

*Е.Н. Терещенко, А.И. Згировский, Ю.И. Лагун*

## **МАТЕМАТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ В СИСТЕМЕ «ЗУБ-ВКЛАДКА»**

*Белорусский государственный медицинский университет*

*Белорусский национальный технический университет*

Исследования по изучению напряженно-деформированного состояния, возникающего в твердых тканях зуба и протезе после проведения восстановительно-реставрационных работ, являются актуальными в современной стоматологии.

Ключевые слова: зуб-вкладка, напряжение твердых тканей коронки зуба.

Tereshchenko E.N. Zgirovsskij A.I. Lagun J.I.

Mathematical analysis of an intensive-deformed state in a "tooth-microdenture" system. Belarussian State medical university, Belarussian national technical university. The level of tension in tissues and their even allocation in a vital tooth is lower than in a restored tooth. Tensions that appear in construction materials have lower showings than tensions in tooth tissues. Considerable differences in intensive-deformed state of teeth with a denture made of ceramic composing materials are not revealed. Key words: dental insert, strain of crown hard tissues.

Исследования по изучению напряженно-деформированного состояния, возникающего в твердых тканях зуба и протезе после проведения восстановительно-реставрационных работ, являются актуальными в современной стоматологии [3.4].

Наиболее широко применяемым в настоящее время математическим методом прочностного расчета конструкций является метод конечных элементов. При использовании метода конечных элементов конструкция делится на множество элементов простой геометрической формы (отрезки линий, треугольники, четырехугольники и т.д.), соединенные между собой в узловых точках. Для этих элементов, названных конечными, аналитическими методами получают точные или приближенные решения уравнений, описывающих их напряженно-деформированное состояние. На основе этих решений составляются уравнения, описывающие состояние всей конструкции [2.5.6].

Для исследования распределения напряжений в твердых тканях коронки зуба при различных объемах дефектов, а так же во вкладках под воздействием физиологических нагрузок нами использовался один из приоритетных математических методов расчета напряженно-деформированного состояния объекта с применением конечных элементов – MSC/Nastran [7].

Исследование проводилось на конечно-элементной модели коронки первого моляра нижней челюсти с учетом следующих параметров: высота 8.46 мм; ширина в вестибуло-оральном направлении 10.5 мм; ширина в мезио-дистальном направлении 12.12 мм; расстояние от окклюзионной поверхности до полости зуба 6.5 мм [1].

Математическое моделирование и анализ состояли из нескольких этапов:

- создание трехмерной геометрической модели коронки зуба;
- создание на ее основе конечно-элементной модели;
- описание внешних воздействий и граничных условий для экспериментальной

модели;

– расчет и анализ полученных результатов.

Первый этап состоял из создания компьютерной геометрической модели коронки зуба («оцифровка объекта»):

– деление зуба по высоте на слои;

– съемка геометрии каждого слоя в отдельности;

– ввод полученной числовой информации в компьютерную программу AutoCAD;

– создание на основе введенной информации трехмерной твердотельной модели, которая стала основой для создания экспериментальной модели.

На втором этапе была создана конечно-элементная модель, которая являлась основой для расчета напряженно-деформированного состояния. Для этого был использован пространственный элемент типа «Solid» пирамидальной формы. Создание конечно-элементной модели было выполнено с высокой точностью: в ней насчитывалось более 50000 элементов и 10000 узлов. При моделировании учитывались топографическое строение и физико-механические свойства тканей зуба и конструкционных материалов [3.8].

– дентин:  $E=14700$  МПа,  $R_{c,t}=305$  МПа,  $n=0,31$ ;

– эмаль:  $E=46000$  МПа,  $R_{c,t}=261$  МПа,  $n=0,31$ ;

– керамика:  $E=14700$  МПа,  $R_{c,t}=305$  МПа,  $n=0,31$ ;

– композит:  $E=6000$  МПа,  $R_{c,t}=305$  МПа,  $n=0,3$ .

При изучении напряженно-деформированного состояния были выполнены построения и анализ ряда конечно-элементных моделей, которые отличались высотой, формой и материалом вкладки. Были созданы следующие расчетные модели:

а) цилиндрическая вкладка диаметром 6 мм (что составляло 1/2 от ширины коронки зуба в мезио-дистальном направлении) и высотой 5 мм. Данная высота в дальнейшем принималась за 1 единицу высоты вкладки (ВВ), что упрощало ход расчетов.

б) цилиндрическая вкладка высотой 3,75мм (0,75 ВВ);

в) цилиндрическая вкладка высотой 3мм (0,6 ВВ);

г) вкладка, покрывающая две поверхности (МО или ОД), с высотой 3,75мм (0,75 ВВ);

д) вкладка, покрывающая три поверхности (МОД), с высотой 3,75мм (0,75 ВВ).

С учетом физико-механических свойств конструкционных материалов были созданы два типа моделей, отличающиеся друг от друга видом материала, из которого изготовлена вкладка: композит и керамика. Экспериментальные модели были подвергнуты физиологическим жевательным нагрузкам в пределах 25 кг в вертикальном направлении (ось Z) и 10 кг в горизонтальном направлении (ось Y) [1].

Для всех расчетов были выполнены построения эпюр распределения напряжений в тканях коронки зуба по следующим величинам:

- нормальные напряжения вдоль оси X;

- нормальные напряжения вдоль оси Y;

- нормальные напряжения вдоль оси Z;

- интегральные напряжения по критерию Вон-Мизеса [2].

Эпюры напряжений построены для всех вариантов загрузки и для всех видов конечно-элементных моделей.

Анализ напряженно-деформированного состояния здорового зуба показал, что максимальные интегральные напряжения, рассчитанные по критерию Вон-Мизеса, не превышают 60...80 МПа, что значительно меньше предела прочности тканей зуба.

Эпюры напряжений, приведенные на рисунке 1 наглядно демонстрируют хорошую совместную работу тканей зуба. В напряженно-деформированном состоянии просматривается тенденция к равномерному распределению напряжений по всему объему коронки зуба.

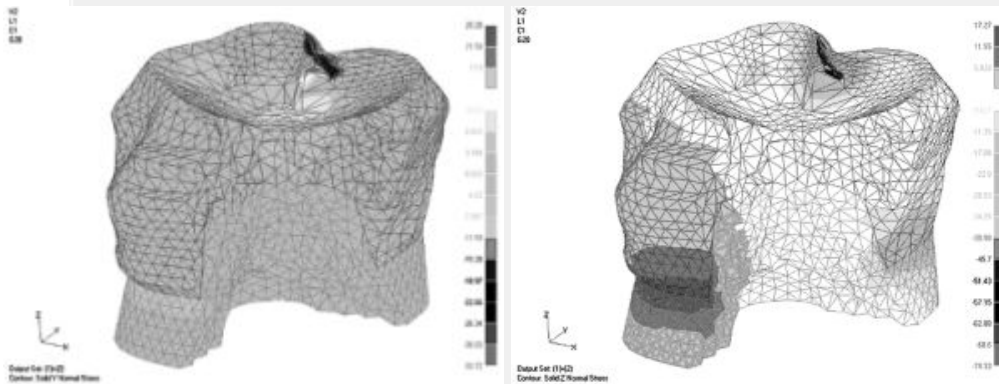


Рис. 1. Напряженно-деформированное состояние интактного зуба (эпюры нормальных напряжений по осям Y и Z, в МПа).

При сравнении напряженно-деформированного состояния моделей зуба с цилиндрической вкладкой с учетом различной ее высоты отмечено, что характер распределения напряжений в тканях зуба практически не изменяется. Наблюдается тенденция небольшого увеличения напряжений в тканях зуба при увеличении высоты вкладки до некоторого порога, а затем их уменьшения. Это объясняется тем фактом, что, уменьшая сечение зуба, мы уменьшаем его сопротивляемость внешним воздействиям, а малые размеры вкладки по отношению к объему зуба не позволяют ей включиться в самостоятельную работу. При высоте вкладки равной 1ВВ наблюдаем некоторое уменьшение интенсивности напряжений, что происходит вследствие лучшей совместной работы тканей зуба и вкладки. Характерные примеры распределения эпюр приведены на рисунках 2 и 3 для керамических и композитных вкладок соответственно.

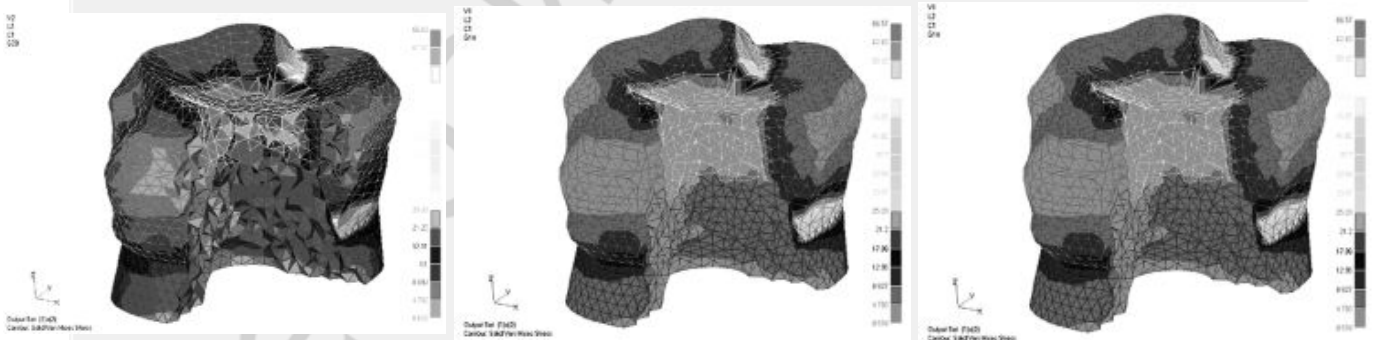


Рис. 2. Изменение интегральных напряжений в тканях коронки зуба с керамической вкладкой при ее высоте 0,6ВВ, 0,75ВВ, и 1ВВ, соответственно (напряжения приведены для суммы двух внешних загрузок).

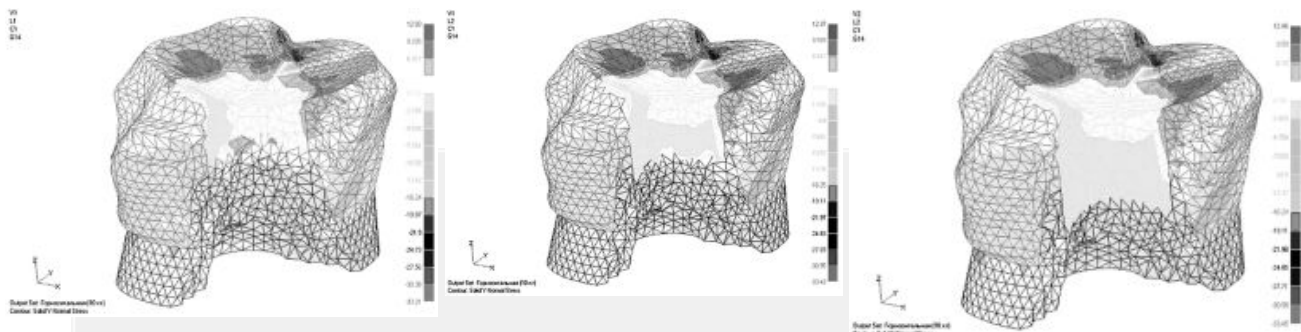


Рис. 3. Изменение нормальных напряжений по оси Y в тканях коронки зуба с композитной вкладкой при ее высоте 0,6BV, 0,75BV, и 1BV, соответственно (напряжения приведены для горизонтального нагружения).

Во всех вариантах прослеживается тенденция к уменьшению напряженного состояния вкладки, по отношению к тканям зуба. Данный факт объясняется следующим: вкладка имеет другие физико-механические показатели (менее жесткий материал по отношению к окружающим тканям), соответственно она воспринимает меньшую долю внешней нагрузки. Вследствие этого, при создании вкладки, необходимо помнить, что ее материал является в большой степени формообразующим, и в меньшей степени несущим. Поэтому следует избегать значительного отношения площади вкладки к площади коронки здорового зуба.

Увеличение размеров вкладки в горизонтальном направлении (МО, ОД и МОД) перераспределяет напряжения в тканях зуба и во вкладке. При этом наблюдается увеличение интенсивности напряжений в зубе.

Материал вкладки не оказывает ощутимого влияния на напряженно-деформированное состояние модели зуба с вкладками типа МО, ОД. Сравнивая характеристики напряжений, возникающих в конструкционных материалах и тканях зуба, было отмечено, что при использовании керамики они были несколько ниже, чем при применении композитов. Независимо от видов конструкционных материалов величины напряжений в тканях зуба превышали напряжения во вкладке. При этом их величина составляла 81 МПа, что не превышало предельно допустимых значений [3.8]. Характерные эпюры для указанных моделей можно посмотреть на рисунке 4.

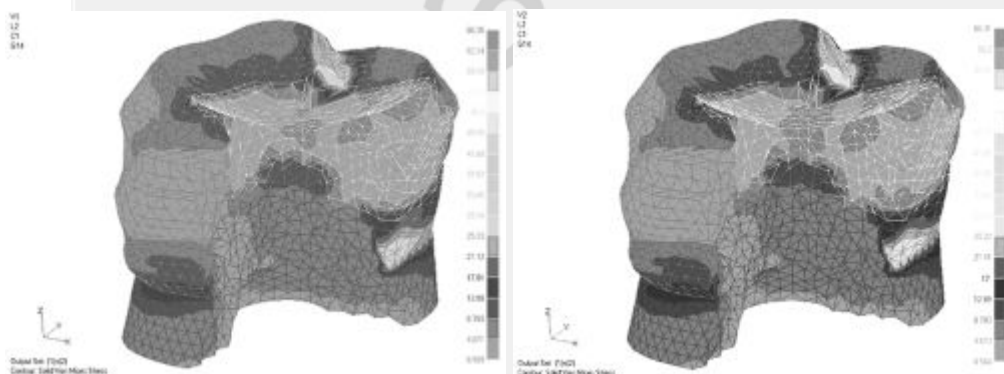


Рис. 4. Изменение интегральных напряжений в тканях коронки зуба с вкладкой типа МО и ОД (керамической и композитной соответственно).

При анализе напряженно-деформированного состояния модели коронки зуба с вкладкой типа МОД, были выявлены следующие закономерности. Напряжения в модели с восстановленной композитной вкладкой были несколько больше, чем с керамической: 13,79 против 11,79 МПа. При этом характер распределения напряжений

практически не имеет отличий. Зоны концентрации напряжений не наблюдались. Напряжения в тканях зуба и во вкладке не превышали соответствующих предельно допустимых значений.

Характерные эпюры напряжений, возникающих в тканях зуба восстановленных вкладками типа МОД, приведены на рисунке 5.

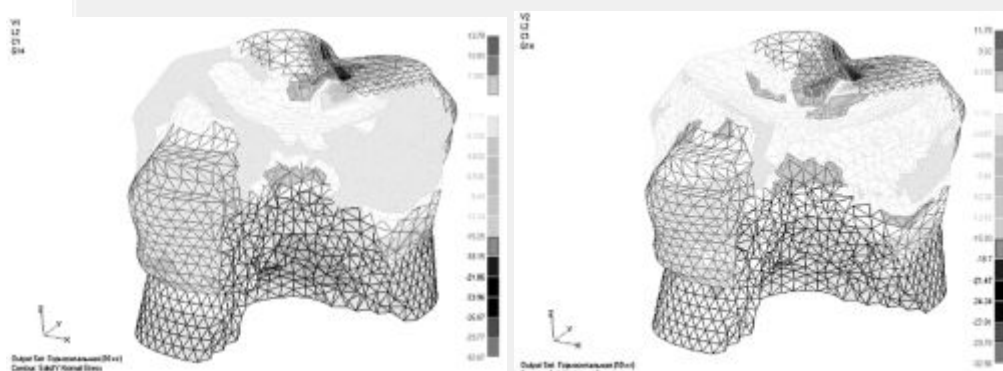


Рис. 5. Изменение нормальных напряжений по оси Y в тканях коронки зуба с вкладкой типа МОД (композитной и керамической соответственно).

Анализ расчетов позволил сделать следующие выводы:

1. Напряженное состояние коронки интактного зуба отличается от реставрированного меньшим уровнем напряжений в тканях и равномерным их распределением.
2. Напряжения, возникающие в конструкционных материалах, имеют более низкие показатели по сравнению с напряжениями в тканях зуба.
3. Не выявлено значительного отличия в напряженно-деформированном состоянии зубов с вкладками из керамических и композиционных материалов.

#### Литература

1. Аболмасов Н.Г, Аболмасов Н.Н, Бычков В.А, А.Аль-Хаким. Ортопедическая стоматология. – Смоленск, 2000.
2. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике. – М.: Мир, 1975.
3. Ковальская Т.В. Применение вкладок из ситала, изготовленных методом компьютерного фрезерования. - Москва, 20000.
4. Мышковец Н.А, Полонейчик Н.М, Блинов И.Н, Стагурова О.В. Математическая оценка напряженного состояния адгезивного мостовидного протеза //Современная стоматология. - 2001. - №4. - С. 53-54.
5. Рубникович С.П., Фомин Н.А., Базылев Н.Б. Теоретическое исследование биомеханического поведения математической модели в системе «штифтовая конструкция – корень зуба» //Современная стоматология. – 2001. - №2. – С. 44-45.
6. Самарский А.А. Введение в численные методы. – М.: Наука, 1978.
7. Шимкович Д.Г. Расчет конструкций в M SC/NASTRAN for Windows.-М.:ДМК, 2001.
8. From C. Restorative Dental Materials, Ed. By R.G.Craig, C.V. MOS. by Co,1980