

Обоснование параметров реконструктивных покрытий в дентальных биомеханических системах: методологическое исследование

*Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского «ХАИ»
Карлов университет, Прага
Харьковский национальный университет имени В.Н. Каразина*

Рассмотрена проблема оценки механического состояния изношенных твердых тканей коронки зуба под действием локального нагружения твердыми частицами пищи в процессе истирания до и после восстановления ее формы с применением кобальт-хромовых (Co-Cr) и золото-платиновых (Au-Pt) искусственных коронок. Расчетная модель зубной коронки представлена как трехслойное упругое тело, состоящее из искусственной коронки, изношенной эмали, а также дентина, нагруженных жевательными нагрузками через упругую частицу пищи. Геометрическая модель коронки дала возможность смоделировать несколько стадий износа эмали, приводящего к перераспределению напряжений внутри тканей коронки. Используя метод конечных элементов, вычислены компоненты напряженного состояния, а также исследовано распределение эквивалентных напряжений Мизеса по глубине упругой многослойной сборки в точке контакта. Для двух исследуемых реставрационных материалов оценен уровень разгрузки изношенных тканей зуба при использовании металлической искусственной коронки переменной толщины. Выполненные сопоставительные исследования позволили подобрать необходимые толщины искусственных коронок с точки зрения защиты от перенапряжения дентина – важного несущего элемента дентальной биомеханической системы.

Ключевые слова: искусственная коронка, метод конечных элементов, зуб, прочность, напряженное состояние, эквивалентные напряжения Мизеса.

Введение

Протезирование является одним из распространенных направлений лечения изношенных зубов. Выбор той или иной ортопедической конструкции зависит от степени износа твердых тканей зуба и других условий, в частности, локализации износа. У пациентов с изношенной фронтальной частью зуба важны как эстетические так и функциональные характеристики избранного метода реконструкции. В таких случаях наиболее подходящим вариантом зубного протеза являются виниры – фарфоровые или композитные пластинки, замещающие вестибулярный (внешний) слой зубов. Их различные виды часто используются для замещения изношенных тканей поверхности зуба [1–4]. В случае более интенсивного износа могут быть использованы металлические, металлокерамические и керамические протезы, отличающиеся большим многообразием.

При лечении задней поверхности зуба, особенно с изменениями окклюзионных размеров, показано использование искусственных коронок (ИК) и мостовидных зубных протезов. Они могут быть металлическими, металлокерамическими, керамическими, металлопластмассовыми. Выбор материала в основном зависит от эстетических предпочтений пациента и свойств материала.

Износ твердых тканей поверхности зуба значительно увеличивает риск разрушения зубной коронки под действием механического нагружения при

пережевывании пищи [5]. Основной причиной разрушения твердых тканей зуба является их перенапряжение, т.е. превышение действующими эквивалентными напряжениями в эмали или дентине предела прочности их материалов.

Поскольку использование ИК является одним из наиболее распространенных и эффективных методов разгрузки патологически стертой коронки зуба, целью исследования была оценка перераспределения действующих напряжений в упругой системе "ИК–изношенная эмаль–дентин" для последующего ортопедического восстановления первоначальной геометрической формы коронки зуба. Полученные результаты позволили определить необходимые толщины ИК из ординарных (кобальт-хром, Co-Cr) и благородных (золото-платина, Au-Pt) сплавов, а также определить материал, обеспечивающий наилучшую разгрузку при заданной степени износа.

Материалы и методы

Интактная или изношенная и восстановленная коронки моляра были представлены в виде двух- или трехслойной упругой сборки ("эмаль–дентин" и "ИК–изношенная эмаль–дентин") с переменной толщиной под действием "ball-loading" [6], моделирующего наиболее опасное нагружение через твердую шарообразную частицу пищи. В соответствии с задачей Герца [7] контактные напряжения возникают при сжатии двух тел (шарообразный дефект пищи – коронка зуба). Из-за упругих деформаций в зоне контакта передача контактного усилия при таком нагружении происходит на сравнительно малых и меняющихся в размере площадках контакта, приводя к появлению значительных напряжений в обоих телах.

Материалы составных частей коронок полагали однородными, линейно упругие и изотропными. Модули упругости эмали и дентина были выбраны соответственно: $E_э = 80$ ГПа и $E_д = 12$ ГПа [8]. Исследованию подлежали два материала ИК: сплав Co-Cr-Mo-W (Co – 61%, Cr – 25%, Mo – 7%, W – 5%) с пределом текучести $\sigma_T = 700$ МПа, пределом прочности $\sigma_B = 900$ МПа, $E = 200$ ГПа, коэффициентом Пуассона $\nu = 0,26$, а также Au-Pt сплав (Au=86%, Pt=10%) с $\sigma_T = 480$ МПа, $\sigma_B = 580$ МПа, $E = 113$ ГПа, $\nu = 0,4$. Анизотропию материалов эмали и дентина не учитывали. Экспериментально установленное жевательное усилие для моляров в 150 Н [9,10] было приложено к центру сферической частицы пищи.

Контактные напряжения в интактных, а также изношенных и восстановленных с помощью ИК тканях (эмаль и дентин) были вычислены с применением МКЭ [11]. Численное решение представляет практический интерес при решении задачи о контактом нагружении двухслойной сборки "эмаль–дентин", представляющей интактную или изношенную коронки, а также трехслойной сборки "ИК–изношенная эмаль–дентин", представляющей восстановленную коронку. Особенностью задачи является распространение локализованной нагруженной области вглубь эмали или даже дентина в результате износа первой. Контактные напряжения оценивали из-за их опасности с точки зрения перенапряжения эмали и дентина в результате чрезмерного износа.

Нами была создана математическая модель коронки моляра, которая позволила исследовать изменения механического состояния ее составляющих (эмаль, дентин). Для анализа напряженного состояния (НС) и прочности

составляющих коронки зуба были использованы эквивалентные напряжения Мизеса (ЭНМ) и энергетическая теория прочности. При формулировке задачи была использована простейшая геометрическая модель контакта “сфера–полубесконечное пространство”, имеющая в однослойном случае теоретическое решение.

Конечноэлементные (КЭ) модели, созданные для моделирования НС тканей зуба на различных стадиях износа, а также при восстановлении его первоначальной формы с использованием ИК, представлены на рис. 1–3. Первая КЭ-модель (рис. 1) была создана для моделирования распределения НС в интактной коронке, т.е. в двухслойной упругой сборке “интактная эмаль–дентин”. Толщина дентина, расположенного под 1-мм слоем интактной эмали, была принята равной 1,0 мм. Предполагалось, что дентин и эмаль жестко соединены между собой. Сборка была нагружена в центре контакта шарообразной частицей пищи, обладающей механическими свойствами материала эмали.

Вторая КЭ-модель – “изношенная эмаль переменной толщины–дентин постоянной толщины” показана на рис. 2. Она была использована для моделирования процесса износа эмали и его влияния на НС тканей зуба.

Третья КЭ-модель (рис. 3) была создана для оценки перераспределения НС в результате восстановления изношенной эмали с использованием двух упомянутых выше ортопедических сплавов.

Во всех моделях контакта упругой сферической частицы пищи и полубесконечного пространства использовали жесткое защемление представительного объема. Диаметр частицы был принят равным 1 мм, максимальный размер КЭ составил 0,05 мм, а его минимальное значение – 0,025 мм. Размер представительного объема составил $2 \times 2 \times 2$ мм [5].

Толщину слоя эмали при моделировании износа варьировали, оставляя неизменной толщину дентина $t_d = 1,0$ мм. Общая толщина ИК ($t_{ИК}$) и изношенной эмали (t_s) оставалась равной 1,0 мм. В качестве материалов для ИК использовали сплавы Co-Cr и Au-Pt четырех толщин: 0,15; 0,2; 0,3 и 0,45 мм. Соответственно, толщина изношенной эмали составляла 0,85; 0,8; 0,7 и 0,55 мм (рис. 3).

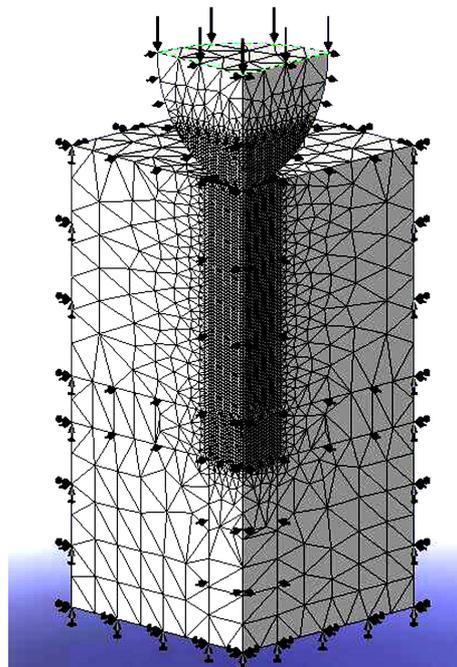


Рис. 1. КЭ-модель контакта шарообразного дефекта пищи и упругой двухслойной сборки “интактная эмаль–дентин” с толщиной эмали $t_s = 1,0$ мм и толщиной дентина $t_d = 1,0$ мм. Размер модели $2 \times 2 \times 2$ мм. Показанный фрагмент является четвертой частью “представительного объема”, выбранного с использованием метода, разработанного в [5]

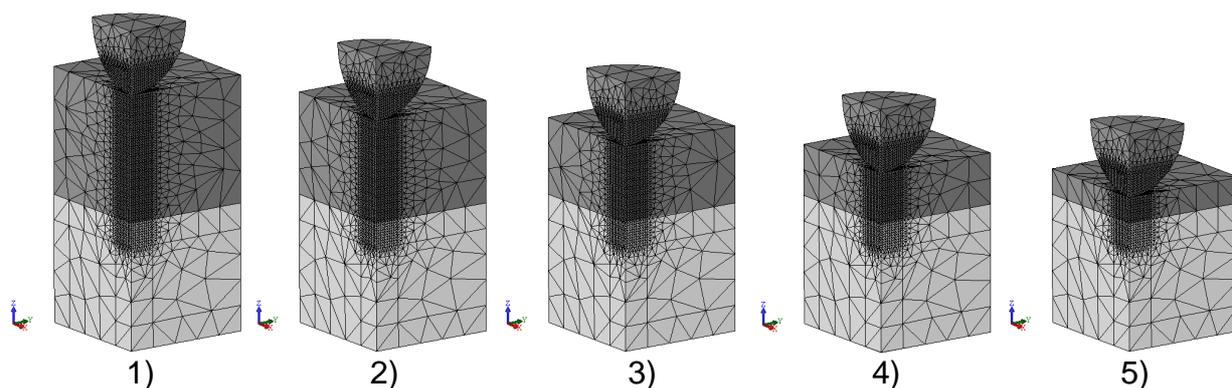


Рис. 2. КЭ-модель двухслойной сборки "изношенная эмаль–дентин" (четверть представительного объема) с переменной толщиной эмали, соответствующей различным стадиям износа: (1) $t_э = 1,0$ мм, $t_д = 1,0$ мм (неизношенная); (2) $t_э = 0,85$ мм, $t_д = 1,0$ мм; (3) $t_э = 0,8$ мм, $t_д = 1,0$ мм; (4) $t_э = 0,7$ мм, $t_д = 1,0$ мм, (5) $t_э = 0,55$ мм, $t_д = 1,0$ мм. Размер модели $2 \times 2 \times 2$ мм

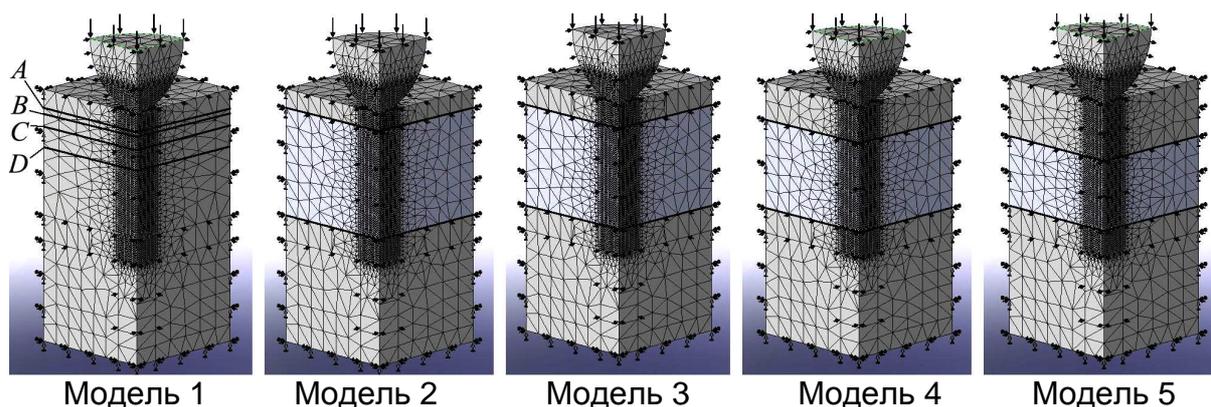


Рис. 3. КЭ-модели, используемые для моделирования четырех стадий износа с восстановлением исходной формы при помощи ИК.
Общая толщина сборки 2,0 мм.

Модель 1. Двухслойная сборка "интактная эмаль – дентин" со слоями *A*, *B* *C* и *D* на глубине $t_1 = 0,15$ мм, $t_2 = 0,20$ мм, $t_3 = 0,30$ мм и $t_4 = 0,45$ мм в соответствии с четырьмя стадиями износа.

Модель 2. Трехслойная сборка "ИК – изношенная эмаль на первой стадии износа (*A*) – дентин" общей толщиной $t_{ИК} + t_э + t_д = 2,0$ мм.

Модель 3. Трехслойная сборка "ИК – изношенная эмаль на второй стадии износа (*B*) – дентин" общей толщиной $t_{ИК} + t_э + t_д = 2,0$ мм.

Модель 4. Трехслойная сборка "ИК – изношенная эмаль на третьей стадии износа (*C*) – дентин" общей толщиной $t_{ИК} + t_э + t_д = 2,0$ мм.

Модель 5. Трехслойная сборка "ИК – изношенная эмаль на четвертой стадии износа (*D*) – дентин" общей толщиной $t_{ИК} + t_э + t_д = 2,0$ мм

Для численного решения задачи о локальном НДС коронки при ее контактом нагружении шарообразной частицей пищи использовали ПО COSMOS/M 2.7. Количество КЭ в представительном объеме составило 70,000... 90,000.

Распределение максимальных сжимающих напряжений, а также ЭНМ по глубине в точке контакта ($\sigma_y(y) = \sigma_3(y)$ и $\sigma_i(y)$) было изучено в интактной, изношенной, а также изношенной и восстановленной сборке "эмаль-дентин", чтобы определить положение опасных точек и оценить перераспределение НДС в результате уменьшения толщины эмали, а также восстановления изношенной коронки одной из двух предложенных ИК. Для оценки эффективности восстановления изношенных тканей вычисляли ЭНМ в интактной эмали на глубинах, моделирующих 4 стадии износа: 0,15 мм (слой A), 0,2 мм (слой B), 0,3 мм (слой C) и 0,45 мм (слой D).

Результаты

1. Исследование распределения ЭНМ в изношенной эмали и оценка НДС дентина в зоне его контакта с эмалью при четырех стадиях износа

Нами были изучено распределение полей напряжений в интактной (толщина 1 мм), а также изношенной эмали по глубине контакта. В центре зоны контакта были вычислены: третье главное напряжение $\sigma_{y_{max}} = -6,15$ ГПа и ЭНМ $\sigma_i = 1,32$ ГПа. В опасной точке были найдены $\sigma_y = -4,93$ ГПа и $\sigma_{i_{max}} = 3,90$ ГПа. Распределение ЭНМ в изношенной сборке "эмаль-дентин" представлено на рис.4.

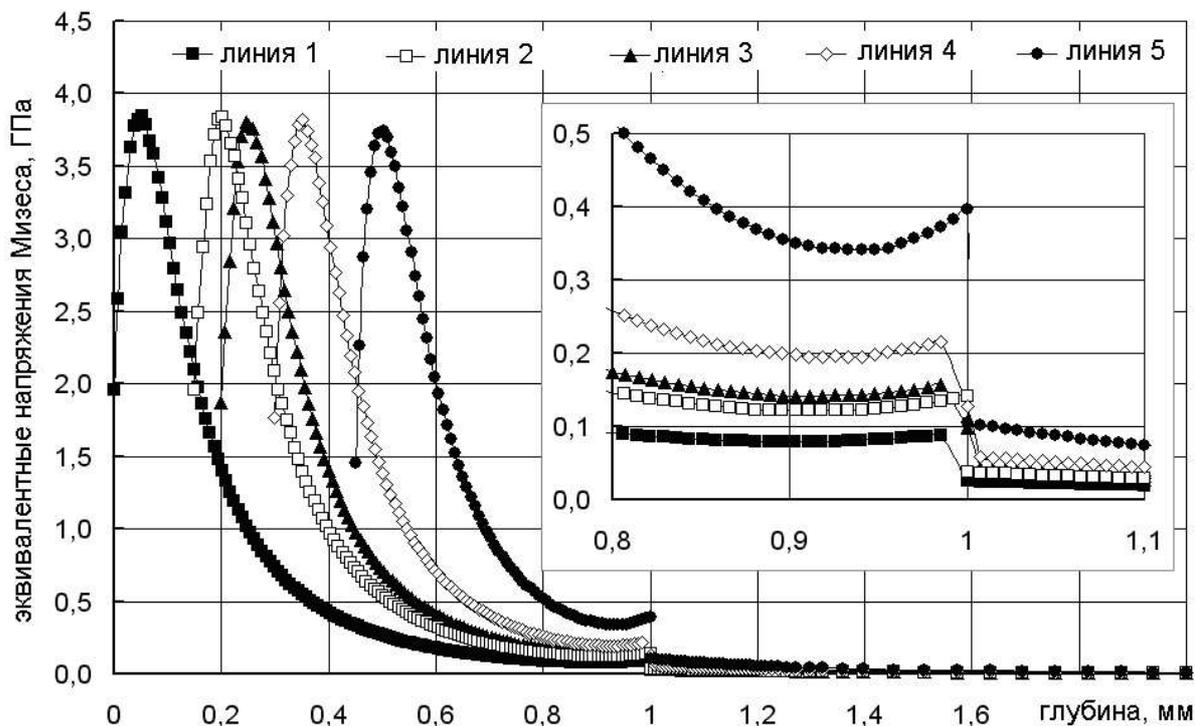


Рис. 4. Распределение ЭНМ по глубине двухслойной сборки "эмаль переменной толщины – дентин постоянной толщины" в точке контакта для различных толщин эмали: линия 1 – $t_э = 1,0$ мм (неизношенная); линия 2 – $t_э = 0,85$ мм; линия 3 – $t_э = 0,8$ мм; линия 4 – $t_э = 0,7$ мм; линия 5 – $t_э = 0,55$ мм

В рассматриваемом диапазоне износа эмали вплоть до $t_u = 0,45$ мм критические ЭНМ уменьшились с 3.9 ГПа до 3.74 ГПа, т.е всего на 4%. Изменение ЭНМ в дентине в его точке контакта с эмалью относительно ЭНМ интактного дентина $\sigma_i = 25$ МПа было более значительным (рис. 5). Заметим, что на этой стадии износа дентин достиг своего предельного НС, поскольку его предел прочности $\sigma_{B\partial} = 103$ МПа [10].

Максимальное значение ЭНМ в интактной эмали $\sigma_{i\max} = 3,9$ ГПа и значения ЭНМ в дентине (см. рис. 5) были использованы для оценки степени разгрузки дентина и эмали при восстановлении исходной формы коронки с использованием Co-Cr and Au-Pt ИК известной толщины.

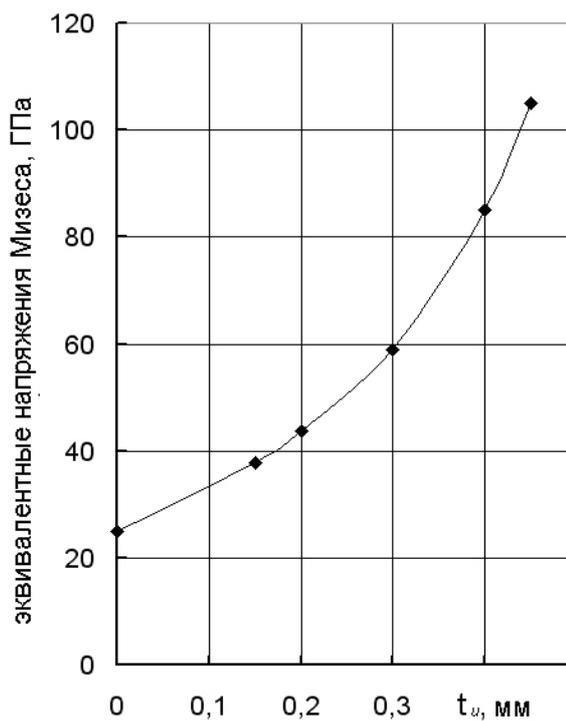


Рис. 5. Зависимость ЭНМ в дентине в точке его контакта с эмалью от стадии износа эмали t_u

2. Оценка перераспределения НС в изношенной коронке зуба и ее разгрузки после восстановления различными ИК

Перераспределение НС в восстановленной коронке изучали, сравнивая распределения ЭНМ по глубине в точке контакта для интактной, изношенной, а также восстановленной изношенной коронок при 4-х стадиях износа: $t_{u1} = 0,15$ мм, $t_{u2} = 0,2$ мм, $t_{u3} = 0,3$ мм, $t_{u4} = 0,45$ мм. Для этого были использованы две упомянутые выше сборки “ИК–изношенная эмаль–дентин”, соответствующие двум материалам ИК.

Было показано, что на первой стадии износа максимальные ЭНМ в изношенной эмали снизились с 3,9 ГПа до 1,79 ГПа под Co-Cr ИК и до 2,2 ГПа под Au-Pt. Соответственно, уровень разгрузки изношенной эмали составил 53,6% и 45,1%.

Уровень разгрузки дентина по отношению к интактной ткани с $\sigma_{i\max} = 25$ МПа составил соответственно 11,6% и 7,6%. По отношению к изношенной ткани коронки ($\sigma_{i\max} = 37,7$ МПа, см. рис. 5) разгрузка дентина составила 41,4% (Co-Cr ИК) и 38,7% (Au-Pt ИК). Графики распределения ЭНМ в интактной, изношенной, а также восстановленной двумя ИК одинаковой толщины (Co-Cr и Au-Pt) эмали представлены на рис. 6.

На второй стадии износа показано, что максимальные ЭНМ в изношенной эмали 3,86 ГПа снизились до 1,16 ГПа под Co-Cr ИК и до 1,41 ГПа под Au-Pt ИК. Соответственно, степень разгрузки изношенной эмали составила 69,5% и 62,9%.

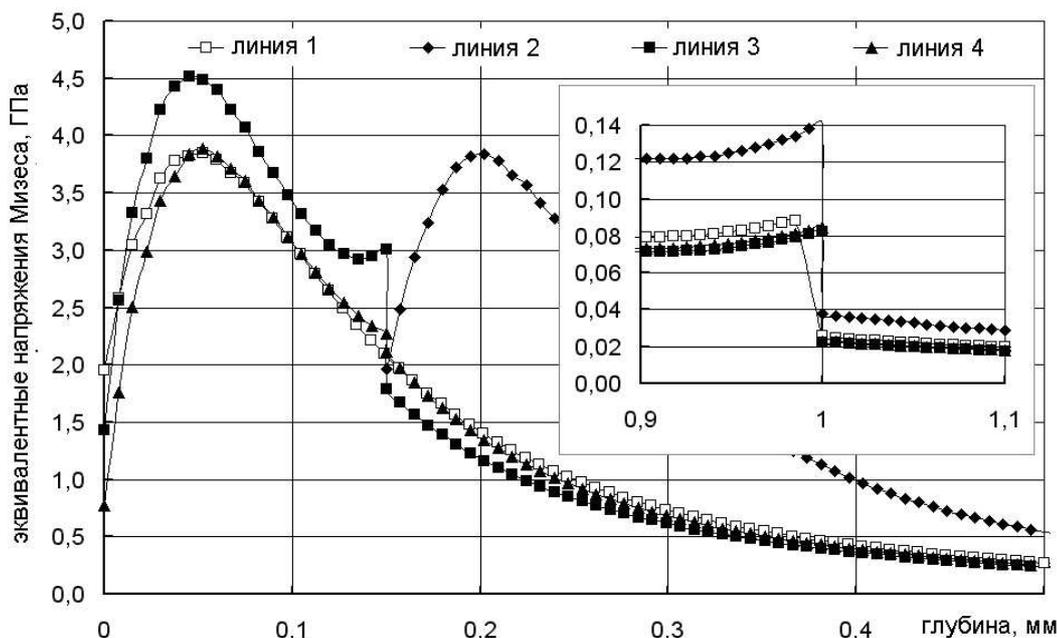


Рис. 6. Распределение ЭНМ по глубине трехслойной сборки "ИК–изношенная эмаль–дентин" в точке контакта для эмали различной толщины: линия 1 – интактная эмаль ($t_3 = 1,0$ мм); линия 2 – изношенная эмаль ($t_{u1} = 0,15$ мм); линия 3 – сборка "Co-Cr ИК –изношенная эмаль–дентин" ($t_{ИК} = 0,15$ мм, $t_3 = 0,85$ мм, $t_д = 1,0$ мм); линия 4 – сборка "Au-Pt ИК–изношенная эмаль–дентин" ($t_{ИК} = 0,15$ мм, $t_3 = 0,85$ мм, $t_д = 1,0$ мм)

Степень разгрузки дентина относительно интактной коронки ($\sigma_{imax} = 25$ МПа) составила, соответственно, 13,6% и 9,2%. Относительно изношенной коронки ($\sigma_{imax} = 43,7$ МПа, см. рис. 5) разгрузка дентина составила 50,1% (Co-Cr ИК) и 48,1% (Au-Pt ИК).

На третьей стадии износа максимальные ЭНМ в изношенной эмали 3,81 ГПа снизились до 0,58 ГПа под Co-Cr ИК и до 0,70 ГПа под Au-Pt ИК. Соответственно, степень разгрузки изношенной эмали составила 84,7% и 81,6%.

Степень разгрузки дентина относительно интактной коронки с $\sigma_{imax} = 25$ МПа составила соответственно, 21,2% и 11,2%. Относительно изношенной коронки с $\sigma_{imax} = 59$ МПа (см. рис. 5) разгрузка дентина составила 66,6% (Co-Cr ИК) и 62,4% (Au-Pt ИК).

На четвертой стадии износа максимальные ЭНМ в изношенной эмали 3,74 ГПа уменьшились до 0,258 ГПа под Co-Cr ИК и до 0,339 ГПа под Au-Pt ИК.

Соответственно, степень разгрузки изношенной эмали составила 93% и 90%. Степень разгрузки дентина по отношению к интактной коронке с $\sigma_{imax} = 25$ МПа составила, соответственно, 31,2% и 14,0%. Относительно изношенной коронки с $\sigma_{imax} = 105$ МПа (см. рис. 5) разгрузка дентина составила 83,6% (Co-Cr ИК) и 79,5% (Au-Pt ИК).

Результаты сравнительного анализа разгрузки изношенной эмали за счет двух вышеупомянутых ИК различной толщины представлены на рис. 7. Разгрузку дентина при восстановлении исходной формы коронки двумя ИК относительно изношенной иллюстрирует рис. 8.

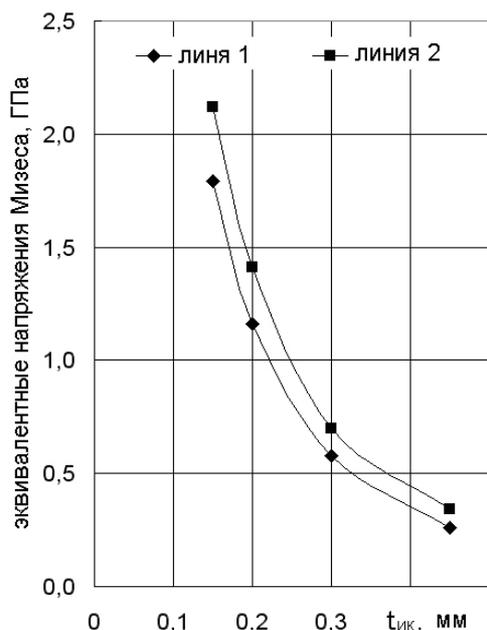


Рис. 7. Зависимость максимальных ЭНМ в изношенной и восстановленной эмали от толщины двух исследованных ИК. Линия 1 – Co-Cr ИК; линия 2 – Au-Pt ИК.

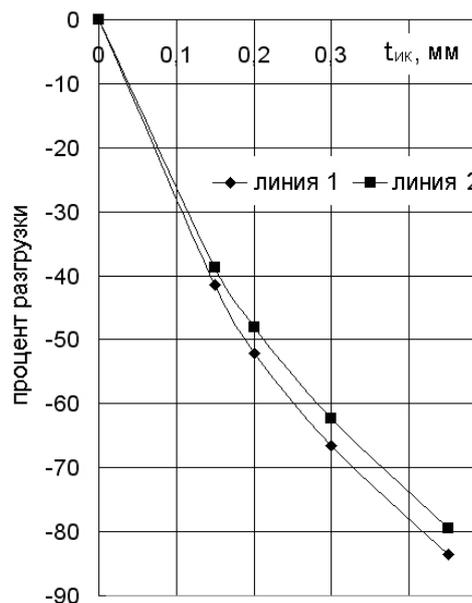


Рис. 8. Снижение максимальных ЭНМ в дентине изношенной и восстановленной коронки относительно изношенной и невосстановленной коронки для ИК с различной толщиной $t_{ИК}$ (в %). Линия 1 – Co-Cr ИК; линия 2 – Au-Pt ИК.

Заключение

1. Предложенная методика эффективна при оценке механического состояния изношенной коронки зуба при контактом нагружении, а также исследования перераспределения НС после восстановления коронки с применением различных ИК. Созданные 3-D КЭ модели учитывали многослойную структуру изношенной и восстановленной коронки зуба и возможность моделирования восстановления коронки с применением ИК из различных материалов и толщин.

2. При моделировании износа эмали уменьшение ее толщины с 1,0 мм до 0,55 мм привело к увеличению ЭНМ в дентине в точке его контакта с эмалью с 25 МПа до 105 МПа, т.е. к появлению в нем предельного НС (предел прочности дентина принят равным $\sigma_{Бд} = 103$ МПа [10]). Эта степень износа является предельной для эмали с точки зрения прочности дентинного ядра зуба. Такой износ требует применения ИК для упрочнения изношенной эмали и разгрузки дентина.

3. При численном изучении износа эмали в диапазоне 0... 0,45 мм уменьшение максимальных ЭНМ в эмали составило только 4%. Это позволяет прийти к заключению, что эмаль является основным несущим элементом коронки. Но одновременно ее износ опасен для дентина. Степень перенапряжения дентина из-за износа эмали является нелинейной функцией уменьшения ее толщины.

4. Степень разгрузки изношенной эмали выше при использовании Co-Cr ИК, чем при использовании Au-Pt ИК, на: 15,5% при $t_{ИК} = 0,15$ мм; 17,7% при $t_{ИК} = 0,2$ мм; 17,1% при $t_{ИК} = 0,3$ мм и 23,5% при $t_{ИК} = 0,45$ мм.

5. Co-Cr и Au-Pt ИК с минимальной толщиной 0,15 мм обеспечивают соответственно 41,4% и 38,7% разгрузки дентина относительно показателя изношенной, но не реставрированной коронки ($\sigma_i = 37,7$ МПа). Последующий двукратный рост толщины ИК привел к 66,6% и 62,4% разгрузки дентина. В итоге даже наиболее тонкие Co-Cr и Au-Pt ИК толщиной в 0,15 мм обеспечивают полноценную защиту материала дентина.

6. Чтобы распределить напряжения в многослойной сборке “ИК–изношенная эмаль–дентин” наиболее рационально, упругие свойства ИК должны как можно лучше совпадать с упругими свойствами коронки. С этой точки зрения Au-Pt ИК создает в тканях восстановленного зуба НС, идентичное интактному. Co-Cr ИК создает большие ЭНМ, чем Au-Pt ИК, однако она имеет одновременно и более высокую прочность. В результате она лучше разгружает оставшуюся часть изношенной эмали.

Список литературы

1. Randall R.C., Wilson N.H.F. Chemical testing of restorative materials: some historical landmarks. *J. Dentistry*. 1999, 27: 543–550.
2. Nicholson J.W. Adhesive dental materials and their durability. *Int. J. Adhes. Adhes.* 2000, 20 (1): 11–16.
3. Moszner N., Salz U. New development of polymeric dental composites. *Prog. Polym. Sci.* 2001, 26: 535–576.
4. Thompson J. Y., Stoner B.R., Piascik J.R. Ceramics for restorative dentistry: critical aspects for fracture and fatigue resistance. *Mater. Sci. Eng.: C*. 2007, 27 (3): 565–569.
5. Васильев-Линецкий И.В., Деменко В.Ф., Несвит В.Ф. Методология численного моделирования напряжённо-деформированного состояния коронки зуба человека при изучении механических аспектов проблемы патологической стираемости // Открытые информационные и компьютерные интегрированные технологии. – Х.: НАКУ “ХАИ”, 2005. – Вып. 26. – С. 139-168.
6. Ichim I., Li Q., Li W., Swain M.V., Kieser J. Modelling of fracture behaviour in biomaterials. *Biomaterials*. 2007, 28: 1317-1326.
7. Hearn E.J. Mechanics of materials. An introduction to the mechanics of elastic and plastic deformation of solids and structural materials. 3rd ed. Butterworth-Heinemann Linacre House. 1999.
8. Black J., Hastings G. (Eds.) Handbook of biomaterial properties. Chapman and Hall Publishing. 1998.
9. Mericske-Stern R., Piotti M., Sirtes C. 3D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures: a comparative study. *Clin. Oral Impl. Res.* 1996, 7: 387-396.
10. Litonjua L.A., Andreana S., Patra A.K., Cohen R.E. An assessment of stress analysis in the theory of abfraction. *Biomed. Mater. Eng.* 2004, 14: 311-321.
11. Zienkiewicz O.C. The finite element method in engineering science; 4th ed. New York: McGraw-Hill, 1989.

Рецензент: д-р техн. наук, проф., зав. каф. П.А. Фомичев, Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского «ХАИ», г. Харьков.

Поступила в редакцию 09.06.10

Обґрунтування параметрів реконструктивних покриттів у дентальних біомеханічних системах: методологічне дослідження

Розглянуто проблему оцінювання механічного стану зношених твердих тканин коронки зуба під дією локального навантаження твердими частинками їжі в процесі стирання до і після відновлення її форми з застосуванням кобальт-хромових (Co-Cr) та золото-платинових (Au-Pt) штучних коронок. Розрахункову модель зубної коронки подано як тришарове пружне тіло, що складається зі штучної коронки, зношеної емалі, а також дентину, навантажених жувальними навантаженнями через пружну частинку їжі. Геометрична модель коронки дала можливість змоделювати кілька ступенів зношення емалі, яке призвело до перерозподілу напружень всередині тканин коронки. Використовуючи метод скінченних елементів, обчислено компоненти напруженого стану, а також досліджено розподіл еквівалентних напружень Мізеса по глибині пружної багат шарової збірки в точці контакту. Для двох досліджуваних реставраційних матеріалів оцінено рівень розвантаження зношених тканин зуба внаслідок наявності металевої штучної коронки змінної товщини. Виконано порівняльні дослідження, що дозволило підібрати необхідні товщини штучних коронок з точки зору захисту від перенапруження дентину – важливого несучого елемента дентальної біомеханічної системи.

Ключові слова: штучна коронка, метод скінченних елементів, зуб, міцність, напружений стан, еквівалентні напруження Мізеса.

Substantiation of the artificial crowns thickness under extreme contact loading in abrasion using the finite element analysis: a methodological study

The problem described was the evaluation of mechanical strength of abraded hard dental tissues of the molar's crown under its local loading by a hard food particle in abrasion process before and after treatment using artificial crown: base (cobalt-chromium, Co-Cr) or noble (gold-platinum, Au-Pt) bonding alloys. The computational model of the tooth crown was represented as a three-layer elastic solid that consisted of AC, abraded enamel and dentine loaded by masticatory forces through elastic food particle. The geometrical model of the crown allowed simulating several stages of enamel abrasion, resulting in the redistribution of stresses inside the crown tissues. Using the finite element method the components of stress state, and also the von Mises equivalent stress along the depth of multi-layer elastic solid in point of contact were calculated. The level of residual tissues unloading due to the presence of metal artificial crowns (varying in thickness) was estimated for two different restorative materials in use. A comparative analysis leading to selection of proper material and thickness of artificial crown was carried out from the viewpoint of overloading protection of dentine which is important load-carrying element of dental system.

Keywords: artificial crown, finite element method, tooth, strength, stress, stress state, von Mises equivalent stress.