантат биоинертное покрытие

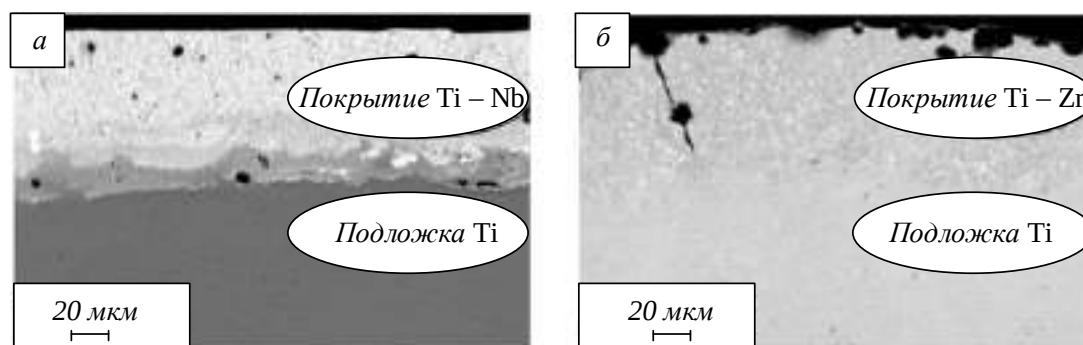


Рис. 1. Электронно-микроскопические изображения поперечных шлифов электровзрывных покрытий систем Ti – Nb (a) и Ti – Zr (б)

Fig. 1. Electron microscopic images of transverse sections of electroexplosive coatings of Ti – Nb (a) and Ti – Zr (b) systems

Poiyactive® при нагрузке, приложенной по вертикальной оси, уменьшает сжимающее радиальное напряжение на границе между костью и имплантатом вокруг его шейки 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 изучении [23] покрытий систем Ti – Zr, Ti – Nb обнаружено, что они имеют меньший модуль Юнга по сравнению с подложкой, выполненной из сплава BT6 или коммерчески чистого титана BT1-0, на которую они были нанесены.

Целью настоящей 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

Одним из наиболее эффективных и информативных методов исследования проблем, связанных с биомеханикой, является компьютерное моделирование методом конечных элементов. Этот метод позволяет избежать проблем, связанных с использованием аналитических методов, и получить более точные результаты [24, 25].

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

Структуру и морфологию полученного покрытия и прилегающего слоя подложки (рис. 1) анализировали методами сканирующей элек-

тронной микроскопии (прибор Carl Zeiss EVO50).

Толщину полученного электровзрывного покрытия определяли на поперечных шлифах, использовали программное обеспечение Leica Application Suite. При указанных параметрах толщина покрытия составляла примерно 63 мкм. Модуль Юнга определяли путем наноиндентирования покрытия при нагрузке 50 мН (NAN-твёрдомер NHT-S-AX-000X).

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

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/м³ использовалась формула $\rho = a + b \cdot H$, (где $a = 527$, $b = 0,44$, H – плотность в единицах Хаунсфилда [27]) (табл. 1).

Все расчеты проводили согласно теории упругости для стационарного случая. Второй закон Ньютона, служащий уравнением равновесия, в тензорной форме имеет вид:

$$0 = \nabla \sigma + F_v,$$

где σ – напряжение; F_v – сила, действующая на объем.

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

$$\sigma = E\varepsilon.$$

Т а б л и ц а 1

Основные характеристики материалов
Main characteristics of materials

Материал	Модуль Юнга, ГПа	Коэффициент Пуассона	Плотность, кг/м ³
BT6	110,0	0,30	4470,50
Ti – Zr	73,8	0,36	6520,00
Ti – Nb	84,3	0,35	8750,00
Кортикальная кость	14,8	0,30	1126,28
Губчатая кость	1,85	0,30	734,77

Модуль Юнга E и коэффициент Пуассона ν связаны с параметрами Ламе следующим уравнением:

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

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

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

где T – операция транспонирования.

Оценка распределения напряжений, возникающих под действием физиологических нагрузок, проводится при помощи двумерной модели. В качестве модели рассматривается многослойная балка, состоящая из подложки (представленной во всех вариантах титановым сплавом BT6), промежуточного слоя (в разных вариантах симулирующего поведение покры-

тий систем Ti – Zr и Ti – Nb) и костного слоя (табл. 2). Также в настоящей работе исследуется вариант, не содержащий биоинертное электровзрывное покрытие; в дальнейшем «контрольная модель». Костный слой представлен кортикальной и губчатой тканью. Длина модели составляет 1000 мкм, а толщина 300 мкм. Толщина титановой подложки 87 мкм, костной ткани – 150 мкм, а промежуточного слоя – 63 мкм.

Образцы закреплены по грани BE , 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 (29 Н), направленная по оси Y в сторону слоя костной ткани. Результирующая сила составляет 118,2 Н и направлена под углом 75° к поверхности имплантата. Грани AB , AJ , AC , HD , FE являются свободными (рис. 2). Исследуемая модель была разделена на 745634 конечных элементов с размером от 0,02 мкм до 1 мкм.

а б л и ц а 2

Основные характеристики исследуемых моделей
The 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 – Nb	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

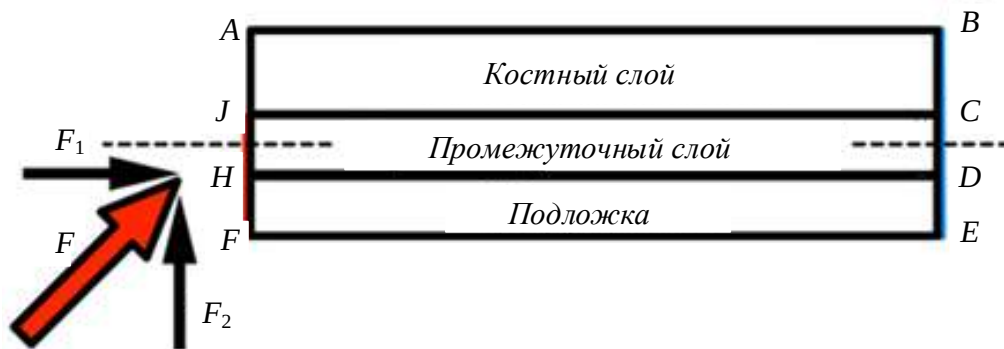


Рис. 2. Схема приложения нагрузки и граничные условия

Fig. 2. Load application scheme and boundary 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, находящихся возле границы раздела JC и нижней грани FE . При этом их максимумы смещены к грани закрепления BE .

В слое костной ткани, ограниченном областью $ABCH$, 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 составляет $1,2183 \cdot 10^{-6}$ 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 напряжения по Мизесу равны $4,9102 \cdot 10^{-7}$ и 1,0927 МПа при среднем значении 0,1032 МПа. Для варианта со слоем покрытия $Ti - Nb$ минимальное значение равно $5,8782 \cdot 10^{-7}$ МПа, максимальное и среднее – 1,2586 и 0,1198 МПа. В образце с покрытием системы $Ti - Zr$ минимальное и максимальное значения составляют $6,4073 \cdot 10^{-7}$ и 1,3506 МПа, среднее значение – 0,1291 МПа.

На границе между костной тканью и имплантатом, представленной гранью JC , напря-

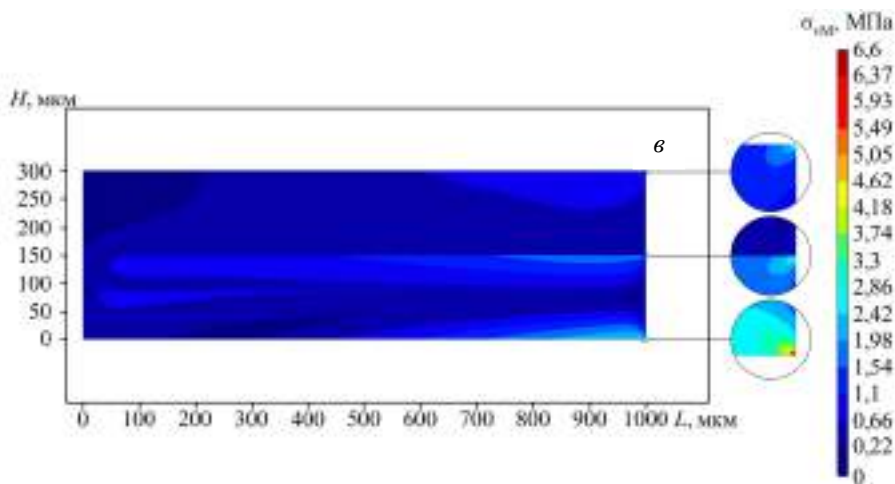
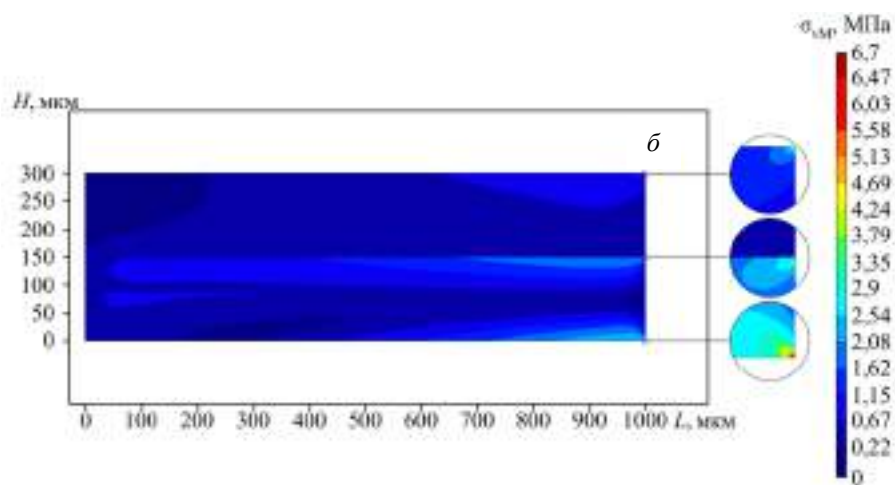
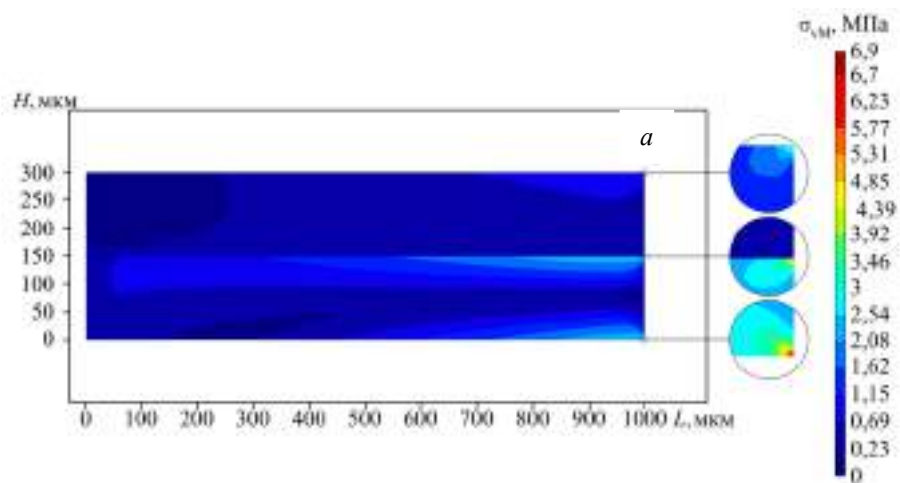
жения по критерию Мизеса убывают при использовании биоинертных покрытий (рис. 4).

При моделировании образцов с кортикальной костной тканью наибольшие минимальные, средние и максимальные напряжения по Мизесу, наблюдаемые в контрольном образце, составляют 0,3468, 0,9156 и 3,4144 МПа. При применении биоинертного покрытия системы $Ti - Nb$ наблюдаются меньшие значения рассматриваемого типа напряжений. Так, минимальное напряжение по критерию Мизеса в данном случае равно 0,3626 МПа, среднее – 0,8097 МПа и максимальное – 2,7899 МПа. Минимальные напряжения получены при моделировании образца, содержащего покрытие системы $Ti - Zr$. Для данной модели минимальное, среднее и максимальное напряжения составляют 0,3734, 0,7606 и 2,4606 МПа.

Варианты с губчатой костной тканью ведут себя аналогичным образом. Минимальные и максимальные напряжения по критерию Мизеса равны 0,3032 и 9,9578 МПа, а среднее – 9,9578 МПа. Для модели с покрытием системы $Ti - Nb$ напряжения наблюдаются на границе между данным типом костной ткани и промежуточным слоем, среднее, минимальное и максимальное значения составляют 1,5833, 0,2964 и 9,3731 МПа. Наименьшие значения были достигнуты при моделировании варианта с биоинертным слоем системы $Ti - Zr$. Минимальное, максимальное и среднее значения напряжений по критерию Мизеса равны 0,2992, 8,9331 и 1,5154 МПа.

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

В контрольной модели, содержащей кортикальную костную ткань, минимальные, средние и максимальные напряжения по критерию Мизеса составляют 0,2814, 1,0698 и 5,9249 МПа.



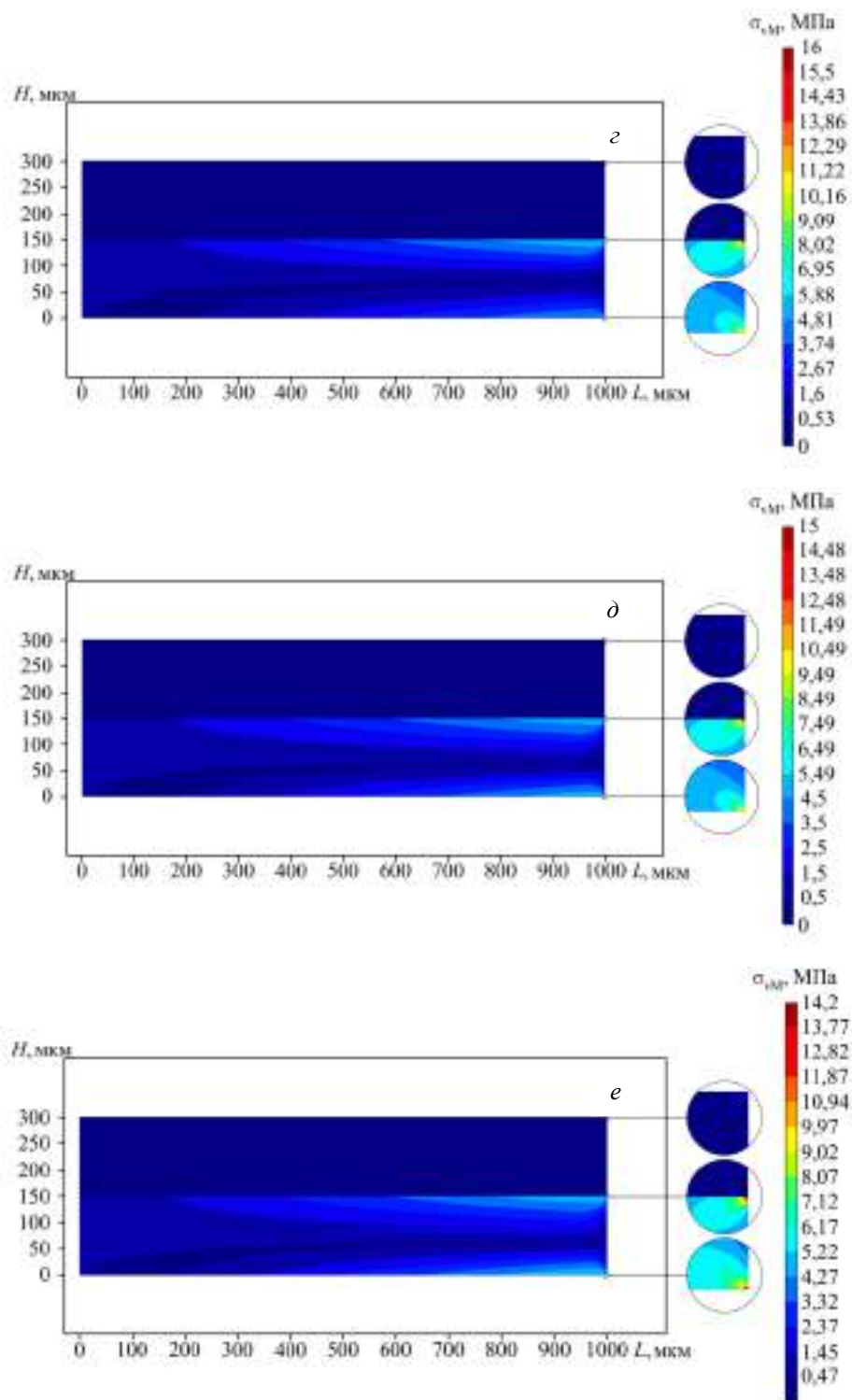


Рис. 3. Распределение напряжений по Мизесу:

a и *б* – контрольная модель; *в* и *г* – модель с покрытием системы Ti – Nb; *д* и *е* – модель с покрытием системы Ti – Zr;
a, в, д – вариант с кортикальным слоем костной ткани; *б, г, е* – вариант с губчатым слоем костной ткани

Fig. 3. Mises stress distribution:

a and *б* – control model; *в* and *г* – model with Ti – Nb system coating; *д* and *е* – model with Ti – Zr system coating;
a, в, д – variant with cortical bone layer; *б, г, е* – variant with spongy bone layer

Для образца с биоинертным покрытием системы Ti – Nb рассматриваемые показатели уменьшаются. В данном случае минимальное, среднее и максимальное напряжения имеют значения 0,2833, 0,9326 и 4,6520 МПа. Для модели с с биоинерт-

ным покрытием системы Ti – Zr минимальное, среднее и максимальное напряжения по критерию Мизеса составляют 0,2675, 0,8658 и 4,0112 МПа. В моделях с губчатой костной тканью наблюдается аналогичная тенденция:

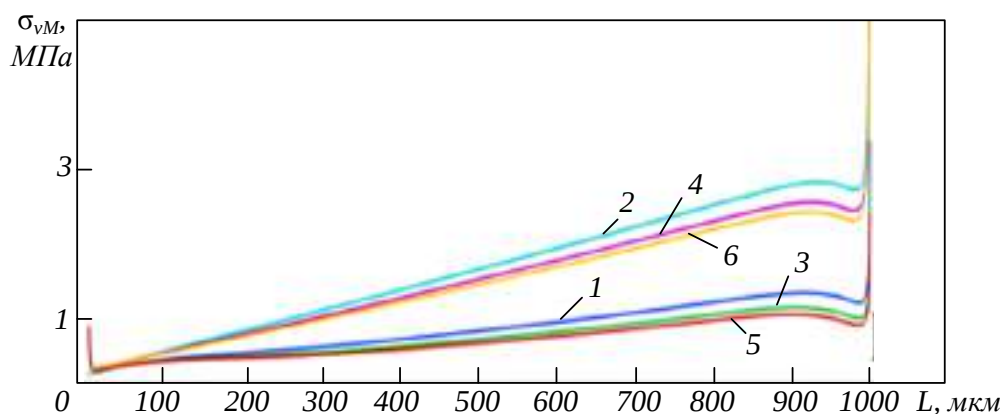


Рис. 4. Распределение напряжений на границе между имплантатом и костной тканью (грань JC) (здесь и на рис. 5 и 6): 1 и 2 – контрольная модель с кортикальным и губчатым слоем костной ткани; 3 и 4 – модель с покрытием системы Ti – Nb с кортикальным слоем и губчатым слоем костной ткани; 5 и 6 – модель с покрытием системы Ti – Zr с кортикальным и губчатым слоем костной ткани

Fig. 4. The stress distribution on the boundary between the implant and bone tissue (face JC) (here and in Fig. 5 and 6): 1 and 2 – reference model of the cortical and model with the layer of spongy bone tissue; 3 and 4 – model with coating of Ti – Nb system with cortical layer of bone tissue and with the layer of spongy bone tissue; 5 and 6 – model with the Ti – Zr coating system with cortical layer of bone tissue and with the layer of spongy bone tissue

напряжения уменьшаются вместе со снижением модуля Юнга промежуточного слоя, однако их значения выше, чем в вариантах с кортикальной тканью. Для контрольного варианта минимальное и максимальное напряжения по Мизесу равны 0,3323 и 19,5352 МПа, среднее напряжение – 2,2102 МПа. Для варианта со слоем покрытия системы Ti – Nb минимальное, максимальное и среднее напряжение составляют 0,2627, 18,2784 и 2,0689 МПа. В модели с покрытием Ti – Zr минимальное, максимальное и среднее напряжения равны 0,2432, 17,3587 и 1,9912 МПа.

На расстоянии 63 мкм от интерфейса, разделяющего костную ткань и плоскость имплантата, 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 составляет 0,7082 МПа. С уменьшением модуля Юнга моделируемого покрытия исследуемые показатели увеличиваются.

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.

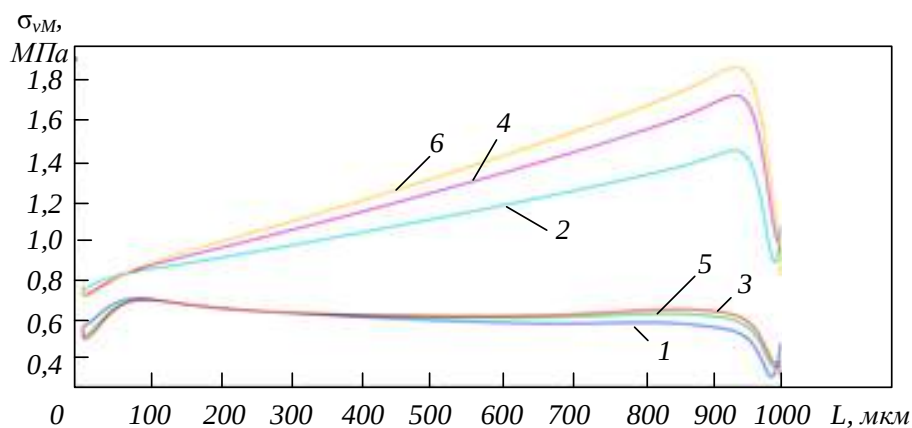


Рис. 5. Распределение напряжений на границе между промежуточным слоем и подложкой (грань HD):
Fig. 5. Stress distribution at the boundary between the intermediate layer and the substrate (HD face)

При моделировании образцов с губчатой костью напряжения изменяются аналогичным образом. Наибольшие напряжения по критерию Мизеса наблюдаются в контрольном образце. В данном случае минимальное, максимальное и среднее значения составляют 0,7435, 1,4559 и 1,1044 МПа. В варианте с Ti – Nb промежуточным слоем минимальное значение уменьшается до 0,7175 МПа, максимум – до 1,7331 МПа, среднее составляет 1,2374 МПа. В модели с биоинертным покрытием Ti – Zr наблюдаются наименьшие напряжения по критерию Мизеса: минимальное, максимальное и среднее напряжения в данном случае составляют 0,7222, 1,8748 и 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, минимальное, среднее и максимальное напряжения по критерию Мизеса равны $1,7650 \cdot 10^{-4}$, 0,6101 и 8,4059 МПа. Для образца с биоинертным покрытием системы Ti – Nb рассматриваемые показатели уменьшаются. В данном случае минимальное, среднее и максимальное напряжения составляют $2,7396 \cdot 10^{-4}$, 0,6077 и 8,1253 МПа. Для модели с Ti – Zr слоем минимальное, среднее и максимальное напряжения по критерию Мизеса равны $1,1007 \cdot 10^{-4}$, 0,6084 МПа и 8,0011 МПа.

Варианты с губчатой костной тканью демонстрируют большие значения напряжений. Для контрольной модели минимальное, максимальное и среднее напряжения по Мизесу равны $3,0457 \cdot 10^{-4}$, 16,0305 и 1,1333 МПа. При применении биоинертного слоя системы Ti – Nb минимальное, максимальное и среднее напряжения составляют $2,4720 \cdot 10^{-4}$, 6,4231 и 1,1971 МПа. Вариант с покрытием системы Ti – Zr демонстрирует большие напряжения: минимальное, максимальное и среднее напряжения составляют $1,0682 \cdot 10^{-4}$, 16,6668 и 1,2377 МПа.

Полученные при помощи двумерной трехслойной модели результаты не способны отразить реальные напряжения, возникающие в имплантате 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 большое внимание уде-

ляется минимальному и максимальному напряжениям, так как данная модель довольно проста и не отражает геометрических особенностей реального имплантата и окружающей его костной структуры.

Однако при помощи описанных выше моделей в настоящей работе, как и в материалах [29, 30], удастся продемонстрировать неоднородность напряженно-деформированного состояния в системе имплантат – кость. Большие напряжения сконцентрированы в плоскости имплантата, а не в костном слое. Такая разница в распределении нагрузок обусловлена более высоким модулем Юнга сплава Ti-6Al-4V, применяемого в качестве конструкционного материала имплантата. 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 имплантатом возникает второй пик напряжений, вызванный разницей значений модуля Юнга покрытия и подложки (рис. 6).

Выводы

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.

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.

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

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

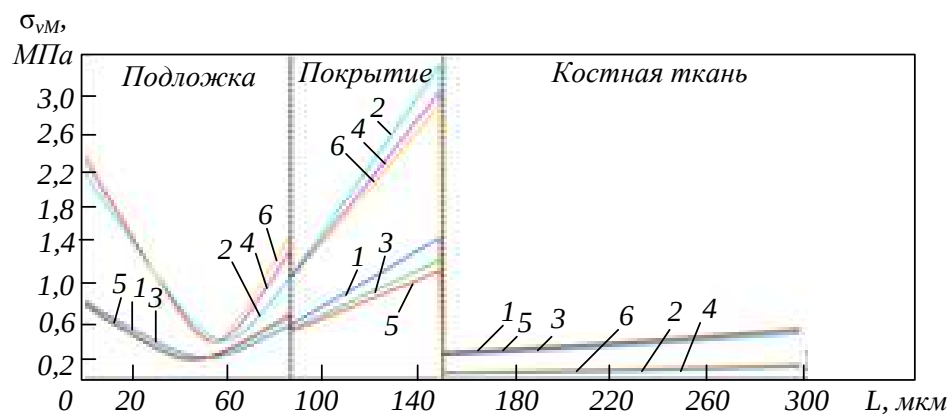


Рис. 6. Распределение напряжений по критерию Мизеса по поперечному сечению модели

Fig. 6. Stress distribution according to the Mises criterion over the cross section of the model

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Chen Q., Thouas G.A. Metallic implant biomaterials // *Materials Science and Engineering: R: Reports*. 2015. Vol. 87. P. 1–57.
- Colic K., Sedmak A., Grbovic A., Tatic U., Sedmak S., Djordjevic B. Finite Element Modeling of Hip Implant Static Loading // *Procedia Engineering*. 2016. Vol. 149. P. 257–262.
- Sjögren B., Iregren A., Montelius J., Yokel R.A. Aluminum. In: *Handbook on the Toxicology of Metals*. 2015. P. 549–564.
- Assem F.L., Oskarsson A. Vanadium. In: *Handbook on the Toxicology of Metals*. 2015. P. 1347–1367.
- Darbre P.D. Environmental oestrogens, cosmetics and breast cancer // *Best Practice & Research Clinical Endocrinology & Metabolism*. 2006. Vol. 20. No. 1. P. 121–143.
- Jaishankar M., Tseten T., Anbalagan N., Mathew B.B., Beeregowda K.N. Toxicity, mechanism and health effects of some heavy metals // *Interdisciplinary Toxicology*. 2014. Vol. 7. No. 2. P. 60–72.
- Rhoads L.S., Silkworth W.T., Roppolo M.L., Whittingham M.S. Cytotoxicity of nanostructured vanadium oxide on human cells in vitro // *Toxicology in Vitro*. 2010. Vol. 24. No. 1. P. 292–296.
- Wagner J.G., Van Dyken S.J., Wierenga J.R., etc. Ozone Exposure Enhances Endotoxin-Induced Mucous Cell Metaplasia in Rat Pulmonary Airways // *Toxicological Sciences*. 2003. Vol. 74. No. 2. P. 437–446.
- Bai Y., Deng Y., Zheng Y., etc. 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. P. 565–576.
- Calderon Moreno J.M., Vasilescu E., Drob P., etc. Surface analysis and electrochemical behavior of Ti – 20Zr alloy in simulated physiological fluids // *Materials Science and Engineering: B*. 2013. Vol. 178. No. 18. P. 1195–1204.
- Ureña J., Tsipas S., Jiménez-Morales A., Gordo E., etc. 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. P. 148–158.
- Kirmanidou Y., Sidira M., Drosou M.-E., etc. 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. Vol. 2016. Article 2908570.
- Kuroda D., Niinomi M., Morinaga M., etc. Design and mechanical properties of new β type titanium alloys for implant materials // *Materials Science and Engineering: A*. 1998. Vol. 243. No. 1-2. P. 244–249.
- Jin W., Chu P.K. Orthopedic Implants. In: *Reference Module in Biomedical Sciences*. 2017. 15 p.
- Long M., Rack H.J. Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective // *Biomaterials*. 1998. Vol. 19. No. 18. P. 1621–1639.
- Li Y., Yang C., Zhao H., etc. New Developments of Ti-based alloys for biomedical applications // *Materials*. 2014. Vol. 7. No. 3. P. 1709–1800.
- Denard P.J., Raiss P., Gobezie R., etc. 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. P. 1139–1147.

18. Ivanova A.A., Surmeneva M.A., Shugurov V.V., Koval N.N., etc. Physico-mechanical properties of Ti – Zr coatings fabricated via ion-assisted arc-plasma deposition // *Vacuum*. 2018. Vol. 149. P. 129–133.
19. Ureña J., Tabares E., Tsipas S., etc. 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. P. 335–344.
20. Meijer G.J., Starmans F.J.M., Putter C., etc. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants // *Journal of Oral Rehabilitation*. 1995. Vol. 22. No. 2. P. 105–111.
21. Romanov D.A., Moskovskii S.V., Martusevich E.A., etc. Structural-phase state of the system “CdO-Ag coating / copper substrate” formed by electroexplosive method // *Metalurgija*. 2018. Vol. 57. P. 299–302.
22. Romanov D.A., Moskovskii S.V., Sosnin K.V., etc. Effect of electron-beam processing on structure of electroexplosive electroerosion resistant coatings of CuO-Ag system // *Materials Research Express*. 2019. Vol. 8. No. 6. P. 10.
23. Romanov D.A., Sosnin K.V., Gromov V.E., etc. Titanium-zirconium coatings formed on the titanium implant surface by the electroexplosive method // *Materials Letters*. 2019. Vol. 242. P. 79–82.
24. Limbert G., van Lierde C., Muraru O.L., etc. 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. P. 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. P. 423–426.
26. Chugh T., Ganeshkar S.V., Revankar A.V. etc. Quantitative assessment of interradicular bone density in the maxilla and mandible: implications in clinical orthodontics // *Progress in Orthodontics*. 2013. Vol. 14. No. 1. P. 38.
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. Vol. 6. P. 512–519.
28. Hasegawa M., Saruta J., Hirota M., etc. A Newly Created Meso-, Micro-, and Nano-Scale Rough Titanium Surface Promotes Bone-Implant Integration // *International Journal of Molecular Sciences*. 2020. Vol. 21. No. 3. Article 783.
29. Bosshardt D.D., Chappuis V., Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions // *Periodontology*. 2000. Vol. 73. No. 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.

REFERENCES

1. Chen Q., Thouas G.A. Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports*. 2015, vol. 87, pp. 1–57.
2. Colic K., Sedmak A., Grbovic A., Tatic U., Sedmak S., Djordjevic B. Finite Element Modeling of Hip Implant Static Loading. *Procedia Engineering*. 2016, vol. 149, pp. 257–262.
3. Sjögren B., Iregren A., Montelius J., Yokel R.A. Aluminum. In: *Handbook on the Toxicology of Metals*. 2015, pp. 549–564.
4. Assem F.L., Oskarsson A. Vanadium. In: *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., Mathew B.B., Beeregowda K.N. 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., Whittingham M.S. 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., etc. 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., Deng Y., Zheng Y., etc. 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., etc. 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., Tsipas S., Jiménez-Morales A., Gordo E., etc. 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., etc. 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, vol. 2016, article 2908570.
13. Kuroda D., Niinomi M., Morinaga M., etc. 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. In: *Reference Module in Biomedical Sciences*. 2017, 15 p.
15. Long M., Rack H.J. 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., etc. 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., etc. 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.
18. Ivanova A.A., Surmeneva M.A., Shugurov V.V., Koval N.N., etc. 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., Tsipas S., etc. 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., etc. 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., etc. Structural-phase state of the system “CdO-Ag coating / copper substrate” formed by electroexplosive method. *Metallurgija*. 2018, vol. 57, pp. 299–302.
22. Romanov D.A., Moskovskii S.V., Sosnin K.V., etc. Effect of electron-beam processing on structure of electroexplosive electroerosion resistant coatings of CuO-Ag system. *Materials Research Express*. 2019, vol. 8, no. 6, pp. 10.
23. Romanov D.A., Sosnin K.V., Gromov V.E., etc. Titanium-zirconium coatings formed on the titanium implant surface by the electroexplosive method. *Materials Letters*. 2019, vol. 242, pp. 79–82.
24. Limbert G., van Lierde C., Muraru O.L., etc. 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., etc. Quantitative assessment of interradicular bone density in the maxilla and mandible: implications in clinical orthodontics. *Progress in Orthodontics*. 2013, vol. 14, no. 1, pp. 38.
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, vol. 6, pp. 512–519.
28. Hasegawa M., Saruta J., Hirota M., etc. A Newly Created Meso-, Micro-, and Nano-Scale Rough Titanium Surface Promotes Bone-Implant Integration. *International Journal of Molecular Sciences*. 2020, vol. 21, no. 3, article 783.
29. Bosshardt D.D., Chappuis V., Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontology*. 2000, 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.

Сведения об авторах

Артём Дмитриевич Филяков, научный сотрудник, Сибирский государственный индустриальный университет

Email: filyakov.1999@mail.ru

ORCID: 0000-0002-8168-8809

Денис Анатольевич Романов, д.т.н., доцент,
старший научный сотрудник, Сибирский гос-
ударственный индустриальный университет
Email: romanov_da@physics.sibsiu.ru
ORCID: 0000-0002-6880-2849

Евгений Александрович Будовских, д.т.н.,
доцент, старший научный сотрудник, Сибир-
ский государственный индустриальный уни-
верситет
Email: budovskikh@mail.ru
ORCID: ORCID 0000-0002-3795-0726

Information about the authors

Artem D. Filyakov, Research scientist, Siberian
State Industrial University
Email: filyakov.1999@mail.ru

ORCID: 0000-0002-8168-8809

Denis A. Romanov, Dr. Sci. (Eng.), Associate
Professor, Senior Researcher, Siberian State In-
dustrial University
Email: romanov_da@physics.sibsiu.ru
ORCID: 0000-0002-6880-2849

Evgeny A. Budovskikh, Dr. Sci. (Eng.), Associate
Professor, Senior Researcher, Siberian State In-
dustrial University
Email: budovskikh@mail.ru
ORCID: ORCID 0000-0002-3795-0726

© 2022 г. А.Д. Филяков, Д.А. Романов,
Е.А. Будовских
Поступила в редакцию 18.01.2022 г.