

В.Н. Чиликин,

заслуженный врач РФ, к.м.н., профессор кафедры госпитальной терапевтической стоматологии, пародонтологии и гериатрической стоматологии МГМСУ

С.С. Гаврюшин,

д.т.н., профессор кафедры «Прикладная механика» МГТУ им. Н.Э. Баумана

Использование методов математического моделирования при выборе рационального способа устранения дефектов передней группы зубов с помощью виниров

Для восстановления дефектов передней группы зубов в стоматологии используют виниры [7, 11]. В последнее время с помощью виниров проводят эстетические реставрации не только вестибулярных поверхностей передней группы зубов, но и премоляров и даже моляров. Показаниями к изготовлению виниров являются коррекция цвета и формы зуба, коррекция положения зуба в зубном ряду.

Препарирование реставрируемого зуба под винир имеет ряд специфических особенностей, в частности количество удаленных тканей с вестибулярной поверхности препарируется индивидуально, на качество реставрации существенно влияет квалификация лечащего врача. В ряде сложных случаев весьма затруднительно решить вопрос выбора рационального способа лечения. Существенную помощь лечащему врачу в этом случае могут оказать методы математического моделирования.

В последние годы на передовые позиции в различных областях научных исследований, в том числе стоматологии, выдвинулись методы математического моделирования, которыми активно пользуются отечественные и зарубежные ученые [5, 9, 12]. Использование компьютерного моделирования позволяет проводить вычислительные эксперименты, проверяя различные предположения о характере поведения биологических объектов, искусственных

конструкций и их взаимодействие в полости рта. Вместе с тем в настоящее время существует определенный дефицит сведений об успешном применении методов математического моделирования для исследования напряженно-деформированного состояния реставрации дефектов передних зубов, выполненных с применением виниров. Предлагаемая в настоящей работе методика получения и расчета моделей реставрации зубов передней группы посредством установки виниров в определенной мере восполняет существующий пробел.

Построение математической модели, строго индивидуально описывающей геометрию, физико-механические свойства, условия закрепления и нагружения реставрируемой биомеханической системы, которой является зуб, представляет собой весьма сложный и трудоемкий процесс. По этой причине на этапе математического моделирования значительное внимание было уделено вопросам автоматизации и созданию универсальной методики построения расчетной модели.

Важно отметить, что достаточно часто используемые на практике методы построения геометрической модели, основанные на описании поверхности зуба (по слепкам либо средствами стереолитографии), не учитывают индивидуальных особенностей и внутреннего строения зуба. Построение модели с по-

мощью компьютерной томографии [5, 9] позволяет учитывать не только особенности поверхности, но и внутреннюю структуру биомеханической модели.

В настоящее время с помощью специализированных для потребностей стоматологии томографов удается получить изображения с размером вокселя примерно 0,1 мм. Томограммы зубов получают в виде послойных растровых изображений, представленных в специализированном формате DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine, что можно перевести как формирование изображений и коммуникации в медицине, разработанном Американской коллегией радиологии и Национальной ассоциацией производителей электроники (ACR/NEMA) [14].

Полученная с помощью компьютерной томографии пространственная растровая (тоновая) модель не может быть непосредственно использована для проведения численного анализа. Необходимо преобразовать растровое изображение в так называемую трехмерную твердотельную модель [1, 4], состоящую из геометрических примитивов, точек, линий, поверхностей и объемов.

Требуемая трехмерная твердотельная модель должна давать полное описание как трехмерной геометрии зуба, так и физико-механических свойств биологических тканей, из которых он состоит. Области, занимаемые каждой тканью зу-

ба (дентином, эмалью, пульпой), а также искусственными материалами (металлом, композитом и т.д.) с точки зрения пространственного положения являются трехмерными односвязными областями, которые могут быть однозначно заданы ограничивающими поверхностями. Ограничивающие поверхности представляют собой фасеточные (многогранные) поверхности, составленные из плоских треугольных элементов, каждый из которых однозначно определяется значениями координат трех его вершин.

Обработку томографических отображений проводят с помощью специализированных программ, целью которых является определение точных границ между различными материалами. Послойные изображения позволяют построить отображения пространственных поверхностей, разделяющих ткани с различными физико-механическими свойствами. Следует отметить, что поскольку в дальнейшем с каждым материалом ассоциируется индивидуальный набор физико-механических свойств, этот этап во многом определяет качество создаваемой модели.

Полученная геометрическая модель экспортируется в среду автоматического построителя конечно-элементной сетки. Важно подчеркнуть, что именно на этом этапе существует возможность вариативного построения поверхностей, разграничивающих области естественных тканей зуба и будущую область препарирования под виниры. Данная операция, образно говоря, является виртуальным отражением процесса реставрации (реконструкции) зуба. Для описания внешней геометрии восстановленной части зуба используются существующие поверхности, ограничивающие верхнюю часть эмали. На этом этапе осуществляется коррекция формы зуба с целью придания ему эстетической и(или) функционально требуемой формы. Вопрос автоматизации данного этапа математического моделирования в настоящее время можно оценить как весьма трудоемкий, поскольку он зависит от опыта лечащего врача и навыков расчетчика.

Следует особо выделить виртуальное моделирование процесса препарирования, т. е. возможность проанализировать несколько конкурирующих вариантов с целью выбора наиболее рациональ-

ного. В перспективе существует возможность автоматизации и дальнейшего совершенствования этого этапа с выходом на методы оптимизации.

Для проведения численного анализа в работе используется метод конечных элементов (МКЭ) [3, 15], который составляет алгоритмическую основу большого числа прикладных программ для ЭВМ.

В среде автоматического построителя конечно-элементной сетки на основе имеющихся поверхностей генерируются конечные элементы. В зависимости от принадлежности к той или иной пространственной области зуба, конечные элементы наделяются соответствующими физико-механическими свойствами. Проблема достоверного описания физико-механических свойств биологических тканей, к которым относится и костная ткань, до настоящего времени полностью не изучена. В рамках данной работы используется традиционный подход, предполагающий, что для материала костной ткани можно использовать общепринятые в механике деформируемого твердого тела гипотезы сплошности и однородности [10, 13].

При исследовании использовали среднестатистические механические

характеристики эмали зуба, дентина и периодонта. Механические свойства микрогибридного композитного материала Point-4 и композитного материала Premise, полученного с использованием нанотехнологий, соответствуют данным, предоставленным производителями материалов.

Физико-механические характеристики материалов, использованные в расчетах, представлены в табл. 1.

Изражаемая методика была использована для анализа напряженно-деформированного состояния зубов, реставрированных с использованием виниров. В качестве исходных данных для получения моделей были использованы компьютерные томограммы (in vitro) 5 зубов передней группы верхней челюсти: 1 клык и 4 резца. Для компьютерной томографии использовали томограф Light Speed RT General Electric, USA.

При математическом исследовании напряженно-деформированного состояния для исследуемого зуба рассчитывали базовые конечно-элементные модели, которые соответствовали трем возможным вариантам установки винира. Модели отличались друг от друга формой винира (рис. 1).

ТАБЛИЦА 1. ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ МАТЕРИАЛОВ

Материал	Модуль упругости материала E , МПа	Коефф. Пуассона ν	Предел прочности σ_b , МПа
Композит Premise	$7,90 \cdot 10^3$	0,30	56
Point-4	$8,80 \cdot 10^3$	0,30	58
Зубная эмаль	$8,00 \cdot 10^4$	0,33	70
Дентин	$1,47 \cdot 10^4$	0,30	17
Периодонт	$1,00 \cdot 10^3$	0,45	—

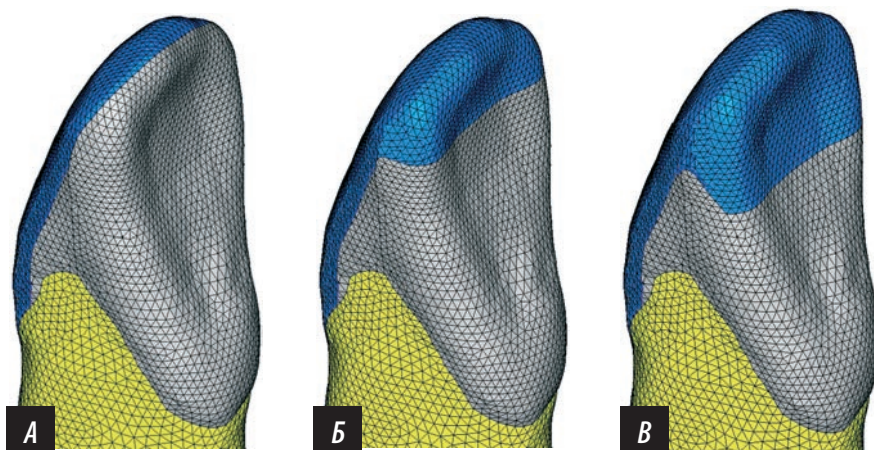


Рис. 1. Конечно-элементные модели с различными вариантами установки виниров: для глубокого прикуса рекомендованы модели А и Б; для ортогнатического прикуса рекомендованы модели А и В; для прямого прикуса рекомендована модель Б

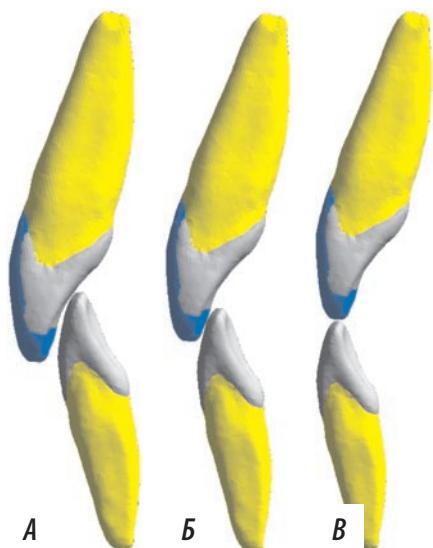


Рис. 2. Твердотельные модели, иллюстрирующие виды прикуса: А — глубокий, Б — ортогнатический, В — прямой

При расчетах использовали условия закрепления, соответствующие условиям естественного зуба, находящегося в окружающих его тканях периодонта. Слой периодонта моделировали отдельно и наделяли свойствами резиноподобного несжимаемого материала. Предполагая, что внешняя граница периодонта жестко прикреплена к костной ткани, окружающей корень зуба, которую считали неподвижной.

Рассматривали три варианта возможного контакта зуба и антагониста в зависимости от типа прикуса пациента: глубокий, ортогнатический и прямой. Виды контакта зуба с антагонистом в зависимости от прикуса пациента показаны на рис. 2.

Особого рассмотрения заслуживает процедура задания нагрузок. При различных видах прикуса анализируемый зуб контактирует с зубами-антагонистами в строго определенной зоне. Зону кон-

такта определяли исходя из анатомического строения зубочелюстной системы пациента. В работе исследовали влияние вариантов в зависимости от прикуса и, следовательно, от зоны приложения нагрузок. При расчетах принималось, что величина окклюзионной нагрузки, приходящейся на один зуб, составляет 100 Н. Нагрузки моделировали равномерным давлением, распределенным в известной контактной зоне.

Для ортогнатического прикуса анализировали три модели А, Б и В (см. рис. 1), для прямого только модели А и Б (см. рис. 1), для глубокого прикуса анализировали три модели А, Б и В (рис. 3). Таким образом, для каждого из видов прикуса рассматривали не менее двух вариантов установки винира. Модели с показанными областями приложения давления для трех вариантов установки винира при глубоком типе прикуса изображены на рис. 3.

Анализ напряженно-деформированного состояния выполняли в среде конечно-элементного программного комплекса ANSYS 10.0 [15].

Численный расчет напряженно-деформированного состояния проводили для следующих моделей, соответствующих описанным выше восьми вариантам:

1. Модель зуба при глубоком прикусе с установкой винира по схеме А (см. рис. 3)
2. Модель зуба при глубоком прикусе с установкой винира по схеме Б (см. рис. 3)
3. Модель зуба при глубоком прикусе с установкой винира по схеме В (см. рис. 3)
4. Модель зуба при ортогнатическом прикусе с установкой винира по схеме А (см. рис. 1)
5. Модель зуба при ортогнатическом при-

кусе с установкой винира по схеме Б (см. рис. 1)

6. Модель зуба при ортогнатическом прикусе с установкой винира по схеме В (см. рис. 1)

7. Модель зуба при прямом прикусе с установкой винира по схеме А (см. рис. 1)

8. Модель зуба при ортогнатическом прикусе с установкой винира по схеме Б (см. рис. 1)

Результаты расчета выводили в табличном виде и в виде цветографических диаграмм.

Анализ напряженно-деформированного состояния реставрации дефектов передней группы зубов при помощи виниров позволил выявить качественные и количественные закономерности распределения максимальных напряжений в области адгезии твердых тканей зуба и композитной реставрации. Для оценки прочностных свойств биомеханической структуры был использован критерий максимальных эквивалентных напряжений.

Изучение напряжений в области точек контакта границы винира с зубами-антагонистами обосновывается тем обстоятельством, что эта область адгезии по существу является наиболее уязвимой и проблемной зоной реставрации. Клинические наблюдения показали, что при реставрации дефектов передних групп зубов откол винира происходит в основном именно в области контакта с зубами-антагонистами, так как после реставрации в этой области происходят весьма сложные процессы, предшествующие разрушению и разъединению реставрации.

Снижение уровня напряжений в области контакта с зубами-антагонистами при функциональных нагрузках позволит сохранить целостность и длительность функционирования реставрации.

Результаты сравнения максимальных эквивалентных напряжений, возникающих в винире в области контакта с зубами-антагонистами, для 8 вариантов приведены в табл. 2. Результаты приведены для окклюзионного усилия на один зуб, равного 100 Н. В качестве реставрационного материала в проведенном исследовании использовали композитный материал Premise.

Цветографические диаграммы распределения эквивалентных напряжений для 2 из 7 рассмотренных моделей,

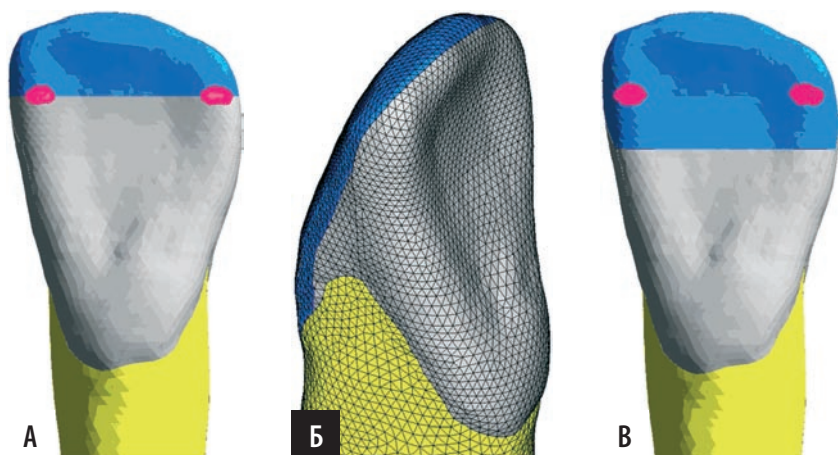


Рис. 3. Зоны приложения нагрузок и варианты установки винира при глубоком прикусе: А — рекомендуемый, Б — рекомендуемый, В — нерекомендуемый

ТАБЛИЦА 2. МАКСИМАЛЬНЫЕ ЭКВИВАЛЕНТНЫЕ НАПРЯЖЕНИЯ, ВОЗНИКАЮЩИЕ В ЗУБЕ НА ПОВЕРХНОСТИ РАЗДЕЛА ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА И ВИНИРА

Вариант расчета	Максимальные эквивалентные напряжения, МПа	Снижение уровня напряжений, %
Глубокий прикус с нереконструируемым вариантом установки винира	147	-
Глубокий прикус с рекомендуемыми вариантами установки винира: а) с перекрытием режущего края б) без перекрытия режущего края	86 <86*	42 >42*
Ортогнатический прикус с нереконструируемым вариантом установки винира	156	-
Ортогнатический прикус с рекомендуемыми вариантами установки винира: а) с перекрытием режущего края б) без перекрытия режущего края	112 <112*	36 >36*
Прямой прикус с нереконструируемым вариантом установки винира	174	-
Прямой прикус с рекомендуемым вариантом установки винира	136	22

* При расчете глубокого и ортогнатического прикусов вариант установки винира (б) априори обеспечивает меньший уровень напряжений, так как проблемная зона расположена дальше от зоны контакта, чем при установке винира с перекрытием.

соответствующих случаю прямого прикуса, приведены на рис. 4, 5.

Анализ полученных результатов показывает, что при моделировании винира следует стремиться к тому, чтобы область границы винира была расположена вне зоны контакта с зубами-антагонистами. В этом случае удается избежать повышенной концентрации напряжений в зоне контакта и, следовательно, снизить максимальные эквивалентные напряжения. Как видно

из табл. 2, правильная установка виниров во всех вариантах позволяет существенно повысить прочностные характеристики реставрированного зуба. При этом снижение максимальных эквивалентных напряжений в проблемной зоне составляет от 22 до 42%.

Результаты сравнения максимальных эквивалентных напряжений в области адгезии твердых тканей зуба и винира в виде диаграммы приведены на рис. 6.

ВЫВОДЫ

1. Анализ напряженно-деформированного состояния виниров показал, что при проектировании конструкции винира необходимо принимать во внимание вид прикуса, что обеспечит существенное повышение прочностных характеристик реставрации зуба.

2. При правильном проектировании моделирования винира снижение максимальных эквивалентных напряжений в проблемной зоне адгезии композитной реставрации и твердых тканей зуба составляет от 22 до 42%.

3. Препарирование оральной поверхности зуба под винир необходимо осуществлять таким образом, чтобы область границы винира находилась вне зоны контакта с зубом-антагонистом.

4. Результаты исследования показали, что при ортогнатическом и глубоком прикусе моделирование винира, как вариант, следует ограничивать вести-

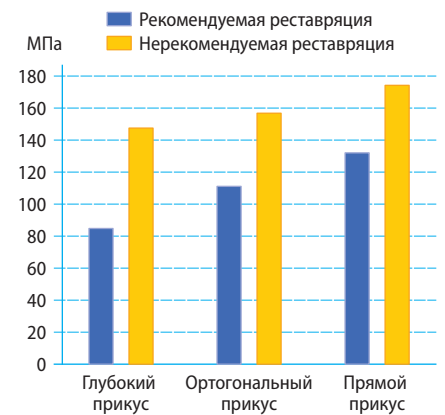


Рис. 6. Максимальные эквивалентные напряжения, возникающие в зубе на поверхности раздела твердых тканей зуба и винира при различных видах прикуса

булярной поверхностью зуба, что обеспечивает удаленность области границы винира от зоны контакта с зубом-антагонистом. В этом случае удается избежать повышенной концентрации напряжений в зоне контакта и, следовательно, повысить прочность реставрации.

ЛИТЕРАТУРА:

1. Божко А.Н. и др. Компьютерная графика. — М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2007. — 392 с.
2. Гаврюшин С.С. Численный анализ биомеханических систем в стоматологии. — М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2003.
3. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике — М.: Мир, 1975.— 541 с.
4. Роджерс Д., Адамс Дж. Математические основы машинной графики: Пер. с англ. — М.: Мир, 2001.
5. Календер В. Компьютерная томография. — М.: Техносфера, 2006. — 244 с.
6. Каплун А.Б., Морозов Е.М., Олферьева М.А. ANSYS в руках инженера: Практическое руководство. — М.: Едиториал УРСС, 2003. — 272 с.
7. Кристин Б. Современная эстетическая стоматология. Пер.с англ. — М.: Квинтэссенция, 2003, с. 241—267.
8. Матвеева А.И., Гветадзе Р.Ш., Гаврюшин С.С. Повышения эффективности ортопедического лечения больных на основе математического моделирования перспективных конструкций имплантатов. — Стоматология.— 1997.— № 5.
9. Прокоп М., Галански М. Спиральная и многослойная компьютерная томография. Уч. пособие: пер. с англ. — М.: Медпресс-информ, 2007.— 712 с.
10. Работнов Ю.Н. Механика деформируемого тела. — М.: Наука, 1979. — 744 с.
11. Чиликин В.Н. Изготовление виниров прямым методом в клинике терапевтической стоматологии. Клиническая стоматология. — 1999, № 3, с. 8—10.
12. Чумаченко Е.И. и др. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зубных протезов. — М.: Изд-во МГМСУ, 2003.
13. Феодосьев В.И. Сопrotивление материалов.— М.: Наука, 1979.— 560 с.
14. American College of Radiology, National Electrical Manufacturers Association, «Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM): Version 3.0», Draft Standard, ACR-NEMA Committee, Working Group VI, Washington, DC, 1993.
15. Bathe K.-J. Finite element procedures in engineering analysis.— New Jersey: Prentice-Hall, 1982.— P. 735.

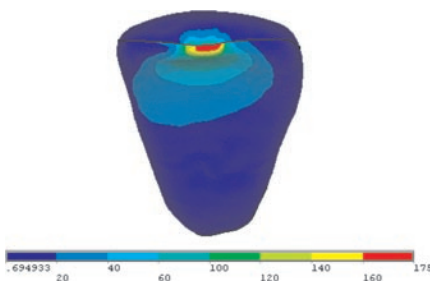


Рис. 4. Распределение эквивалентных напряжений в реставрированном зубе с нереконструируемым вариантом установки винира при прямом прикусе

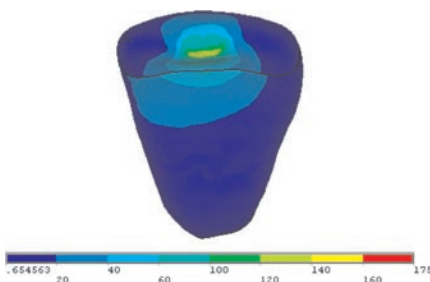


Рис. 5. Распределение эквивалентных напряжений в реставрированном зубе с рекомендуемым вариантом установки винира при прямом прикусе