

БИОМЕХАНИКА НЕПРЯМОЙ РЕСТАВРАЦИИ ВЕРХНИХ ЦЕНТРАЛЬНЫХ РЕЗЦОВ ЦЕЛЬНОКЕРАМИЧЕСКОЙ И МЕТАЛЛОКЕРАМИЧЕСКОЙ КОРОНКАМИ

Е.Н. Рябоконт¹, Б.Я. Кантор², Д.В. Петруша¹

¹Харьковский национальный медицинский университет

²Институт проблем машиностроения НАН Украины

Резюме. Целью данной статьи является исследование напряжений, возникающих при непрямо́й реставрации в слоях цельнокерамической и металлокерамической коронок, а также в культе зуба, штифте и десне в зависимости от объема ее восстановления искусственным материалом (основной элемент новизны работы). Распределение напряжений изучено методом конечных элементов, широко применяемым в стоматологической биомеханике.

Ключевые слова: биомеханика, непрямо́я реставрация, цельнокерамическая коронка, металлокерамическая коронка.

БИОМЕХАНИКА НЕПРЯМОЇ РЕСТАВРАЦІЇ ВЕРХНІХ ЦЕНТРАЛЬНИХ РІЗЦІВ ЦІЛЬНОКЕРАМІЧНИМИ ТА МЕТАЛОКЕРАМІЧНИМИ КОРОНКАМИ

Є.Н. Рябоконт, Б.Я. Кантор, Д.В. Петруша

Резюме

Метою цієї статті є дослідження напруг, які виникають при непрямо́й реставрації в шарах цільнокерамічної та металокерамічної коронок, а також у культі зуба, штифті та яснах залежно від обсягу її відновлення штучним матеріалом (основний елемент новизни роботи). Розподіл напруг вивчений методом кінцевих елементів, який широко застосовується у стоматологічній біомеханіці.

Ключові слова: біомеханіка, непряма реставрація, цільнокерамічна коронка, металокерамічна коронка.

BIOMECHANICS OF INDIRECT RESTORATION OF UPPER CENTRAL INCISOR TEETH BY PORCELAIN AND METAL FUSED METAL CROWNS

Ye. Ryabokon', B. Kantor, D. Petrusha

Summary

The objective of this article is to research tensions, which arise up during indirect tooth restoration in the layers of all-ceramic and metal-ceramic caps, and also in the tooth stump, post and gum, depending on the volume of its restoration with artificial material (main element of work novelty). Distribution of tensions is studied by means of the method of final elements, which is widely used in dental biomechanics.

Key words: biomechanics, indirect restoration, porcelain crown, porcelain fused metal crown.

Вопросам биомеханики коронок различной конструкции, применяемых для восстановления функциональных и эстетических качеств зубов, посвящено сравнительно небольшое количество работ. Двухмерный метод конечных элементов (КЭ) применен для анализа влияния материала и толщины основы металлокерамической коронки (тонкой металлической оболочки, облегающей поверхность культи) на напряженное состояние коронки центрального резца [1, 2]. Трехмерный метод конечных элементов (МКЭ) использован для анализа напряжений в металлокерамической коронке первого премоляра [3]. Проведено исследование влияния типов керамики цельнокерамической коронки премоляра нижней челюсти [4]. Изучены МКЭ напряжения в здоровом втором верхнем премоляре [5].

В известной литературе отсутствуют работы, в которых была бы поставлена и решена задача влияния объема материала, которым замещают удаленную часть коронки зуба.

В последнее время возможности механики твердого деформируемого тела все чаще применяются для исследования биологических объектов в медицине. Одной из задач биомеханики, и в частности биомеханики в стоматологии, является разработка математических моделей зубов и численных методов механики для качественного исследования их поведения при изменении исходных данных (размеров, свойств материалов, характера и величины нагрузки, закрепления и т. п.). Так как точность числовых результатов не превышает точности модели объекта, а ее реальные размеры и физико-механические свойства различны у разных людей и изменяются в ощутимо широких пределах, то методика вынужденно использует некоторые усредненные исходные данные. Именно поэтому информация, которую получает исследователь, имеет не столько количественный, сколько качественный характер.

Целью данной работы является исследование влияния особенностей напряженно-деформированного состояния (НДС) покрываемых коронками верхних центральных резцов в зависимости от степени их разрушения и физико-механических параметров цельнокерамической и металлокерамической коронок.

Для достижения поставленной задачи необходимо было разработать расчетную схему, математическую модель зуба, восстановленного коронкой на основе МКЭ, и выполнить численные исследования ряда вариантов, включающих различные объемы замещающего искусственного материала и материала основы ортопедической конструкции.

МЕТОДИКА ЧИСЛЕННОГО АНАЛИЗА НАПРЯЖЕНИЙ В ЗУБЕ

Изучение НДС зубов требует применения численных методов механики деформируемого твердого тела, так как в связи со сложностью их формы и

структуры получение аналитических (точных) решений невозможно. Практически во всех известных в этой области исследованиях для решения задачи применен МКЭ [6, 7]. МКЭ наиболее эффективен при расчете объектов, составленных из нескольких областей с различными физико-механическими свойствами материалов, форма которых далека от простой.

МКЭ активно применяется для решения различных задач механики деформируемого твердого тела. Он достаточно широко представлен в литературе. Можно отметить монографии О. Зенкевича [8, 9], Д. Норри и соавт. [10], А.С. Сахарова и соавт. [11], Р. Галлагера [12]. Хотя теория МКЭ подробно описана во многих статьях и книгах, для полноты изложения приведем здесь ее основные положения.

МКЭ основан на вариационном принципе возможных перемещений, согласно которому вариация полной энергии деформируемого тела на возможных перемещениях в состоянии равновесия равна нулю. Другими словами, только те перемещения (функции координат), которые подчиняются кинематическим условиям (равенства нулю перемещений на закрепленных поверхностях) и соответствуют уравнениям равновесия, аннулируют вариацию полной энергии тела. При этом выполняется вариационное уравнение равновесия.

При решении задач МКЭ исследуемый объект разбивается на КЭ. Каждый КЭ определяется совокупностью узловых точек, принадлежащих ему. Функции перемещений в КЭ аппроксимируются суммой произведений их искомым узловых значений на заданные функции формы, обеспечивающие совместность перемещений на общих границах соседних КЭ. Исследуемый объект разбиваем на конечное количество тетраэдральных 10-узловых КЭ с квадратичной аппроксимацией перемещений на КЭ. Такой подход дает возможность свести краевую задачу для системы дифференциальных уравнений равновесия к решению СЛАУ – системы линейных алгебраических уравнений. Условия равенства нулю узловых перемещений на закрепленных поверхностях вводим в систему путем замены диагональных компонент матрицы, отвечающих равным нулю компонентам вектора перемещений, значениями существенно большими, чем другие компоненты матрицы.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЕРХНЕГО ЦЕНТРАЛЬНОГО РЕЗЦА, ПОКРЫТОГО КОРОНКОЙ

Трехмерная конечно-элементная модель включает в себя объемы дентина, стекловолоконного штифта, корня, десны и коронки, состоящей из основы и керамической массы. Усредненные размеры элементов и механические параметры материалов зуба, замещающего удаленную часть дентина, и коронки взяты из известной литературы. Модуль упругости пломбировочного материала корневого канала принят равным модулю упругости дентина, что устраняет излишнюю концентрацию напряжений. Геометрия зуба симметрична относительно сагиттальной плоскости, однако при замещении его части искусственным материалом симметрия НДС нарушается. Штифт представлен цилиндрическим стержнем, изготовленным из стеклопластика. Слой цемента, соединяющего штифт с зубом, не выделен отдельным объемом, так как его модуль упругости считаем равным модулю упругости дентина. Такая жесткость цемента в соответствии с [13] обеспечивает хорошую фиксацию штифта и не приводит к концентрации напряжений. Геометрия коронки задана набором поперечных сечений в виде эллипсоподобных сплайн-аппроксимаций с переменными по высоте размерами и расположением центров. Последнее позволяет учесть ее небольшой изгиб из фронтальной плоскости и образовать на небной поверхности ямку. Толщина основы принята равной 0,35 мм, а керамики – задана изменяющейся по контуру сечений и высоте коронки. Корень зуба принят в виде вытянутого эллипсоида вращения. Учитывая цели данного исследования, элементы периодонта (лигамент, кортикальные пластины) в расчетную схему не введены. Условия закрепления зуба заданы равенством нулю перемещений его узлов на опорной поверхности десны. Он нагружен в области небной ямки под углом 45 градусов давлением, модуль главного вектора которого равен 100 Ньютонам.

В соответствии с литературными данными механические свойства компонент зуба (модуль упругости, коэффициент Пуассона, разрушающее изгибное напряжение) приняты равными величинам, приведенным в табл. 1.

Таблица 1

Механические свойства материалов

Материал	E, МПа	N
Дентин [8]	14700	0,31
LuxaCore [*]	7000	0,30
Штифт стекловолоконный [9, 11]	37000	0,34
Основа: оксид алюминия [14]	425000	0,33
Основа: оксид циркония [15]	300000	0,33
Основа: сплав Wironit (Co-Cr-Mo) [16]	225000	0,30
Основа: Au-Pd сплав [1]	89500	0,33
Керамика коронки (Noritake EX-3) [*]	112000	0,35

Примечание: * – звездочкой помечены данные, взятые из каталогов фирм-производителей. В квадратных скобках указан источник.

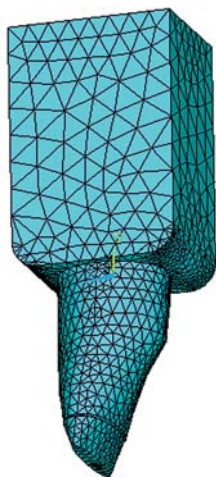


Рис. 1.

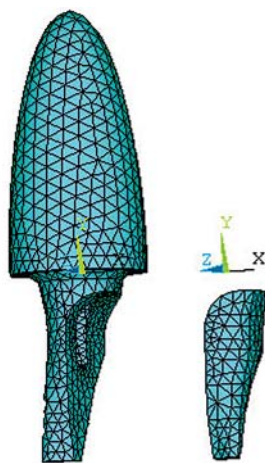


Рис. 2.

Конечно-элементная модель содержит около 32000 10 – узловых тетраэдральных КЭ, количество иско- мых узловых перемещений составляет 46000. Задача ре- шается в линейной постановке.

На рис. 1 показана сеть КЭ зуба с коронкой и примы- кающего к ней участка десны. Сеть КЭ дентина, оставше- гося после удаления его внешней области под коронку, и пораженной кариесом области (при замене 1/2 части зу- ба) дана на рис. 2. Сети КЭ основы и керамики коронки даны на рис. 3, 4 соответственно.

Заметим, что толщина культи дентина существенно меньше диаметра корня, так как ее внешняя поверхность удалена под коронку.

РЕЗУЛЬТАТЫ ЧИСЛЕННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

В качестве примера приведем распределения напря- жений в компонентах зуба для случая цельнокерамиче- ской коронки с основой толщиной 0,35 мм из оксида алю- миния.

На рис. 5 и 6 показано распределение интенсивности напряжений (МПа) в оставшейся части дентина и его за- мещенной части (объем замещения равен 1/2 по ширине зуба). Из рис. 5 видно, что наиболее напряженной явля- ется пришеечная зона оставшегося дентина; повышены напряжения также в верхней области замененной части дентина (рис. 6), где возникает концентрация напряже-



Рис. 3.

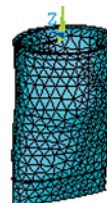


Рис. 4.

ний на поверхности сопряжения, вызванная скачкооб- разным изменением жесткости сопрягаемых материалов. Однако в культе дентина напряжения малы, так как жест- кость материала коронки существенно выше, чем денти- на, и основную функциональную нагрузку принимает на себя именно коронка. Напряжения в основе и керамике коронки даны на рис. 7 и 8 соответственно. Наибольшие напряжения в штифте (рис. 9) имеют место в устье ко- рневого канала, а в десне (рис. 10) – в области циркуляр- ной связи.

В табл. 2 и 3 приведены максимальные напряжения при замещении 1/3 и 1/2 объема дентина по ширине зуба искусственным материалом «LuxaCore» соответственно.

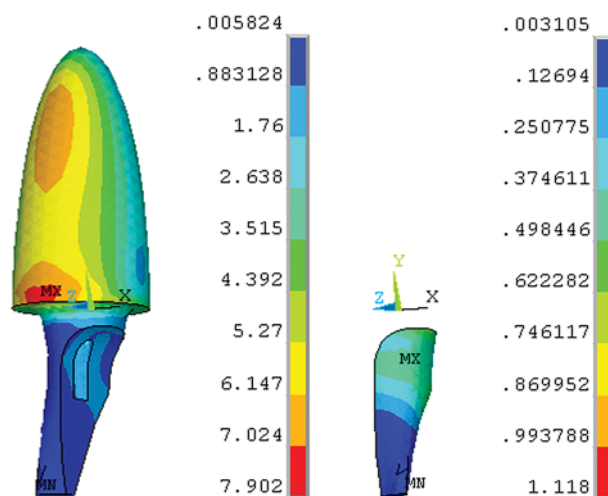


Рис. 5. Здоровый дентин.

Рис. 6. Замещенный дентин.

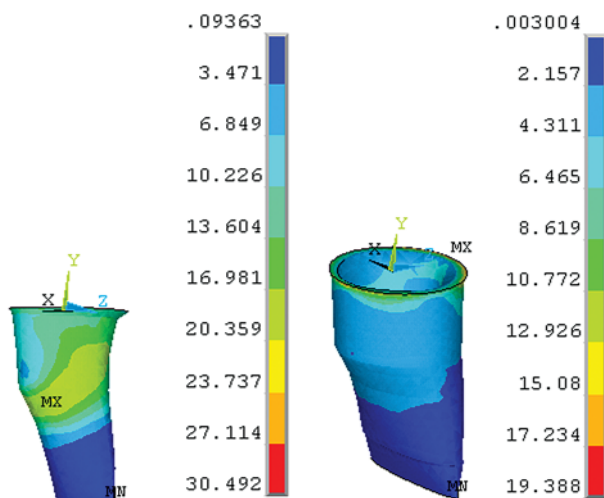


Рис. 7. Основа.

Рис. 8. Керамика.

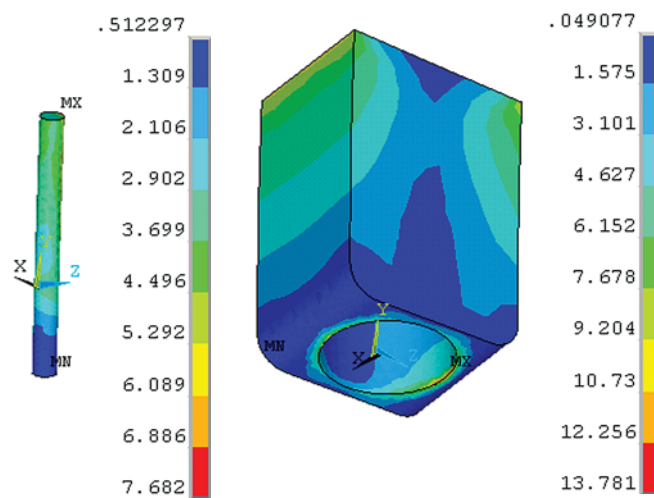


Рис. 9. Штифт.

Рис. 10. Десна.

Таблица 2

Максимальная интенсивность напряжений, МПа

Материал основы	Дентин	Основа	Керамика	Штифт	Десна
Al ₂ O ₃	7,70	27,1	19,7	7,33	13,7
Cr ₂ O ₃	7,78	23,5	20,1	7,32	13,8
Wironit	7,87	20,0	20,5	7,31	13,9
Au-Pd	8,18	15,2	21,3	7,30	13,0

Таблица 3

Максимальная интенсивность напряжений, МПа

Материал основы	Дентин	Основа	Керамика	Штифт	Десна
Al ₂ O ₃	7,70	30,5	19,4	7,68	13,8
Cr ₂ O ₃	7,78	27,0	19,8	7,68	13,9
Wironit	8,03	19,9	22,2	7,57	14,3
Au-Pd	8,23	15,4	23,1	7,56	14,5

Две первые строки в таблицах относятся к цельнокерамическим коронкам, две последние – к металлокерамическим, так как основа коронки в этих вариантах выполнена из сплава металлов Wironit (кобальт, хром, молибден) и Au-Pd.

Приведенные данные позволяют сделать следующие выводы.

- По мере уменьшения жесткости материала основы коронки в ней происходят снижение напряжений и их рост в керамике.
- Степень изменения напряжений больше при объеме замены, равном 1/2.
- Напряжения в дентине, штифте и десне относительно невелики и мало зависят от жесткости основы.
- Наиболее напряженной зоной коронки во всех рассмотренных случаях является средняя по высоте

сжатая область основы, напряжения в керамике максимальны в области шейки зуба.

- По мере увеличения объема удаляемой (пораженной кариесом) части зуба (от 1/3 до 1/2) при замене его искусственным материалом происходит увеличение напряжений в зоне сопряжения этого материала с дентином, но эти напряжения меньше напряжений в шейке.
- Проведенные численные исследования позволяют сделать вывод о том, что вероятность скола керамической массы в случае восстановления зуба металлокерамической коронкой выше, чем при восстановлении его цельнокерамической коронкой на основе из оксида циркония или оксида алюминия.
- Дополнительно снизить напряжения в керамике можно, несколько увеличивая толщину основы.

ЛИТЕРАТУРА

1. Anusavice K.J., Hojjatie B., and Dehoff P.H. Influence of Metal Thickness on Stress Distribution in Metal-Ceramic Crowns // J. Dent Res. – 1986. – Vol. 65, № 9. – P. 1173–1178.
2. Anusavice K.J., Hojjatie B. Stress Distribution in Metal-Ceramic Crowns with a Facial Porcelain Margin // J. Dent Res. – 1987. – Vol. 66, № 9. – P. 1493–1498.
3. Pross K.A., Swain M.V., Ironside J., Steven G.P. Finite Element Analysis Studies of Metal-Ceramic Crown on a First Premolar Tooth // Int. journal of prosthodontics. – 2002. – Vol. 15, part 6. – P. 521–527.
4. Jia J., Duan Y., Zhang S. and others. A Three-dimensional Finite Element Analysis of All-ceramic Crowns of the First Mandibular Molar. Journal of US // China Medical Science. – 2007. – Vol. 4, № 1 (Serial No. 26).
5. Tihacek S.L. et al. Anatomically based 3D geometric modeling of specific biological structures // Acta Veterinaria (Beograd). – 2007. – Vol. 57, № 4. – P. 381–390.
6. Чуйко А.Н., Вовк В.Е. Особенности биомеханики в стоматологии.
7. Машенко И.С., Громов О.В., Чуйко А.Н. Биомеханическое моделирование несущей способности зуба в норме // Вісник стоматології. – 2003, № 2. – С. 65–73.
8. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике. – М.: Мир, 1975. – 541 с.
9. Зенкевич О., Морган К. Конечные элементы и аппроксимация. – М.: Мир, 1986. – 318 с.
10. Норри Д., Де Фриз Ж. Введение в метод конечных элементов. – М.: Мир, 1981. – 304 с.
11. Сахаров А.С., Кислюкий В.Н., Киричевский В.В. и др. Метод конечных элементов в механике твердых тел. – Киев: Вища школа, 1982. – 480 с.
12. Галлагер Р. Метод конечных элементов. Основы. – М.: Мир, 1984. – 428 с.
13. Li Li-li, Wang Zhong-yi, Bai Zhong-cheng, Mao Yong, Gao Bo, Xin Hai-tao, Zhou Bing, Zhang Yong, Liu Bing. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts // Chinese Medical Journal. – 2006. – Vol. 119, № 4. – P. 105–311.
14. <http://www.optotechnolab.ru/mat/Al2O3>.
15. http://www.seals.highexpert.ru/spare_parts.htm.
16. http://www.nsella.ru/bego_splav.shtml.