

# ОСОБЕННОСТИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ напряжений в области денальных цилиндрических имплантатов с памятью формы

## М.В.Котенко

• к.м.н., ассистент кафедры челюстно-лицевой хирургии и стоматологии общей практики, Государственное бюджетное образовательное учреждение дополнительного профессионального образования «Новокузнецкий государственный институт усовершенствования врачей» МЗ РФ  
Адрес: 654034, Кемеровская область, г. Новокузнецк, пер. Шестакова, 14  
Тел.: (3843) 37-73-53  
E-mail: info@imtamed.ru

## А.И.Яременко

• д.м.н., профессор, проректор по учебной работе, заведующий кафедрой стоматологии хирургической и челюстно-лицевой хирургии, директор клиники челюстно-лицевой хирургии, Федеральное государственное бюджетное высшее профессиональное образование «Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П.Павлова» МЗ РФ  
Адрес: 197022, г. Санкт-Петербург, ул. Льва Толстого, 6-8  
Тел.: (812) 338-78-95  
E-mail: ayaremenko@me.com

## В.В.Раздорский

• д.м.н., врач-стоматолог-хирург  
Общество с ограниченной ответственностью «ПремьерСтоматология»  
Адрес: 656006, Алтайский край, г. Барнаул, ул. Малахова, 146  
Тел.: (3852) 60-56-33  
E-mail: razdorskyyv@mail.ru

## А.Б.Лелявин

• врач-стоматолог-хирург  
Общество с ограниченной ответственностью «ПремьерСтоматология»  
Адрес: 656006, Алтайский край, г. Барнаул, ул. Малахова, 146  
Тел.: (3852) 60-56-33  
E-mail: p-stom@rambler.ru

**Резюме.** Поляризационно-оптический метод исследования позволяет получить оптическую картину, отражающую особенности силового возмущения фотоупругого материала моделей от воздействия изучаемых объектов, и решить задачу о напряженно-деформированном состоянии, локализации стрессовых зон, устойчивости системы «изучаемый объект — фотоупругая модель».

Для изучения интерференционной картины напряжений в сагиттальной и фронтальной плоскостях из оптически анизотропного материала (поликарбонат PC-075) изготовлено по 5 фотоупругих моделей с цилиндрическими двух- и четырехкорневыми денальными имплантатами с эффектом памяти формы. Исследование выполнено на поляризационно-оптической установке ППУ-7. Фотоупругие картины, полученные при просвечивании моделей монохроматическим поляризованным по

кругу светом в светлом поле установки, фиксировали на цифровую фотокамеру.

Выполнен анализ расчетных показателей концентрации, величины и траектории главных, сжимающих (радиальных), растягивающих (кольцевых, осевых) напряжений и коэффициента запаса прочности моделей. Преимущественная концентрация напряжений между точками контакта со стенками имплантационного ложа активных элементов имплантатов с эффектом памяти формы в сагиттальной плоскости снижается в радиальном направлении к внешнему контуру. Распределение сжимающих и растягивающих напряжений по контуру имплантатов в сагиттальной и фронтальной плоскостях более равномерно на моделях с четырехкорневыми имплантатами. Коэффициент запаса прочности моделей с двухкорневыми имплантатами —  $3,50 \pm 0,14$  в сагиттальной плоскости,  $12,00 \pm 0,50$  — во фронтальной; соответствующие показатели моделей с четырехкорневыми имплантатами —  $5,50 \pm 0,35$  и  $14,00 \pm 0,61$ .

**Ключевые слова:** фотоупругое моделирование, денальные имплантаты, напряжения.

**Peculiarities of stress distribution in the area of cylinder dental shape memory implants** (M.V.Kotenko, A.I.Yaremenko, V.V.Razdorsky, A.B.Lelyavin).

**Summary.** The photoelasticity method allows to get the optical picture which reflects the force perturbation peculiarities of photoelastic material of models induced by the examined objects, and to solve the problem on stress-strain behavior, stress zones localization, stability of the “examined object — photoelastic model” system.

To study the interference fringe pattern of stresses in sagittal and frontal planes, photoelastic models (5 of each type) with cylinder two- and four-root dental shape memory implants and cylinder implants with self-cutting thread M4×0.7 have been made of optically anisotropic material (polycarbonate PC-075). The study was made with a projection and polarization unit PPU-7. The photoelastic pictures resulting from transillumination of models with monochromatic circularly polarized light in the bright field of the bench were photographed by a digital camera.

The analysis of specified rates of concentration, value and trajectory of principal, compression (radial), tensile (circumferential, axial) stresses and safety factor of models was made. The residual stress 8MPa was observed at the thread outline as the result of plastic deformation during thread tapping. Preferential stress concentration on the upper turns (10-16 MPa) of the thread is redistributed more uniformly (10-12MPa) after tightening. Preferential stress concentration between contact points of active elements of shape memory implants in sagittal plane is decreasing in radial axis to the external outline. Distribution of compression and tensile stresses along the outline of implants in sagittal and frontal planes is more uniform in four-root implant models. The safety factor of two-root implant models is  $3.50 \pm 0.14$  in sagittal plane;  $12.0 \pm 0.5$  — in frontal plane; the corresponding indices for four-root implant models is  $5.50 \pm 0.35$  and  $14.00 \pm 0.61$ .

**Key words:** photoelastic modelling, dental implants, stresses.

## ВВЕДЕНИЕ

Для изучения особенностей напряженно-деформированного состояния костной ткани в области имплантируемых конструкций, рядом авторов предложено математическое моделирование на основе метода конечных чисел с созданием виртуального геометрического построения, в т.ч. на основе 3D-изображения, полученного по результатам компьютерной томографии [2, 7, 10].

При исследовании напряжений сложных систем преимущество имеет поляризационно-оптический метод, основанный на способности некоторых прозрачных пластмасс или кристаллов приобретать оптическую анизотропию. Количество, направление и характер интерференционных полос, поле изолиний отражают траекторию напряжений, степень деформации в зависимости от величины и направления нагрузки, особенностей материала и конфигурации изучаемых объектов [1, 3, 4, 11, 12].

Рядом авторов на основании результатов изучения фотоупругих моделей денальных винтовых имплантатов различных размеров и формы выявлены области концентрации максимальных напряжений, что позволило оптимизировать форму конструкций, особенности их позиционирования в альвеолярном отростке, предотвратить или уменьшить дезинтеграцию костной ткани [10, 13, 15, 16].

Распределение и концентрация напряжений в области активных элементов и вдоль тела денальных цилиндрических имплантатов с эффектом памяти формы изучены недостаточно, что не позволяет с уверенностью прогнозировать долговечность функционирования конструкции, избранной в качестве опоры протеза [5, 6].

**Цель:** изучить закономерность деформирования фотоупругих моделей под воздействием активных элементов денальных имплантатов с эффектом памяти.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Материалом исследования являлись двух- и четырехкорневые цилиндрические имплантаты из никелида титана ТН-1. Двухкорневые имплантаты с эффектом памяти формы, диаметром 3,0 мм, высота абатмента — 9,0 мм, высота внутрикостной части — 13,5 мм, высота активных элементов — 8 мм, их оппозитное разведение — 2,0 мм. Четырехкорневые имплантаты с термомеханической памятью имели диаметр 3,5 мм, размер абатмента, внутрикостного тела и активных элементов соответствовали двухкорневым имплантатам.

Из фотоупругого материала (Polikarbonat resin, ПАО «Казаньоргсинтез») для изучения особенностей напряженно-деформированного состояния в сагиттальной плоскости в области основания активных элементов двух- и четырехкорневых имплантатов были изготовлены по 5 моделей в виде круга диаметром 60,0 мм, толщиной 12,0 мм. На 5 моделях исследовали особенности напряжений в зависимости от температурного режима формовосстановления двухкорневого имплантата.



Напряжения во фронтальной плоскости изучали на моделях (по 5 моделей для каждой группы имплантатов) в виде трапеции толщиной 12,0 мм, длина основания — 20,0 мм, верхней кромки — 60,0 мм.

В центре моделей в виде круга выполняли сквозные отверстия, соответствующие диаметру изучаемых имплантатов. В толще моделей в виде трапеции, в направлении сверху вниз, формировали вертикальные каналы, соответствующие размерам имплантатов. Остаточные напряжения после подготовки каналов контролировали осмотром в поляризованном свете.

Непосредственно перед установкой в модель имплантаты с памятью формы охлаждали до температуры  $0 \pm 1^\circ\text{C}$ , ножки смыкали с помощью крапанных щипцов и конструкцию устанавливали в подготовленный в модели канал. Модель имплантата помещали в закрытую камеру на регулируемой опоре полярископа, снабженной динамометром. Нагрев от  $30^\circ\text{C}$  до  $38,2^\circ\text{C}$  обеспечивали с помощью компрессора, вдвывая в камеру нагретый до нужной температуры воздух. Температуру в камере контролировали термопарой. Под воздействием температуры материал переходил в мартенситное состояние, активные элементы имплантатов, стремясь принять первоначальную форму, оказывали воздействие на стенки каналов, вызывая в фотоупругой модели напряженно-деформированное состояние. Динамику измерения интерференционных полос в зависимости от температурного воздействия фиксировали на цифровую фотокамеру с шагом  $0,1^\circ\text{C}$  на кадр. Распределение напряжений фотоупругих моделей фиксировали через 60 минут и 2 часа после установки имплантатов. Поляризационно-оптический метод позволяет дать интерпретацию интерференционной картины по всему полю модели.

При нагружении моделей изохромы последовательно появляются сначала в наиболее нагруженных точках. По мере увеличения нагрузки

новые полосы появляются на поверхности модели и сдвигаются в зону с наименьшим уровнем напряжений. Полосам могут быть присвоены порядковые номера (1-я, 2-я, 3-я и т.д.) по мере их возникновения, и они сохраняют свои индивидуальные номера при изменении нагрузки. Изохромы появляются последовательно, никогда не пересекаются и не сливаются друг с другом, они всегда занимают свое положение в строгой очередности. Успешное применение метода зависит только от точного определения порядка полосы (изохромы) и от соотношения между порядком и величиной напряжения [1, 3, 4].

Основное соотношение для вычисления напряжений имеет вид:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \sigma_0^{(N)},$$

где  $\sigma_1 - \sigma_2$  — разность главных напряжений;

$N$  — порядковый номер полосы;

$\sigma_0^{(N)} = \sigma_0 / t$  — цена полосы модели;

$\sigma_0$  — оптическая постоянная материала модели по напряжениям;

$t$  — толщина модели.

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

При восстановлении формы активных элементов двухкорневых цилиндрических имплантатов в различных температурных режимах характер изменения величины разности главных напряжений в сагиттальной плоскости одинаков. Максимальное значение достигается на контуре отверстия и уменьшается в радиальном направлении пропорционально квадрату расстояния от центра. При восстановлении формы ножек активных элементов двухкорневых цилиндрических имплантатов в различных температурных режимах характер изменения величины разности главных напряжений в сагиттальной плоскости одинаков. Максимальное значение достигается на контуре отверстия и уменьшается по направлению к нагружаемому контуру модели пропорционально квадрату расстояния от центра. Усилия, разви-

ваемые активными элементами двухкорневого цилиндрического имплантата в процессе формовосстановления, с повышением температурного воздействия увеличиваются и при температуре  $38^\circ\text{C}$  возрастают на 15% (рис. 1).

Под воздействием усилий, развиваемых при формовосстановлении активных элементов в фотоупругом материале моделей, действуют радиальные (сжимающие) напряжения и кольцевые (растягивающие), во фронтальной плоскости — радиальные и осевые (растягивающие) напряжения.

Анализ оптической картины напряжений в фотоупругих моделях с двухкорневыми имплантатами выполняли при максимальных значениях усилий, развиваемых активными элементами в процессе формовосстановления при температуре  $38,2^\circ\text{C}$  — 188,3 Н. В сагиттальной плоскости наблюдается максимальная концентрация сжимающих радиальных напряжений по горизонтальной оси в двух точках контакта активных элементов со стенками отверстия — 27,9 МПа, вне контактных областей близки к нулевому значению кольцевые растягивающие напряжения, в точках контакта составляют 28,0 МПа и увеличиваются к точкам на вертикальной оси (внеконтактная область), достигая 80,0 МПа. На фронтальных моделях вдоль высоты активных элементов сжимающие радиальные напряжения постоянны, их среднее значение — 7,4 МПа, на свободном контуре радиальные напряжения равны нулю. Растягивающие напряжения в области контакта активных элементов со стенками канала не превышают 8-10 МПа, вне контактной области — на 5-10% выше. Коэффициент запаса прочности (устойчивости) системы «имплантат — модель» в сагиттальной плоскости — 1,1, во фронтальной — 10,0 (рис. 2).

Через 2 часа после окончания формовосстановления активных элементов, их возмущающее влияние на фотоупругий материал прекращается, величина напряжений снижается и коэффициент устойчивости имплантата в сагиттальной

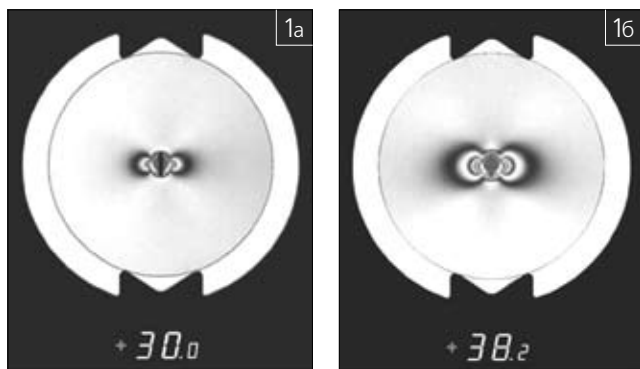


Рис. 1. Результаты исследования напряжений фотоупругой модели (сагиттальная плоскость) с двухкорневым цилиндрическим имплантатом: а, б — картины изохроматических полос при температуре  $30^\circ\text{C}$  и  $38,2^\circ\text{C}$ ; в — изменение разности главных напряжений в зависимости от температурного режима формовосстановления

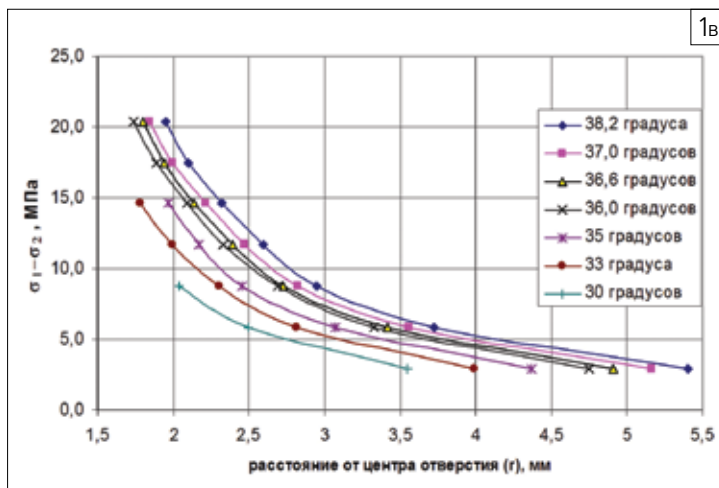
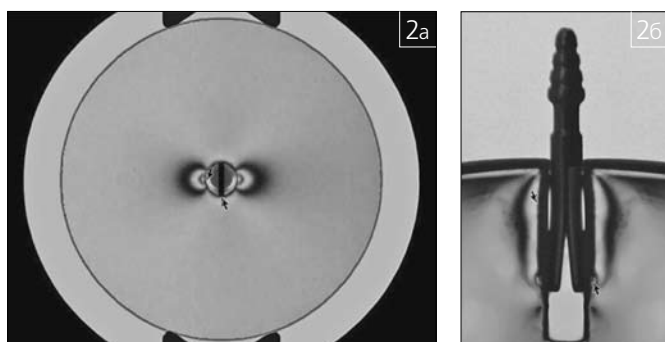
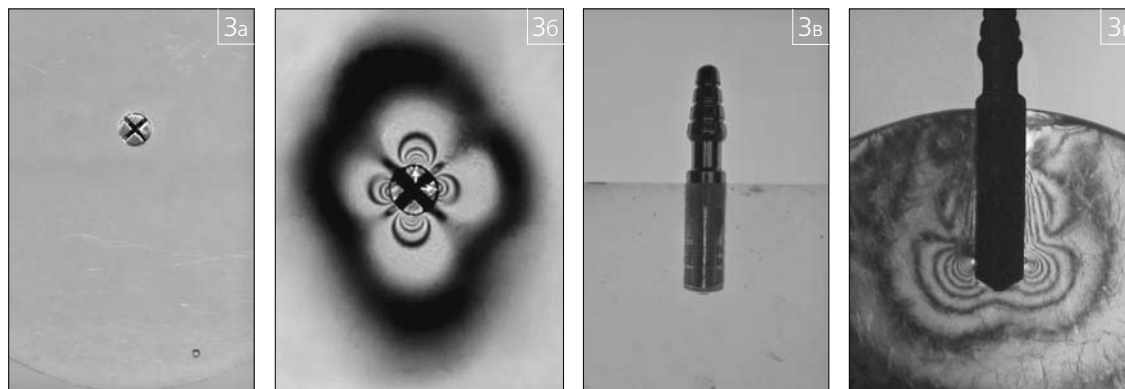


Рис. 2. Оптические картины напряжений фотоупругих моделей с двухкорневым цилиндрическим имплантатом: а — траектория изохроматических полос в сагиттальной плоскости; б — траектория изохроматических полос во фронтальной плоскости



плоскости повышается до 3-4, во фронтальной — до  $12, \pm 0,5$ .

Распределение напряжений при воздействии активных элементов четырехкорневого имплантата (при температуре  $38,2^\circ\text{C}$  развиваемые усилия — 190 Н) в сагиттальной плоскости наиболее близко к классическому случаю траектории напряжений вокруг отверстия, равномерно нагруженного по внутреннему контуру. На сагиттальных моделях в точках контакта активных элементов со стенками отверстия сжимающие напряжения концентрируются вне контактных областей и достигают  $26,0 \pm 0,25$  МПа. Во фронтальной плоскости у основания мо-



■Рис. 3  
Фотоупругие модели с четырехкорневым имплантатом, оптическая картина напряженно-деформированного состояния:  
а, б – сагиттальная плоскость модели, поле напряжений в области основания активных элементов;  
в, г – фронтальная плоскость, поле напряжений вдоль оси имплантата

дели в контактных точках сжимающие напряжения —  $10,2 \pm 0,3$  МПа, по высоте активных элементов —  $8-7,5$  МПа. Величина кольцевых напряжений во внеконтактных областях у основания и по высоте имплантата —  $17,0 \pm 0,24$  МПа, осевые напряжения не превышали  $7-8$  МПа. Коэффициент устойчивости имплантата через 60 минут после установки —  $1,1 \pm 0,1$  в сагиттальной плоскости, во фронтальной —  $4-6$ , через 2 часа —  $5-6$  в сагиттальной и  $14,5 \pm 0,2$  — во фронтальной плоскостях (рис. 3).

Сравнительная оценка имплантатов проведена на основе анализа напряженно-деформированного состояния материала в прилегающих к имплантатам областях. В качестве критерия сравнения выбран параметр устойчивости (коэффициент прочности) системы “имплантат — модель”.

Статистическую обработку полученных данных проводили с помощью пакета статистических программ Statistica 6.0 (StatSoft, USA) и Biostatistica (S.A. Glantz, McGraw Hill, перевод на русский язык — “Практика”, 1998). Вычисляли среднее значение и стандартное отклонение переменных. Нормальность распределения переменных проверяли с помощью критерия Шапиро-Уилка. В случае если распределение относилось к нормальному, то для сравнения независимых выборок использовали параметрический *t*-критерий Стьюдента; если параметры распределения не соответствовали нормальному, то использовали непараметрический критерий Манна-Уитни. Критический уровень статистической значимости  $\alpha$  при проверке нулевой гипотезы принимали равным  $0,05$ .

При сравнении показателей коэффициента запаса прочности (устойчивости) двух- и четырехкорневых имплантатов в сагиттальной плоскости  $t=1,610$ ,  $p=0,146$  (статистически незначимый результат). Устойчивость четырехкорневого имплантата во фронтальной плоскости выше, чем у двухкорневого имплантата ( $t=13,935$ ,  $p=0,000$ ,  $p<0,05$ ).

При сравнении показателей запаса прочности моделей с двух- и четырехкорневыми имплантатами через 2 часа после формовосстановления преимущество имеют четырехкорневые имплантаты ( $t=28,571$ ,  $p=0,000$ ,  $p<0,05$  в сагиттальной плоскости;  $t=6,085$ ,  $p=0,000$ ,  $p<0,05$  — во фронтальной плоскости).

## ОБСУЖДЕНИЕ

Поляризационно-оптический метод позволяет получить точные данные концентрации и распределения напряжений при упругих деформациях и предпочтителен при изучении поля напряжений объемных моделей со сложными граничными условиями [1, 3, 13, 14].

Устойчивость системы “зуб — кость” при жевательных нагрузках обеспечивается равновесным соотношением сжимающих и растягивающих напряжений, величиной концентрации и перемещением главных напряжений по контуру

лунки зуба. Упругая деформация костной ткани обеспечивает сбалансированную работу всех элементов зубочелюстной системы в процессе жевательных нагрузок [4, 9]. Дисбаланс сжимающих и растягивающих напряжений по контуру лунки зуба провоцирует резорбцию костной ткани преимущественно в зоне концентрации растягивающих напряжений.

Под влиянием нагрузки на винтовой цилиндрический имплантат концентрация напряжений может достичь (преимущественно в области верхних витков) критического уровня, что приводит к дезинтеграции кости, снижению запаса прочности конструкции в пришеечной области [8, 9, 14, 15, 16].


Зона разрушения в материале, окружающем имплантат, формируется в области концентрации растягивающих напряжений (кольцевых и осевых), превышающих прочность материала. Появление деформации сдвига существенно снижает коэффициент устойчивости системы “имплантат — кость” [1, 3, 11, 13].

При воздействии на фотоупругую модель максимальных ( $188,34$  Н) усилий, развиваемых активными элементами двухкорневых имплантатов, концентрация растягивающих напряжений в сагиттальной плоскости достигает  $80$  МПа, что представляет опасность. Возникновение и спонтанное развитие трещины начинается из зоны растяжения при достижении напряжений, превышающих предел прочности [3, 5, 6].

Распределение сжимающих и растягивающих напряжений в моделях с четырехкорневыми имплантатами (усилия, развиваемые активными элементами,  $190$  Н) более равномерно. Как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскостях отсутствие стрессовых зон является благоприятным признаком [8, 11, 12, 14]. Воздействие на фотоупругую модель активных элементов имплантатов прекращается через 2 часа после их установки. Величина напряжений снижается, запас прочности системы “имплантат — модель” увеличивается, однако устойчивость четырехкорневых имплантатов существенно выше по сравнению с двухкорневыми.

## Выводы

1. Поляризационно-оптический метод позволяет дать объективную картину изменения напряженно-деформированного состояния фотоупругих моделей в процессе реализации эффекта памяти формы.
2. Разница главных напряжений, действующих в сагиттальной плоскости от основания активных элементов, уменьшается в радиальном направлении к наружному контуру модели пропорционально квадрату расстояния от центра вне зависимости от температурного режима формовосстановления.

3. Наибольшая концентрация напряжений наблюдается между точками контакта активных элементов имплантатов со стенками имплантатного ложа.
4. Распределение и концентрация напряжений, коэффициент устойчивости в сагиттальной и фронтальной плоскостях моделей с четырехкорневыми имплантатами с эффектом памяти формы наиболее благоприятны. 

## ЛИТЕРАТУРА:

1. Дюрелли А., Райли У. Введение в фотомеханику (поляризационно-оптический метод) [под ред. Н.И.Пригоровского] / пер. с англ. Б.Н.Ушакова. - М.: Изд-во “МИР”, 1970. - 484 с.
2. Загорский В.А., Загорский В.В. Воздействие одиночных имплантатов на костную ткань // Дентальная имплантология и хирургия. - 2011. - №1. - С. 114-117.
3. Захаров А.А., Мороз Е.А., Сметанкин А.Б. Лаборатория сопротивления материалов: учеб. пособие. - М.: МГИУ, 2007. - 123 с.
4. Курляндский В.Ю., Хесин П.Г. Изучение напряженного состояния челюсти методом фотоупругости // Стоматология. - 1962. - Т. 41. - №2. - С. 66-71.
5. Мейсер С.Н., Котенко М.В., Копысова В.А., Яременко А.И., Раткин И.К. Особенности повреждения имплантатов из металлических сплавов // Забайкальский медицинский вестник. - 2016. - №1. - С. 59-68. URL: <http://www.chitgma.ru/zmv2/journal/2016/1/10.pdf> (дата обращения: 16.08.2016).
6. Раздорский В.В. Внутрикостные и поднадкостничные имплантаты в лечении больных с редукцией челюстей (экспериментальное и клиническое исследование): автореф. дис. ... докт. мед. наук. - СПб., 2014. - 30 с.
7. Чулаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебедево И.Ю., Ильинко А.Н. Анализ распределения нагрузок и вероятности необратимых изменений в костных тканях челюсти при ортопедическом лечении с использованием дентальных внутрикостных имплантатов // Институт Стоматологии. - 2002. - №2. - С. 44-48.
8. Яременко А.И., Котенко М.В., Мейсер С.Н., Раздорский В.В. Анализ осложненной дентальной имплантации // Институт Стоматологии. - 2015. - №2(67). - С. 46-49.
9. Яременко А.И., Штеренберг Д.Г., Шербаков Д.А. Варианты атрофии альвеолярного отростка верхней челюсти по данным дентальной компьютерной томографии // Институт стоматологии. - 2012. - Т. 1. - №54. - С. 106-107.
10. Çehrelî S., Özgürîsî A.A., Yılmaz A. Tilted orthodontic micro implants: a photoelastic stress analysis // European Journal of Orthodontics. 2013 Oct; 35(5): 563.
11. Figueiredo E.P., Sigua-Rodríguez E.A., Pimentel M.J., Oliveira Moreira A.R., Nóbilo M.A., de Albergaria-Barbosa J.R. Photoelastic analysis of fixed partial prosthesis crown height and implant length on distribution of stress in two dental implant systems // International Journal Dentistry. 2014; 2014, Article ID 206723, 7 pages. URL: <http://dx.doi.org/10.1155/2014/206723> (дата обращения: 16.08.2016).
12. Goiato M.C., Pesqueira A.A., dos Santos D.M., Haddad M.F., Moreno A. Photoelastic Stress Analysis in Prosthetic Implants of Different Diameters: Mini, Narrow, Standard or Wide // Journal of Clinical and Diagnostic Research. 2014 Sep; 8 (9): ZC86-ZC90.
13. Gracco A., Cirignaco A., Cozzani M., Boccaccio A., Pappalettere C., Vitale G. Numerical / experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage // European Journal of General Dentistry; 2009 Feb; 31 (1): 12-20.
14. Ozkîr S.E., Terzioğlu H., Çulhaoglu A.K. Evaluation of stress distribution of fixed partial dentures over straight and inclined implants in various macrodesigns by the photoelastic stress analysis method // European Journal of General Dentistry; 2013 May-Aug; 2 (2): 163-8.
15. Rossi F., Zavanelli A.C., Zavanelli R.A. Photoelastic comparison of single tooth implant-abutment bone of platform switching vs conventional implant designs // J. Contemp Dent Pract; 2011 Mar; 12 (2): 124-30.
16. Zielak J.C., Filietaz M., Archetti F.B., Camati P.R., Verbracco T., Scotton R., Furuse A.Y., Gonzaga C.C. Colorimetric photoelastic analysis of tension distribution around dental implants // RSBO; 2013 Oct-Dec; 10 (4): 318-25.