

УДК 531/534:[57+61]

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ЗУБНЫХ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ СПЛАВА ТИТАНА И ДИОКСИДА ЦИРКОНИЯ

Ю.И. Няшин¹, Г.И. Рогожников², А.Г. Рогожников², В.Н. Никитин¹, Н.Б. Асташина²

¹ Кафедра теоретической механики Пермского национального исследовательского политехнического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: nyashin@inbox.ru, nikitinvladislav86@gmail.com

² Кафедра ортопедической стоматологии Пермской государственной медицинской академии им. акад. Е.А. Вагнера, Россия, 614990, Пермь, ул. Петропавловская, 26, e-mail: alekstomat@yandex.ru

Аннотация. На этапах выбора конструкции и в процессе установки зубного имплантата учитываются его оптимальные параметры. Определение последних зависит от объема костной ткани нижней челюсти и ее механических свойств. При выборе конструкции следует оценить уровень нагрузений, развивающихся в процессе функционирования. В данной статье рассматриваются два вида систем: имплантаты из сплава титана и конструкции, выполненные из диоксида циркония. Оценивается возможность применения имплантатов на основе диоксида циркония путем анализа напряженно-деформированного состояния как самого имплантата, так и зоны имплантат–кость, где возникают большие перепады напряжений. Полученные напряжения в системе сравниваются с предельными напряжениями как для имплантата, так и для кортикальной и губчатой костной ткани.

Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние, прочность, зубной имплантат, сплав титана, диоксид циркония, конечно-элементный анализ.

ВВЕДЕНИЕ

При утрате даже одного зуба в зубочелюстной системе перераспределяются функциональные напряжения – происходит смещение зубов в область образовавшегося дефекта, перегружается пародонт оставшихся зубов. Целесообразность замещения дефектов зубных рядов не вызывает сомнений. В последние годы возрастает интерес специалистов к использованию в широкой стоматологической практике метода дентальной имплантации. При этом одним из основных аспектов на этапах обследования пациента является определение условий для установки внутрикостного имплантата, в частности – наличие достаточного объема костной ткани и выбор оптимальной конструкции имплантата.

Наиболее широко на Российском рынке представлены титановые импланты, но в последнее время стали использоваться конструкции из диоксида циркония. Для обоснования применения новых конструкций имплантатов необходимо убедиться в их устойчивости к нагрузкам, формирующимся в процессе функции жевания.

© Няшин Ю.И., Рогожников Г.И., Рогожников А.Г., Никитин В.Н., Асташина Н.Б., 2012

Няшин Юрий Иванович, д.т.н., профессор, заведующий кафедрой теоретической механики, Пермь

Рогожников Геннадий Иванович, д.мед.н., профессор, заведующий кафедрой ортопедической стоматологии, Пермь

Рогожников Алексей Геннадьевич, к.мед.н., доцент кафедры ортопедической стоматологии, Пермь

Никитин Владислав Николаевич, аспирант кафедры теоретической механики, Пермь

Асташина Наталья Борисовна, к.мед.н., старший преподаватель кафедры ортопедической стоматологии, Пермь

Цель работы – оценить способность имплантатов из диоксида циркония выдерживать нагрузки, формирующиеся в процессе функционирования, и сравнить с аналогичными напряжениями, возникающими при использовании имплантата из сплава титана.

МОДЕЛЬ ИМПЛАНТАТА И ОКРУЖАЮЩЕЙ КОСТНОЙ ТКАНИ ЧЕЛЮСТИ

Выбор объекта моделирования

В данной работе рассматривается установка имплантата вместо утерянного резца. Применение имплантатов из сплава титана и на основе диоксида циркония связано не только с тем, что они являются прочными, а также и биоинертными материалами. Установка имплантатов в зоне резцов связана с тем, что имплантат должен выдерживать нагрузки, приходящиеся на него в процессе жевания, а также быть эстетичным, поскольку передние зубы обнажаются при улыбке. На данный момент стоматологи предпочитают устанавливать имплантаты из диоксида циркония, имеющего белый цвет в отличие от серых металлов.

Геометрия и механические характеристики

В данной статье модель имплантата и окружающей костной ткани построена для трехмерной ситуации. Рассмотрим случай, когда отсутствует центральный резец на нижней челюсти (рис. 1). На рис. 2. представлена модель имплантата с гладкой поверхностью, установленного в костную ткань нижней челюсти, в которой выделены кортикальный (плотный) и трабекулярный (губчатый) слои. Форма имплантата соответствует геометрии, предложенной в патенте на полезную модель [6]. Область костной ткани и имплантата моделируется как область с различными механическими свойствами.

Высота нижней челюсти складывается из двух величин: среднего значения высоты тела нижней челюсти (расстояние от нижнего края челюсти до вершин корней) 18 мм и высоты альвеолярного отростка 11,5 мм [1, 4].

Средняя длина резца равна 21 мм (19–23 мм) [3], хотя в других источниках она варьируется в пределах от 18,5 до 26,6 мм, при этом высота коронки составляет 7,3–12,6 мм, высота корня – 9,4–18,1 мм [8].

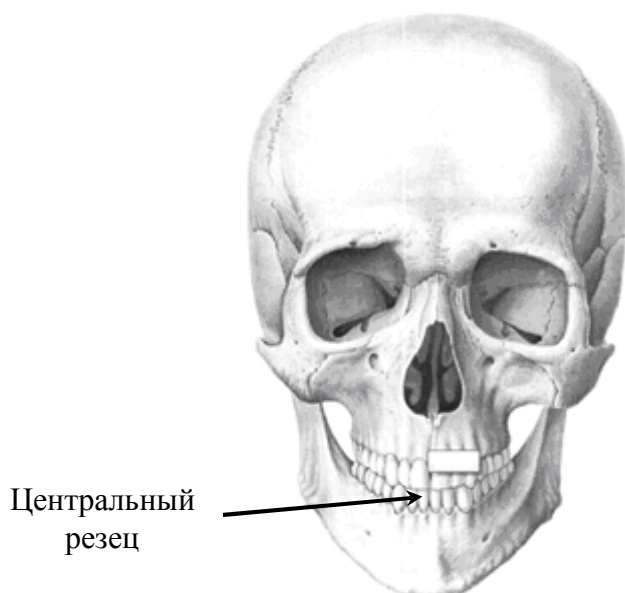


Рис. 1. Череп человека с указанием центрального резца на нижней челюсти

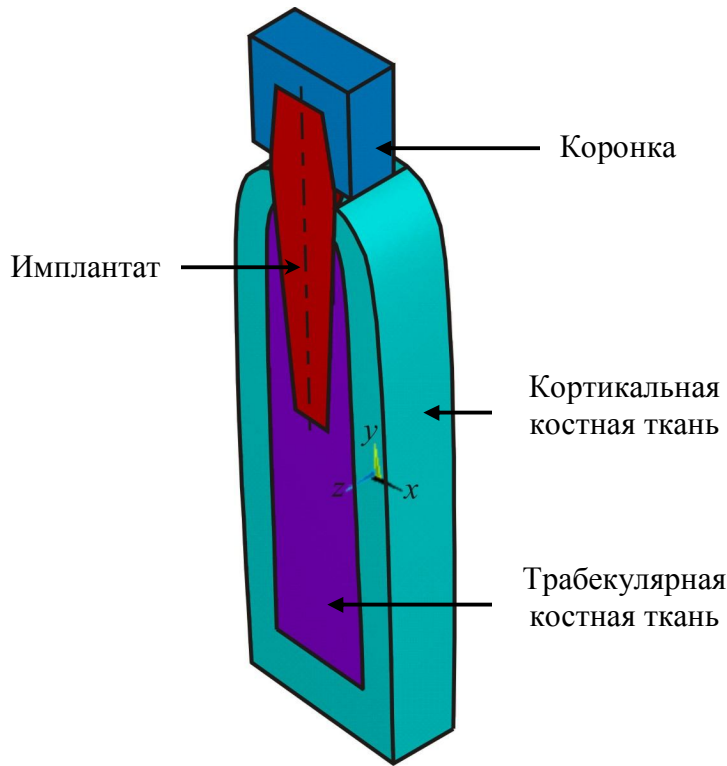


Рис. 2. Модель имплантата с гладкой поверхностью с установленной на нем коронкой и окружающей костной тканью нижней челюсти

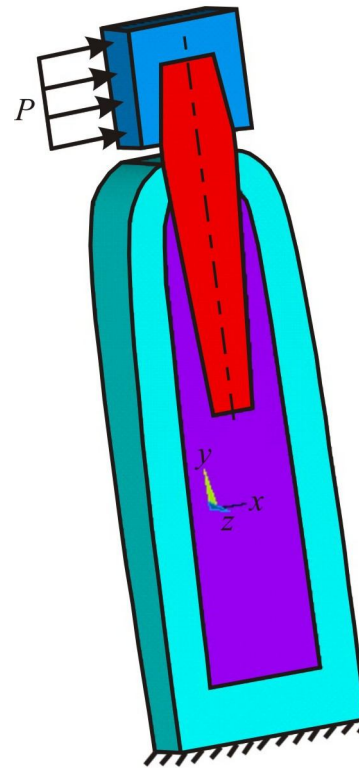


Рис. 3. Граничные условия

Таблица 1
Механические характеристики сплава титана, диоксида циркония, кортикальной и трабекулярной костной ткани

Материал	Модуль упругости E , МПа	Коэффициент Пуассона ν
Сплав титана	$110 \cdot 10^3$ [2]	0,3
Диоксид циркония	$210 \cdot 10^3$ [7]	0,3
Керамика	$170 \cdot 10^3$ [10]	0,3 [10]
Кортикальная костная ткань	$13,7 \cdot 10^3$ [10]	0,3 [10]
Трабекулярная костная ткань	$6,89 \cdot 10^3$ [10]	0,3 [10]

В табл. 1 приведены механические свойства сплава титана и диоксида циркония, а также кортикальной и трабекулярной костной ткани.

Полное описание свойств и состав имплантата на основе диоксида циркония представлен в международном стандарте *ISO 13356*, регламентирующем предельные значения напряжений, которые должен выдерживать имплантат, изготовленный из этого материала [9].

Граничные условия

На рис. 3 приведены граничные условия: а) статические – приложена распределенная нагрузка $P = 45$ Н по нормали к поверхности коронки, установленной на имплантате (прикладывается половина нагрузки, равной 90 Н, и задача решается для половины имплантата и нагрузки, соответствующей литературным данным о боковых нагрузках, которые приходятся на зубы в процессе жевания [7]); б) кинематические – все перемещения вдоль всех осей на нижней поверхности костной ткани принимаются равными нулю.

Для приложения нагрузки на имплантат поместим на его внекостную часть коронку в виде призмы, размеры которой соответствуют размерам коронки реза. Медиально-дистальный размер коронки между контактными точками колеблется от 4,6 до 8,2 мм, шейки – от 3,0 до 4,9 мм. Размер коронки в вестибулярно-язычном направлении в области экватора составляет от 5,2 до 7,4 мм, в области шейки – от 4,3 до 6,8 мм [8].

РЕЗУЛЬТАТЫ

Задача о напряженно-деформированном состоянии имплантата в костной ткани решалась в рамках теории упругости [7] в программном пакете *Ansys*. В ходе решения задачи будем сравнивать полученные напряжения с пределами прочности сплава титана, диоксида циркония и костной ткани, представленными в табл. 2. Предел прочности трабекулярной костной ткани принимается в 10 раз меньше соответствующего предела прочности кортикальной костной ткани.

На рис. 4 представлены распределения напряжения вдоль оси x и напряжения по Мизесу для имплантатов, выполненных из диоксида циркония.

Для сравнения рассчитаем эту же задачу для случая, когда имплантат выполнен из сплава титана (рис. 5).

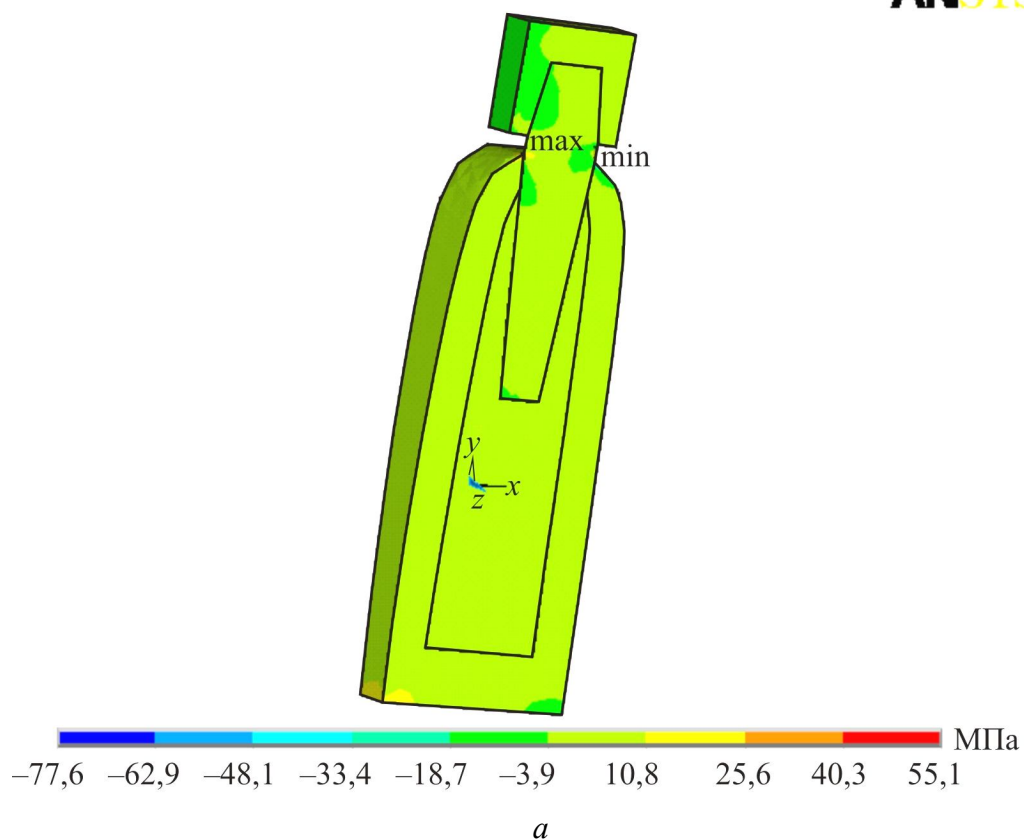
Анализируя полученные значения напряжений (рис. 4 и 5), приходим к выводу, что напряжения не превышают пределов прочности как для материалов, из которых выполнены имплантаты, так и для костной ткани (табл. 2).

Следует упомянуть тот факт, что в процессе жевания имплантат подвергается не однократному нагружению, а циклическому, так как пережевывание пищи связано с тем, что нижняя челюсть человека совершает вертикальные, горизонтальные и трансверсальные перемещения.

Таблица 2
Пределы прочности сплава титана, диоксида циркония, керамики, кортикальной и трабекулярной костной ткани

Материал	Предел прочности, МПа
Сплав титана	200–400 [2]
Диоксид циркония	1400
Керамика	250 [10]
Кортикальная костная ткань	130
Трабекулярная костная ткань	13

ANSYS



ANSYS

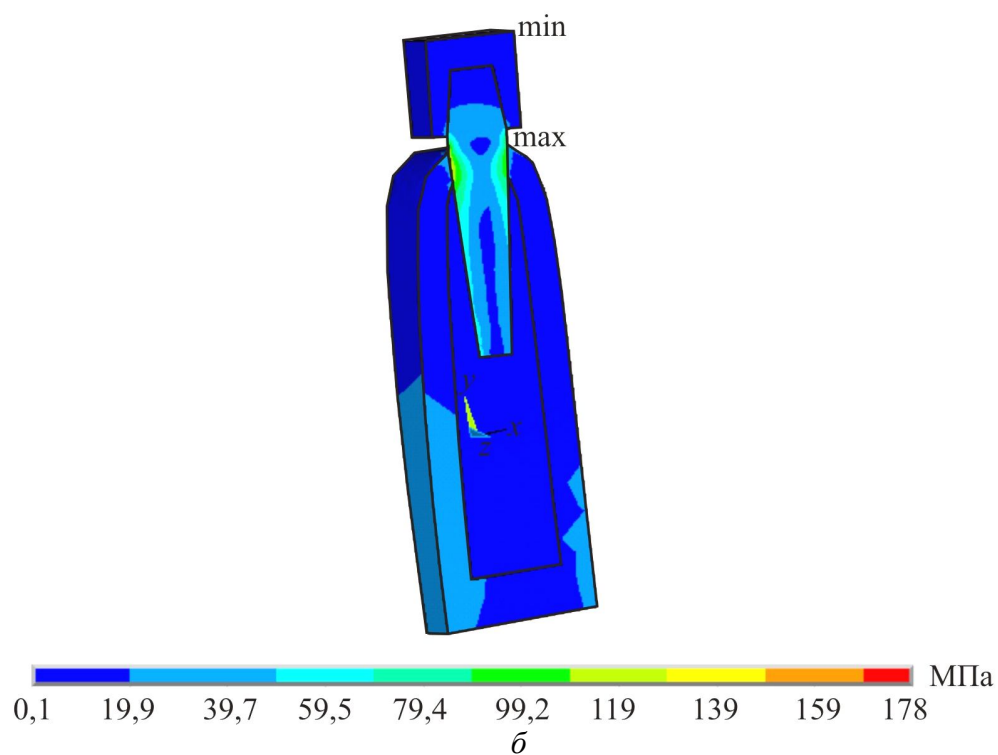


Рис. 4. Распределение напряжений вдоль оси x (*a*) и интенсивности напряжений по Мизесу (*б*) для имплантата на основе диоксида циркония

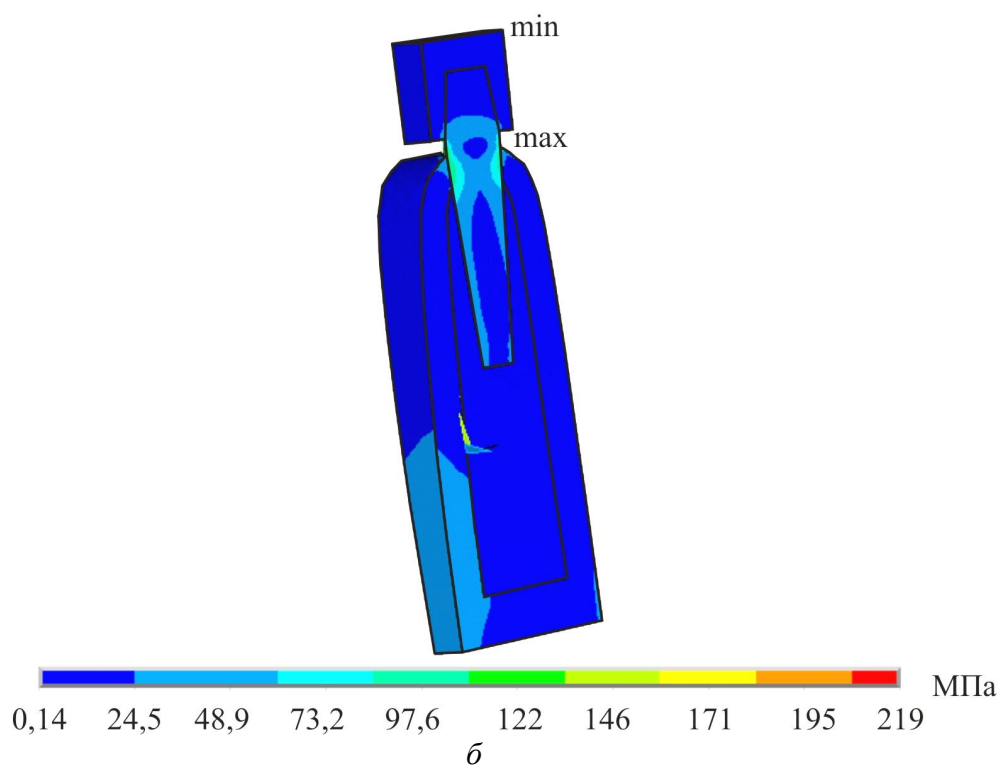
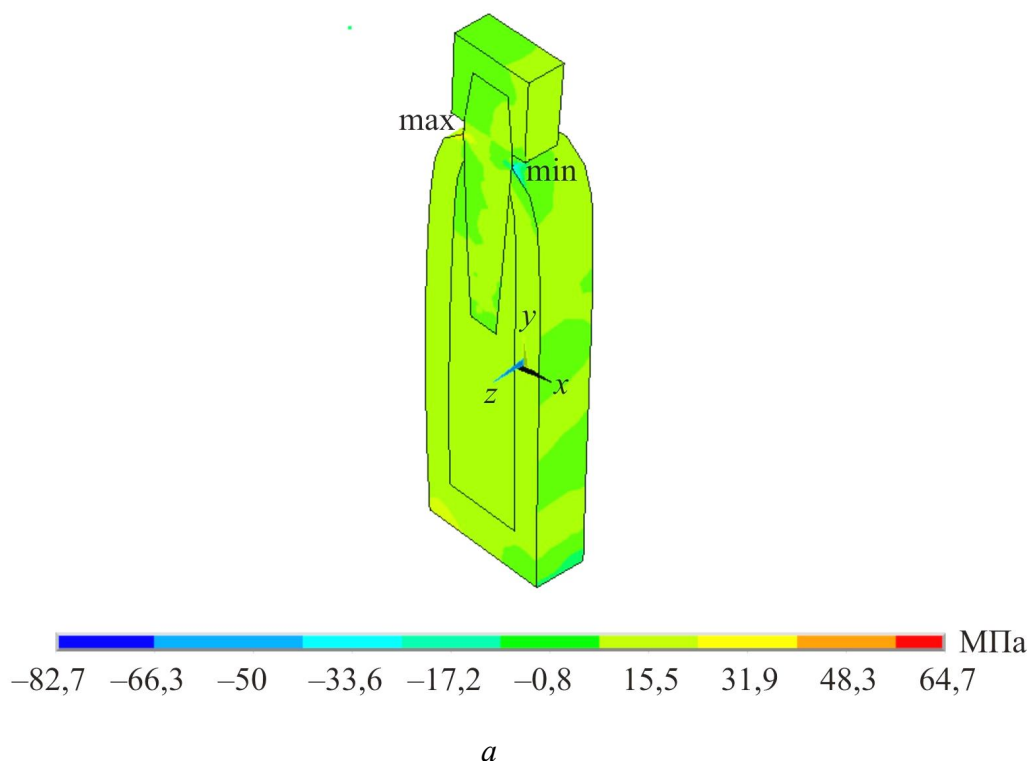


Рис. 5. Распределение напряжений вдоль оси x (*a*) и интенсивности напряжений по Мизесу (*б*) для имплантата из сплава титана

Международный стандарт *ISO 13356* рекомендует использовать имплантаты, предельные значения усталостных напряжений которых превышают 300 МПа. Предел усталостных напряжений для хрупких материалов равен $\tau_{-1} \approx 0,8\sigma_{-1}$ [9], где σ_{-1} – предел прочности при растяжении. В данной задаче рассматривался диоксид циркония с пределом прочности 1400 МПа, следовательно, предел усталостных напряжений для этого материала равен 1120 МПа. Сравнивая полученные напряжения с данным пределом, получаем, что диоксид циркония полностью отвечает требованиям по прочности, предъявляемым в международном стандарте для имплантатов на основе диоксида циркония [11].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной статье проведен сравнительный анализ двух типов зубных имплантатов, выполненных из сплава титана и диоксида циркония.

Результаты проведенного исследования позволяют сделать вывод о целесообразности применения в клинической практике имплантатов, выполненных из диоксида циркония. По сравнению с имплантатом из сплава титана он показал лучшие результаты: напряжения в костной ткани и в зоне костная ткань – имплантат ниже ($\sigma_i = 178$ МПа, 13% от σ_{-1}), чем для случая имплантата из сплава титана ($\sigma_i = 219$ МПа, 73% от σ_{-1}).

Имплантат из сплава титана более близок по механическим свойствам к костной ткани, но относительное удлинение сплавов металлов на порядок больше, чем для костной ткани. Данное свойство позволяет обеспечить лучшую работу имплантата на сжатие в процессе кусания.

В данной задаче имплантат в основном работает на изгиб, и чем меньше будет его изгиб, чем меньшее воздействие он будет оказывать на костную ткань в пришеечной области. Можно сделать вывод о том, что имплантат из диоксида циркония вызывает меньшие напряжения, чем имплантат из сплава циркония при боковом нагружении в процессе жевания.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Алтухов Н.В. Анатомия зубов человека. – М.: Печатня А.И. Стетревой, 1913. – 154 с.
2. Безгина Е.В., Кулаков О.Б., Чиликин Л.В., Головин К.И. Цирконий и титан // Институт стоматологии 2001. – № 3. – С. 50–52.
3. Боровский Е.В. Клиническая эндодонтия. – М., 1999. – 175 с.
4. Воробьев В.П., Ясвоин Г. Анатомия, гистология, эмбриология полости рта и зубов. – М.: Медгиз, 1936. – С. 248–253.
5. Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. Теоретическая физика: учеб. пособие: в 10 т. Т. VII. Теория упругости. – М.: Наука, 1987. – 248 с.
6. Рогожников Г.И., Анциферов В.Н., Асташина Н.Б., Рогожников А.Г., Кульметьева В.Б., Ганичкин С.М., Кирюхин В.Ю. Зубной имплантат: патент на полезную модель № 110969, 10.12.2011.
7. Рогожников А.Г., Кирюхин В.Ю., Рогожников Г.И. Механический анализ штифтовой конструкции с ионно-плазменным напылением // Российский журнал биомеханики. – 2006. – Т. 10, № 2. – С. 64–79.
8. Самусев Р.П., Дмитриенко С.В., Краюшкин А.И. Основы клинической морфологии зубов: учеб. пособие для студ. мед. учеб. заведений / под ред. М. Р. Сапина. – М.: ОНИКС 21 век, Мир и образование, 2002. – 367 с.
9. Феодосьев В.И. Соппротивление материалов. – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 1999. – С. 479–483.
10. Чуйко А.Н., Вовк В.Е., Романов М.Г. Биомеханический анализ имплантата по форме корня зуба // ДенталЮг. – 2008. – № 3. – С. 26–37.
11. Implants for surgery – ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP): international standart ISO 13356. 2^d ed. – 2008 [Электронный ресурс]. – URL: www.bzxw.com/soft/UploadSoft/new4/ISO--13356-2008.pdf (дата обращения: 16.11.2011).

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF DENTAL IMPLANTS FROM TITANIUM ALLOY AND ZIRCONIUM DIOXIDE

**Y.I. Nyashin, G.I. Rogozhnikov, A.G. Rogozhnikov, V.N. Nikitin, N.B. Astashina
(Perm, Russia)**

The optimal parameters of implants are considered at the stages of choice of construction and process of implant placing. Determination of implant parameters depends on volume of bone tissue of the lower jaw and its mechanical properties. Level of loadings developing in the process of functioning should be estimated at choice of construction. In this paper, two types of implants are considered: implants from titanium alloy and constructions from zirconium dioxide. Possibility of using of implants from zirconium dioxide is estimated at analysis of stress–strain state of implants and implant–bone zone. Large stress drops occur in this zone. Obtained stresses in system are compared with ultimate stresses for implant and also for cortical and trabecular bone tissues.

Key words: stress–strain state, strength, dental implant, titanium alloy, zirconium dioxide, finite element analysis.

Получено 03 февраля 2012