

## ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2015

УДК 616.314-089.28:001.891.57

Чумаченко Е. Н., Олесов Е. Е., Бобер С. А., Логашина И. В.

## К ВОПРОСУ О ВЫБОРЕ РАСЧЕТНЫХ СХЕМ ПРИ МОДЕЛИРОВАНИИ И АНАЛИЗЕ ЛОКАЛЬНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ ПОВЕДЕНИЯ СЛОЖНЫХ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СИСТЕМ

Клинический центр стоматологии, 123182, г. Москва

*Обсуждается выбор расчетных схем для выполнения большого количества расчетов при выборе вариантов стоматологического ортопедического лечения. Показано, что на сегменте верхнего моляра можно изучать такие искусственные включения, как керамические вкладки, с той же степенью достоверности, как и на всем зубе.*

*Ключевые слова: восстановление жевательных функций; моляр; метод конечных элементов; искусственные включения; расчетные схемы.*

*Для цитирования: Российский стоматологический журнал. 2015; 19(2): 4–5.*

*Chumachenko E. N., Olesov E. E., Bober S. A., Logashina I. V.*

## QUESTION ABOUT THE CHOICE OF SETTLEMENT SCHEMES IN MODELING AND ANALYSIS OF LOCAL FEATURES OF THE BEHAVIOR OF COMPLEX BIOMECHANICAL SYSTEMS

*Discusses the selection of the design of circuits for performing a large number of calculations the selection of dental orthopedic treatment. It is shown that the segment of the upper molar is possible to study such artificial inclusions, as ceramic inlays, with the same degree of reliability, as well as throughout the tooth.*

*Keywords: restoration of masticatory founzi; molar; finite element method; artificial inclusions; design scheme.*

*Citation: Rossiyskiy stomatologicheskii zhurnal. 2015; 19(2): 4–5.*

## Введение

Зуб, представляющий собой неоднородную конструкцию с различными свойствами, допускающий различные искусственные включения (пломбы, вкладки и пр.), несомненно, является сложной биомеханической системой. Несмотря на его относительно малые размеры, за счет сложной конфигурации и локальности зон, подвергающихся внешнему воздействию, вопрос о выборе расчетной схемы для обеспечения эффективного восстановления поврежденного сегмента зуба является весьма актуальным. Это связано прежде всего с тем, что при решении задач выбора рационального способа восстановления утраченных естественных функций необходимо выполнение большого числа расчетов с вариацией граничных условий, геометрических особенностей искусственных включений, их механических свойств. В этом случае становится существенным такой параметр, как время расчета одного (каждого) варианта задачи.

Для ответа на конкретно поставленный вопрос об эффективности функционирования сложной системы не всегда необходимо при анализе каждого из вариантов протезирования рассматривать всю систему. Практика расчетов показывает, что при правильно выбранном для анализа сегменте конструкции результаты прогнозирования поведения участка системы с искусственным включением будут очень близки при моделировании как на сегменте, так и на на всей конструкции в целом.

## Постановка задачи

Рассмотрим конкретный пример моделирования поведения нагруженного распределенной жевательной нагрузкой верхнего моляра и его же с керамической вкладкой.

*Для корреспонденции: Олесов Егор Евгеньевич, olesova@implantat.ru*  
**For correspondence: Olesov Egor Evgen'evich, olesova@implantat.ru**

Общий вид моляра в дискретном виде (вся область зуба, состоящая из эмали и дентина, разбита на тетраэдрические элементы), подготовленном для расчетов методом конечных элементов, приведен на рис. 1 (см. вклейку) [1]. Модель зуба, будем считать, локально однородная, состоящая из двух типов тканей: дентина и эмали. Анализировать напряженно-деформированное состояние будем в упругой области. Для расчетов в среде Solid Works будем использовать методики, изложенные в работах [2, 3]. Свойства костных тканей возьмем там же.

Для дентина: модуль Юнга 14700 МПа, коэффициент Пуассона 0,31, предел упругости (сжатие) 167 МПа, предел упругости (растяжение) 55 МПа.

Для эмали: модуль Юнга 84100 МПа, коэффициент Пуассона 0,33, предел упругости (сжатие) 380 МПа, предел упругости (растяжение) 34 МПа.

Рассмотрим две расчетные схемы (см. рис. 1). В первом случае рассмотрим весь зуб с закрепленным корнем, нагруженный нормальной распределенной нагрузкой, во втором случае – только верхнюю часть зуба с закрепленным основанием и точно такой же распределенной нагрузкой, равной 2 кг/мм<sup>2</sup>.

## Расчеты и обсуждение

Расчеты показали, что поля деформаций и напряжений в обоих случаях практически идентичны. Отклонения в абсолютных значениях не превышали 3–4%, причем следует отметить, что часть этой погрешности вполне можно отнести к погрешности расчетов за счет неэквивалентности сеток конечных элементов. В качестве примера на рис. 2 (см. вклейку) приведены поля интенсивности напряжений в сечении верхнего моляра. Интенсивность напряжений – это основной параметр для оценки прочностной характеристики рассматриваемой конструкции по всем известным

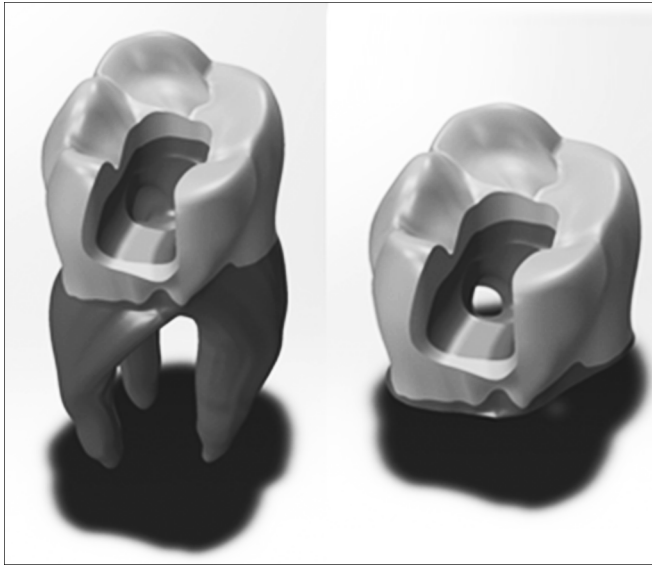


Рис. 3. Вырезы в моляре под керамическую вкладку для двух типов расчетных схем.

критериям прочности, а при использовании критерия Мизеса – главный [4].

Теперь посмотрим, будут ли наблюдаться существенные отклонения в значениях полей деформаций и напряжений на поверхности полости в моляре под керамическую вкладку. Для обеих расчетных схем считалось, что вкладка из керамики будет заполнять идентично вырезанную часть зуба (рис. 3). При анализе полей напряжений и деформаций установлено, что сложная конфигурация полости для обеих расчетных схем не приводит к сколько-нибудь значительным отклонениям в напряжениях и деформациях, отнесенных к поверхности полости (рис. 4 на вклейке). На рис. 4 приведены поля интенсивности напряжений на поверхности реставрированного фрагмента моляра.

## Заключение

Компьютерное моделирование показало, что для правильно выбираемых фрагментов при анализе напряженно-деформированного состояния в биомеханических системах можно в процессе выбора из большого количества вариантов практически без потери точности эффективно использовать фрагментарные расчетные схемы. Это значительно ускоряет выполнение расчетов и повышает их эффективность в плане увеличения разнообразия анализируемых вариантов замещения дефектов зубов.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Чумаченко Е.Н., Олесов Е.Е., Бобер С.А., Берсанов Р.У., Кононенко В.И., Бронштейн Д.А. Моделирование геометрической модели моляра верхней челюсти с различными видами реставраций. *Российский стоматологический журнал*. 2014; 6: 36–9.
2. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебедеко И.Ю. *Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зубных протезов*. М.: Молодая гвардия; 2003.
3. 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.
4. Качанов Л.М. *Основы механики разрушения*. М.: Наука; 1974.

Поступила 28.10.14

## REFERENCES

1. Chumachenko E.N., Olesov E.E., Bober S.A., Bersanov R.U., Kononenko V.I., Bronshteyn D.A. Modeling of the geometrical model of the molar teeth of the upper jaw with different types of restorations. *Rossiyskiy stomatologicheskii zhurnal*. 2014; 6: 36–9. (in Russian)
2. Chumachenko E.N., Arutyunov S.D., Lebedenko I.Yu. *Mathematical Modeling of the Stress-strain State of Dentures [Matematicheskoe modelirovaniye napryazhenno-deformirovannogo sostoyaniya zubnykh protezov]*. Moscow: Molodaya gvardiya; 2003. (in Russian)
3. Chumachenko E.N., Volozhin A.I., Portnoy V.K., Markin V.A. Hypothetical model of the biomechanical interaction of the teeth and supporting tissues of the jaw at different values of the masticatory load. *Stomatologiya*. 1999; 78(5): 4–8. (in Russian)
4. Kachanov L.M. *Fundamentals of fracture mechanics [Osnovy mekhaniki razruzheniya]*. Moscow: Nauka; 1974. (in Russian)

Received 28.10.14

К ст. *Е. Н. Чумаченко* и соавт.

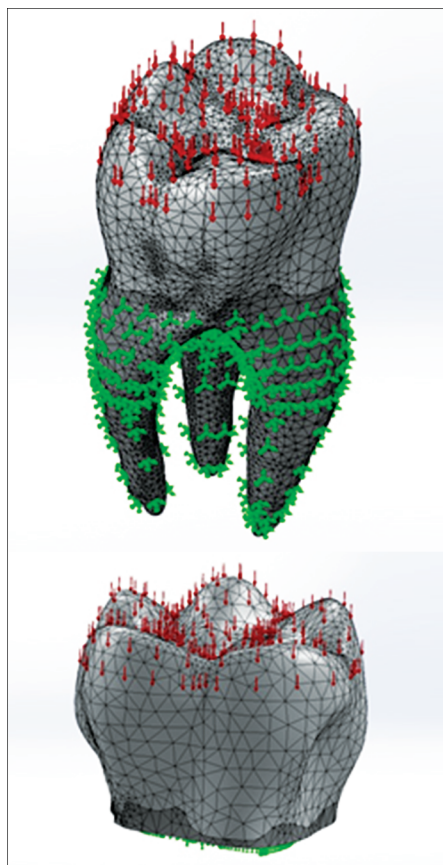


Рис. 1. Расчетные схемы для анализа напряженно-деформированного состояния верхнего моляра и его сегмента.

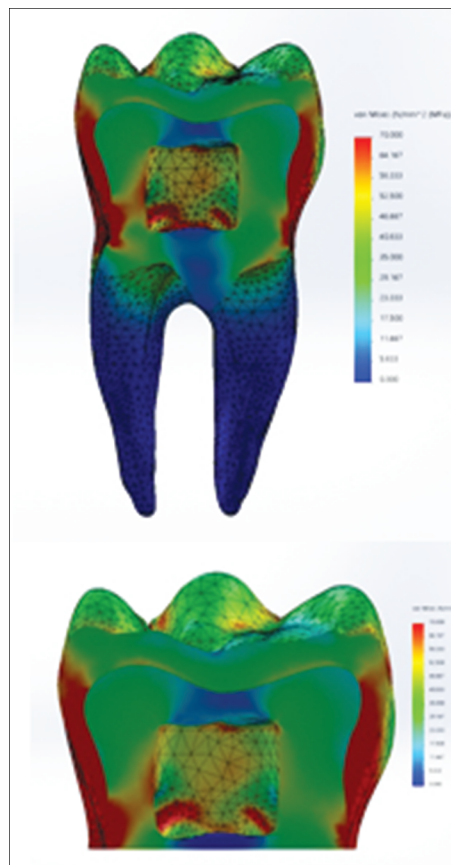
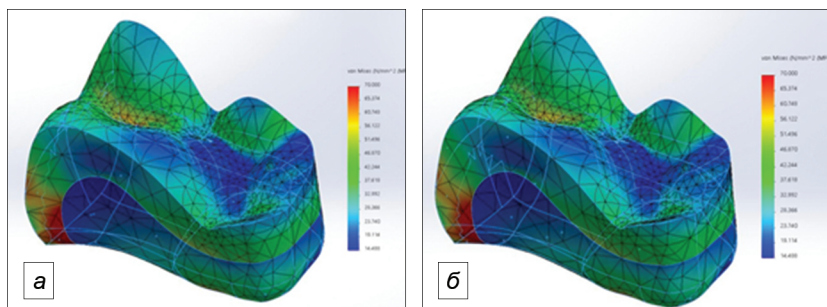


Рис. 2. Поля интенсивности напряжений в сечении верхнего моляра.

Рис. 4. Поля интенсивности напряжений на поверхностях планируемого стыка керамических вкладок с моляром, полученные в условиях полной (а) и фрагментарной (б) расчетной схемы.



К ст. *И. Ю. Лебедево* и соавт.

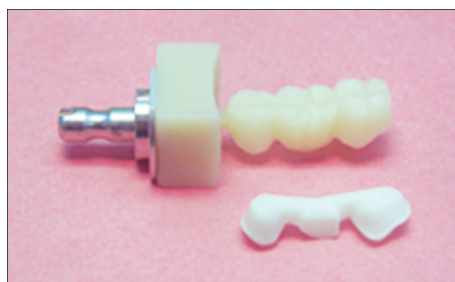


Рис. 3. Синтеризованный каркас из диоксида циркония и отфрезерованная облицовочная структура из полевошпатного керамического блока (RLT-технология).

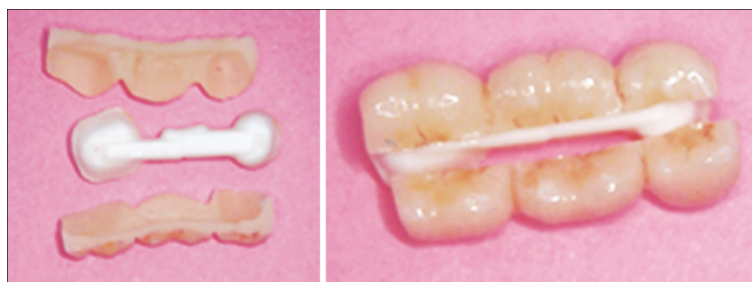


Рис. 4. Разлом незафиксированной облицовочной структуры из полевого шпата во время примерки.

Рис. 5. Полноанатомический мостовидный протез из диоксида циркония Prettau 1.4-ф.-1.6.

