

РОССИЙСКИЙ ВЕСТНИК ДЕНТАЛЬНОЙ ИМПЛАНТОЛОГИИ

РВДИ № 1(31) 2015

Учредитель – некоммерческая организация
Фонд пропаганды передовых технологий
в области стоматологии «МЕГАСТОМ МЕД»

**РВДИ –
главный информационный
партнер РАСТИ**

Адрес редакции:
117105, Москва, Варшавское ш., д.16

Зав. редакцией журнала:
Гаврикова Галина Ивановна
e-mail: gigavr@yandex.ru
(направлять корреспонденцию)

Журнал зарегистрирован в Министерстве
Российской Федерации по делам печати,
телерадиовещанию и средствам
массовых коммуникаций.
Свидетельство о регистрации средства
массовой информации
ПИ № 77-13013 от 1 июля 2002 г.

ООО «Типография Артвей»
Тираж 2000 экземпляров

Перепечатка, размножение, перевод на
другой язык материалов, опубликованных
в настоящем издании, а также включение
их в состав других произведений или
использование в какой-либо форме в
электронных публикациях разрешается
только с письменного согласия редакции.

Ответственность за достоверность
информации, содержащейся в рекламных
материалах, несут рекламодатели.

**Журнал входит в перечень периодических
научно-технических изданий, выпускаемых
в Российской Федерации, в котором
рекомендуется публикация основных
результатов диссертаций на соискание
ученой степени кандидата и доктора наук**

Главный редактор Олесова В.Н., доктор мед.наук, профессор,
e-mail: olesova@bk.ru,

Шеф-редактор Лосев Ф.Ф., доктор мед.наук

Заместитель главного редактора Кулаков А.А., доктор мед.наук,
профессор

Заместитель главного редактора Миргазизов М.З. доктор мед. наук,
профессор

РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ:

Амхадова М.А., доктор мед.наук, профессор (Москва),

Гветадзе Р.Ш., доктор мед.наук, профессор (Москва),

Жусев А.И., кандидат мед.наук (Москва),

Ломакин М.В., доктор мед.наук, профессор (Москва),

Матвеева А.И., доктор мед. наук, профессор (Москва),

Никитин А.А., доктор мед. наук, профессор (Москва),

Панин А.М., доктор мед. наук, профессор (Москва),

Пьянзин В.И., доктор мед. наук (Москва),

Робустова Т.Г., доктор мед. наук, профессор (Москва),

Тетюхин Д.В. (Москва),

Шарин А.Н., доктор мед. наук, профессор (Москва)

РЕДАКЦИОННЫЙ СОВЕТ:

Арутюнов С.Д., доктор мед. наук, профессор (Москва),

Бондаренко Н.А., кандидат мед. наук (Москва),

Гюнтер В.Э., член-корр. АТН РФ (Томск),

Долгалев А.А., доктор мед. наук (Ставрополь),

Дробышев А.Ю., доктор мед. наук, профессор (Москва),

Дурново Е.А., доктор мед. наук, профессор (Нижегород),

Ибрагимов Т.И., доктор мед. наук, профессор (Москва),

Иванов С.Ю., доктор мед. наук, профессор (Нижегород),

Лебеденко И.Ю., доктор мед. наук, профессор (Москва),

Лепилин А.В., доктор мед. наук, профессор (Саратов),

Медведев Ю.А., доктор мед. наук, профессор (Москва),

Никольский В.Ю., доктор мед. наук, профессор (Киров),

Салева Г.Т., доктор мед. наук (Казань),

Сысолятин С.П., доктор мед. наук, профессор (Москва),

Тлустенко В.П., доктор мед. наук, профессор (Самара),

Трофимов В.В., доктор мед. наук, профессор (Ангарск)

МЕЖДУНАРОДНЫЙ РЕДАКЦИОННЫЙ СОВЕТ:

Editor-in-Chief V.N. Olesova, MD, PhD, DSc, Prof., e-mail: olesova@bk.ru,

Shef-redaktor F.F. Losev, MD, PhD, DSc, Prof.

Deputy Editor A.A. Kulakov, MD, PhD, DSc, Prof.

Deputy Editor M.Z. Mirgazizov, MD, PhD, DSc, Prof.

EDITORIAL BOARD:

Amkhadova M.A., MD, PhD, Dsc., prof. (Moscow), **Gvetadze R.Sh.**, MD, PhD, Dsc.,

prof. (Moscow), **Zhusev A.I.**, MD, PhD (Moscow), **Lomakin M.V.**, MD, PhD, Dsc., prof.

(Moscow), **Matveeva A.I.**, MD, PhD, Dsc., prof. (Moscow), **Nikitin A.A.**, MD, PhD,

Dsc., prof. (Moscow), **Panin A.M.**, MD, PhD, Dsc., prof. (Moscow), **P'yanzin V.I.**, MD,

PhD, Dsc. (Moscow), **Robustova T.G.**, MD, PhD, Dsc., prof. (Moscow), **Tetyukhin D.V.**

(Moscow), **Sharin A.N.**, MD, PhD, Dsc., prof. (Moscow)

EDITORIAL STAFF:

Arutyunov S.D., MD, PhD, Dsc., prof. (Moscow), **Bondarenko N.A.**, MD, PhD

(Moscow), **Gyunter V.E.**, corresponding member of RAS, PhD, Dsc., prof. (Tomsk),

Dolgalev A.A., MD, PhD, Dsc. (Stavropol'), **Drobyshev A.Yu.**, MD, PhD, Dsc., prof.

(Moscow), **Durnovo E.A.**, MD, PhD, Dsc., prof. (Nizhniy Novgorod), **Ibragimov T.I.**,

MD, PhD, Dsc., prof. (Moscow), **Ivanov S.Yu.**, MD, PhD, Dsc., prof. (Nizhniy Novgorod),

Lebedenko I.Yu., MD, PhD, Dsc., prof. (Moscow), **Lepilin A.V.**, MD, PhD, Dsc., prof.

(Saratov), **Medvedev Yu.A.**, MD, PhD, Dsc., prof. (Moscow), **Nikol'skiy V.Yu.**, MD,

PhD, Dsc., prof. (Kirov), **Saleeva G.T.**, MD, PhD, Dsc. (Kazan'), **Sysolyatin S.P.**, MD,

PhD, Dsc., prof. (Moscow), **Tlustenko V.P.**, MD, PhD, Dsc., prof. (Samara), **Trofimov**

V.V., MD, PhD, Dsc., prof. (Angarsk)

© Коллектив авторов, 2015

ВЛИЯНИЕ УРОВНЯ РЕЗЕКЦИИ КОРНЯ ЗУБА НА ВЕЛИЧИНЫ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ И НАПРЯЖЕНИЙ ТРАНСДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА В СТРУКТУРЕ КОСТНОЙ ТКАНИ

Арутюнов С.Д.¹, Джалалова М.В.², Степанов А.Г.¹, Зязико М.Д.¹

¹ГБОУ ВПО Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова Минздрава России, 127473, Москва; ²Научно-исследовательский институт механики МГУ им. М.В. Ломоносова, Россия, 119192, Москва

Методами математического моделирования, позволяющими оценить реакцию как трансдентального имплантата (ТДИ), так и зуба в целом на функциональные нагрузки, установлена зависимость смещения ТДИ от величины приложенной нагрузки, распределение полей напряжений и деформаций костной ткани зуба от уровня резекции корня зуба.

Ключевые слова: резекция корня зуба; ТДИ; математическое моделирование; напряжения; деформации.

Для цитирования: Российский вестник дентальной имплантологии. 2015; 31(1): 31–35.

Arutyunov S. D.¹, Djalalova M. V.², Stepanov A. G.¹, Zyazikov M. D.¹

INFLUENCE OF THE LEVEL OF RESECTION OF THE TOOTH ROOT ON THE MAGNITUDES OF THE DISPLACEMENT AND STRESS TRANSGENDERING OF THE IMPLANT IN THE BONE TISSUE STRUCTURE

¹«A.I. Evdokimov Moscow state medical dental University» Ministry of health of Russia, 127473, Moscow, Russia;

²«Scientific research Institute of mechanics of M.V. Lomonosov Moscow state University», Russia, 119192, Moscow

There are determined trans-dental implant (TDI) displacement dependence on the applied load magnitude, the distribution of stress and strain fields of bone tissue on the resection level of the tooth root through mathematical modeling methods that allow to assess the reaction as TDI, and the tooth as a whole at functional loads.

Keywords: resection of the tooth root; TDI; mathematical modeling; stress; strain.

Citation: Rossiyskiy vestnik dental'noy implantologii. 2015; 31(1): 31–35.

Зубосохраняющие биотехнологии в амбулаторно-поликлинической стоматологической практике являются одним из приоритетных направлений, что обусловлено масштабностью проблем, связанных с эндодонтическим лечением разрушенных зубов у населения России [1]. Установлено, что у 77,2% ранее леченных больных выявляются деструктивные изменения у верхушки корня. В среднем на одного пациента приходится 2,85 зуба с необходимостью эндодонтического лечения [2]. Только у 37% обследованных пациентов все каналы

обтурированы полноценно. При этом потребность в повторном лечении зубов в 3 раза превышает потребность в их первичном лечении [3].

Нередко консервативное лечение зубов с осложненным кариесом безуспешно, хронический процесс в области верхушки корня приводит к ее резорбции. Удаление таких зубов с последующей дентальной имплантацией не всегда возможно из-за коморбидных заболеваний, психологического неприятия, экономической недоступности. В таких случаях показана резекция и(или) ампутация корня (кор-

Для корреспонденции: Арутюнов Сергей Дарчоевич, e-mail: sd.arutyunov@mail.ru

For correspondence: Atutyunov Sergey Darchoevich, e-mail: sd.arutyunov@mail.ru

ней), что снижает биомеханические характеристики зуба, который неадекватно воспринимает ранее нормальные функциональные нагрузки, и приводит к возникновению подвижности и последующей потере зуба [4].

Достаточно часто зубы с резецированными и(или) ампутированными корнями используют под опоры различных конструкций зубных протезов, что еще больше усугубляет напряженно-деформированное состояние модуля «культия зуба - костная ткань», ведет к локальному разрушению системы, т.е. возникают необратимые осложнения, и зуб приходится удалять [3, 5].

В связи с этим проблема восстановления биомеханических показателей зуба с резецированной верхушкой корня решалась путем их армирования вначале эндодонто-эндооссальными [6, 7], а затем трансдентальными имплантатами (ТДИ) [8, 9].

В литературе имеются сообщения, в которых авторы рекомендуют избегать наклона дентального имплантата относительно направления прилагаемых функциональных нагрузок и его погружение в костную ткань, так как это способствует неблагоприятному распределению напряжения в костной ткани [10, 11].

Таким образом, изучение формирования напряженно-деформированного состояния как в самом имплантате, стенках корня зуба, так и в окружающей костной ткани методом математического моделирования, является ак-

туальной задачей современной стоматологии и требует детального изучения.

Анализировали 3 варианта хирургической секвестрации части корня: до 1/3 длины (резекция), от 1/3 до 1/2 (ампутация), от 1/2 до 2/3 (высокая ампутация) с двумя этапами после установления самого ТДИ. Первый этап – период, когда после установки ТДИ еще нет остеоинтеграции с костной тканью, поэтому при моделировании зубочелюстного сегмента объем удаленной части корня зуба считали свободным пространством. Второй этап – остеоинтеграция ТДИ с костной тканью произошла, и удаленный объем заполнился губчатой костью. Для построения компьютерной модели зубочелюстного сегмента (ЗЧС), включающего однокорневой зуб, коронку, дентин, периодонтальную щель, компактную кость альвеолы, десну, губчатую кость, использовали одонтометрические параметры из работы [12] (табл. 1).

Компьютерная модель зубочелюстного сегмента с ТДИ представлена на рис. 1, а – 1-й этап и на рис. 2, а – 2-й этап.

На рис. 1, а изображена компьютерная модель однокорневого зуба с резекцией корня 1/2 для 1-го этапа; рис. 1, б, в и г – результаты численного решения исследуемой проблемы в 3-мерной постановке, которые представлены также в сводной табл. 2.

Для лучшей визуализации на всех рисунках зубочелюс-

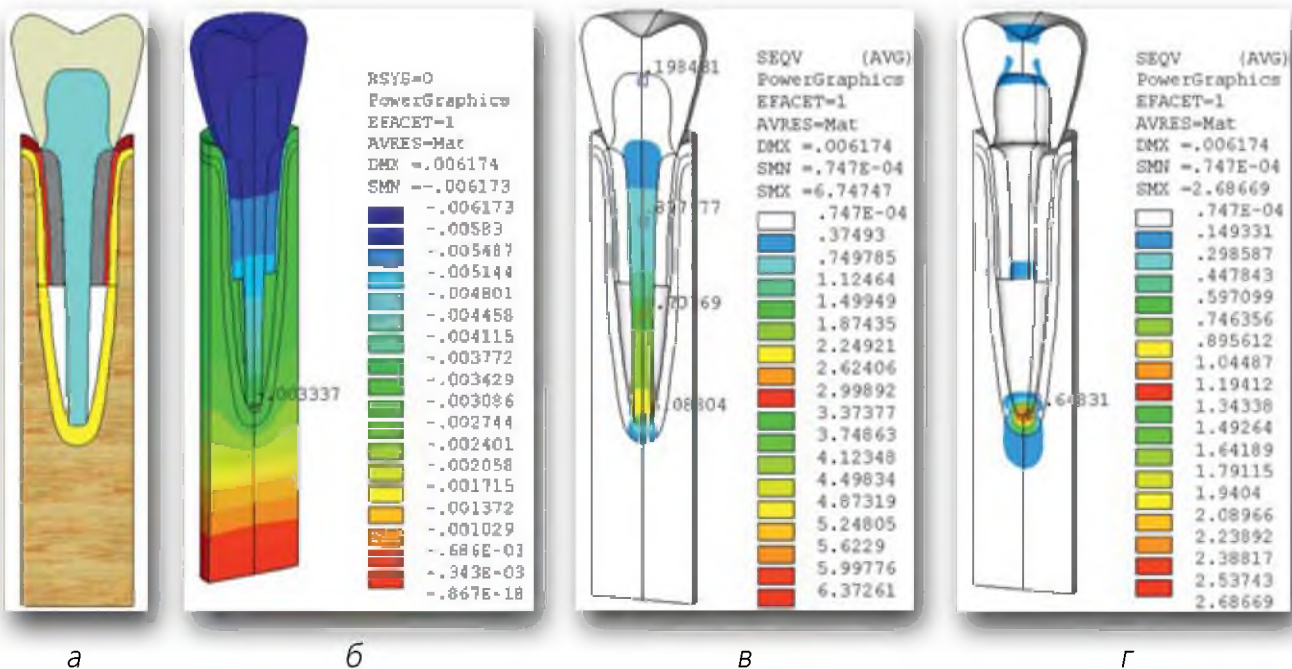


Рис. 1.

Схема ТДИ.

1-й этап (а); – перемещение имплантата по оси Y. ΔY основания ТДИ = 0,003337 мм (б); напряжения по Мизесу в имплантате $\sigma_{\max} = 63,726$ МПа = 6,3726 кг/мм² (в); напряжения по Мизесу в компактной части альвеолярной кости $\sigma_{\max} = 26,867$ МПа (г). (После расчета сам ТДИ на рисунке удален, для того чтобы можно было определить максимальное значение напряжения в кости.)

Таблица 1.
Механические свойства материалов

Ткань и материал	Модуль упругости (МПа)	Коэффициент Пуассона
Дентин	15 000	0,32
Периодонт	50	0,45
Слизистая оболочка	10	0,46
Компактная кость	20 000	0,30
Губчатая кость	5000	0,35
Имплантат (титан)	110 000	0,30

тной сегмент разрезан пополам. После разбиения ЗЧС на элементы, каждая такая половинка содержит более 400 тыс. элементов. Результаты решения для зуба с резекцией 1/3 и ампутацией 2/3 на 1-м этапе представлены в **табл. 2** и на **рис. 3** и **4** (столбцы бежевого и синего цвета).

Задача решалась в 3-мерной постановке в программном комплексе ANSYS методом конечных элементов (МКЭ) [13]. Для построения модели использовали объемный элемент Solid 186 – элемент для 3-мерного моделирования твердых тел с 20 узлами и 3 степенями свободы в каждом узле (перемещение в каждом узле в направлениях X, Y, Z). Среди возможных механических свойств материала этого элемента есть, в частности, изотропная упругость, характеризуемая модулем Юнга и коэффициентом Пуассона (см. **табл. 1**) [14]. Для сравнительного анализа во всех вариантах применяли одинаковую распределенную нагрузку $F = 5$ Н на окклюзионную поверхность зуба (площадь которой составляла $S = 40,6768$ мм²), следовательно, давление $p = F/S = 1,229$ МПа.

Исследуемая упругая модель отнесена к декартовым координатам X, Y, Z. Граничные условия задавали в виде ограничений на перемещения только нижней поверхности зубочелюстного сегмента, т.е. выбирали опцию, соответствующую полному запрету перемещений во всех направлениях X, Y, Z.

Для каждого варианта посчитаны перемещения по оси Y (вертикаль) и распределения напряжений по Мизесу (как под основанием ТДИ, так и в самом имплантате).

На **рис. 2, а** изображена половина 3-мерной компьютерной модели однокорневого зуба с резекцией 1/3 корня для 2-го этапа; на **рис. 2, б, в и г** показаны результаты численного решения: значения перемещения ТДИ и напряжений по Мизесу как в самом имплантате, так и в костной ткани. Результаты решения для зуба с ампутацией 1/2 и 2/3 корня на 2-м этапе представлены в **табл. 2** и на **рис. 3** и **4** (столбцы зеленого и красного цвета).

При нагружении зуба вдоль оси Y происходит перемещение всех тканей ЗЧС – это особенно хорошо видно на **рис. 1, б** и **2, б** – четко прослеживаются уровни смещения материалов, имеющие различные оттенки и показываю-

щие количественное смещение всех тканей. Как и следовало ожидать, величины максимальных перемещений находятся в самой верхней точке окклюзионной поверхности, а перемещения основания имплантата отмечены цифрами – это $\Delta Y_{\text{основания ТДИ}} = 0,003337$ мм (1-й этап) и $\Delta Y = 0,00275$ мм (2-й этап).

Для исследования распределения напряжений в тканях ЗЧС в качестве эквивалентного напряжения, используемого для оценки сложного напряженного состояния, выбрано напряжение Мизеса – среднеквадратичное значение касательных напряжений в окрестности данной точки. В **табл. 2** представлены значения напряжений по Мизесу для всех вариантов: максимальные значения в ТДИ на 1-м этапе находятся в месте соприкосновения имплантата с компактной частью альвеолярной кости, а на 2-м этапе – примерно в местах, соответствующих 1/3 длины ТДИ от нижнего конца (для резекции 1/3), – это место соприкосновения имплантата с дентином корня (**рис. 2, в**); для случаев ампутации 1/2 и 2/3 корня максимальные значения напряжений находятся примерно в средней части ТДИ. Для определения значений напряжений в костной ткани в окрестности ТДИ на расчетных картинках имплантат был удален – **рис. 1, г** и **рис. 2, г**.

На 1-м этапе при каждой последующей резекции/

Таблица 2.
Значения перемещений ΔY и напряжений σ при различных резекциях корня зуба

Этап	Резекция 1/3 корня	
1-й	ΔY под импл. мкм	3,288
	σ в кости МПа	26,705
	σ_{max} импл. МПа	57,03
2-й	ΔY под импл. мкм	2,514
	σ в кости МПа	4,906
	σ_{max} импл. МПа	16,278
Ампутация 1/2 корня		
1-й	ΔY под импл. мкм	3,337
	σ в кости МПа	26,86
	σ_{max} импл. МПа	63,726
2-й	ΔY под импл. мкм	2,75
	σ в кости МПа	5,101
	σ_{max} импл. МПа	14,159
Ампутация 2/3 корня		
1-й	ΔY под импл. мкм	3,4
	σ в кости МПа	34,27
	σ_{max} импл. МПа	78,401
2-й	ΔY под импл. мкм	3,058
	σ в кости МПа	5,202
	σ_{max} импл. МПа	13,085

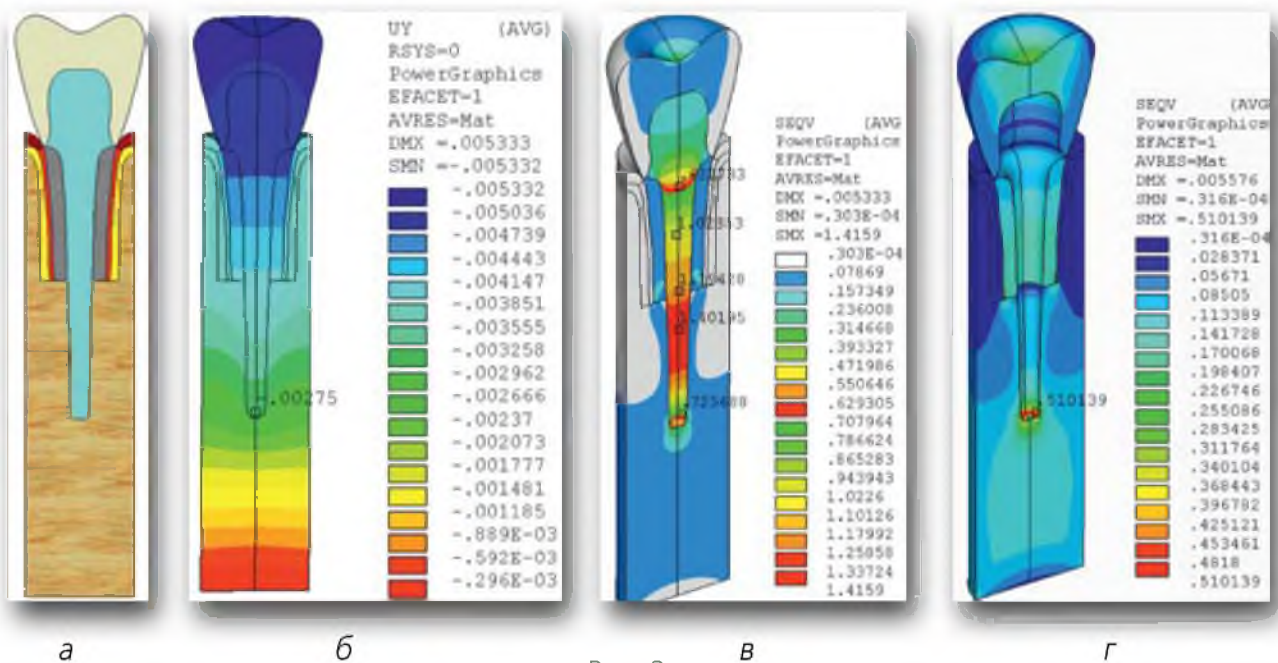


Рис. 2.

Схема ТДИ.

2-й этап (а); перемещение ТДИ по оси Y: $\Delta Y_{\text{основания имплантата}} = 0,00275$ мм (б); значения напряжений по Мизесу в ТДИ $\sigma_{\text{max}} = 14,159$ МПа = $1,4159$ кг/мм² (в); значения напряжений в костной ткани по Мизесу $\sigma_{\text{max}} = 5,101$ МПа – под имплантатом (г).

ампутации перемещения под имплантатом ΔY остаются практически без изменений (увеличиваются всего лишь на 1,5–2%, см. табл. 2 и рис. 3). Что касается величин напряжений в костной ткани σ , то с увеличением значения резекции (от 1/3 до 2/3) они возрастают не монотонно: всего на 0,5% при резекции 1/2 по сравнению с резекцией 1/3, но на 28% при резекции 2/3 по сравнению с резекцией 1/2 (синие столбцы на рис. 4).

Совсем иная картина распределения напряженно-деформированного состояния на 2-м этапе: перемещения ΔY увеличиваются более заметно – примерно на 9–11%, но по сравнению с 1-м этапом перемещения под имплантатом ΔY уменьшаются на 30, 20 и 10% – это при резекции 1/3,

ампутации 1/2 и 2/3 соответственно (зеленые столбцы относительно бежевых – рис. 3), а значения напряжений в костной ткани – увеличиваются только на 2–4%, при этом максимальные значения напряжений в самом имплантате уменьшаются на 15–8% (см. табл. 2). Как видно, величины напряжений в костной ткани на 2-м этапе (когда все пустоты заполнены губчатой костью) во много раз меньше (в 5–6 раз!) аналогичных величин на 1-м этапе.

Сравнительный анализ результатов численного решения позволил определить зависимость перемещения ТДИ и напряженно-деформированного состояния костных тканей от приложенной вертикальной нагрузки на окклюзионную поверхность зуба как в окрестности ТДИ, так и самих

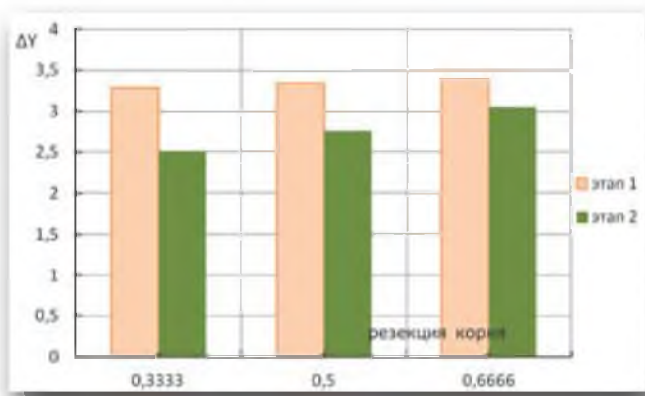


Рис. 3.

Зависимость перемещений ТДИ (ΔY в микронах) от уровня резекции корня зуба 1/3, 1/2 и 2/3 на 1-м и 2-м этапах.

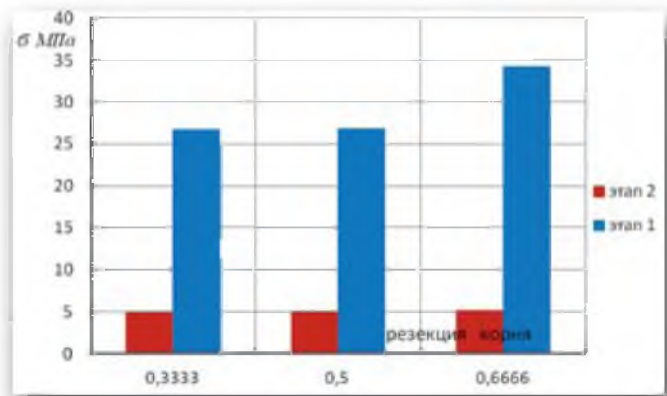


Рис. 4.

Зависимость напряжений в костной ткани σ от уровня резекции корня зуба 1/3, 1/2 и 2/3 на 1-м и 2-м этапах.

имплантатов при различном уровне резекции/ампутации корня зуба на уровне 1/3, 1/2 и 2/3 на 1-м и 2-м этапах после установки ТДИ. Полученные зависимости позволяют сделать основной вывод о том, что при серьезных проблемах допустима резекция/ампутация на уровне 1/3 и 1/2 и даже 2/3 длины корня зуба. Тем не менее, на 1-м этапе необходим щадящий режим, нагрузка на зуб с установленным имплантатом должна быть минимальной в течение времени, требуемого для полной остеоинтеграции ТДИ с костной тканью.

ЛИТЕРАТУРА

1. Безруков В.М., Григорьянц Л.А. Зубосохраняющие операции в амбулаторной хирургической практике. Труды V.съезда Стоматологической Ассоциации России. М.: 1999; 224 – 6.
2. Боровский Е.В. Состояние эндодонтии в цифрах и фактах. Клиническая стоматология. 2003; 1: 38 – 40.
3. Митронин А.В. Внутриканальные имплантаты для укрепления зубов – опорных зубных протезов. Всероссийский конгресс по дентальной имплантологии. 2-й: Труды – Самара. 2002: 101 – 3.
4. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Леbedenko 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; 2: 44 – 8.
5. Мохов А.В. Разработка и клиничко-экспериментальное обоснование применения эндодонто-эндооссальных имплантатов пациентам с хроническим периодонтитом. Дисс.....канд. мед. наук. – М.: 2004.
6. Робустова Т.Г., Митронин А.В. Эндодонто-эндооссальная имплантация. Клиническая стоматология. 1998; 2: 20 – 4.
7. Арутюнов С.Д., Мовсесян Г.В., Мохов А.В., Чумаченко Е.Н. Математическое моделирование возможностей использования эндодонто-эндооссальных имплантатов при протезировании металлокерамическими мостовидными протезами. Панорама ортопедической стоматологии. 2002; 3: 34 – 43.
8. Арутюнов С.Д., Степанов А.Г., Зязиков М.Д. Фрезерованный трансдентальный имплантат. Патент РФ на изобретение №2529392 (2013121854) от 14.05.2013. Огуб в БИПМ. №27.
9. Арутюнов С.Д., Степанов А.Г., Зязиков М.Д. Способ трансдентальной имплантации. Патент РФ на изобретение №2521847 (20131118895) от 14.05.2013. Огуб в БИПМ. №19.
10. Ерошин В.А., Джалалова М.В., Арутюнов С.Д. Подвижность дентальных имплантатов: определение коэффициентов продольной жесткости и продольной стабильности. Отчет №5030 МГУ, НИИ механики МГУ – М., 2009.
11. Ерошин В.А., Джалалова М.В. Напряженно-деформированное состояние биомеханической системы имплантат-упругое основание. Российский журнал биомеханики. 2012; том 16, 3(57): 82 – 95.
12. Дмитриенко С.В., Иванов Л.П., Краюшкин А.И., Пожарицкая М.М. Практическое руководство по моделированию зубов. М.: ГОУ ВУНМЗ РФ; 2001.

13. Д. Норри, Ж. де Фриз. Введение в метод конечных элементов. М.: Изд-во Мир; 1981.

14. Соловьев М.М., Лисенков В.В., Демидова И.И. Биомеханические свойства тканей пародонта. Стоматология. 1999; 3: 61 – 7.

REFERENCES

1. Bezrukou V.M., Grigor'yants L.A. The saved teeth surgeries in ambulatory surgical practice. Proceedings of the V.Congress of the Dental Association of Russia. [Trudy V.sъezda Stomatologicheskoy Assotsiatsii Rossii]. Moscow: 1999; 224 – 6. (in Russian)
2. Borovskiy E.V. Status endodontics in numbers and facts. Klinicheskaya Stomatologiya. 2003; 1: 38 – 40. (in Russian)
3. Mitronin A.V. Intratubular implants to strengthen teeth - supporting dentures. The All-Russian Congress of dental implantology. 2nd: Proceedings. [Vserossiyskiy kongress po den-tal'noy implantologii. 2-y: Trudy] Samara. 2002: 101 – 3. (in Russian)
4. Chumachenko E.N., Arutyunov S.D., Lebedenko I.Ju., Il'nykh A.N. Analysis of the distribution of loads and the probability of irreversible changes in the bone tissue jawbone at the orthopedic treatment using dental intraosseous implants. Institut stomatologii. 2002; 2: 44–8. (in Russian)
5. Mokhov A.V. Development and clinical-experimental substantiation of application en-dodonto-endoosseous implants for patients with chronic periodontitis. Diss... Moscow; 2004. (in Russian)
6. Robustova T.G., Mitronin A.V. Endodontics-endoosseous implantation. Klinicheskaya stomatologiya. 1998; 2: 20 – 4. (in Russian)
7. Arutyunov S.D., Mousesyan G.V., Mokhov A.V., Chumachenko E.N. Mathematical modeling of the possibilities of using endodonto-endoosseous implants in prosthetics metal-ceramic bridges. Panorama ortopedicheskoy stomatologii. 2002; 3: 34 – 43. (in Russian)
8. Arutyunov S.D., Stepanov A.G., Zyzikov M.D. Milled transdental implant. Russian Pa-tent RF N2529392 (2013121854): 14.05. 013. (in Russian)
9. Arutyunov S.D., Stepanov A.G., Zyzikov M.D. Method of transdental implantation. Patent RFN2521847 (20131118895): 14.05.2013. (in Russian)
10. Eroshin V.A., Dzhalalova M.V., Arutyunov S.D. The mobility of dental implants: Deter-mination of longitudinal rigidity and longitudinal stability. Report №5030 of Moscow State Uni-versity, Institute of Mechanics, Moscow State University. – Moscow: 2009. (in Russian)
11. Eroshin V.A., Dzhalalova M.V. Stress-strain state of the biomechanical system implant -elastic base. Russiyskiy Zhurnal biomehaniki. 2012; 16, 3(57): 82 – 95. (in Russian)
12. Dmitrienko S.V., Ivanov L.P., Krayushkin A.I., Pozharickaya M.M. A Practical Guide to Modeling of teeth. Moscow: GOU VUNMZ RF; 2001. (in Russian)
13. Norri D., de Friz Zh. Introduction to the finite element method. [Vvedenie v metod konechnykh elementov]. Moscow: Publishing «World»; 1981. (in Russian)
14. Solov'ev M.M., Lisenkov V.V., Demidova I.I. Biomechanical properties of periodontal tissues. Stomatologiya. 1999; 3: 61 – 7. (in Russian)