

DOI: 10.15593/RZhBiomech/2017.1.05
УДК 531/534:[57+61]



ВЛИЯНИЕ УРОВНЯ РЕЗЕКЦИИ КОРНЯ ЗУБА НА НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ ЭНДОДОНТО-ЭНДООССАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА В ЗУБОЧЕЛЮСТНОМ СЕГМЕНТЕ

М.В. Джалалова¹, А.Г. Степанов²

¹ Научно-исследовательский институт механики Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова, Россия, 119192, Москва, Мичуринский проспект, 1, e-mail: margarita-vd@mail.ru

² Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова, 127473, Москва, ул. Десятковская, 20/1, e-mail: stepanovmd@list.ru

Аннотация. Восстановление утраченных биомеханических свойств резецированных или ампутированных корней зуба решается путем их армирования стандартными эндодонто-эндооссальными или трансдентальными имплантатами. На разработанной математической модели проведено численное исследование методом конечных элементов зависимости перемещений эндодонто-эндооссального имплантата и напряжений в окружающей его костной ткани от различных уровней резекции корня зуба и приложенной функциональной нагрузки, действующей вертикально на окклюзионную поверхность зуба. Задача рассматривалась в осесимметричной постановке. Компьютерная модель зубочелюстного сегмента включала десну, однокорневой зуб премоляра, эндодонто-эндооссальный имплантат, периодонт, компактную кость альвеолы, губчатую кость, с учетом механических свойств материалов каждого из элементов системы. Рассмотрено несколько вариантов резекции корня зуба: удаление 1/3 корня, 1/2 и 2/3 на первом и втором этапах после установки имплантата. Первый этап представляет собой небольшой промежуток времени, когда после установки имплантата еще не произошла его остеоинтеграция с костной тканью; второй этап – остеоинтеграция имплантата с костной тканью произошла, удаленный объем заполнился губчатой костью. В данной работе приводится сравнительный анализ с проведенными ранее исследованиями, в которых методом конечных элементов аналогично изучались зависимости напряженно-деформированного состояния трансдентального имплантата и окружающей его костной ткани от различных уровней резекции корня зуба и приложенной вертикальной нагрузки к окклюзионной поверхности на первом и втором этапах после установки имплантата.

Ключевые слова: резекция корня зуба, эндодонто-эндооссальный имплантат, моделирование, напряжения, перемещения.

ВВЕДЕНИЕ

В настоящий момент зубосохраняющие операции относятся к ведущим и приоритетным направлениям хирургической стоматологии. Эндодонто-эндооссальная имплантация позволяет улучшить биомеханические показатели зубов с резецированными или ампутированными корнями, сохранить целостность циркулярной связки и предотвратить микробную инвазию, резекция корня зуба – хирургическое удаление части или всего корня до или после проведения эндодонтического лечения.

Зубосохраняющие технологии – это способ хирургического лечения деструктивного хронического периодонтита, при котором удаляют инфицированную

© Джалалова М.В., Степанов А.Г., 2017

Джалалова Маргарита Васильевна, к.ф.-м.н., с.н.с. НИИ механики, Москва

Степанов Александр Геннадьевич, к.м.н., доцент кафедры клинической стоматологии № 2, Москва

часть корня, создают условия для предотвращения реинфекции из канала зуба в околокорневые ткани [16]. Сохранение зубов является фундаментальным принципом стоматологии. И наоборот, удаление зубов нежелательно из-за весьма ограниченных успехов по сравнению с протезированием [32].

Первыми сообщениями о резекции корней зубов были статьи, опубликованные в 1884 и 1886 гг. Следующее упоминание о данной технике появилось в мировой литературе в 1954 г., когда различные авторы подтвердили эффективность резекции корня с целью устранения фуркационных дефектов моляров [30]. Данный метод лечения позволяет решить различные вопросы, связанные с патологией периодонта, протезированием, эндодонтическими и восстановительными проблемами [5, 22, 29, 31].

Наиболее часто эндодонто-эндооссальные имплантаты используются в комплексной терапии заболеваний пародонта для стабилизации подвижного зуба, лечения травмы зубов, иногда и при операции резекции верхушки корня, операции удаления кист с резекцией верхушки корня и после гемисекции и перелома корня зуба [15, 28, 20, 27].

Одним из основных преимуществ эндодонто-эндооссальной имплантации является сохранение циркулярной связки зуба и части периодонта. Это способствует сохранению таких важнейших функций периодонта, как барьерная, трофическая, рефлексогенная, пластическая и амортизирующая. Армирование подвергшихся резекции корней зубов такими имплантатами улучшает их биомеханические показатели. Подобные имплантаты имеют достаточную прочность – благодаря им жевательная нагрузка перераспределяется равномерно на опорные ткани зуба и костную ткань, чем достигается восстановление жевательной функции зуба [6, 18].

Нередко хронический процесс в области верхушки корня приводит к его резорбции, а последующая резекция – к укорочению корня, что имеет своим следствием снижение биомеханических показателей зуба. Известно, что чем меньше величина сохраненной части корня, тем больше действующая на окклюзионную поверхность зуба предельная нагрузка жевательного давления. Неадекватное восприятие функциональной нагрузки ведет к ранней потере зуба [4, 17]. Более того, зачастую зубы с резецированными и (или) ампутированными корнями достаточно часто используют под опоры различных конструкций зубных протезов, что еще больше усугубляет напряженно-деформированное состояние модуля культи зуба – костная ткань, ведет к локальному разрушению системы, т.е. возникают необратимые осложнения и зуб приходится удалять [2, 3, 18]. В этом случае предельная нагрузка жевательного давления может привести не только к потере зуба, но и к утрате зубного протеза. При превышении предельных нагрузок в системе возникает напряженно-деформированное состояние, приводящее к локальному разрушению зуба и костной ткани [17, 29]. В связи с этим проблема восстановления биомеханических показателей зуба с резецированной верхушкой корня решается путем их армирования либо эндодонто-эндооссальными [1, 2, 7, 10, 11, 21], либо трансдентальными имплантатами [24, 25].

Таким образом, восстановление биомеханических показателей зуба с резецированной верхушкой корня является актуальной проблемой современной стоматологии.

Модель зубочелюстного сегмента с эндодонто-эндооссальным имплантатом

Структура зубочелюстной системы подробно рассмотрена в [26] – в настоящей работе исследовалась часть этой системы – зубочелюстной сегмент. На рис. 1 представлена осесимметричная модель зубочелюстного сегмента, включающего десну, однокорневой зуб премоляр, эндодонто-эндооссальный имплантат, периодонт, компактную кость альвеолы, губчатую кость. На рис. 1, а показана модель для первого

этапа, на рис. 1, б – для второго. Исследовалось три варианта резекции корня зуба: 1/3, 1/2, 2/3 с двумя этапами после установления самого имплантата. Первый этап представляет собой небольшой промежуток времени – примерно 1,5–2 месяца, когда после установки имплантата еще не произошла его остеоинтеграция с костной тканью, таким образом, при моделировании зубочелюстного сегмента объем удаленной части корня зуба можно считать незаполненным каким-либо материалом. Второй этап – остеоинтеграция эндодонто-эндооссальных имплантатов с костной тканью произошла, удаленный объем заполнился губчатой костью. Для построения компьютерной модели зубочелюстного сегмента, включающего коронку зуба, часть корня, дентин, периодонтальную щель, компактную кость альвеолы, десну, губчатую кость, использовались одонтометрические параметры из работы [12]. Для визуализации тканей пародонта на всех рисунках зубочелюстной сегмент разрезан пополам.

В исследовании напряженно-деформированного состояния всего зубочелюстного сегмента и имплантата в расчетах рассматривалась приближенная модель, в которой учитывались механические свойства материалов и тканей зубов в предположении изотропной упругости, характеризуемой модулем Юнга и коэффициентом Пуассона (в работах [13, 19] задача о напряженно-деформированном состоянии имплантата в костной ткани также решалась в рамках теории упругости). Физико-механические характеристики используемых материалов представлены в табл. 1 [23]. Модель эндодонто-эндооссального имплантата представляла собой форму удлиненного цилиндра, имеющего диаметр 1,2 мм и длину 22,7 мм (см. рис. 1, а).

На рис. 1, а изображена половина модели зубочелюстного сегмента с обозначениями тканей пародонта на первом этапе: удалена 1/3 корня зуба; на втором этапе удаленный объем заполнен губчатой костью (рис. 1, б).

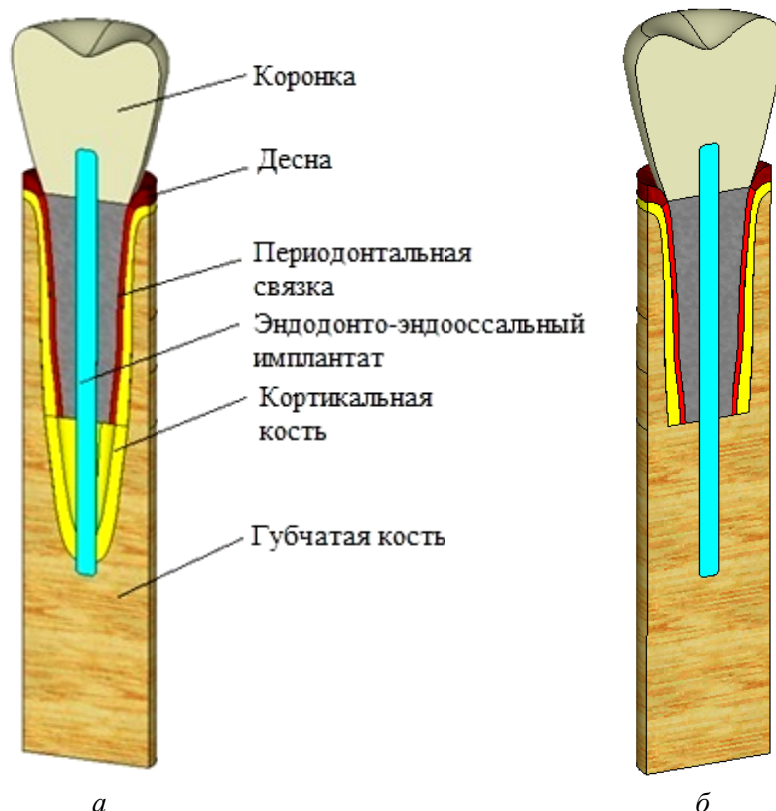


Рис. 1. Осесимметричная модель зубочелюстного сегмента (показана половина модели): а – первый этап; б – второй этап

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	5 000	0,35
Имплантат (титан)	110 000	0,30

РЕЗУЛЬТАТЫ

В качестве примера в работе приведены результаты решения исследуемой проблемы только для резекции 1/3. На рис. 2 изображена компьютерная модель зубочелюстного сегмента с однокорневым зубом премоляром при резекции 1/3 корня для первого этапа; рис. 3, 4 и 5 – результаты численного решения задачи в трехмерной постановке, которые представлены также в сводной табл. 2. Для лучшей визуализации на всех рисунках зубочелюстной сегмент разрезан пополам. После разбиения зубочелюстного сегмента на элементы каждая такая половина состояла примерно из 400 тысяч элементов. Также получены величины перемещений имплантата и напряжений в окружающих его тканях на первом этапе для резекций 1/2 и 2/3, которые представлены в табл. 2 и на рис. 10, 11.

Верхняя и нижняя поверхности эндодонто-эндооссального имплантата имеют скругленную форму – это хорошо видно на рис. 2 – острые кромки приводят к концентрации напряжений (известно, что при скругленном нижнем конце имплантата максимальное значение напряжения в его окрестности почти на 40 % меньше, чем для такого же варианта, но с плоским концом [14]). Задача решалась в программном комплексе *ANSYS* методом конечных элементов. Для построения модели использовался объемный элемент *Solid 186* – элемент для трехмерного моделирования твердых тел с двадцатью узлами и тремя степенями свободы в каждом узле (перемещения в каждом узле в направлениях X , Y , Z). Для сравнительного анализа во всех вариантах задавалась одинаковая распределенная нагрузка $F = 50$ Н на окклюзионную поверхность зуба (площадь которой составляла $S = 40,7$ мм²), следовательно, давление $p = F/S = 1,23$ МПа.

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

Для каждого варианта посчитаны перемещения по оси Y (вертикаль) и распределения напряжений по Мизесу как в самом имплантате, так и в окрестности тканей вокруг имплантата.

Перемещение основания эндодонто-эндооссального имплантата на рис. 3 отмечено значением 0,002675, которое имеет размерность в миллиметрах (в микронах $\Delta Y = 2,675$ мкм – в сводной таблице 2 значения перемещений для всех вариантов приведены в микронах). При нагружении зуба вдоль оси Y происходит перемещение всех тканей зубочелюстного сегмента – коронки, имплантата и окружающих его тканей: четко прослеживаются уровни смещения материалов, имеющие различные оттенки и показывающие количественное перемещение всех тканей.

Очевидно, что величины максимальных перемещений находятся в самой верхней точке окклюзионной поверхности – показано синим цветом, значения перемещений костной ткани примерно в два раза меньше – показано зеленым цветом,

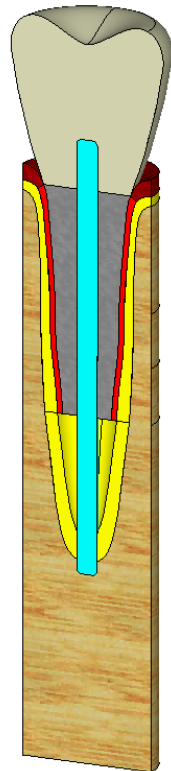


Рис. 2. Модель зубочелюстного сегмента для первого этапа

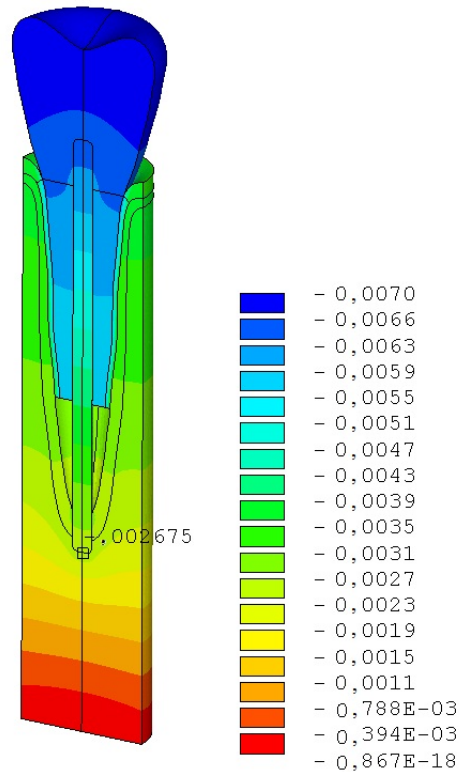


Рис. 3. Перемещение имплантата по оси Y. ΔY основания эндодонто-эндооссального имплантата = 2,675 мкм

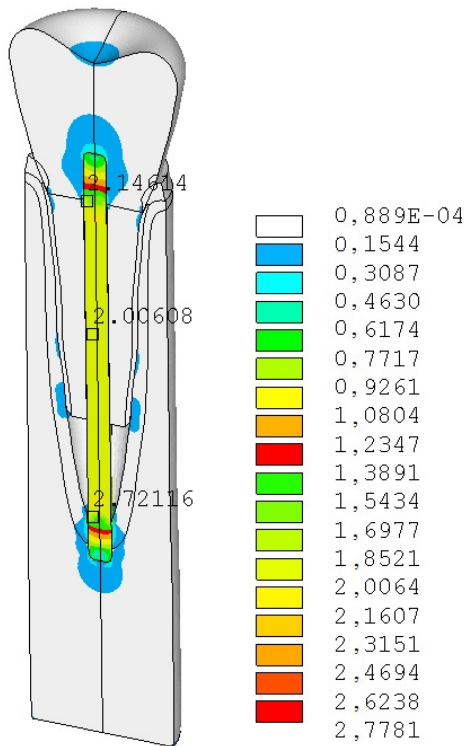


Рис. 4. Значения напряжений в имплантате: $\sigma_{\max} = 2,778 \text{ кг/мм}^2 = 27,78 \text{ МПа}$ – место соприкосновения имплантата с компактной костью

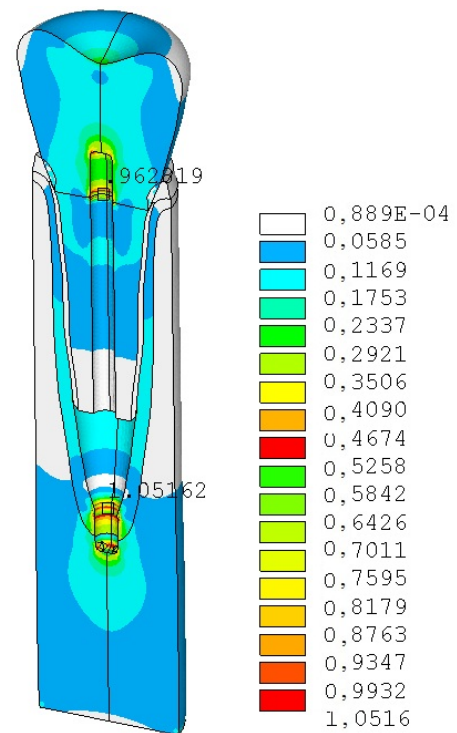


Рис. 5. Значения напряжений в компактной кости: $\sigma_{\max} = 10,516 \text{ МПа}$ и $\sigma = 9,62 \text{ МПа}$ – место соприкосновения дентина с имплантатом

красным цветом – перемещений нет (практически $\Delta U = 0$), так как основание зубочелюстного сегмента «приклеено». Цветные прямоугольники справа показывают количественное распределение значений перемещений всех тканей: можно видеть, что красный цвет – это минимум, синий – максимум.

На рис. 4 показано распределение значений напряжения в самом эндодонто-эндооссальном имплантате: максимальное значение отмечено на рисунке числом $2,72116 \text{ кг/мм}^2 = 27,2116 \text{ МПа}$; максимальное значение $\sigma_{\max} = 27,7813 \text{ МПа}$ (см. правую колонку). Все значения напряжений даны в кг/мм^2 (отмечены на рисунках и в столбцах), а подписи под рисунками переведены в МПа. Максимум σ_{\max} в эндодонто-эндооссальном имплантате находится в месте, где имплантат соприкасается с компактной костью альвеолярного отростка. На рис. 5 показано распределение значений напряжения в окружающих имплантат тканях. На расчетном рисунке эндодонто-эндооссальный имплантат удален (после расчета) для визуализации напряжений в костной ткани. Отмеченное на рис. 5 значение $\sigma_{\max} = 1,05162 \text{ кг/мм}^2$ находится в кортикальной кости в месте соприкосновения с основанием имплантата; немного меньшее значение напряжения $\sigma = 9,62 \text{ МПа}$ находится в месте соприкосновения имплантата с дентином.

На рис. 6 изображена половина трехмерной компьютерной модели однокорневого зуба с резекцией 1/3 корня для второго этапа. За определенное время (у каждого пациента оно разное) происходит остеоинтеграция имплантата с костной тканью, т.е. удаленный объем после резекции корня заполняется губчатой костью. Поэтому модель зубочелюстного сегмента на втором этапе существенно отличается от аналогичной модели на первом этапе.

На рис. 7, 8 и 9 представлены результаты численного решения – значения перемещения эндодонто-эндооссального имплантата и напряжений по Мизесу в самом имплантате и в костной ткани.

На рис. 8 показано распределение значений напряжения в самом эндодонто-эндооссальном имплантате: максимальное значение на рисунке отмечено числом $1,83687 \text{ кг/мм}^2$ (истинное $\sigma_{\max} = 1,8615 \text{ кг/мм}^2$ – см. столбик справа, так как довольно сложно точно определить нахождение значения максимального напряжения) – в этом месте имплантат соприкасается с границей срезанного корня; значения напряжений в нижней и верхней частях имплантата почти в два раза меньше, а также более чем в два раза меньше аналогичных значений на первом этапе. На рис. 9 – распределение значений напряжения в окружающих имплантат тканях (на расчетном рисунке имплантат также удален для визуализации напряжений в костной ткани). Отмеченное на рис. 9 значение $\sigma_{\max} = 0,473063 \text{ кг/мм}^2$ (истинное $\sigma_{\max} = 0,494066 \text{ кг/мм}^2$) находится в кортикальной кости в месте соприкосновения с основанием эндодонто-эндооссального имплантата; немного меньшее значение напряжения $\sigma = 4,293 \text{ МПа}$ – в коронковом материале над имплантатом; $\sigma = 3,01255 \text{ МПа}$ – в месте соприкосновения с границей срезанного корня.

Как и следовало ожидать, значение перемещения основания имплантата на втором этапе меньше, чем на первом, примерно на 7 %. Что касается напряжений, то на втором этапе все значения напряжений, включая максимальные, существенно меньше аналогичных на первом этапе: так, напряжение в основании имплантата в 1,5 раза меньше по сравнению с первым этапом (18,62 и 27,78 МПа соответственно), а напряжения в окружающей имплантат костной ткани меньше по сравнению с первым этапом в 2,3 раза (4,624 и 10,516 МПа соответственно). Для вариантов с резекцией 1/2 и 2/3 также получены решения для первого и второго этапов – результаты помещены в сводной табл. 2 и на рис. 10, 11.

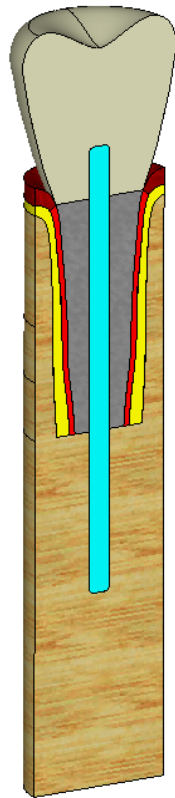


Рис. 6. Модель зубочелюстного сегмента для второго этапа

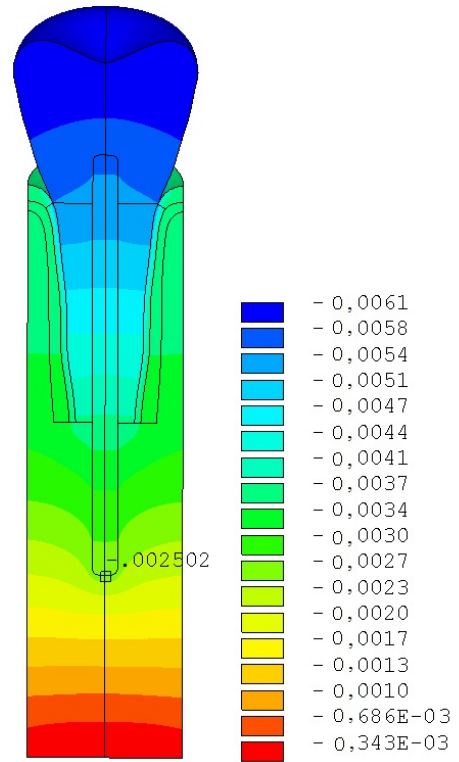


Рис. 7. Перемещение имплантата по оси Y: ΔY основания эндодонто-эндооссального имплантата = 2,5 мкм

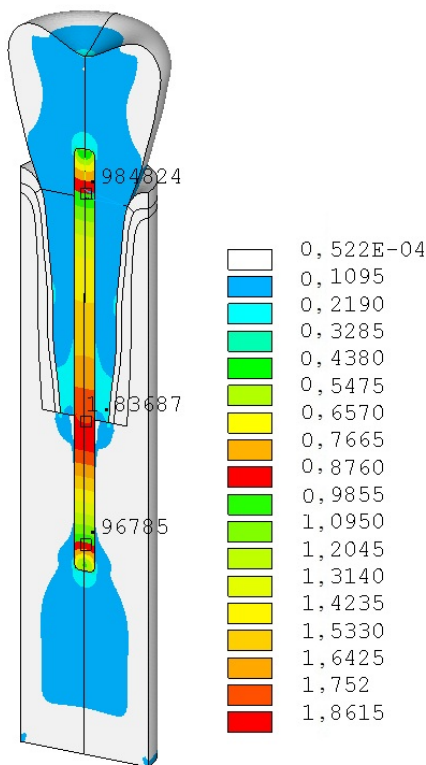


Рис. 8. Значения напряжений в имплантате: $\sigma_{\max} = 18,62 \text{ МПа} = 1,862 \text{ кг/мм}^2$ – место соприкосновения имплантата с дентином

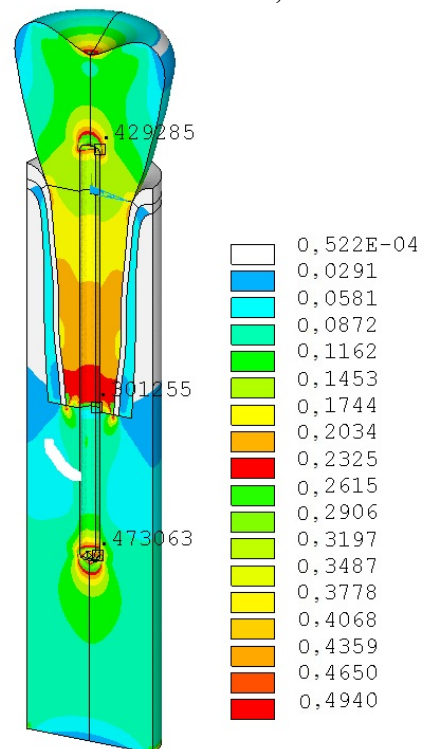


Рис. 9. Значения напряжений: $\sigma_{\max} = 4,73 \text{ МПа}$ под имплантатом и $\sigma = 4,29 \text{ МПа}$ в коронковом материале над имплантатом

Таблица 2

Значения перемещений ΔY эндодонто-эндооссального имплантата и напряжений σ в костных тканях при различных резекциях корня зуба

Этап		Резекция 1/3 корня	Резекция 1/2 корня	Резекция 2/3 корня
Первый	ΔY под имплантатом, мкм	2,675	2,734	2,777
	σ в кости, МПа	10,516	14,614	16,351
	σ_{\max} имплантата, МПа	27,78	35,298	38,44
Второй	ΔY под имплантатом, мкм	2,502	2,589	2,70
	σ в кости, МПа	4,624	4,85	4,959
	σ_{\max} имплантата, МПа	18,62	19,11	19,39

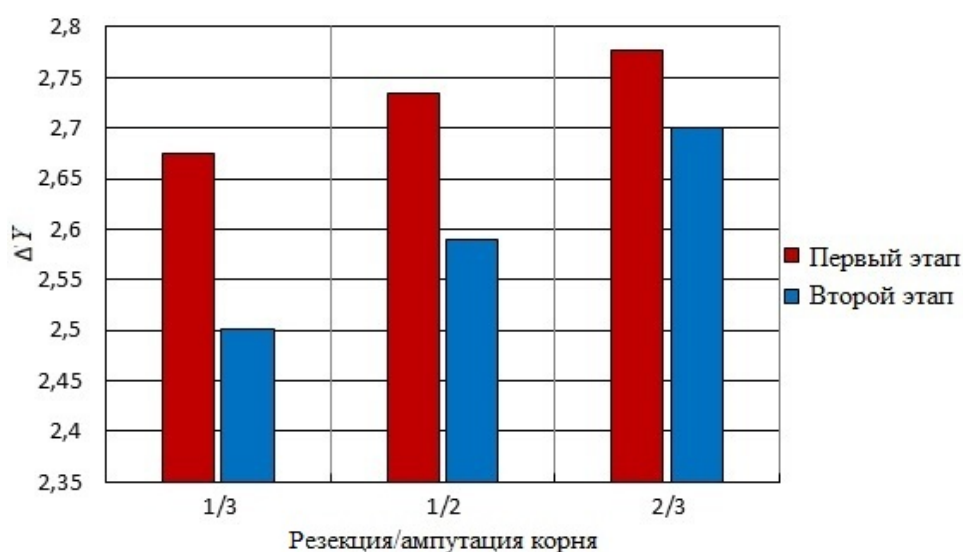


Рис. 10. Зависимость перемещений имплантата (ΔY , мкм) от уровня резекции корня зуба 1/3, 1/2 и 2/3 на первом и втором этапах

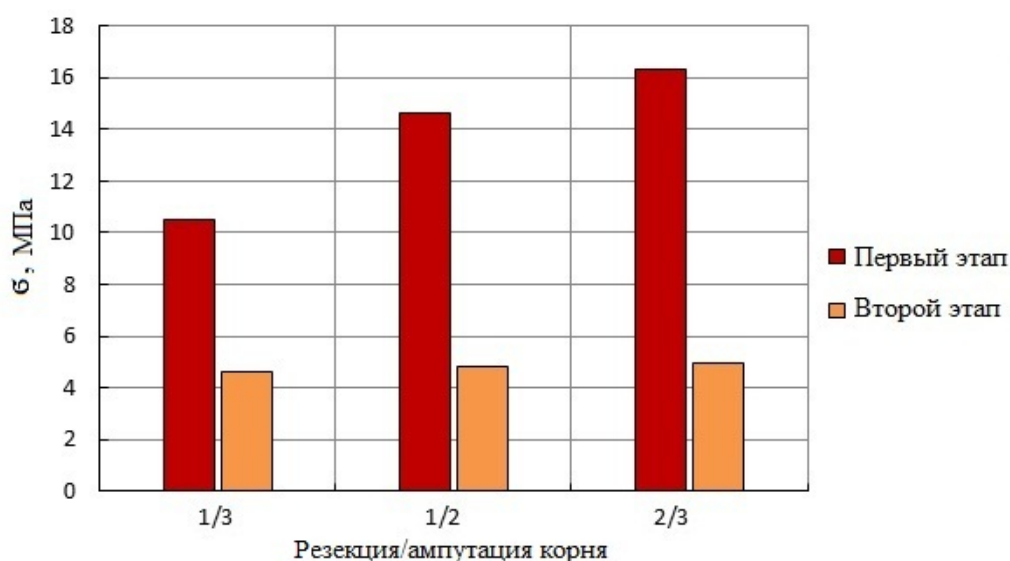


Рис. 11. Зависимость напряжений σ в тканях зубочелюстного сегмента в окрестности эндодонто-эндооссального имплантата от уровня резекции корня зуба 1/3, 1/2 и 2/3 на первом и втором этапах

На втором этапе при каждой последующей резекции перемещения под имплантатом ΔY остаются практически без изменений (увеличиваются всего лишь на 1,5–2,0 %, см. табл. 2). Что касается величин напряжений в костной ткани, то с увеличением значения резекции от 1/3 до 2/3 они возрастают: на 40 % при резекции 1/2 по сравнению с резекцией 1/3 и на 12 % при ампутации 2/3 по сравнению с резекцией 1/2. Совсем иная картина распределения напряженно-деформированного состояния на втором этапе: перемещения под имплантатом ΔY увеличиваются также незначительно, примерно на 3–4 %, а значения напряжений в костной ткани увеличиваются только на 2–5 %, и максимальные значения напряжений в самом имплантате также немного увеличиваются – на 1,5–3,0 %. Как видно, величины напряжений в костной ткани на втором этапе (когда все пустоты заполнены губчатой костью) в несколько раз меньше аналогичных величин на первом этапе (от 2,3 до 3,3 раза).

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ЗУБОЧЕЛЮСТНОГО СЕГМЕНТА С ЭНДОДОНТО-ЭНДООССАЛЬНЫМ И ТРАНСДЕНТАЛЬНЫМ ИМПЛАНТАТАМИ

В данном разделе приводится сравнительный анализ с данными работ [8, 9], в которых методом конечных элементов аналогично исследовались зависимости перемещений трансдентального имплантата и напряжений в окружающей его костной ткани от уровней резекции корня зуба 1/3, 1/2, 2/3 и такой же приложенной вертикальной нагрузки $F = 50$ Н к окклюзионной поверхности на первом и втором этапах после установки имплантата.

Рис. 12 и 13 наглядно показывают распределение перемещений ΔY и напряжений σ в костной ткани трансдентального и эндодонто-эндооссального имплантатов от уровня резекции корня зуба для первого и второго этапов.

На первом этапе при всех резекциях перемещения ΔY у эндодонто-эндооссального имплантата меньше, чем у трансдентального примерно на 20 %. На втором этапе значения ΔY изменяются незначительно: при уровнях резекций 1/3 и 1/2 значения перемещений ΔY практически одинаковые, а при резекции, равной 2/3, отличие составляет 11 %.

Что касается величин напряжений в костной ткани под имплантатом, то на первом этапе значения σ у трансдентального больше в 1,8–2,5 раза по сравнению с эндодонто-эндооссальным имплантатом. Совсем другой характер изменения σ на втором этапе: отличие σ между трансдентальным и эндодонто-эндооссальным имплантатами составляет не более 5 %.

Напряжения в самом имплантате на первом этапе существенно возрастают с уменьшением корня зуба (т.е. с увеличением уровня резекции корня): примерно на 20–30 % при резекции 1/2 и 2/3 по сравнению с резекцией 1/3 соответственно; на втором этапе значения σ изменяются очень незначительно.

Таким образом, по всем показателям на втором этапе лучше эндодонто-эндооссальный имплантат, но на втором этапе значения напряжений и перемещений при уровне резекций 1/3 и 1/2 практически не отличаются, только при резекции 2/3 перемещение ΔY у эндодонто-эндооссального имплантата меньше на 11 %.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Сравнительный анализ результатов численного решения позволил определить зависимость перемещений эндодонто-эндооссального имплантата и напряженно-деформированного состояния костных тканей от приложенной вертикальной нагрузки

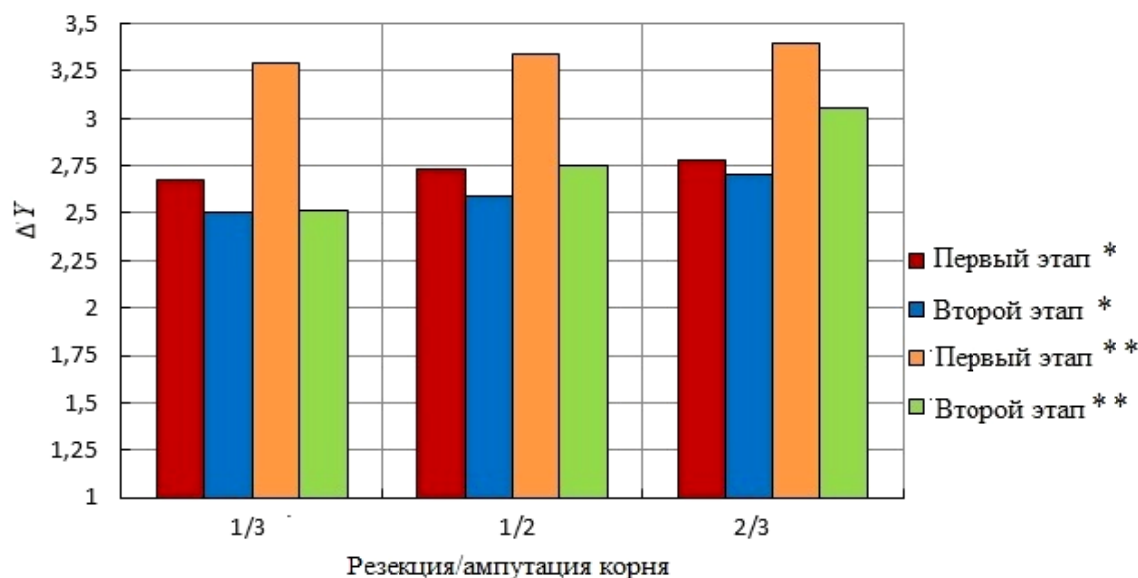


Рис. 12. Зависимость перемещений эндодонто-эндооссального (*) и трансдентального (**) имплантатов (ΔY , мкм) от уровня резекции корня зуба 1/3, 1/2 и 2/3 на первом и втором этапах

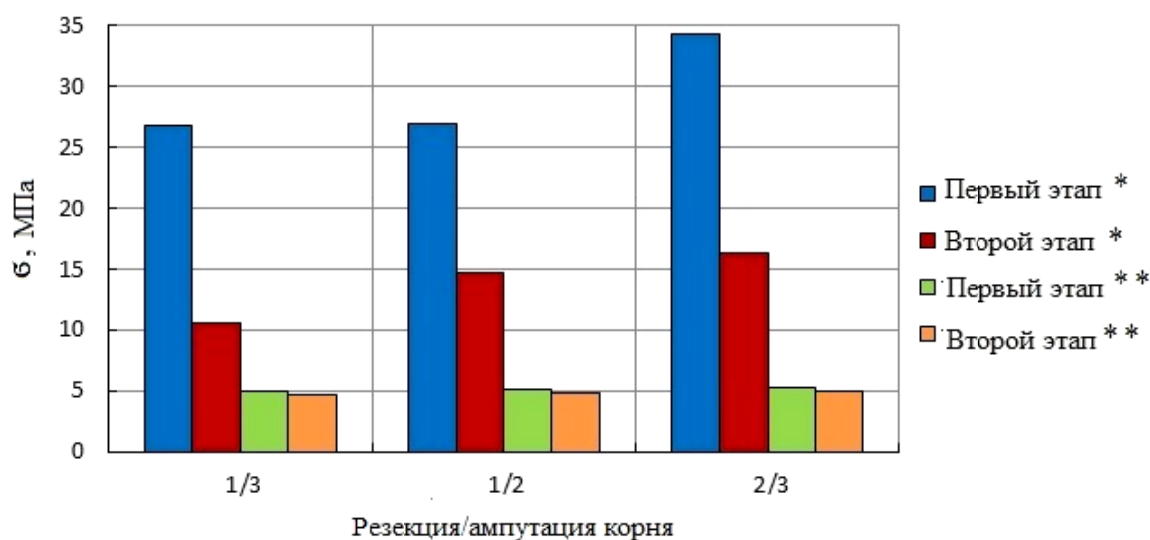


Рис. 13. Зависимость напряжений σ в тканях зубочелюстного сегмента в окрестности эндодонто-эндооссального (*) и трансдентального (**) имплантатов от уровня резекции корня зуба 1/3, 1/2 и 2/3 на первом и втором этапах

на окклюзионную поверхность зуба как в окрестности имплантата, так и самих имплантатах при различной степени резекции корня зуба (1/3, 1/2 и 2/3) на первом и втором этапах после установки имплантата. Полученные зависимости позволяют сделать основной вывод о том, что при серьезных проблемах допустимыми резекциями корня зуба являются 1/3, 1/2 и даже ампутация 2/3, при которой все показатели на втором этапе весьма незначительно отличаются от аналогичных при резекции 1/3 и 1/2. Тем не менее на первом этапе необходим более щадящий режим, нагрузки на зуб с поставленным имплантатом желательно не должны быть большими в течение времени, требуемого для полной остеоинтеграции эндодонто-эндооссального имплантата с костной тканью.

Сравнение эндодонто-эндооссальных имплантатов с трансдентальными показало, что на первом этапе по всем параметрам лучше эндодонто-эндооссальный имплантат, но на втором этапе значения напряжений и перемещений при уровне резекций 1/3 и 1/2 практически не отличаются, только при ампутации 2/3 перемещение ΔU у эндодонто-эндооссального имплантата меньше на 11 %.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Арутюнов С.Д., Джалалова М.В., Унанян В.Е., Ерошин В.А. Обоснование целесообразности армирования зубов с резецированными и ампутированными корнями эндодонто-эндооссальными имплантатами // *Институт стоматологии*. – 2008. – № 1. – С. 98–101.
2. 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. – С. 34–43.
3. Арутюнов С.Д., Григорьянц Л.А., Мовсесян Г.В., Мохов А.В. Новый эндодонто-эндооссальный имплантат в хирургической практике лечения больных хроническим периодонтитом // *Институт стоматологии*. – СПб., 2003. – № 1. – С. 48–51.
4. Базикян Э.А., Ломакин М.В., Митронин А.В. Новые технологии и пути совершенствования эндодонто-эндооссальной имплантации // *Стоматология*. – 2006. – № 2. – С. 48–53.
5. Григорьянц А.Г. Сравнительная оценка эффективности применения различных пломбирочных материалов, используемых при ретроградном пломбировании: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 2008. – 22 с.
6. Данилина Т.Ф., Огрина Н.А. Эндодонто-эндооссальная имплантация как метод повышения функциональной эффективности опорных зубов на этапе ортопедического лечения. – Самара, 2002. – С. 57–61.
7. Джалалова М.В., Арутюнов С.Д., Унанян В.Е. Обоснование выбора эндодонто-эндооссального имплантата оптимальных параметров для ортопедического лечения больных с подвижными зубами // *Российский стоматологический журнал*. – 2009. – № 3. – С. 5–6.
8. Джалалова М.В., Арутюнов С.Д., Степанов А.Г. Влияние уровня резекции корня зуба на величины перемещений и напряжений трансдентального имплантата в структуре костной ткани // *Российский вестник дентальной имплантологии*. – 2015. – № 1 (31). – С. 31–35.
9. Джалалова М.В. Численное исследование НДС костной ткани в окрестности трансдентального имплантата под действием нагрузки на окклюзионную поверхность зуба // *Ломоносовские чтения: тез. Секция механики*. – М.: Изд-во МГУ, 2016. – С. 72–73.
10. Джалалова М.В., Ерошин В.А. Математическое моделирование в задачах стоматологии // *Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского*. – 2011. – Сер. 4, т. 2. – С. 421–422.
11. Джалалова М.В., Ерошин В.А., Унанян В.Е. Обоснование целесообразности армирования зубов с резецированными корнями эндодонто-эндооссальными имплантатами // *Сборник научных трудов к 90-летию со дня рождения А.И. Дойникова*. – М.: Издательство МГСУ, 2008.
12. Дмитриенко С.В., Иванов Л.П., Краюшкин А.И., Пожарицкая М.М. Практическое руководство по моделированию зубов. – М.: ГОУ ВУНМЗ РФ, 2001. – 239 с.
13. Дубинин А.Л., Няшин Ю.И., Осипенко М.А., Еловинова А.Н., Няшин М.Ю. Оптимизация ортодонтического перемещения зубов // *Российский журнал биомеханики*. – 2016. – Т. 20, № 1. – С. 37–47.
14. Ерошин В.А., Джалалова М.В. Напряженно-деформированное состояние биомеханической системы имплантат–упругое основание // *Российский журнал биомеханики*. – 2012. – Т. 16, № 3 (57). – С. 82–95.
15. Зуева Д.Д., Максимовский Ю.М., Ульянова Т.В., Чиркова Т.Д. Кальцийсодержащие материалы «Радоцем» и «ProRoot МТА» в лечении хронических форм периодонтита // *Cathedra*. – 2007. – № 1. – С. 20–23.
16. Игтiev Э.Б. Экспериментально-клиническое обоснование трансдентального шинирования подвижных зубов: дис. ... канд. мед. наук. – М., 2003. – 118 с.
17. Митронин А.В. Внутриканальные имплантаты для укрепления зубов – опорных зубных протезов // *Труды второго всерос. конгр. по дентальной имплантологии*. – Самара, 2002. – С. 101–103.
18. Мохов А.В. Разработка и клинико-экспериментальное обоснование применения эндодонто-эндооссальных имплантатов пациентам с хроническим периодонтитом: дис. ... канд. мед. наук. – М., 2004. – 148 с.

19. Няшин Ю.И., Рогожников Г.И., Рогожников А.Г., Никитин В.Н., Асташина Н.Б. Биомеханический анализ зубных имплантатов из сплава титана и диоксида циркония // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 1 (55). – С. 102–109.
20. Рамазанов А.А. Сравнительное исследование биомеханики и клинической эффективности внутрикорневых штифтов и трансдентальных имплантатов при протезировании разрушенной коронки зуба: дис. ... канд. мед. наук. – М., 2005. – 125 с.
21. Робустова Т.Г., Митронин А.В. Эндодонто-эндооссальная имплантация // Клиническая стоматология. – 1998. – № 2. – С. 20–24.
22. Сабанцева Е.Г. Лечение пародонтита с применением биогенных материалов: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., – 1993. – 21 с.
23. Соловьев М.М., Лисенков В.В., Демидова И.И. Биомеханические свойства тканей пародонта // Стоматология. – 1999. – № 3. – С. 61–67.
24. Степанов А.Г., Зязиков М.Д. Функциональная диагностика зубов с нарушенной целостностью корня, армированных индивидуальными фрезерованными трансдентальными имплантатами // Стоматология. – 2015. – Т. 94, № 2. – С. 17–18.
25. Степанов А.Г., Зязиков М.Д. Экспериментальное определение физико-механических параметров, повышающих внутрикорневую фиксацию индивидуальных трансдентальных имплантатов, изготовленных САД/САМ-фрезерованием // Стоматология. – 2015. – Т. 94, № 2. – С. 100–101.
26. Тверье В.М., Няшин Ю.И., Никитин В.Н., Оборин Л.Ф. Механическое давление как основа биомеханического моделирования зубочелюстной системы человека // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 1. – С. 25–35.
27. Хацкевич Г.А. Клинико-экспериментальное обоснование резекции верхушек корней многокорневых зубов: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 1970. – 24 с.
28. Чудаков О.П., Шевела Т.Л. Апикальные периодонтиты. Хирургические методы лечения: учеб.-метод. пособие. – Минск: БГМУ, 2008. – 20 с.
29. Mandelaris G.A., Vlk S.D. Guided implant surgery with placement of a presurgical CAD/CAM patient-specific abutment and provisional in the esthetic zone // *Compend. contin. educ. dent.* – 2014. – Vol. 35. – P. 494–504.
30. Needleman I. How long do multirrooted teeth with furcation involvement survive with treatment? // *Evid. Based Dent.* – 2010. – Vol. 11. – P. 38–39.
31. Newell D.H. The role of the prosthodontist in restoring root-resected molars: A study of 70 molar root resection // *J. prosthet. dent.* – 1991. – Vol. 65. – P. 7–15.
32. Ruskin J.D., Morton D., Karayazgan B., Amir J. Failed Root Canals: The Case for extraction and immediate implant placement // *J. oral maxillofac. surg.* – 2005. – Vol. 63. – P. 829–831.

INFLUENCE OF TOOTH ROOT RESECTION LEVEL ON STRESS-STRAIN STATE OF ENDODONTIC ENDOSSEOUS IMPLANT IN DENTOALVEOLAR SEGMENT

M.V. Dzhahalova, A.G. Stepanov (Moscow, Russia)

Restoration of lost biomechanical properties of resected or amputated tooth roots is achieved by their reinforcement with standard endodontic endosseous or transdental implants. A developed mathematical model and the finite element method were used to carry out a numerical study of displacement dependence of an endodontic endosseous implant and stresses in its surrounding bone tissue on different root resection levels and the imposed functional load acting vertically on the occlusal surface of a tooth. The problem was considered in the axisymmetric formulation. A computer model of the dentoalveolar segment included gum, single-rooted premolar tooth, endodontic endosseous implant, periodontal ligament, compact alveolus bone, and spongy bone considering mechanical properties of the materials of each of the system elements. Several options for the root resection were considered: amputation of 1/3 of the root, of 1/2, and of 2/3 on the first and second stages after implant placement. The first stage represents a short period of time after implant placement when there is no osseointegration with bone tissue yet; the second stage – implant

osseointegration with bone tissue has occurred, and the extracted volume is filled with spongy bone. This work presents a comparative analysis with the previous studies, in which the finite element method was used for similar investigation of dependences of the stress-strain behavior of a transdental implant and its surrounding bone tissue on different root resection levels and the vertical load applied to the occlusal surface on the first and second stages after implant placement.

Key words: root resection, endodontic endosseous implant, simulation, stresses, displacement, dentoalveolar segment.

Получено 02 сентября 2016