

ции о показателе предела текучести сплава «Витирий-П» не имеется. Плотность сплава «Палладент УНИ» 12,5 г/см³, «Палладент» – 10,5 г/см³ и «Витирий-П» – 11,7 г/см³. Требования по ГОСТ и ISO относительно плотности не имеется, так как данный показатель не влияет на физико-механические характеристики (табл. 5).

ЛИТЕРАТУРА

1. Лебедеко И.Ю., Парунов В.А., Анисимова С.В. Использование отечественных сплавов благородных металлов в ортопедической стоматологии. *Стоматология*. 2006; 5: 52–5.
2. Козлов В.А. *Ортопедическое лечение металлокерамическими протезами с применением сплава «Суперпал»*: Дисс. М.: 1998.
3. Пустовая Е.П. *Клинико-экспериментальное обоснование применения сплава «Суперпал» для зубных протезов*: Дисс. М.: 1997.
4. Лебедеко И.Ю. и др. Сплав на основе палладия для изготовления зубных протезов. Патент РФ № 2481095, 2013.
5. ГОСТ 20018-74. Сплавы твердые спеченные. Метод определения плотности. Введ. 1976-01-01. М.: Государственный стандарт Союза ССР; 1986.
6. ГОСТ Р ИСО 6507-1-2007. Металлы и сплавы. Измерение твердости по Виккерсу. Введ. 2008-08-01. М.: Стандартинформ; 2008.

7. ГОСТ 1497-84. Металлы. Методы испытаний на растяжение. Введ. 1986-01-01. М.: Государственный стандарт Союза ССР; 1986.

REFERENCES

1. Lebedenko I.Yu., Parunov V.A., Anisimova S.V. Domestic use of precious metal alloys in prosthetic dentistry. *Stomatologiya*. 2006; 5: 52–5 (in Russian).
2. Kozlov V.A. *Orthopaedic treatment of metal-ceramic prostheses using alloy «Superpal»*: Diss. Moscow; 1998 (in Russian).
3. Pustovaya E.P. *Clinical and experimental justification for the use of the alloy «Superpal» for dentures*: Diss. Moscow; 1997 (in Russian).
4. Lebedenko I.Yu. et al. Palladium-based alloy for dentures. Patent RF N 2481095, 2013 (in Russian).
5. State Standard 20018-74. Solids in the red alloys. Method for determination of density. Moscow: State Standard of the USSR; 1986 (in Russian).
6. State Standard 6507-1-2007 Metallic materials. Vickers hardness test. Part 1: Test method. Moscow: Standartinform Publ.; 2008 (in Russian).
7. State Standard 1497-84. Metals. Methods of tension test. Moscow: State Standard of the USSR; 1986 (in Russian).

Поступила 25.12.13

Received 25.12.13

© СААКЯН Ш.Х., КАЛАМКАРОВ А.Э., 2014

УДК 616.314-089.843-07:616.018.4

Саакян Ш.Х.¹, Каламкарров А.Э.²

СТРУКТУРА ИЗМЕНЕНИЙ В АЛЬВЕОЛЯРНОЙ КОСТИ ПРИ ОРТОПЕДИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С ДЕФЕКТАМИ ЗУБНЫХ РЯДОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ДЕНТАЛЬНЫХ ВНУТРИКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

¹ГБОУ ВПО «Российский Университет Дружбы Народов», 117198, Москва; ²ГБОУ ВПО Тверская государственная медицинская академия, 170100, Тверь

Восстановление функции жевания и достижение хорошего эстетического результата ортопедического лечения у пациентов с дефектами челюстей остаются актуальными проблемами. Цель нашего исследования – изучение биомеханических аспектов взаимодействия структур костной ткани фронтального отдела нижней челюсти с различными видами дентальных внутрикостных имплантатов, особенно при функциональных нагрузках, для разработки наиболее рационального и совершенного метода ортопедического лечения пациентов с дефектами IV класса по Кеннеди на нижней челюсти. Изучено 14 вариантов протезирования дефектов фронтального участка нижней челюсти с различными опорами (естественные зубы, стандартные имплантаты и мини-имплантаты) под несъемную ортопедическую конструкцию. Для каждого варианта были рассчитаны максимальные напряжения сжатия и растяжения, максимальные сдвиговые напряжения и вероятность разрушения биомеханической системы. Проведена сравнительная оценка данных показателей, на основании которых были сформулированы выводы о наиболее рациональном методе ортопедического лечения у пациентов с дефектами IV класса по Кеннеди на нижней челюсти и даны соответствующие рекомендации для практики.

Ключевые слова: дефекты зубных рядов; ортопедическая конструкция; дентальный имплантат; сдвиговые напряжения, костная ткань челюсти.

Sh. Kh. Saakian¹, A. E. Kalamkarov²

THE ANALYSIS OF CHANGES IN BONE AT ORTHOPEDIC TREATMENT OF PATIENTS WITH DEFECTS OF TOOTH ALIGNMENTS WITH USE THE DENTAL IMPLANTS.

¹ Peoples' Friendship University of Russia, 117198, Moscow, Russian Federation; ² State Budgetary Educational Institution of High Professional Education Tver State Medical Academy, 170100, Tver, Russian Federation;

Restoration of function of chewing and achievement of high esthetic result of orthopedic treatment at patients with defects of jaws remains so far an actual problem. The purpose of our research was studying of biomechanical aspects of interaction of structures of bone fabric of frontal department of the bottom jaw with different types the dentalnykh of intra bone implants, especially at functional loadings, for development of the most rational and improvement of methods of orthopedic treatment of patients with defects of the IV class according to Kennedy on the bottom jaw. In total 14 options of prosthetics of defects of a frontal site of the bottom jaw with various support (natural teeth, standard implants and miniimplants) under a fixed orthopedic design are studied. For each option the maximum tension of compression and stretching, the maximum shift tension and probability of destruction of biomechanical system were calculated. The comparative assessment of these indicators on the basis of which conclusions about the most rational method of orthopedic treatment at patients with defects of the IV class according to Kennedy on the bottom jaw were formulated is carried out and the corresponding recommendations for practice are made.

Key words: defects of tooth alignments, orthopedic design, dental implants, shift tension, bone tissue of a jaw.

Наряду с традиционными методами протезирования в настоящее время в арсенале стоматолога-ортопеда все чаще находят применение более современные, эффективные способы устранения частичной вторичной адентии. Восстановление функции жевания и достижение высокого эстетического результата ортопедического лечения у пациентов с дефектами IV класса по Кеннеди на нижней челюсти до сих пор остается актуальной проблемой. Существенный прогресс был достигнут благодаря внедрению метода дентальной имплантации, дающего хорошие функциональные и косметические результаты [1, 2]. Спектр возможностей применения дентальных имплантатов весьма широкий – от замещения одного зуба до восстановления участка челюсти [3, 4]. С этим направлением связывают решение ряда проблем не только протезирования, но и профилактики распространенных стоматологических заболеваний. Однако сложность протезирования в данном участке обусловлена особенностями строения зубов и альвеолярной части фронтального отдела нижней челюсти [5, 6]. Раздел стоматологии, включающий ортопедическое лечение с использованием дентальных внутрикостных имплантатов, представляет собой сложный взаимозависимый комплекс медико-биологических и технических проблем. Имплантат для своего успешного функционирования должен обеспечить перераспределение жевательной нагрузки на опорные ткани полости рта таким образом, чтобы сохранить их нормальную функцию и не вызывать морфологических изменений в костной ткани [7, 8]. В результате остеоинтеграции устанавливается морфологическая и функциональная непосредственная связь между биологически активной, динамично обновляемой костной тканью челюсти и поверхностью дентального внутрикостного имплантата [9]. Одним из определяющих факторов, обеспечивающих успех ортопедического лечения, является характер контактного взаимодействия имплантата с костной частью челюсти. При этом возникновение в системе имплантат/кость напряжений и деформаций, превышающих уровень функционального напряжения, может вызвать процессы резорбции костной ткани и вследствие этого увеличение подвижности и последующее удаление имплантата за счет уменьшения рабочей длины его внутрикостной части [10, 11].

Целью нашего исследования явилось изучение биомеханических аспектов взаимодействия структур костной ткани фронтального отдела нижней челюсти с различными видами дентальных внутрикостных имплантатов, особенно при функциональных нагрузках, для разработки наиболее рационального и совершенного метода ортопедического лечения пациентов с дефектами IV класса по Кеннеди на нижней челюсти.

Материал и методы

Для проектирования оптимальных параметров зубного протеза важно знать распределение деформаций и напряжений при приложении нагрузки в процессе эксплуатации. Чтобы решить эту задачу использовали вычислительную систему SPLEN-K, разработанную фирмой «КОММЕК Лтд». Система ориентирована на расчет неоднородных неодносвязных конструкций специального назначения. Математическую основу системы составляет метод конечных элементов в форме перемещений с использованием треугольных симплекс-элементов. Для количественной оценки изменений в костной ткани нижней челюсти применяли комплексный критерий, позволяющий определить напряженно-деформированное состояние рассматриваемого участка челюсти как в целом, так и по отдельным составляющим. Наиболее достоверным

Свойства тканей и искусственных включений, исследуемых в эксперименте

Исследуемый материал	Модуль Юнга, кг/мм ²	Предел прочности на сжатие, кг/мм ²	Предел прочности на растяжение, кг/мм ²	Коэффициент Пуассона
Губчатая кость	750	8,2	1,5	0,45
Дентин	1470	16,7	5,5	0,31
Периодонт	20	20,0	8,0	0,35
Титан	11 500	84,0	60,0	0,34
Керамика	2240	32,0	30,0	0,19

Примечание. Указанные значения взяты из работы [8].

в этом случае является критерий Шлейхера–Надаи [11]. Он позволил оценить вероятность разрушения по всем элементам конструкции и максимальные значения вероятности разрушения, являющиеся комплексной характеристикой рассматриваемого зубочелюстного отдела.

Определяли целесообразность установки двух видов имплантатов различного диаметра: стандартного (3,2 мм) и мини-имплантата (2 мм), длина обоих имплантатов составляла 12 мм. Среднюю функциональную распределенную нагрузку, развиваемую челюстью здорового человека, приняли равной 2 кг/мм². Материалом для несъемного мостовидного протеза являлась керамика.

Свойства костных тканей пародонта и искусственных включений (см. таблицу) моделировали как локально однородную сплошную среду, характеризуемую константами теории малых упругопластических деформаций (модуль Юнга, предел прочности на сжатие, предел прочности на растяжение, коэффициент Пуассона).

Анализировали состояния, наиболее часто встречающиеся в клинике ортопедической стоматологии, – отсутствие четырех или двух резцов нижней челюсти, причем во втором случае оценивали ситуации при потере двух центральных резцов и при потере центрального и латерального резцов.

Конструкциями зубных протезов в рассматриваемых системах служили коронки, объединенные в единый блок, и несъемные мостовидные протезы. Все модели имплантатов изготавливали из титана ВТ6.

Изучено 14 вариантов модельных систем с различными опорами (естественные зубы, стандартные имплантаты и мини-имплантаты) под несъемную ортопедическую конструкцию.

Результаты и обсуждение

Были рассмотрены модели здорового зубного ряда (4 резца и 2 клыка) и несъемного мостовидного протеза, опирающегося на клыки. Вертикальная распределенная нагрузка прикладывалась к резцам в случае как здорового зубного ряда, так и имитирующего мостовидного протеза. Клыки не нагружали. Выполненные расчеты позволили получить максимальные и минимальные значения поля средних напряжений, характеризующего зоны сжатия (со знаком «-») и растяжения (со знаком «+»).

Для зубного ряда эти значения равны -1,10 и +0,07 кг/мм² соответственно, для мостовидного протеза – -5,28 и +3,03 кг/мм². Были определены поля интенсивности напряжений, характеризующие возникновение сдвиговых деформаций в рассматриваемой биомеханической композитной конструкции. Максимальное значение интенсивности напряжений для зубного ряда составило 1,67 кг/мм², для протеза – 10,25 кг/мм².

Максимальная вероятность разрушения при выбранной ортогональной функциональной нагрузке для зубного ряда равна 0,13, для мостовидного протеза данная величина составила 0,43. Таким образом, можно сказать, что такой вид протезирования ухудшает напряженно-деформированное состояние в рассматриваемом сегменте пародонта примерно в 3,5 раза.

Эти результаты были приняты за основу последующего сравнения данных, полученных при моделировании различных вариантов использования имплантатов для установки на них несъемных ортопедических конструкций.

Первоначально рассматривали случай, когда отсутствуют 4 резца нижней челюсти. Данный дефект устраняется мостовидным протезом, укрепленным на имплантатах. Мы исследовали 4 варианта установки данных протезов, опорой для которых служили стандартные имплантаты и мини-имплантаты, в частности с опорой на 3 стандартных имплантата, на 2 стандартных имплантата, на 4 мини-имплантата и на 3 мини-имплантата. Нагрузка была задана ортогонально действующей на резцы и равной, как и прежде, 2 кг/мм².

Сравнивали между собой стандартные дентальные внутрикостные имплантаты. Расчетную схему на 4 стандартных имплантатах мы не рассматриваем, так как она практически нереализуема в клинике, что обусловлено особенностями анатомического строения фронтального участка нижней челюсти. Выполнили расчеты средних напряжений.

Максимальные напряжения сжатия составили -3,64 и -1,43 кг/мм² для случаев с двумя и тремя стандартными имплантатами соответственно, растягивающие напряжения - 0,20 и 0,06 кг/мм². При установке протеза на двух имплантатах напряжение в 2-3 раза выше, чем при установке на трех. Столь же контрастная картина наблюдается при расчете интенсивности напряжений.

Максимальное сдвиговое напряжение при установке протезов на двух имплантатах равно 6,82 кг/мм², на трех - 2,63 кг/мм², т. е. напряжения различались в 2,5 раза. Помимо этого, мы выявили разницу в комплексной оценке с помощью критерия Шлейхера-Надаи. Расчеты показали, что вероятность разрушения биомеханической системы на двух имплантатах составила 0,17, на трех - 0,09. Разница почти в 2 раза.

Следует отметить, что оба эти варианта лучше, чем мостовидный протез (с вероятностью разрушения 0,43). При этом жесткая система на трех имплантатах дает даже более благоприятную картину напряженно-деформированного состояния, чем при естественном состоянии зубного ряда, когда вероятность разрушения составляет 0,13.

Далее анализировали использование мини-имплантатов как опоры мостовидного протеза, замещающего 4 резца нижней челюсти. Очевидно, опору на два мини-имплантата рассматривать не имеет смысла. В этом случае ситуация будет хуже, чем при опоре на 2 стандартных имплантата, а подобная ситуация противоречит медицинским показаниям.

За счет дробления нагрузки, максимальные значения средних напряжений для четырех мини-имплантатов будут ниже, чем для трех: на сжатие -2,72 и -3,27 кг/мм², на растяжение 0,03 и 0,14 кг/мм² соответственно. Это относится и к сдвиговым напряжениям. Максимальные значения для четырех и трех мини-имплантатов соответственно равны 4,34 и 5,11 кг/мм².

Следовало бы ожидать, что и вероятности разру-

шения для четырех мини-имплантатов будут меньше. Однако распределение напряжений оказывается таким, что, хоть и не существенно, но вероятность разрушения сегмента с тремя мини-имплантатами будет меньше, чем сегмента с четырьмя. Эти значения равны 0,09 и 0,10 соответственно.

На следующем этапе изучали ситуацию, когда отсутствуют 2 резца нижней челюсти. В первом случае это будут 2 центральных резца и ортопедическая конструкция будет опираться на 1 стандартный имплантат или на 2 мини-имплантата. Во втором случае для этих же имплантатов анализировали характер распределения нагрузки при потере центрального и латерального резцов. Кроме того, при оценке напряженно-деформированного состояния сегмента челюсти мы рассмотрели ситуации, когда распределенную нагрузку в 2 кг/мм² имели только протезы и когда нагрузка была приложена ко всем четырем резцам.

Проанализируем ситуацию, когда нагружены только протезы. Сначала сравнивали напряженно-деформированное состояние, возникающее при протезировании мостовидным протезом, замещающим центральные резцы. Поля средних напряжений и интенсивности напряжений оказались достаточно близкими. По средним напряжениям: для одного стандартного имплантата максимальное сжимающее значение было равно -2,12 кг/мм², растягивающее - +0,07 кг/мм², для двух мини-имплантатов - -2,00 кг/мм² и +0,04 кг/мм².

Для стандартного имплантата максимальная интенсивность напряжений составила 4,05 кг/мм², для двух мини-имплантатов - 3,32 кг/мм².

Максимальные значения вероятности разрушения оказались практически равными ($y = 0,12$) и не превышающими вероятность разрушения при давлении на интактный зубной ряд ($y = 0,13$).

Далее рассматривали ситуацию, когда причиной ортопедического лечения было отсутствие центрального и бокового резцов нижней челюсти. Картина в данном случае несколько изменилась. Средние напряжения различались почти в 2 раза: для стандартного имплантата они составили -4,79 и 0,03 кг/мм², для двух мини-имплантатов - -2,43 и 0,09 кг/мм².

Максимальные значения интенсивности деформаций были равны 6,64 и 4,08 кг/мм² для стандартного имплантата и двух мини-имплантатов соответственно.

Комплексная оценка вероятности разрушения биомеханической конструкции показала, что для стандартного имплантата она была почти в 2 раза выше, чем для двух мини-имплантатов. Максимальные значения вероятностей равны 0,20 и 0,11 соответственно.

На следующем этапе исследований проверяли изменение напряженно-деформированного состояния в зубочелюстном сегменте, если нормальная нагрузка будет приложена не только к протезу, но и ко всем четырем резцам нижней челюсти. Сначала сравнивали напряженно-деформированное состояние, возникающее при протезировании мостовидными протезами, замещающими 2 центральных резца. Экстремальные значения и структура полей существенно не изменились. По средним напряжениям для одного стандартного имплантата максимальное сжимающее значение было равно -2,17 кг/мм², растягивающее - +0,07 кг/мм², для двух мини-имплантатов - -1,92 и +0,05 кг/мм².

Для стандартного имплантата максимальная интенсивность напряжений составила 4,28 кг/мм², для двух мини-имплантатов - 3,32 кг/мм². Максимальные значе-

ния вероятности разрушения: для стандартного имплантата $y = 0,12$, для двух мини-имплантатов $y = 0,10$.

На заключительном этапе определяли напряженно-деформированное состояние в системе, в которой ортопедическая конструкция замещает центральный и латеральный резцы. Средние напряжения составили для стандартного имплантата – $-4,84$ и $0,07$ кг/мм², для двух мини-имплантатов – $-2,37$ и $0,06$ кг/мм². Максимальные значения интенсивности деформаций для стандартного имплантата и двух мини-имплантатов равны $6,77$ и $4,07$ кг/мм² соответственно. При комплексной оценке максимальные значения вероятности разрушения биомеханической конструкции составили для стандартного имплантата и у двух мини-имплантатов $0,16$ и $0,13$ соответственно.

Выводы

1. При потере 4 резцов нижней челюсти допустимы варианты установки мостовидных протезов на 3 стандартных имплантата или 4 мини-имплантата. В этих случаях вероятность повреждения протеза не превышает вероятность разрушения при естественном состоянии зубного ряда. Оптимальной следует признать установку ортопедической конструкции на 3 стандартных имплантата. Тогда и средние напряжения, и интенсивность напряжений имеют меньшие значения, что существенно повышает износостойкость биомеханической системы при циклических нагрузках. По этим же причинам протез с опорой на 4 мини-имплантата также является предпочтительным. Менее устойчивым к нагрузкам в этой клинической ситуации является протез с опорой на 3 мини-имплантата.

2. При отсутствии 2 центральных резцов приемлемы варианты протезирования с использованием 1 стандартного имплантата или 2 мини-имплантатов и выбор целесообразно производить по медицинским показаниям.

3. При отсутствии центрального и латерального резцов нижней челюсти наименее предпочтительным является вариант протезирования с использованием 1 стандартного имплантата. По всей видимости, это связано с вывихивающимся моментом, возникающим из-за различия размеров центральных и боковых резцов. В случае потери центрального и бокового резцов нижней челюсти целесообразно использовать ортопедические конструкции с опорой на 2 мини-имплантата.

4. Для достижения максимальных результатов ортопедического лечения с опорой на внутрикостные имплантаты следует в каждом конкретном случае проводить расчет и анализ имплантационных систем с учетом индивидуальных особенностей строения челюсти пациента и клинической ситуации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Перова М.Д. Реабилитация тканей дентоальвеолярной области. Клинико-теоретические исследования в современной пародонтологии и имплантологии. Часть V. Характеристика ответных тканевых реакций на имплантацию различных внутрикостных внутренних опор. *Новое в стоматологии*. 2001; 3 (специальный выпуск): 63–84.
2. Чумаченко Е.Н., Лебедеко И.Ю., Чумаченко С.Е., Козлов В.А.

3. Качанов Л.М. *Основы механики разрушения*. М.: Наука; 1974.
4. Арутюнов С.Д., Чумаченко Е.Н., Копейкин В.Н., Козлов В.А., Лебедеко И.Ю. Математическое моделирование и расчет напряженно-деформированного состояния металлокерамических зубных протезов. *Стоматология*. 1997; 76 (4): 47–51.
5. Чумаченко Е.Н., Воложин А.И., Портной В.К., Маркин В.А. Гипотетическая модель биомеханического взаимодействия зубов и опорных тканей челюсти при различных значениях жевательной нагрузки. *Стоматология*. 1999; 78 (5): 4–8.
6. Саакян Ш.Х. *Применение штифтовых вкладок с эстетическим покрытием при полном разрушении коронковой части зуба*: Дисс. М.; 1984.
7. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебедеко И.Ю., Ильных А.Н. Анализ распределения нагрузок и вероятности необратимых изменений в костных тканях челюсти при ортопедическом лечении с использованием дентальных внутрикостных имплантатов. *Клиническая стоматология*. 2002; 2: 44–8.
8. Демидова И.И., Лисенков В.В. Пародонт: биомеханические свойства. *Пародонтология*. 1998; 4: 6–8; 1999; 1: 22–6.
9. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебедеко И.Ю. *Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зубных протезов*. М.; 2003: 181–2, 221.
10. Шварц А.Д. *Биомеханика и окклюзия зубов*. М.: Медицина; 1994.
11. Branemark P.-I. et al. *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw experience from a 10-year period*. 1977: 64–72.

REFERENCES

1. Perova M.D. Rehabilitation of fabrics of dentoalveolar area. *Kliniko-teoretichesky researches in a sovremenny parodontologiya and implantology. Part V. The characteristic of reciprocal fabric reactions to implantation various the znutrikostnykh internal bases. Novoye v stomatologii*. 2001; 3 (special release): 63–84 (in Russian).
2. Chumachenko E.N. Lebedenko I.Yu. Chumachenko S.E., Kozlov V.A. Mathematical modeling intense the deformed condition of ceramic-metal designs of dentures. *Vestnik mashinostroyeniya*. 1997; 10: 12–8 (in Russian).
3. Kachanov L.M. *Heads of mechanich of a crush*. Moscow: Nauka; 1974 (in Russian).
4. Arutyunov S.D., Chumachenko E.N. Kopeykin V.N., Kozlov V.A. Lebedenko I.Yu. Mathematical modeling and calculation intense the deformed condition of ceramic-metal dentures. *Stomatologiya*. 1997; 76 (4): 47–51 (in Russian).
5. Chumachenko E.H., Volozhin A.I., Portnoiy V.K., Markin V.A. Gipotetich model of biomechanical interaction of teeth and basic tissues of a jaw at various values of chewing loading. *Stomatologiya*. 1999; 78 (5): 4–8 (in Russian).
6. Saakian Sh. H. *Application of bayonet tabs with an esthetic covering at final fracture of crown part of tooth*: Diss. Moscow; 1984 (in Russian).
7. Chumachenko E.N. Arutyunov S. D., Lebedenko I.Yu. Il'nykh A.N. The analysis of distribution of loadings and probability of irreversible changes in bone tissues of a jaw at orthopedic treatment with use the dentalnykh of intra bone implants. *Klinicheskaya stomatologiya*. 2002; 2: 44–8 (in Russian).
8. Demidova I.I., Lisenkov V.V. Parodont: biomechanical properties. *Parodontologiya*. 1998; 4: 6–8; 1999; 1: 22–6 (in Russian).
9. Chumachenko E.N., Arutyunov S.D., Lebedenko I.Yu. *Mathematical modeling intense the deformed condition of dentures*. 2003; 181–2, 221 (in Russian).
10. Shvarts A.D. *Biomechanics and occlusion of teeth*. Moscow: Meditsina; 1994 (in Russian).
11. Branemark P.-I. et al. *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw experience from a 10-year period*. 1977: 64–72.

Поступила 22.01.14
Received 22.01.14