

## ПОЛЯРИЗАЦИОННО-ОПТИЧЕСКИЙ МЕТОД В ИССЛЕДОВАНИИ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ МОДЕЛЕЙ С ДЕНТАЛЬНЫМИ ИМПЛАНТАМИ ИЗ НИТИНОЛА

Мария Викторовна Котенко<sup>1</sup>, Владимир Викторович Раздорский<sup>2</sup>, Андрей Борисович Лелявин<sup>2</sup>

(<sup>1</sup>Новокузнецкий государственный институт усовершенствования врачей, ректор – д.м.н., проф. А.В. Колбаско, кафедра челюстно-лицевой хирургии и стоматологии общей практики, зав. – д.м.н., проф. К.А. Сиволапов;

<sup>2</sup>Премьер Стоматология, Барнаул, директор – д.м.н. В.В. Раздорский)

**Резюме.** Фотоупругое моделирование позволяет наблюдать распространение и концентрацию напряжений в системе со сложной геометрией, выполнить качественный и количественный анализ оптической картины напряженно-деформированного состояния модели. Цель работы: корреляция напряжений в области дентальных имплантатов с памятью формы с использованием поляризационно-оптического метода исследования. На 20 фотоупругих моделях (поликарбонат РС-075) исследованы особенности поля напряжений в сагитальной и фронтальной плоскостях цилиндрических двух- и четырехкорневых имплантатов с эффектом памяти формы. Установлено, что в сагитальных моделях напряжения генерируемые ножками двухкорневых имплантатов концентрируются на контуре отверстия, снижаются до нуля обратно пропорционально квадрату расстояния от центра. Сжимающие напряжения в точках контакта ножек  $27,9 \pm 0,1$  МПа, растягивающие кольцевые во внеконтактных областях  $80,00 \pm 0,32$  МПа. Сжимающие напряжения во фронтальной плоскости  $7,04 \pm 0,14$  МПа, на свободном контуре равны нулю, растягивающие осевые напряжения по высоте ножек  $9,00 \pm 0,12$  МПа, во внеконтактных областях  $10,3 \pm 0,1$  МПа. Коэффициент запаса прочности в сагитальной плоскости 1,29, фронтальной – 1,1. На фотоупругих моделях с четырехкорневыми имплантатами отсутствуют стрессовые зоны концентрации напряжений. В сагитальной плоскости соотношения сжимающих и растягивающих напряжений уравновешено ( $13,1 \pm 0,2$  МПа и  $26,00 \pm 0,14$  МПа), коэффициент запаса прочности 5,7. Сжимающие напряжения во фронтальной плоскости  $7,9 \pm 0,3$  МПа, осевые растягивающие  $8,5 \pm 0,3$  МПа, коэффициент запаса прочности 12,0. Структурные изменения нитинола (формовосстановление) завершаются через 2 часа после температурного воздействия на имплантаты и прекращается возмущающее влияние активных элементов на фотоупругий материал моделей. Система имплантат – модель стабилизируется, ее устойчивость возрастает. Таким образом, равномерное распределение напряжений по контуру четырехкорневых имплантатов, устойчивость системы имплантат – модель позволяют предположить безопасность и длительное функционирование имплантата в качестве опоры протеза.

**Ключевые слова:** дентальные имплантаты; нитинол; напряженно-деформированное состояние; поляризационно-оптический метод.

## USE OF PHOTOELASTICITY FOR STRESS-STRAIN ANALYSIS OF MODELS WITH DENTAL IMPLANTS MADE OF NITINOL

M. V. Kotenko<sup>1</sup>, V. V. Razdorsky<sup>2</sup>, A. B. Lelyavin<sup>2</sup>

(<sup>1</sup>Novokuznetsk State Institute of Postgraduate Medicine, Novokuznetsk, Russia;

<sup>2</sup>“Premier Stomatologiya” Limited Liability Company, Barnaul, Altayskiy krai, Russia)

**Summary.** Photoelastic modelling allows to observe distribution and concentration of stresses in the systems with complex geometry and carry out the qualitative and quantitative analysis of the optical picture of stress-strain behavior of the model. Purpose: Correlation of stresses in the shape memory implants area with the use of the photoelastic method. Material and methods. 20 photoelastic models (polycarbonate PC-075) were used to study characteristics of the stress field in sagittal and frontal planes of cylinder two- and four-root shape memory implants. Results. In sagittal models, the stresses generated by legs of two-root implants are concentrated on the outline of the opening and decrease to zero inversely proportional to the square of the distance from the center. Compressive stresses in contact points of legs are  $27,9 \pm 0,1$  MPa, tensile circumferential stresses in the noncontact areas is  $80,00 \pm 0,32$  MPa. The compressive stresses in the frontal plane are  $7,40 \pm 0,14$  MPa, equal to zero in the free outline, tensile axial stresses throughout the height of the legs are  $9,00 \pm 0,12$  MPa and in the noncontact areas they are  $10,3 \pm 0,1$ . The safety factor in the sagittal plane is 1,29, in the frontal – 1,1. Photoelastic models with four-root implants have no stress concentration zones. In the sagittal plane, the ratio of compressive and tensile stresses is balanced ( $13,1 \pm 0,2$  MPa and  $26,00 \pm 0,14$  MPa), and the safety factor is 5,7. The compressive stresses in the frontal plane are  $7,9 \pm 0,3$  MPa, the axial tensile stresses are  $8,5 \pm 0,3$  MPa, the safety factor is 12,0. The structural changes of nitinol (shape recovery) finish in 2 hours after thermal action on implants, and the disturbing action of active elements on the photoelastic material of models ends. The “implant – model” system becomes stable, its stability increases. Conclusion: uniform distribution of stresses along the outline of four-root implants and stability of the “implant – model” system allow to anticipate safety and long-term service of the implant as a prosthetic abutment.

**Key words:** dental implants, nitinol, stress-strain behavior, photoelasticity method.

Чувствительность костной ткани альвеолярных отростков верхней и нижней челюстей к дисбалансу напряженно-деформированного состояния требует взвешенного подхода к выбору технологии дентальной имплантации. Травмирующие напряжения костной ткани, окружающей дентальный имплантат, приводят к нарушениям биохимических, электрохимических процессов, патологической перестройке структуры кости и, в конечном итоге, развитию периимплантита [2,9].

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 [2,7,8].

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].

На основании результатов изучения фотоупругих моделей дентальных винтовых имплантатов различных размеров и формы выявлены области концентрации максимальных напряжений, что позволило оптимизировать форму конструкций, особенности 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 дентальных цилиндрических имплантатов с эффектом памяти формы изучено недостаточно, что не позволяет с уверенностью прогнозировать долговечность функционирования конструкции, избранной в качестве опоры протеза [5,6].

Цель исследования: изучить корреляцию напряжений в области дентальных имплантатов с памятью формы с использованием поляризационно-оптического метода исследования.

### Материалы и методы

Материалом исследования являлись цилиндрические имплантаты из никелида титана. Двухкорневые имплантаты с эффектом памяти формы диаметром 3,0 мм, высота абатмента 9,0 мм, высота внутрикостной части 13,5 мм, высота активных элементов 8,0 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.

Изготовление фотоупругих моделей, поляризационно-оптическое исследование, математическая обработка полученного материала выполнены в научно-исследовательской лаборатории ФГБОУ ВО СибГИУ г.Новокузнецк при содействии кандидата физико-математических наук В.Я. Метерского.

Были изготовлены матрицы из фотоупругого материала в виде круга диаметром 60,0 мм, толщиной 12,0 мм и в виде трапеции высотой 50,0 мм, толщиной 12,0 мм, длина верхней стенки 60,0 мм, нижней – 20,0 мм.

В соответствующие формы из алюминиевой фольги засыпали гранулы Polikarbonat risin (ПАО «Казаньоргсинтез»), предварительно промытые дистиллированной водой и высушенные. Подготовленные формы подвергали температурному воздействию в муфельной печи в режиме, исключающем появление напряжений и трещин в материале: нагрев от комнатной температуры до 120°C со скоростью 1°C в минуту; выдержка при температуре 120°C – 1,5 ч; нагрев от 120°C до 160°C со скоростью 1°C в минуту; выдержка при температуре 160°C – 1 ч; нагрев от 160°C до 270°C со скоростью 1°C в минуту; выдержка при температуре 270°C – 2 ч. После отключения печи модели остывали вместе с печью до комнатной температуры в течение 18 ч.

Извлеченные из формы фотоупругие матрицы полировали на войлочном круге с полировальной пастой, не допуская деформации и нагрева более 30°C. Качество изготовленных матриц контролировали путем осмотра в поляризованном свете на полярископе ППУ-7.

Для изучения особенностей напряженно-деформированного состояния, генерируемого активными элементами имплантатов в фотоупругих моделях в сагиттальной плоскости и полей напряжений в области имплантатов во фронтальной плоскости, было изготовлено 20 фотоупругих моделей по 5 с двухкорневыми имплантатами и по 5 с четырехкорневыми конструкциями. Характер напряжений в сагиттальной плоскости в зависимости от степени усилий, развиваемых при формовосстановлении активных элементов двухкорневых имплантатов, в различных температурных режимах изучен на 5 фотоупругих моделях.

Каналы в матрицах под установку исследуемых конструкций формировали с помощью сверлильного станка при скорости оборотов 700-800 в 1 минуту. В центре матриц в виде круга выполняли сквозные каналы, соот-

ветствующие диаметру изучаемых имплантатов. В толще матриц в виде трапеции в направлении сверху вниз формировали вертикальные каналы, соответствующие размерам имплантатов. Остаточные напряжения после подготовки каналов контролировали осмотром в поляризованном свете.

Перед измерениями напряжений в сагиттальной плоскости имплантаты с термомеханической памятью вводили в отверстие круглой модели до контакта торца ножек (активных элементов) с нижней поверхностью модели. Для исследования напряжений во фронтальной плоскости имплантат погружали в вертикальный канал модели до контакта плеч тела имплантата с верхней стенкой модели.

Непосредственно перед установкой в модель имплантаты с памятью формы охлаждали до температуры 0±1°C, ножки смыкали с помощью крампонных щипцов. Формовосстановление активных элементов до полного контакта со стенками канала проходило при температуре 22-24°C. Модель имплантата помещали в закрытую камеру на регулируемой опоре полярископа, снабженной динамометром. Нагрев обеспечивали с помощью компрессора, вдывая в камеру нагретый до нужной температуры воздух. Температуру в камере контролировали термопарой. Динамику измерения интерференционных полос в зависимости от температурного воздействия фиксировали на цифровую фотокамеру с шагом 0,1°C на кадр.

Сравнительная оценка эффективности имплантатов проведена на основе анализа напряженно-деформированного состояния моделей. 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.

### Результаты и обсуждение

По характеру распределения изохром на моделях в сагиттальной плоскости было выявлено, что во всех точках зоны силового поля имплантатов действуют напряжения радиальные (сжимающие) и кольцевые (растягивающие) и во фронтальной плоскости радиальные и осевые (растягивающие) (рис. 1). В сагиттальной плоскости максимальных значений (по абсолютной величине) напряжения достигают на контуре отверстия и изменяются от имплантата в радиальном направлении к точкам наружного контура внешних изохром по криволинейному закону до нулевых значений [1,3,4].

Основное соотношение для вычисления напряжений имеет вид:

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

где  $\sigma_1 - \sigma_2$  – разность главных напряжений; N – порядковый номер полосы;  $\sigma_0^{(i)} = \sigma_0 / t$  – цена полосы модели;  $\sigma_0$  – оптическая постоянная материала модели по напряжению; t – толщина модели.

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, развиваемые активными элементами двухкорневого цилиндрического имплантата, в процессе формовосстановления с повышением температурного воздействия увеличиваются и при температуре 38°C возрастают на 15%. Расчеты выполнены из известного решения задачи для толстостенного кольца под действием внутреннего давления, приняты максимальные значения усилий, развиваемых активными элементами имплантата при температуре 38,2°C (188,3Н) [1,3]:

$$(\sigma_1 - \sigma_r) = (2p_2 r_2^2 / (r_1^2 - r_2^2)) * (r_1^2 / r_2^2),$$

где  $\sigma_1$  и  $\sigma_r$  – главные (радиальное и кольцевое) напряжения в точке с радиусом  $r$ ;  $r_1$  и  $r_2$  – внутренний и наружный радиусы кольца;  $p_2$  – внутреннее давление.

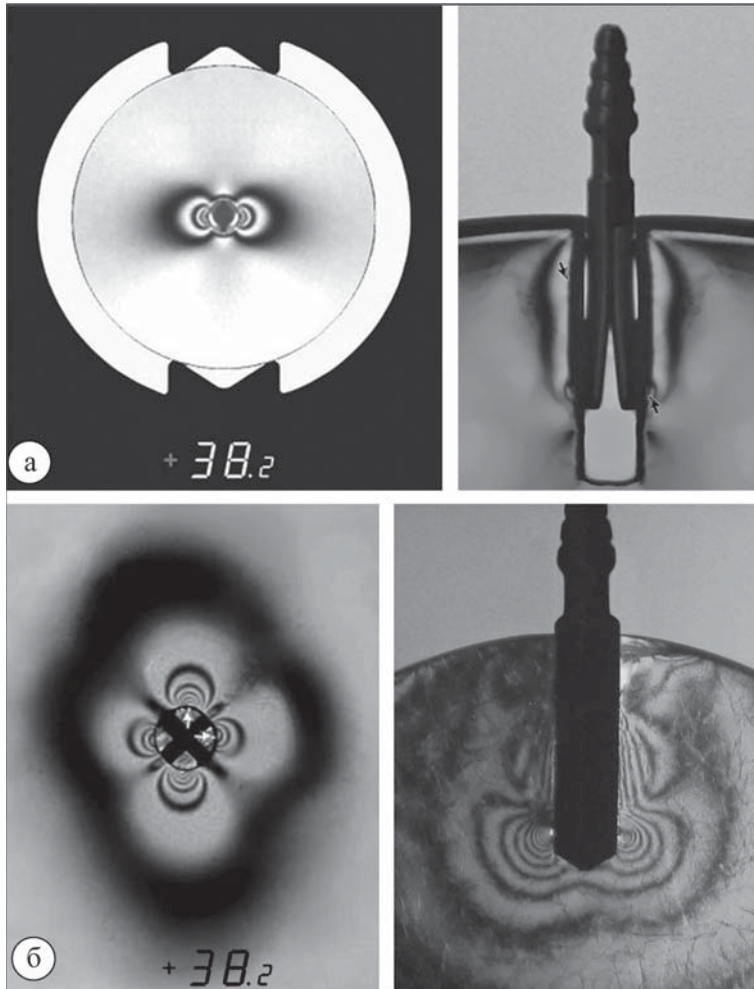


Рис. 1. Оптическая картина напряжений фотоупругих моделей имплантатами с эффектом памяти формы: а – траектория изохроматических полос в сагиттальной и фронтальной плоскостях моделей с двухкорневым имплантатов; б – траектория изохроматических полос в сагиттальной и фронтальной плоскостях моделей с четырехкорневым имплантатом.

Симметричное распределение поля напряжений относительно координатных осей X, Y, Z позволяет провести анализ одной части фотоупругой картины. Все по-

лученные выкладки справедливы для других сегментов.

При изучении картины изохром фотоупругих моделей, выполненных в сагиттальной плоскости, было выявлено, что максимальная величина сжимающих радиальных напряжений в области контакта активных элементов двухкорневых имплантатов  $27,9 \pm 0,1$  МПа достигается через 1 час после установки имплантата.

Кольцевые (растягивающие) напряжения от точки контакта ножки по направлению к точке на вертикальном диаметре возрастают от  $28 \pm 0,2$  МПа до  $80 \pm 0,24$  МПа. Напряженное состояние в точках контура отверстия, близких к вертикальному диаметру, наиболее опасно, так как спонтанное развитие трещины (разрушение) начинается из зоны растяжения, превышающего предел прочности материала. Через 2 часа после деформации в результате формовосстановления ножек величина максимальных растягивающих напряжений снижается до 25-30 МПа и коэффициент запаса прочности в сагиттальной плоскости возрастает от  $1,0 \pm 0,12$  МПа до  $3,5 \pm 0,15$  МПа.

Во фронтальной плоскости осевые растягивающие напряжения через 60 минут после формовосстановления опасности не представляют. В области контакта имплантата со стенками канала напряжения не превышают 8-10 МПа, вне контактной области на 5-10% выше.

Радиальные напряжения вдоль контура двухкорневых имплантатов по высоте (фронтальные модели) на уровне контакта активных элементов со стенками канала  $7,40 \pm 0,12$  МПа. На свободном контуре (за пределами контакта имплантата со стенками канала) радиальные напряжения равны нулю. Коэффициент запаса прочности во фронтальной плоскости  $10,00 \pm 0,16$ , через 2 ч  $12,00 \pm 0,41$ .

Усилия, развиваемые в процессе формовосстановления четырехкорневыми имплантатами при 39°C – 190 Н вдоль горизонтальной оси и 201 Н – вдоль вертикальной оси, вызывают напряжения в фотоупругом материале моделей. В сагиттальной плоскости распределение напряжений близко к классическому случаю поля напряжений вокруг отверстия равномерно нагружаемому по внутреннему контуру. Максимальная величина сжимающих радиальных напряжений, полученная в области контакта оснований ножек со стенками отверстия на сагиттальных моделях, составляет  $13,1 \pm 0,2$  МПа, во внеконтактных областях –  $10,20 \pm 0,15$  МПа. Величина кольцевых (растягивающих) напряжений в точках контакта  $17,0 \pm 0,1$  МПа, во внеконтактных областях –  $26,00 \pm 0,12$  МПа, коэффициент запаса прочности (устойчивости) имплантата в сагиттальной плоскости  $1,80 \pm 0,24$ . Через 2 часа после начала формовосстановления коэффициент запаса прочности  $5,9 \pm 0,1$ .

На фронтальных моделях сжимающие напряжения по высоте активных элементов  $7,9 \pm 0,3$  МПа. В области контакта имплантата со стенками канала во фронтальной плоскости осевые напряжения не превышали 7-8 МПа, во внеконтактной

Таблица 1

Величина сжимающих и растягивающих напряжений, коэффициент устойчивости имплантатов двух- и четырехкорневых с термомеханической памятью формы

Вид имплантата	Плоскость	Напряжения				Коэффициент устойчивости	
		сжимающие		растягивающие		через 60 минут	через 2 часа
		max	min	max	min		
Двухкорневые	сагиттальная	$27,90 \pm 0,10$	0	$80,00 \pm 0,24$	$28,00 \pm 0,20$	$1,00 \pm 0,12$	$3,50 \pm 0,14$
	фронтальная	$7,40 \pm 0,12$	0	$9,00 \pm 0,35$	$8,50 \pm 0,50$	$10,00 \pm 0,16$	$12,00 \pm 0,41$
Четырехкорневые	сагиттальная	$13,10 \pm 0,20$	$10,20 \pm 0,15$	$26,00 \pm 0,12$	$17,00 \pm 0,10$	$1,80 \pm 0,24$	$5,90 \pm 0,10$
	фронтальная	$7,90 \pm 0,30$	$7,50 \pm 0,40$	$8,50 \pm 0,40$	$7,50 \pm 0,30$	$12,50 \pm 0,20$	$14,00 \pm 0,10$

области – на 10% выше. Коэффициент запаса прочности  $12,5 \pm 0,2$ . Через 2 часа после формовосстановления воздействие на материал активных элементов прекращается, запас прочности в сагиттальной плоскости  $5,5$ , фронтальной –  $14,0 \pm 0,1$  (табл. 1).

Коэффициент запаса прочности (устойчивости) системы модель – имплантат в сагиттальной плоскости через 60 мин. после формовосстановления выше у четырехкорневого имплантата ( $1,80 \pm 0,24$ ) по сравнению с двухкорневым имплантатом. Разница в устойчивости двух систем фотоупругих моделей сохраняется через 2 часа после формовосстановления и прекращается воздействие на фотоупругий материал моделей активных элементов двух- и четырехкорневых имплантатов. Устойчивость моделей в сагиттальной плоскости с двухкорневыми имплантатами  $3,5 \pm 0,1$ , с четырехкорневыми –  $5,9 \pm 0,1$  ( $t=31,193$ ,  $p<0,05$ ), во фронтальной плоскости соответственно  $12,00 \pm 0,41$  и  $14,0 \pm 0,1$  ( $t=10,597$ ,  $p<0,05$ ).

Упругая деформация костной ткани челюсти обеспечивает сбалансированную работу всех элементов зубочелюстной системы в процессе жевательных нагрузок. Дисбаланс напряжений в связи с частичной адентией провоцирует резорбцию костной ткани альвеолярного отростка [4]. При восстановлении дефекта зубного ряда с использованием дентальных имплантатов на напряженно-деформированное состояние костной ткани оказывают влияние, прежде всего, физико-химические параметры материала, конструкционные особенности, позиционирование имплантатов [12,14,16]. Наличие стрессовой концентрации напряжений, нарушение равновесного соотношения сжимающих и растягивающих напряжений в периимплантных тканях снижают устойчивость системы имплантат – кость, приводят к развитию периимплантита, перелому конструкции [5,6,9,19,15].

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 [1,3,12,13,14].

С учетом опыта экспериментальных исследований фотоупругих моделей дентальных имплантатов с применением поляризационно-оптического метода выполнен анализ оптических картин, отражающих особенности напряжений в области двух- и четырехкорневых имплантатов с эффектом памяти формы [10,11,14,15]. Было выявлено, что в пришеечной области двух- и четырехкорневых имплантатов концентрация растягивающих напряжений наиболее опасных для появления

сдвиговых деформаций не более 10,0 МПа в отличие от цилиндрических винтовых конструкций – до 67,0 МПа. В сагиттальной плоскости под воздействием активных элементов двухкорневого имплантата в точках контакта (по горизонтальной оси) сжимающие и растягивающие напряжения уравновешены ( $28,0 \pm 0,2$  МПа и  $27,9 \pm 0,1$  МПа), однако в направлении вертикальной оси растягивающие напряжения могут увеличиваться до  $80,00 \pm 0,24$  МПа. При жевательных нагрузках на имплантат в связи с неустойчивостью системы имплантат – кость возможна перегрузка и перелом активного элемента конструкции [5].

Распределение напряжений в сагиттальной плоскости фотоупругих моделей с четырехкорневыми имплантатами соответствует полю напряжений вокруг отверстия равномерно нагружаемому по внутреннему контуру [1,3]. Сжимающие напряжения не превышают  $13,1 \pm 0,2$  МПа, растягивающие –  $26,00 \pm 0,12$  МПа. Устойчивость системы с четырехкорневыми имплантатами ( $1,80 \pm 0,24$  – в сагиттальной плоскости,  $12,5 \pm 0,2$  – во фронтальной плоскости) по сравнению с моделями с двухкорневыми имплантатами ( $1,00 \pm 0,12$  и  $10,00 \pm 0,16$ ) выше –  $t=6,667$ ,  $p<0,05$  и  $t=21,826$ ,  $p<0,05$ .

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

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Прозрачность исследования.** Исследование не имело спонсорской поддержки. Исследователи несут полную ответственность за предоставление окончательной версии рукописи в печать.

**Декларация о финансовых и иных взаимодействиях.** Все авторы принимали участие в разработке концепции и дизайна исследования и в написании рукописи. Окончательная версия рукописи была одобрена всеми авторами. Авторы не получали гонорар за исследование.

**Работа поступила в редакцию:** 24.11.2016 г.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Дюрелли А., Райли У. Введение в фотомеханику (поляризационно-оптический метод). – Пер. с англ. – М.: 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 сопоставления 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. Мейснер С.Н., Котенко М.В., Копысова В.А. и др. 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. ... д-ра мед. наук. – СПб., 2014. – 30 с.
7. Чуйко А.Н., Суров О.Н., Алымбаев Р.С. и др. Об особенностях биомеханики при фиксации субпериостальных имплантатов // Украинский стоматологичний альманах. – 2010. – №1. – С.27-38.
8. Чуйко А.Н., Угрин М.М., Левандовский Р.А. и др. Биомеханика и компьютерные технологии в челюстно-лицевой ортопедии и дентальной имплантологии. – Львов: ГалДент, 2014. – 350 с.
9. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебедев И.Ю., Ильиных А.Н. Анализ распределения нагрузок и вероятности необратимых изменений в костных тканях челюсти при ортопедическом лечении с использованием дентальных внутрикостных имплантатов // Институт стоматологии. – 2002. – Т. 2. №15. – С.44-48.
10. Çehrelî S., Özçarpıcı A.A., Yılmaz A. Tilted orthodontic micro implants: a photoelastic stress analysis // European Journal of Orthodontics. – 2013. – Vol. 35 №5. – P.563-567.
11. Figueirêdo E.P., Sigua-Rodríguez E.A., Pimentel M.J., et al. 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., et al. Photoelastic Stress Analysis in Prosthetic Implants of Different

Diameters: Mini, Narrow, Standard or Wide // Journal of Clinical and Diagnostic Research. – 2014. – Vol. 8. №9. – ZC86-ZC90.

13. Gracco A., Cirignaco A., Cozzani M., et al. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage // European Journal of General Dentistry. – 2009. – Vol. 31. №1. – P.12-20.

14. Ozkir S.E., Terzioglu H., Culhaoglu 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. – Vol. 2. №2. – P.163-168.

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. – Vol. 12. №2. – P.124-130.

16. Zielak J.C., Filietaz M., Archetti F.B., et al. Colorimetric photoelastic analysis of tension distribution around dental implants // RSBO. – 2013. – Vol. 10. №4. – P.318-325.

## REFERENCES

1. Durelli A., Riley U. Introduction to photomechanics (polarization-optical method) – Translation from English. – Moscow: WORLD, 1970. – 484 p. (in Russian)

2. Zagorsky VA, Zagorsky VV The impact of single implants on bone tissue // Dental'naja implantologija i hirurgija. – 2011. – №1. – P.114-117. (in Russian)

3. Zakharov A.A., Moroz E.A., Smetankin A.B. Laboratory of resistance of materials: textbook. – Moscow: MGIU, 2007. – 123 p. (in Russian)

4. Kurlyandsky V.Yu., Hesin P.G. The study of the stressed state of the jaw by the method of photoelasticity // Stomatologija. – 1962. – Vol. 41. №2. – P.66-71. (in Russian)

5. Meisner S.N., Kotenko M.V., Kopysova V.A., et al. Features implant damage of metal alloys // Zabajkal'skij medicinskij vestnik. – 2016. – №1. – P.59-68. – URL: <http://www.chitgma.ru/zmv2/journal/2016/1/10.pdf> (in Russian)

6. Razdorsky V.V. Intraosseous and subperiosteal implants in the treatment of patients with jaw reduction (experimental and clinical study): Thesis DSc (Medicine). – St. Petersburg, 2014. – 30 p. (in Russian)

7. Chuyko A.N., Surov O.N., Alymbaev R.S., et al. About features of biomechanics at fixation of subperiosteal implants // Ukrain'skij stomatologicheskij al'manah. – 2010. – №1. – P.27-38. (in Russian)

8. Chuiko A.N., Ugrin M.M., Levandovsky R.A. Biomechanics and computer technologies in maxillofacial orthopedics and dental implantology. – Lviv: GalDent, 2014. – 350 p.

9. Chumachenko E.N., Arutyunov S.D., Lebedenko I.Yu., Ilinnykh A.N. Analysis of the distribution of loads and the probability of irreversible changes in the jaw bone tissues in

orthopedic treatment using dental intraosseous implants // Institut stomatologii. – 2002. – Vol. 2. №15. – P.44-48. (in Russian)

10. Çehrelı S., Özçırpıçı A.A., Yılmaz A. Tilted orthodontic micro implants: a photoelastic stress analysis // European Journal of Orthodontics. – 2013. – Vol. 35 №5. – P.563-567.

11. Figueirêdo E.P., Sigua-Rodríguez E.A., Pimentel M.J., et al. Photoelastic analysis of fixed partial prosthesis crown height and implant length on distribution of stress in two dental implant systems // International Journal of 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., et al. Photoelastic Stress Analysis in Prosthetic Implants of Different Diameters: Mini, Narrow, Standard or Wide // Journal of Clinical and Diagnostic Research. – 2014. – Vol. 8. №9. – ZC86-ZC90.

13. Gracco A., Cirignaco A., Cozzani M., et al. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage // European Journal of General Dentistry. – 2009. – Vol. 31. №1. – P.12-20.

14. Ozkir S.E., Terzioglu H., Culhaoglu 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. – Vol. 2. №2. – P.163-168.

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. – Vol. 12. №2. – P.124-130.

16. Zielak J.C., Filietaz M., Archetti F.B., et al. Colorimetric photoelastic analysis of tension distribution around dental implants // RSBO. – 2013. – Vol. 10. №4. – P.318-325.

## Информация об авторах:

Котенко Мария Викторовна – к.м.н., ассистент кафедры челюстно-лицевой хирургии и стоматологии общей практики, 654034, Кемеровская область, г.Новокузнецк, пер. Шестакова, 14, Россия, тел.: (3843) 377384, e-mail: [info@imtamed.ru](mailto:info@imtamed.ru); Раздорский Владимир Викторович – д.м.н., стоматолог-хирург, 656006, Алтайский край, г.Барнаул, ул. Малахова, 146, тел.: (3852) 605633, e-mail: [razdorskyvv@mail.ru](mailto:razdorskyvv@mail.ru); Леявин Андрей Борисович – стоматолог-хирург, 656006, Алтайский край, г.Барнаул, ул. Малахова, 146, тел.: (3852) 605633, e-mail: [p-stom@rambler.ru](mailto:p-stom@rambler.ru)

## Information About the Authors:

Kotenko Maria V. – MD, PhD (Medicine), Assistant of the Department of Maxillofacial Surgery and Dentistry of general practitioners, 654034, Kemerovo region, Novokuznetsk, trans. Shestakov, 14, Russia, tel.: (3843) 37-73-84, e-mail: [info@imtamed.ru](mailto:info@imtamed.ru); Razdorskiy Vladimir – MD, PhD, DSc (Medicine), surgeon dentist, 656006, Altai region, Barnaul, ul. Malakhov, 146, tel.: (3852) 60-56-33, e-mail: [razdorskyvv@mail.ru](mailto:razdorskyvv@mail.ru); Lelyavin Andrey Borisovich – the surgeon dentist, 656006, Altai region, Barnaul, ul. Malakhov, 146, tel.: (3852) 60-56-33, e-mail: [p-stom@rambler.ru](mailto:p-stom@rambler.ru)