

Исследование изменения несущей способности коронки зуба при ее контактном нагружении в процессе износа с применением метода конечных элементов

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

Рассмотрена проблема оценки механического состояния и прочности тканей коронки зуба человека при её локальном нагружении твёрдыми частицами пищи. Расчётная модель коронки представлена как двухслойная упругая система, состоящая из эмали и дентина, нагруженная контактно приложенным жевательным усилием. Геометрическая модель коронки учитывала уровень износа эмали, приводящего к перераспределению напряжений в эмали и дентине. С применением метода конечных элементов вычислены компоненты напряжённого состояния, а также эквивалентные напряжения Мизеса в сечениях по глубине системы. Определена взаимосвязь между толщиной изношенной эмали коронки и эквивалентными напряжениями в дентине для интактной, а также деминерализованной эмали, что позволило оценить прочность тканей зуба.

Ключевые слова: напряженное состояние (НС), метод конечных элементов (МКЭ), представительный объем (RV), конечный элемент (КЭ), эквивалентные напряжения Мизеса (ЭНМ)

Введение

Износ рабочих поверхностей зубов (т.н. стираемость твердых тканей зубов) является широко распространенным заболеванием [1, 2]. Оно наблюдается во всех возрастных группах [3]. Специалисты выделяют четыре основных механизма развития заболевания – аттрикция (attrition), абразия (abrasion), абфракция (abfraction) и коррозия (corrosion, erosion) [4–8]. Разные механизмы развития заболевания определяют различные варианты его клинического течения [5–8]. Однако биофизические причины износа зубов идентичны, они связаны с уменьшением механической прочности слоев коронки зуба – эмали и дентина, общей природой которого является, в первую очередь, ухудшение физико-химических свойств эмали (т.н. деминерализация), вызываемое различными причинами [9–11]. В частности, исследования показали значительное уменьшение модуля упругости эмали в результате деминерализации, которое является функцией времени влияния агрессивных сред [11].

По сути стираемость твердых тканей зубов представляет собой процесс изменения их геометрических размеров и формы при повседневных нагружениях, в первую очередь, жевательных [10], при наличии физико-химических изменений в их структуре. Для моляров характерны также случайные, но исключительно опасные локальные нагружения поверхностных слоев коронки твердыми частицами, в том числе дефектами пищи при ее пережевывании [12]. Контактные давления, а также действующие внутри твердых тканей зубов контактные напряжения столь высоки, что при уменьшении толщины эмали и малых размерах дефектов пищи склонная к хрупкому разрушению эмаль коронки зуба часто теряет несущую способность в результате полного либо частичного разрушения [13]. Помимо этого изношенная эмаль, как правило, не в состоянии защитить от

перенапряжения нижерасположенный силовой компонент структуры зуба, основную часть которого составляет дентин (рис.1 [14]). Дентин представляет собой упругую основу зуба, опирающуюся на костные ткани челюстей. Результаты КЭ-анализа напряженного состояния моляров показали, что эмаль воспринимает наибольшую долю жевательных усилий из-за ее большей жесткости по сравнению с дентином [15]. Передающей средой между эмалью и дентином является особый слой между ними, имеющий высокую вязкость разрушения и покрывающий поверхность более эластичного, чем эмаль, дентина [16, 17]. Этим поддерживается целостность эмали и предотвращается ее разрушение, однако значительные по величине (до 727 Н [18]) жевательные нагрузки передаются через эмаль коронки именно на корень зуба, состоящий преимущественно из дентина. Еще одной важной функцией относительно вязкого дентина является его способность демпфировать ударные нагрузки на зуб [19].

Таким образом, контактное нагружение поверхности зуба, особенно с уменьшенной в результате износа толщиной эмали, является наиболее опасным как в связи с возможностью ее последующего разрушения, так и с точки зрения определения несущей способности изношенных на том или ином этапе износа остаточных тканей зуба, в первую очередь дентина, представляющего собой силовой каркас зуба. Поэтому исследование напряженного состояния (НС) тканей интактной и изношенной коронки зуба при ее механическом нагружении через твердый дефект пищи является основой для выяснения условий перенапряжения дентина. Выработка методологически обоснованных рекомендаций по применению реконструктивных покрытий (искусственных коронок из специальных сплавов, керамики, металлокерамики) для изношенной коронки в зависимости от степени ее износа является практически значимой задачей.

Цель работы состояла в изучении механического состояния изношенной коронки зуба в сравнении с интактной путем анализа с помощью метода конечных элементов (МКЭ) [20] перераспределения возникающих в ее твердых тканях напряжений и условий появления перенапряжения дентина.

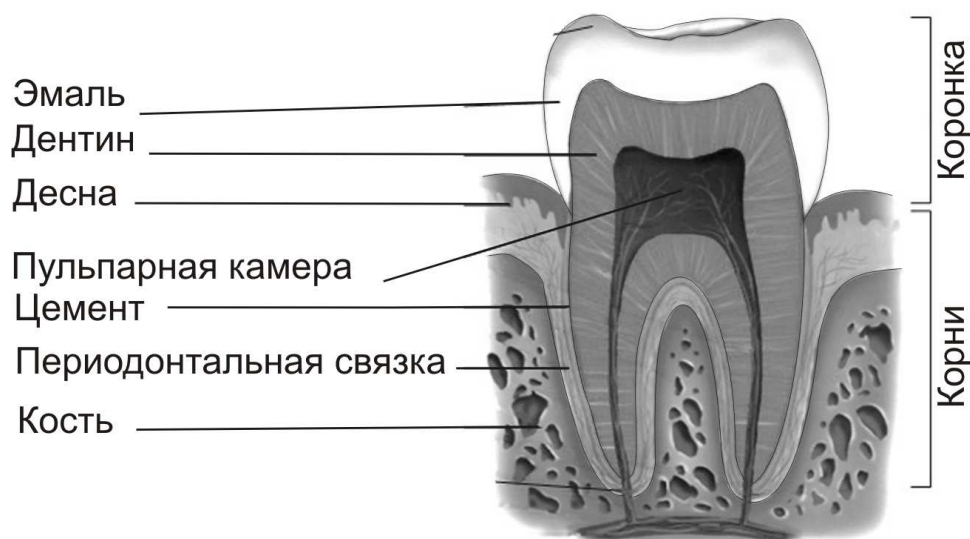


Рис. 1 Внутреннее строение жевательного зуба (моляра)

Материалы и методы исследования

В настоящее время доказано, что из-за неблагоприятного изменения химического состава эмали изменяются показатели ее механических свойств, в первую очередь, модуль упругости [11]. Физический износ контактирующих поверхностей связан с опасным с точки зрения прочности утончением эмали [21]. В связи с этим нами использована конечноэлементная (КЭ) модель дентальной системы, предложенная в [22], для оценки механического состояния коронки зуба при наиболее опасном с точки зрения прочности контактном нагружении.

Локализованное контактное нагружение коронки зуба жевательными нагрузками, по величине и направлению соответствующими экспериментально установленным величинам [23], было смоделировано через шарообразный дефект пищи диаметром 1 мм (Рис. 2). По своим механическим свойствам он соответствовал материалу эмали (модуль упругости $E_f = E_e = 80$ ГПа, коэффициент Пуассона $\nu_e = \nu_f = 0.3$). Влияние деминерализации (размягчения) эмали на НС и несущую способность тканей коронки моделировали пятикратным уменьшением модуля упругости эмали E_e . Такой спектр его изменения вытекает из обобщения результатов экспериментального измерения модуля упругости эмали с различным уровнем минерализации: от 84,3 ГПа до 9,7 ГПа [24]. Коронка моляра была представлена в виде двухслойного (эмаль-дентин) упруго-деформируемого параллелепипеда с жестко защемленными с боков поверхностями – т.н. представительного объема (RV). Понятие RV дано в [22].

Апробация КЭ-модели, реализованной в COSMOS/M2.7, была проведена с использованием 3-D модели RV, представленной на рис. 3. Толщина RV была принята 1 мм, что соответствует минимальной толщине интактной эмали жевательной поверхности моляра, два остальных размера 2×2 мм. С целью повышения точности вычисления параметров НС было выполнено градиентное разбиение конечно-элементных сеток с выделением подобласти–куба с наиболее мелкими сетками с минимальным размером КЭ



Рис. 2 Контактное нагружение коронки моляра жевательным усилием через шарообразный дефект пищи

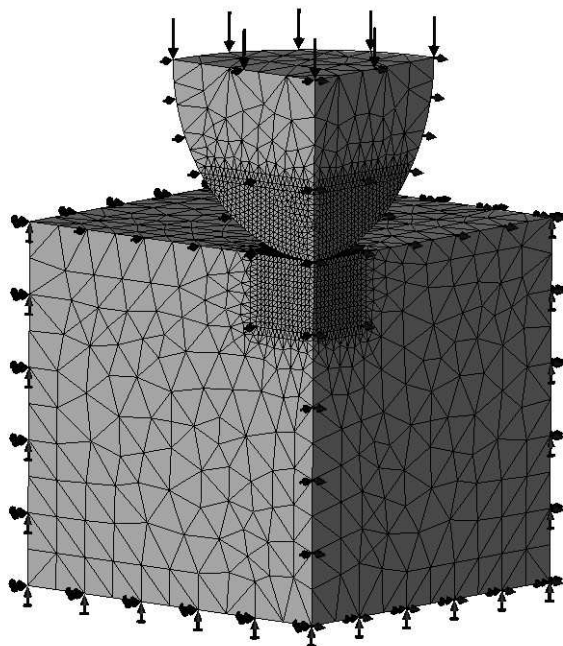


Рис. 3 КЭ-модель контакта шарообразного дефекта пищи с коронкой зуба при апробации расчетной модели. Диаметр дефекта пищи – 1 мм, максимальный размер КЭ – 0,5 мм. Размер 3-D модели $10 \times 10 \times 10$ мм

$l_{\min}^* = 0.015$ мм. Были также использованы условия симметрии. Количество КЭ в RV варьировалось от 70000 до 90000. Были задействованы итеративные процедуры для учета изменения размеров пятна контакта при внедрении в RV упругого дефекта пищи в процессе деформирования.

Моделирование процесса износа было осуществлено с использованием КЭ-моделей RV, представленных на рис. 4. Наибольшая общая толщина пакета 2 мм соответствовала 1-мм слою интактной эмали и 1-мм слою дентина, которые были жестко связаны между собой. Аналогичное вышеуказанному выделение подобласти-прямоугольной призмы с наиболее тонким разбиением на КЭ размером $l_{\min}^* = 0.015$ мм было предпринято для повышения точности расчетов НС изношенной эмали в области контакта.

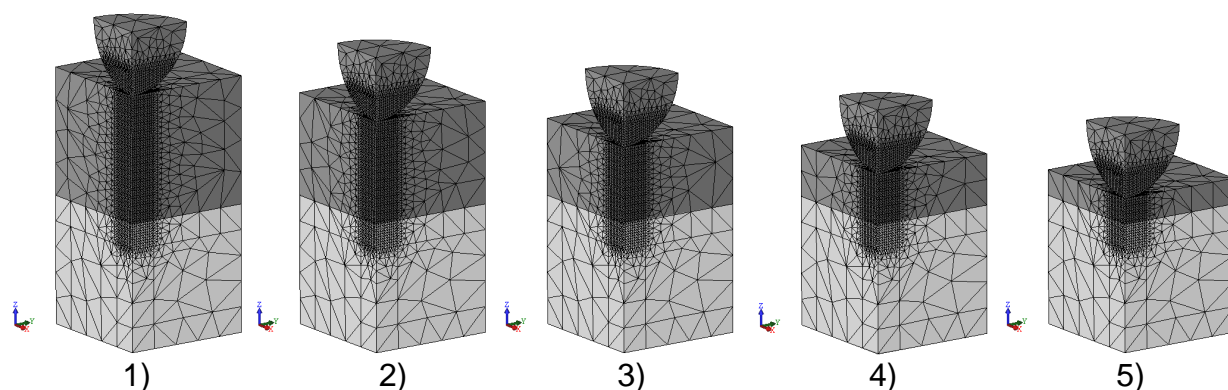


Рис. 4 КЭ-модели двухслойной сборки “изношенная эмаль-дентин” (четверть RV) с изменяющейся толщиной эмали, которые соответствуют различным стадиям износа: : (1) $t_e = 1.0$ мм, $t_d = 1,0$ мм (неизношенная); (2) $t_e = 0.8$ мм, $t_d = 1,0$ мм; (3) $t_e = 0.6$ мм, $t_d = 1,0$ мм; (4) $t_e = 0.4$ мм, $t_d = 1,0$ мм; (5) $t_e = 0.2$ мм, $t_d = 1,0$ мм.

Размер RV $2 \times 2 \times 2$ мм. Размер КЭ: $l_{\min}^* = 0,015$ мм, $l_{\max}^* = 0,20$ мм

Жевательные нагрузки величиной 150, 300, 450 Н, соответствующие реальному спектру нагрузений моляров [18], прикладывали к диаметральной площади шарообразного дефекта пищи. На рис. 3, 4 представлены четверти дефекта пищи с соответствующим равномерно распределенным жевательным усилием, вытекающие из условий симметрии.

Во всех исследованиях упругие свойства дентина были приняты в соответствии с данными [24]: $E_d = 12$ ГПа, $\nu_d = 0,3$.

Результаты

Проверка конечноэлементной модели

Правомерность использования концепции RV (КЭ-модель RV, размеры КЭ, тип граничных условий) была предварительно доказана с использованием теоретического решения задачи Герца для однородной интактной эмали при нагружении силой $P = 150$ Н. Было установлено, что при $E_{e1} = 80$ ГПа в центре площадки контакта максимальные сжимающие напряжения (третьи главные напряжения σ_y), действующие в направлении нагружения, отличаются от теоретических значений на 0.98%, а ЭНМ (σ_j) – на 9%. В то же время σ_j в

опасной точке (лежащей на глубине, примерно равной половине радиуса пятна контакта) отличались от теоретического значения на 3,2%. Погрешность в определении глубины залегания опасной точки составила 2,4%.

Используя различные виды граничных условий (нулевые перемещения, нулевые напряжения и т.д.), было показано, что вид граничных условий не оказывает влияния на распределение компонент напряженного состояния в области контакта при размере RV не менее, чем $1 \times 1 \times 1$ мм. С учетом условий симметрии задачи эти размеры были выбраны для четверти RV .

Проверочные исследования позволили также выбрать максимальный размер КЭ $l^* = 0,05$ мм, а минимальный – 0,015 мм при использовании неоднородной КЭ-сетки с уменьшением размера КЭ в области контакта. Минимальный размер КЭ был использован при решении двухслойной задачи (эмаль–дентин) с одинаковой толщиной слоев 1,0 мм [22].

Полученные по результатам верификации КЭ-модели параметры были использованы при проведении последующих исследований.

Исследование особенностей распределения напряжений в интактной эмали в диапазоне жевательных усилий 150...450 Н

Из-за геометрической нелинейности контактной задачи ее характер был оценен исследованиями зависимости σ_i от внешнего нагружения. Графики изменения σ_i по глубине слоя интактной эмали толщиной 1 мм при различных нагружениях приведены на рис. 5. Было показано, что при трехкратном увеличении контактного нагружения σ_i выросли на 47%.

Кроме того был исследован процесс смещения опасной точки вглубь интактной эмали с увеличением нагружения. При его трехкратном увеличении опасная точка сместилась на 29,7%, т.е. с глубины 0,0555 мм на глубину 0,072 мм. Наконец, на поверхности эмали были найдены растягивающие главные напряжения: при $P = 150$ Н $\sigma_{1\max} = 0,78$ ГПа, при $P = 300$ Н $\sigma_{1\max} = 1,1$ ГПа и при $P = 450$ Н $\sigma_{1\max} = 1,24$ ГПа. Таким образом, рост первых главных напряжений при трехкратном увеличении жевательных усилий составил 41%. График их распределения в радиальном направлении по поверхности эмали представлен на рис. 6

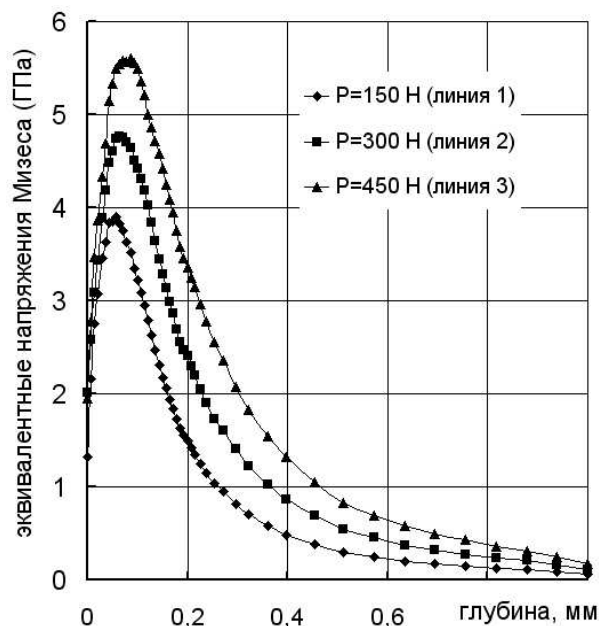


Рис. 5 Распределение ЭНМ $\sigma_i(y)$ по глубине (в точке контакта) интактной ($E_1 = 80$ ГПа) эмали толщиной 1,0 мм при различных жевательных усилиях P .

Моделирование деминерализации эмали и оценка ее влияния на распределение напряжений в эмали

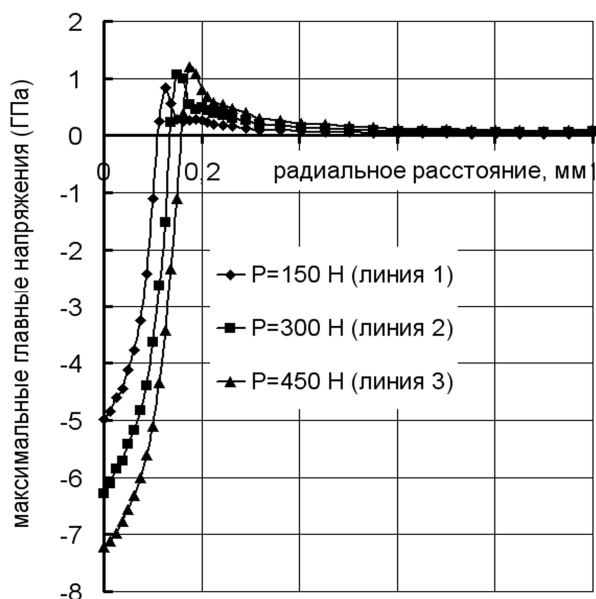


Рис. 6 Распространение максимальных главных напряжений вдоль радиуса по поверхности intactной эмали ($E_1 = 80$ ГПа) для трех жевательных нагрузок P .

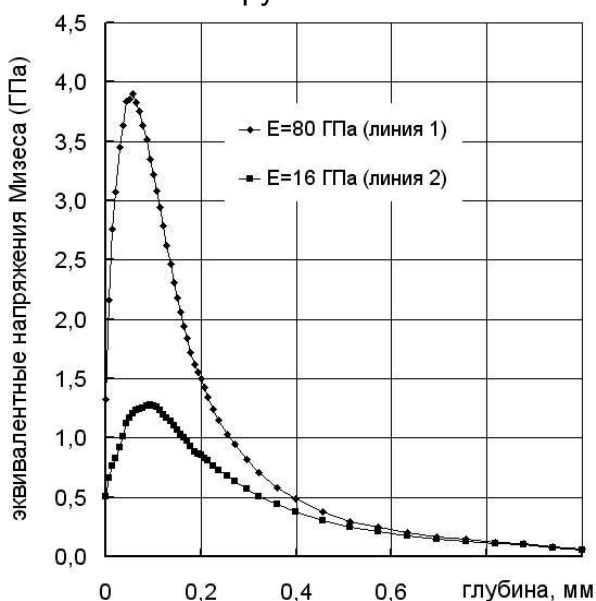


Рис. 7 Распределение ЭНМ $\sigma_i(y)$ по глубине intactной ($E_{e1} = 80$ ГПа, линия 1) и деминерализированной ($E_{e2} = 16$ ГПа, линия 2) эмали толщиной 1.0 мм при нагрузке $P = 150$ Н

Влияние изменения упругих свойств эмали на распределение параметров НС было исследовано как пример моделирования деминерализации эмали. В действительности, деминерализация приводит к ухудшению упругих свойств эмали, в частности, уменьшению модуля упругости E [11]. При $P = 150$ Н и $l_{min}^* = 0.015$ мм компоненты НС и ЭНС σ_i были вычислены для двух значений модуля упругости эмали: $E_{e1} = 80$ ГПа и $E_{e2} = E_{e1}/5 = 16$ ГПа, а также коэффициента Пуассона $\nu_1 = \nu_2 = 0.3$. Модуль упругости E_{e2} имитировал свойства деминерализованной эмали. Результаты представлены на рис. 7–9.

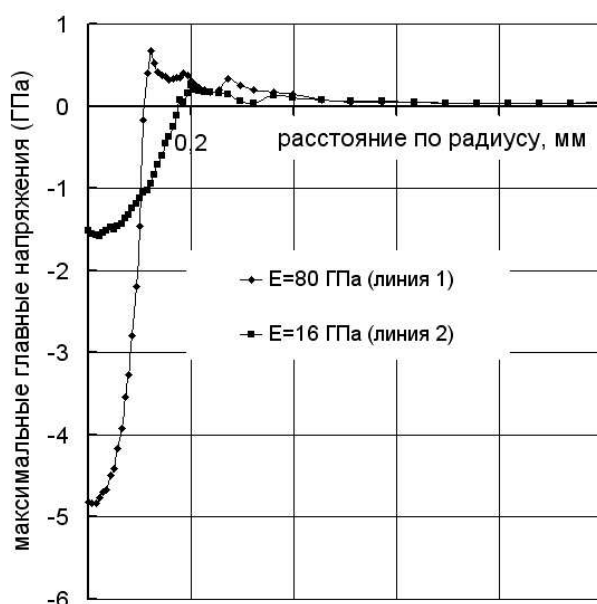


Рис. 8 Распространение максимальных главных напряжений в радиальном направлении по поверхности intactной ($E_{e1} = 80$ ГПа, линия 1) и деминерализированной ($E_{e2} = 16$ ГПа, линия 2) эмали толщиной 1.0 мм при нагрузке $P = 150$ Н

Было найдено, что при пятикратном уменьшении модуля упругости (моделировании деминерализации эмали), снижение ЭНМ в опасной точке составило 67%. Во-вторых, углубление опасной точки деминерализованной эмали при трехкратном увеличении нагрузки не было столь интенсивным как для интактной: с 0.093 мм при $P = 150$ Н до 0.1143 мм при $P = 450$ Н (22.9-процентное смещение вглубь).

При пятикратном уменьшении модуля упругости эмали опасная точка изменила положение с 0.0555 мм до 0.093 мм (т.е. углубилась на 67.6%) при $P = 150$ Н и с 0.0678 мм до 0.1099 мм (углубление на 62.1%) при $P = 300$ Н. При $P = 450$ Н опасная точка сместилась с 0.072 мм до 0.1143 мм (т.е. на 58.7%) внутрь эмали.

Наконец, на поверхности деминерализованной эмали были найдены опасные растягивающие напряжения, нелинейно связанные с величиной жевательного нагружения: при $P = 150$ Н $\sigma_{1\max} = 0.283$ ГПа, при $P = 300$ Н $\sigma_{1\max} = 0.396$ ГПа, при $P = 450$ Н $\sigma_{1\max} = 0.443$ ГПа.

Влияние наличия дентина на перераспределение напряжений в сборке "неизношенная эмаль-дентин"

НС двухслойной сборки "неизношенная эмаль-дентин" была исследована более детально, т.к. дентин представляет собой упругое основание под слоем эмали. Были использованы механические свойства $E_{e1} = 80$ ГПа, $E_d = 12$ ГПа для интактной и $E_{e2} = 16$ ГПа, $E_d = 12$ ГПа для деминерализованной эмали. Дентин толщиной 1 мм был расположен под 1-мм слоем эмали. Оба слоя были жестко соединены между собой. КЭ модель поставленной задачи показана на рис. 10. Под действием нагрузки $P = 150$ Н в эмали с $E_{e1} = 80$ ГПа и $E_d = 12$ ГПа в центре контакта были найдены $\sigma_{y\max} = -6.28$ ГПа и $\sigma_j = 1.39$ ГПа. В сравнении с однослойной контактной задачей (только эмаль без дентина) было отмечено изменение вышеуказанных компонентов НС эмали на 4.1 % и 5.3 % соответственно. В опасной точке, лежащей на глубине 0.0571 мм, было найдено $\sigma_{i\max} = 3.88$ ГПа (в сравнении с 3,90 ГПа), т.е. уменьшение ЭНМ составило только 4.4%. В точке соединения эмали с дентином $\sigma_{id} = 22$ МПа, $\sigma_{ie} = 84$ МПа. Было также исследовано влияние изменения упругих свойств эмали (моделирование ее деминерализации) на НС двухслойной сборки "эмаль-дентин".

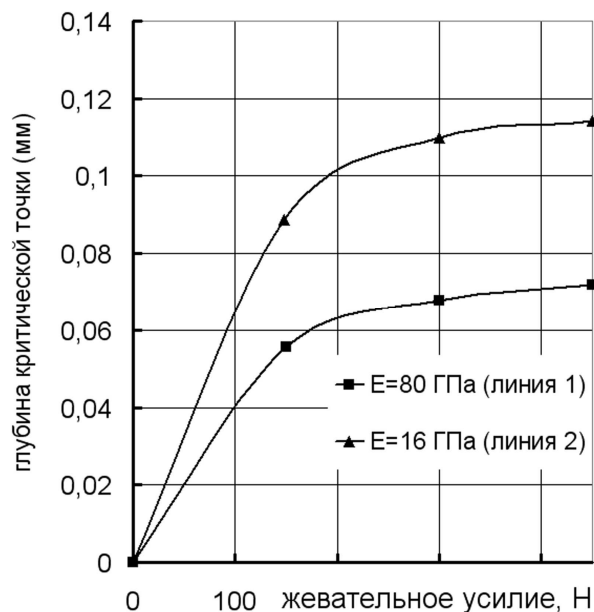


Рис. 9 Зависимость положения опасной точки от величины жевательного усилия для интактной ($E_{e1} = 80$ ГПа, линия 1) и деминерализованной ($E_{e2} = 16$ ГПа, линия 2) эмали толщиной 1.0 мм

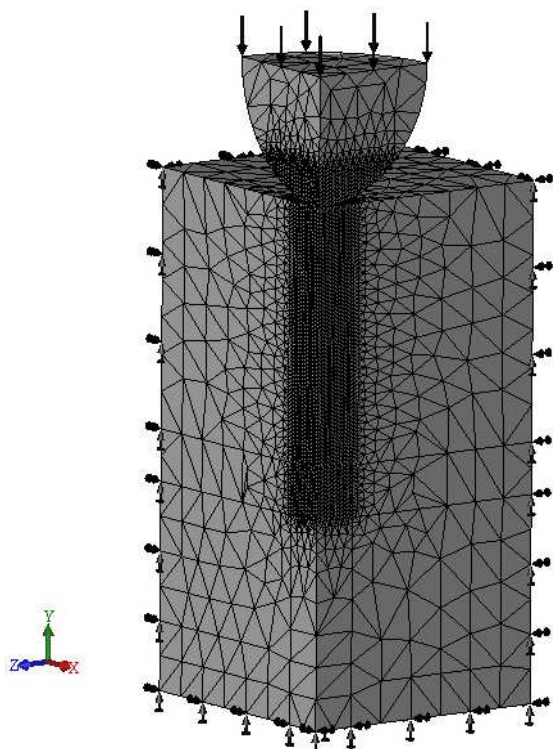


Рис. 10 КЭ-модель контакта шарообразного дефекта пищи и двухслойной сборки “неизношенная эмаль-дентин” с $t_e = 1.0$ мм и $t_d = 1.0$ мм. Размер RV $2 \times 2 \times 2$ мм

Графики распределения ЭНМ по глубине сборки для $E_{e1} = 80$ ГПа и $E_{e2} = 16$ ГПа (пятикратное уменьшение), а также для $E_d = 12$ ГПа приведены на рис. 11. Из него следует, что при $E_{e2} = 16$ ГПа и $P = 150$ Н в центре контакта $\sigma_i = 0,51$ ГПа (снижение на 63,3 %). В опасной точке эмали $\sigma_i = 1.35$ ГПа (снижение на 65,2 %). В точке соединения эмали с дентином $\sigma_{id} = 60$ МПа, $\sigma_{ie} = 67$ МПа. Очевидно, что для оценки прочности дентина, покрытого как интактной, так и деминерализованной эмалью, с использованием четвертой (энергетической) теории прочности ЭНМ в дентине в точке его контакта с эмалью следует сравнивать с пределом прочности дентина на растяжение ($\sigma_{ult} = 90 - 276$ МПа) [18, 25–34].

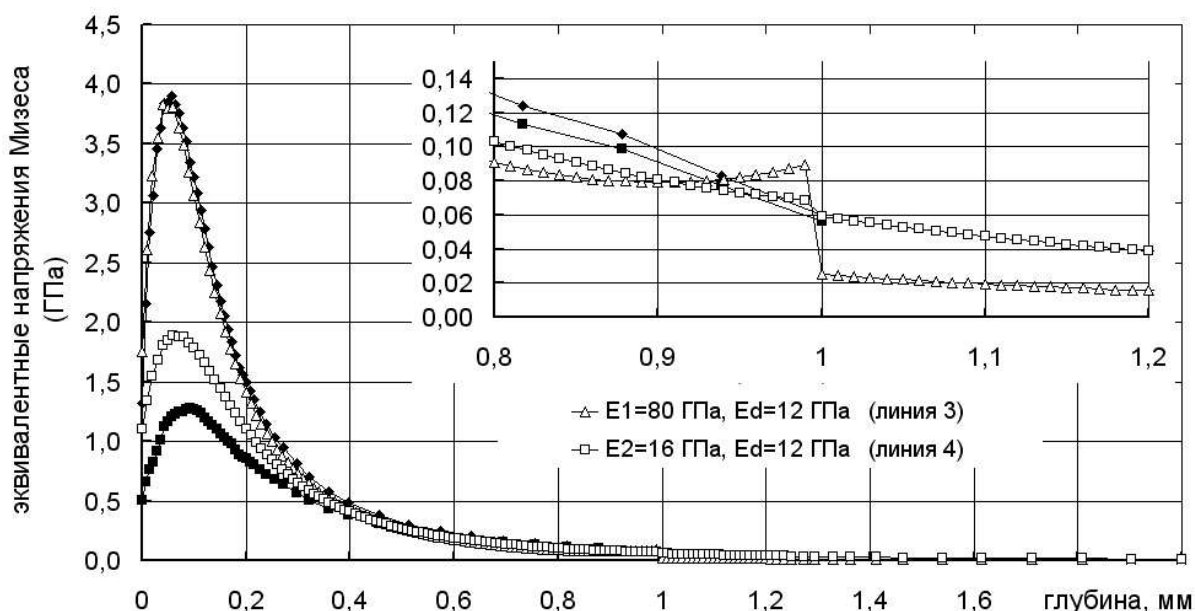


Рис. 11 Распределение ЭНМ по глубине двухслойной сборки “неизношенная эмаль-дентин” общей толщиной 2 мм в точке контакта со слоем эмали толщиной 1 мм под нагружением $P = 150$ Н: линия 1 – $E_{e1} = 80$ ГПа; линия 2 – $E_{e2} = 16$ ГПа; линия 3 – $E_{e1} = 80$ ГПа and $E_d = 12$ ГПа; линия 4 – $E_{e2} = 16$ ГПа and $E_d = 12$ ГПа

Исследование распределения напряжений в двухслойной сборке “эмаль–дентин” с переменной толщиной эмали при моделировании ее износа

Была использована КЭ-модель со следующими конструктивными особенностями: “интактная или изношенная эмаль с изменяемой толщиной – дентин постоянной толщины” (рис. 4). Нагружение в центре контакта осуществляли силой $P = 150$ Н. Таким образом был смоделирован процесс износа эмали и его влияние на НДС тканей коронки зуба.

Во-первых, было исследовано распределение максимальных главных напряжений $\sigma_1(y) = \sigma_2(y)$ вдоль глубины двухслойной сборки при износе как интактной, так и изношенной эмали. Толщина дентина в сборке была неизменной и равной $t_d = 1.0$ мм. Толщину эмали изменяли в зависимости от стадии износа, начиная с $t_e = 1.0$ мм до $t_e = 0.1$ мм. Результаты представлены на рис. 12, 13.

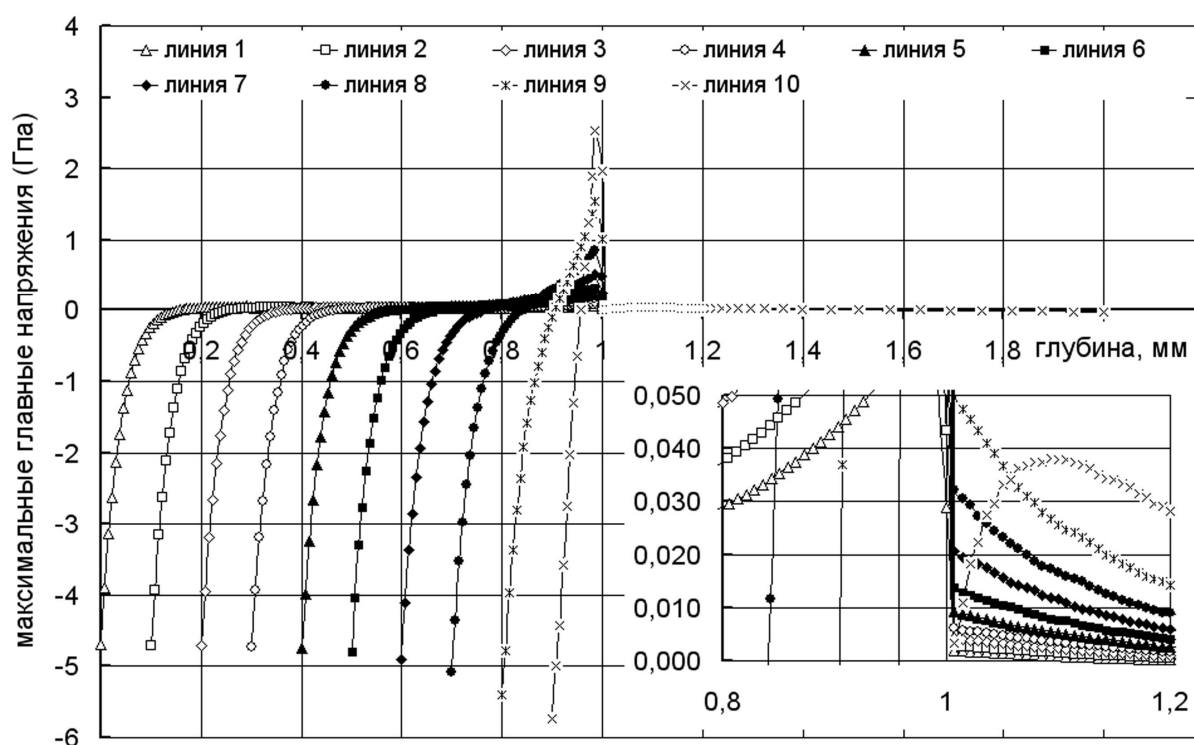


Рис. 12 Распределение максимальных главных напряжений $\sigma_1(y)$ по глубине двухслойной сборки “интактная эмаль переменной толщины–дентин постоянной толщины” ($E_{e1} = 80$ ГПа, $E_d = 12$ ГПа) в точке контакта при изменении толщины эмали. Линия 1 – $t_e = 1.0$ мм (неизношенная); линия 2 – $t_e = 0.9$ мм; линия 3 – $t_e = 0.8$ мм; линия 4 – $t_e = 0.7$ мм; линия 5 – $t_e = 0.6$ мм; линия 6 – $t_e = 0.5$ мм; линия 7 – $t_e = 0.4$ мм; линия 8 – $t_e = 0.3$ мм; линия 9 – $t_e = 0.2$ мм; линия 10 – $t_e = 0.1$ мм.

Интактная, но изношенная эмаль вплоть до оставшейся толщины 0.4 мм под нагрузкой 150 Н продемонстрировала постоянное максимальное значение σ_1 в точке контакта, как было спрогнозировано теорией Герца [35] (–4.87 ГПа). Деминерализованная и изношенная эмаль продемонстрировала постоянное и

спрогнозированное теорией Герца максимальное значение $\sigma_1 = -1.66$ ГПа в точке контакта вплоть до толщины эмали 0.2 мм.

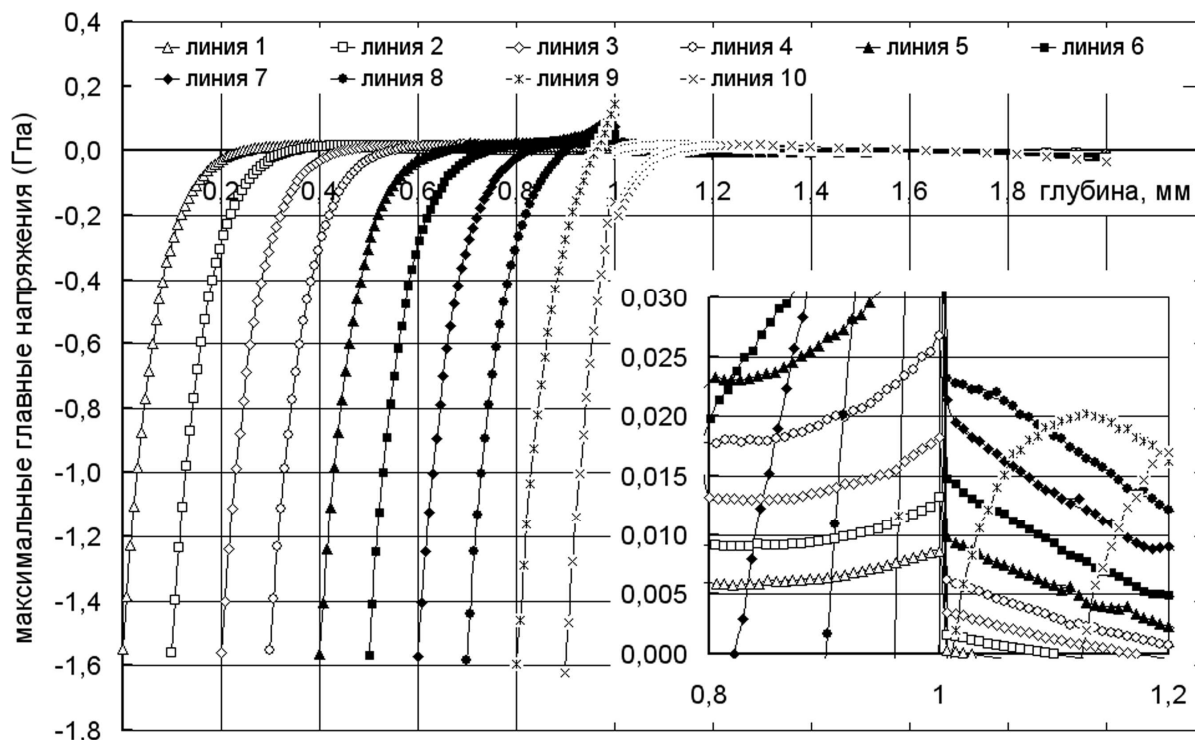


Рис. 13 Распределение минимальных главных напряжений $\sigma_1(y)$ по глубине двухслойной сборки “деминерализированная эмаль переменной толщины–дентин постоянной толщины” ($E_{e2} = 16$ ГПа, $E_d = 12$ ГПа) в точке контакта при изменении толщины эмали. Линия 1 – $t_e = 1.0$ мм (неизношенная); линия 2 – $t_e = 0.9$ мм; линия 3 – $t_e = 0.8$ мм; линия 4 – $t_e = 0.7$ мм; линия 5 – $t_e = 0.6$ мм; линия 6 – $t_e = 0.5$ мм; линия 7 – $t_e = 0.4$ мм; линия 8 – $t_e = 0.3$ мм; линия 9 – $t_e = 0.2$ мм; линия 10 – $t_e = 0.1$ мм.

Из-за опасности перегрузки дентина при износе эмали эти же напряжения были определены в дентине в точке его соединения с эмалью. Показано, что они нелинейно зависят от толщины остаточной интактной и деминерализованной эмали. Соответствующие графики представлены на рис. 14.

При уменьшении толщины эмали с $t_e = 1.0$ мм до $t_e = 0.6$ мм ($\Delta t = 0.4$ мм) напряжение σ_1 в дентине, защищенном интактной эмалью ($E_{e1} = 80$ ГПа) выросло с 1.9 МПа до 9.2 МПа. При таком же уменьшении толщины деминерализованной эмали ($E_{e2} = 16$ ГПа) σ_1 в дентине выросло с 0.29 МПа до 9.8 МПа. При последующем уменьшении толщины эмали в тех же пределах, но с $t_e = 0.6$ мм до $t_e = 0.2$ мм σ_1 в дентине, защищенном интактной эмалью, выросло с 9.2 МПа до 50,8 МПа. Но при таком же уменьшении толщины деминерализованной эмали напряжение σ_1 упало с 9,8 МПа до $-0,9$ МПа.

Во-вторых, было исследовано распределение минимальных главных напряжений $\sigma_3(y) = \sigma_y(y)$ вдоль глубины двухслойной сборки при износе как интактной, так и изношенной эмали. Толщина дентина в сборке была неизменной и равной $t_d = 1.0$ мм. Толщину эмали изменяли в зависимости от стадии износа, начиная с $t_e = 1.0$ мм и заканчивая $t_e = 0.1$ мм. Результаты представлены на рис. 15, 16. Интактная, но изношенная эмаль вплоть до оставшейся толщины 0.3 мм под нагрузкой 150 Н продемонстрировала постоянное минимальное значение σ_y в точке контакта как было спрогнозировано теорией Герца (-6.09 ГПа).

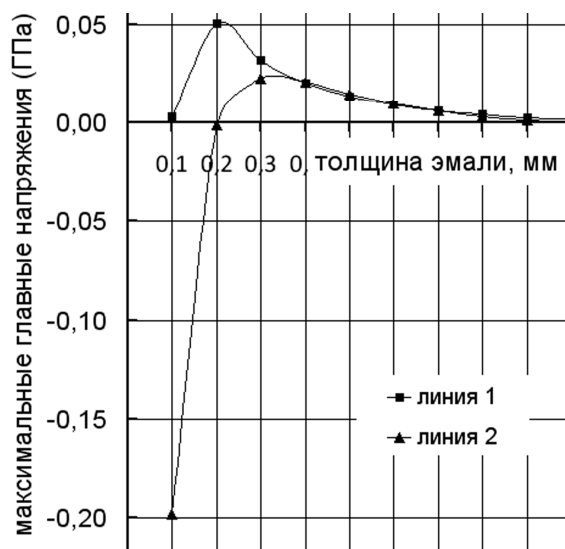


Рис. 14 Зависимость максимального главного напряжения в дентине на границе его соединения с эмалью от толщины изношенной эмали: линия 1 – интактная, но изношенная эмаль; линия 2 – деминерализованная и изношенная эмаль

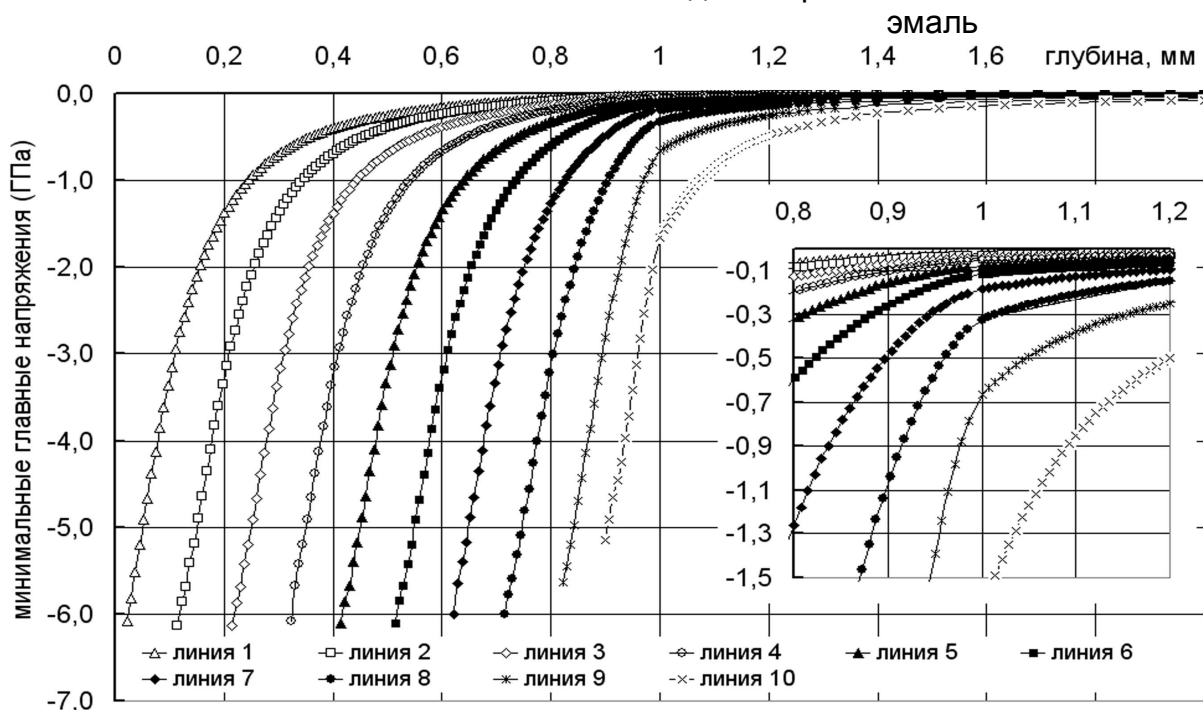


Рис. 15 Распределение минимальных главных напряжений по глубине двухслойной сборки “интактная эмаль переменной толщины–дентин постоянной толщины” $E_{e1} = 80$ ГПа, $E_d = 12$ ГПа) в точке контакта при изменении толщины эмали. Линия 1 – $t_e = 1.0$ мм (неизношенная); линия 2 – $t_e = 0.9$ мм; линия 3 – $t_e = 0.8$ мм; линия 4 – $t_e = 0.7$ мм; линия 5 – $t_e = 0.6$ мм; линия 6 – $t_e = 0.5$ мм; линия 7 – $t_e = 0.4$ мм; линия 8 – $t_e = 0.3$ мм; линия 9 – $t_e = 0.2$ мм; линия 10 – $t_e = 0.1$ мм.

Деминерализованная изношенная эмаль продемонстрировала постоянное и спрогнозированное теорией Герца максимальное значение $\sigma_y = -2.08$ ГПа в точке контакта вплоть до толщины эмали 0.2 мм.

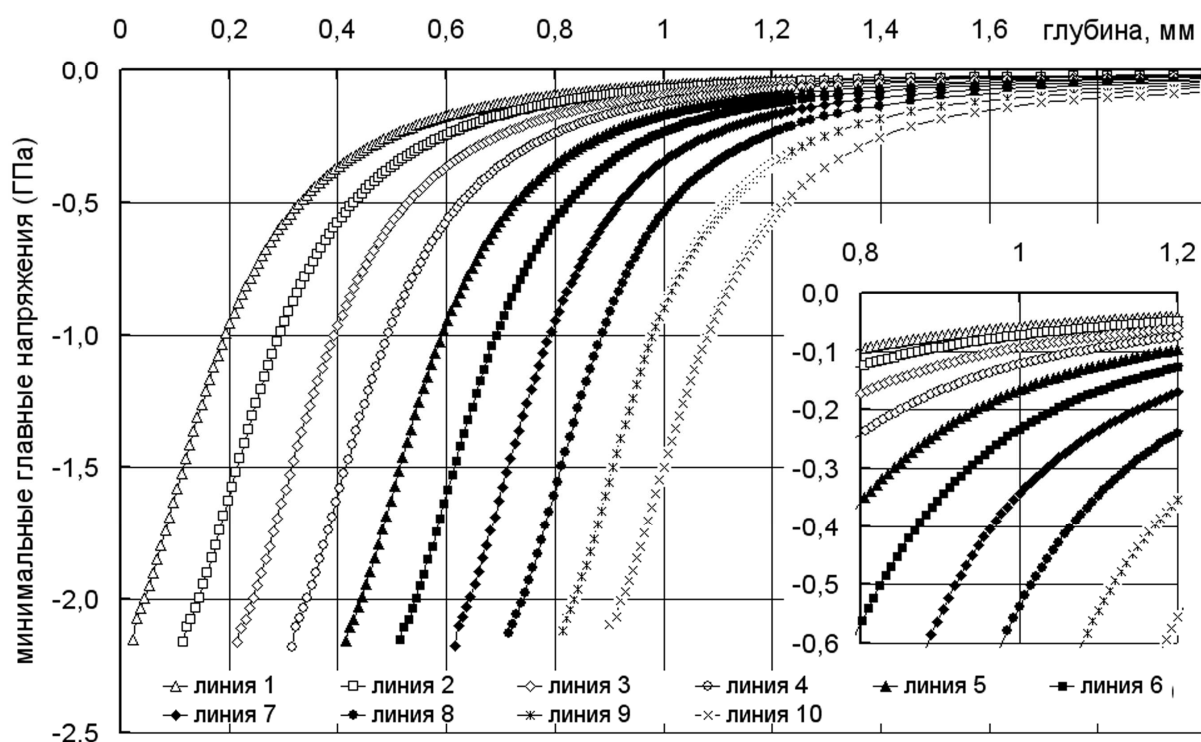


Рис. 16. Распределение минимальных главных напряжений по глубине двухслойной сборки “деминерализованная эмаль переменной толщины–дентин постоянной толщины” ($E_{e2} = 16$ ГПа, $E_d = 12$ ГПа) в точке контакта при изменении толщины эмали. Линия 1 – $t_e = 1.0$ мм (неизношенная); линия 2 – $t_e = 0.9$ мм; линия 3 – $t_e = 0.8$ мм; линия 4 – $t_e = 0.7$ мм; линия 5 – $t_e = 0.6$ мм; линия 6 – $t_e = 0.5$ мм; линия 7 – $t_e = 0.4$ мм; линия 8 – $t_e = 0.3$ мм; линия 9 – $t_e = 0.2$ мм; линия 10 – $t_e = 0.1$ мм.

Из-за опасности перегрузки дентина при износе были исследованы те же напряжения $\sigma_y = \sigma_z$ в дентине в точке его соединения с эмалью. Показано, что значения напряжений σ_y в дентине нелинейно зависят от толщины остаточной интактной и деминерализованной эмали. Соответствующие графики показаны на рис 17.

При уменьшении толщины эмали с $t_e = 1.0$ мм до $t_e = 0.6$ мм ($\Delta t = 0.4$ мм) напряжения σ_y в дентине, защищенном интактной эмалью ($E_{e1} = 80$ ГПа), увеличились с 15.0 МПа до 74.8 МПа. При таком же уменьшении толщины деминерализованной эмали ($E_{e2} = 16$ ГПа) σ_y в дентине выросло с 57.3 МПа до 162 МПа. При последующем уменьшении толщины эмали в тех же пределах, но с $t_e = 0.6$ мм до $t_e = 0.2$ мм, напряжения σ_y в дентине, защищенном интактной

эмалью, увеличилось с 74.8 МПа до 633 МПа. При таком же уменьшении толщины деминерализованной эмали напряжение σ_y выросло с 162 МПа до 862 МПа.

Вследствие широкого применения энергетической теории Мизеса при изучении механической прочности дентальных тканей и материалов [36–38] было исследовано распределение ЭНМ в тканях коронки вдоль глубины точки контакта при различных уровнях износа как интактной, так и деминерализованной эмали. Была использована КЭ-модель, представленная на рис. 4. Результаты исследований представлены на рис. 18, 19.

Как в интактной, так и в деминерализованной эмали при уровнях износа вплоть до 0.3 мм оставшейся эмали величины $\sigma_{i\max}$ были расположены на глубинах, отличающихся от максимального значения, соответствующего решению Герца, в пределах 5%. При дальнейшем износе эта глубина изменялась из-за влияния нижележащего слоя дентина.

Принимая во внимание, что условия прочности дентина основаны на сравнении ЭНМ с пределом прочности дентина на растяжение, были определены предельные уровни износа интактной и деминерализованной эмали, основываясь на подтвержденных экспериментально величинах предела прочности дентина на растяжение в диапазоне (32...103 МПа [18]). При оценке прочности было использовано наибольшее значение $\sigma_{ult_{t\max}} = 103$ МПа. В результате вычислений, которые представлены на рис. 20, было найдено, что интактная эмаль выдержала контактное жевательное нагружение 150 Н без перенапряжения дентина (т.е. эквивалентное напряжение Мизеса не превысило $\sigma_{ult_t} = 103$ МПа) вплоть до толщины изношенной эмали $t_e = 0,545$ мм. При этом уровне износа ЭНМ в дентине на границе его контакта с эмалью было равно предельному значению $\sigma_{i\max} = 103$ МПа. Более интенсивный износ приводил к перенапряжению дентина.

Предельное напряженное состояние дентина, защищенного деминерализованной эмалью, имело место при $t_e = 0,77$ мм. При этом уровне износа $\sigma_{i\max} = 105$ МПа в сравнении с пределом прочности дентина $\sigma_{ult_{t\max}} = 103$ МПа. Заметим, что наиболее прочный по литературным источникам дентин с $\sigma_{ult_t} = 276$ МПа [27] будет испытывать предельное напряженное состояние при толщине интактной эмали 0,33 мм и деминерализованной 0,47 мм.

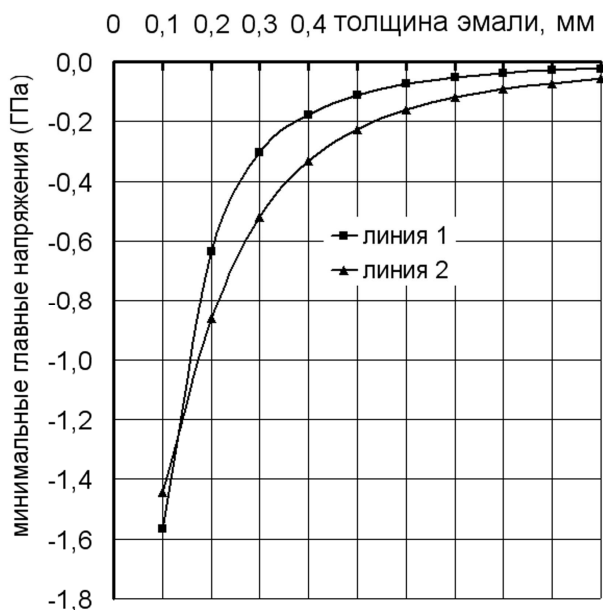


Рис. 17. Зависимость минимального главного напряжения в дентине на границе его соединения с эмалью от толщины изношенной эмали: линия 1 – здоровая, но изношенная эмаль; линия 2 – деминерализованная и изношенная эмаль

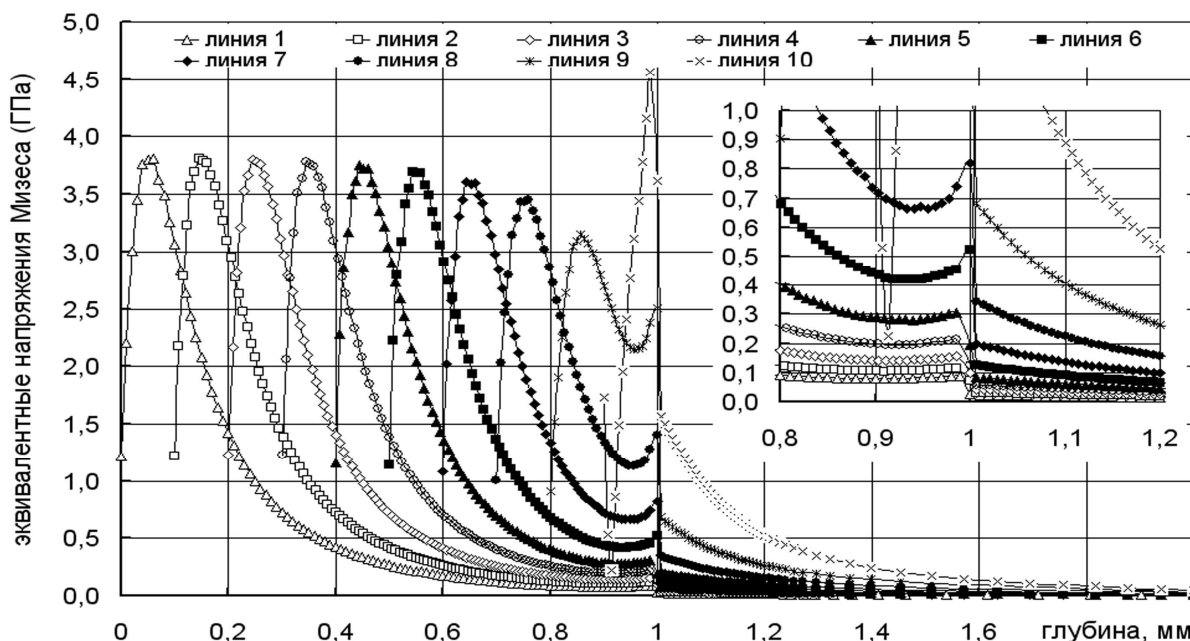


Рис. 18 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса по толщине двухслойной сборки "интактная эмаль переменной толщины – дентин постоянной толщины" ($E_{e1} = 80$ ГПа, $E_d = 12$ ГПа) в точке контакта: линия 1 – $t_e = 1.0$ мм; линия 2 – $t_e = 0.9$ мм; линия 3 – $t_e = 0.8$ мм; линия 4 – $t_e = 0.7$ мм; линия 5 – $t_e = 0.6$ мм; линия 6 – $t_e = 0.5$ мм; линия 7 – $t_e = 0.4$ мм; линия 8 – $t_e = 0.3$ мм; линия 9 – $t_e = 0.2$ мм; линия 10 – $t_e = 0.1$ мм

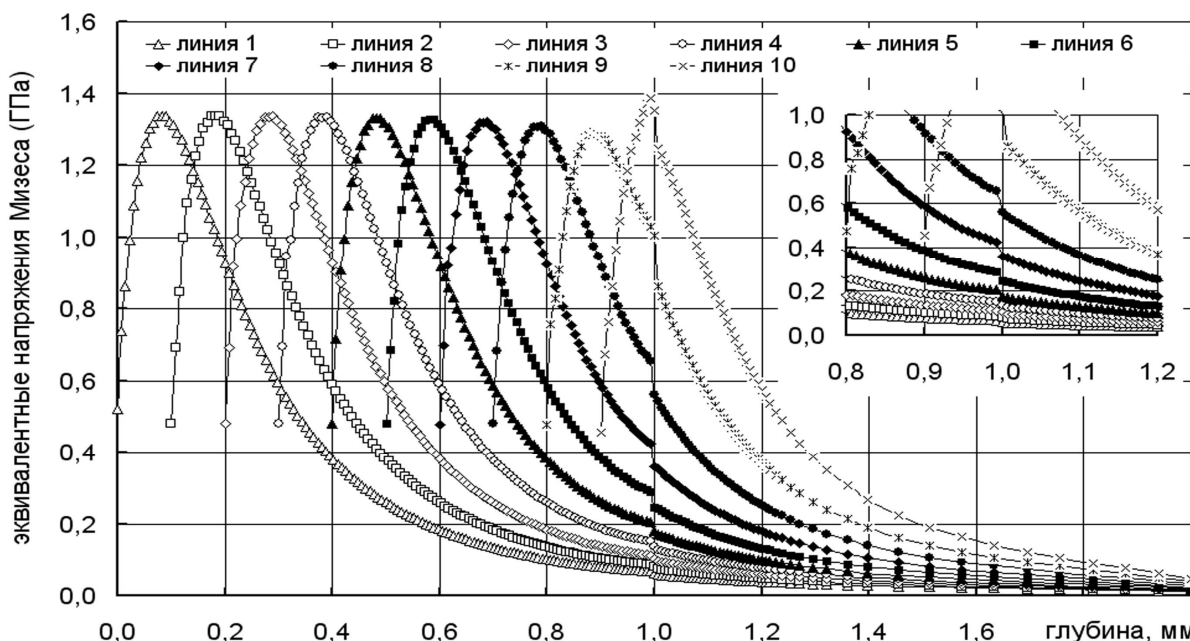


Рис. 19 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса по толщине двухслойной сборки "деминерализованная эмаль переменной толщины – дентин постоянной толщины" ($E_{e1} = 16$ ГПа, $E_d = 12$ ГПа) в точке контакта: линия 1 – $t_e = 1.0$ мм; линия 2 – $t_e = 0.9$ мм; линия 3 – $t_e = 0.8$ мм; линия 4 – $t_e = 0.7$ мм; линия 5 – $t_e = 0.6$ мм; линия 6 – $t_e = 0.5$ мм; линия 7 – $t_e = 0.4$ мм; линия 8 – $t_e = 0.3$ мм; линия 9 – $t_e = 0.2$ мм; линия 10 – $t_e = 0.1$ мм

При уменьшении толщины эмали от $t_e = 1.0$ мм до $t_e = 0.6$ мм ($\Delta t = 0.4$ мм) ЭНМ в дентине, защищенном интактной эмалью ($E_{e1} = 80$ ГПа) выросли с 24.6 МПа до 83.9 МПа. При том же уменьшении толщины деминерализованной эмали ($E_{e2} = 16$ ГПа) ЭНМ в дентине выросли с 57.6 МПа до 172 МПа. При последующем уменьшении толщины эмали на ту же величину ($\Delta t = 0.4$ мм), но с $t_e = 0.6$ мм до $t_e = 0.2$ мм ЭНМ в дентине, защищенном интактной эмалью, выросли с 83.9 МПа до 684 МПа. При том же уменьшении толщины деминерализованной эмали ЭНМ выросли с 172 МПа до 861 МПа.

Очевидно, что для достижения наперед заданного уровня защиты дентина от перегрузки необходимо задать тот или иной запас его прочности (например, $n = 1,5$). Используя результаты вычислений, представленные на рис. 18, были вычислены минимальные безопасные толщины изношенной эмали с точки зрения обеспечения прочности находящегося под нею дентина. При допустимых напряжениях дентина $\sigma_{all} = 103/1,5 = 68.7$ МПа для изношенной интактной эмали было получено $t_{emin} = 0.65$ мм. Для изношенной деминерализованной эмали $t_{emin} = 0,925$ мм. В случае крайне прочного интактного дентина с $\sigma_{ult_t} = 276$ МПа [27] и таким же коэффициентом запаса прочности $n = 1,5$ и допустимыми напряжениями $\sigma_{all} = 276/1,5 = 138$ МПа минимальная безопасная толщина изношенной интактной эмали составила $t_{emin} = 0,48$ мм. Безопасная толщина изношенной и деминерализованной эмали составила $t_{emin} = 0,665$ мм.

Обсуждение результатов

Запас прочности зуба напрямую связан с напряжениями, возникающими в его тканях в процессе пережевывания пищи. Понимание взаимосвязи напряжений в тканях зуба с их сопротивлением разрушению должно помочь клиницистам в поддержании в рабочем состоянии изношенных, но еще достаточно прочных зубных структур. Наиболее приемлемым методом исследования напряженного состояния является МКЭ, который широко используется для оценки реакции дентальных тканей на нагружение [12, 15, 22, 37]. Именно он позволяет точное математическое моделирование реального объекта сложной геометрической формы, состоящего из различных материалов. Обычно КЭ-модели зуба человека включают равномерно распределенные жевательные усилия [18]. Однако они не

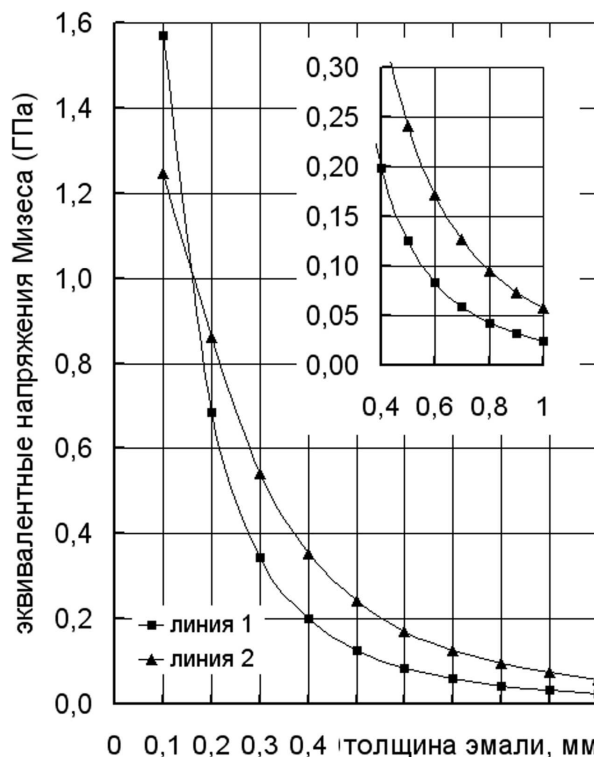


Рис. 20 Зависимость ЭНМ в дентине в точке соединения эмали с дентином от толщины изношенной эмали: линия 1 – интактная, но изношенная эмаль; линия 2 – деминерализованная и изношенная эмаль

являются наиболее опасным видом нагружения коронки зуба с точки зрения ее разрушения с учетом износа в процессе пережевывания пищи. В таком случае нагружение поверхности двух зубов находится в прямом контакте, а трение и износ присходят при наличии смазки слюной, а также жидких или твердых компонентов пищи [27].

Жевательные нагрузки становятся исключительно опасными, особенно для изношенной эмали, в том случае когда пища содержит мелкие твердые частицы [12, 27]. В этом случае максимальные нагрузки на ткани зуба проявляются в локализованной точке контакта окклюзионных поверхностей через твердые частицы пищи, которые одновременно являются основными возбудителями износа [36, 39].

Результаты КЭ-анализа НС моляров показали, что эмаль воспринимает наибольшую долю жевательных усилий из-за ее большей жесткости по сравнению с дентином. Через эмаль жевательные нагрузки передаются на корень зуба, состоящий преимущественно из дентина [15]. При этом цельность эмали и предотвращение ее разрушения поддерживается за счет особого слоя между дентином и эмалью (т.н. связки), имеющей высокую вязкость разрушения и покрывающей поверхность более эластичного, чем эмаль дентина [16, 17]. Другой важной функцией относительно мягкого дентина является его способность демпфировать ударные нагрузки на зуб в целом, которые зачастую имеют место при его функционировании. Все это означает, что дентин является вторым важным несущим элементом зуба, который должен быть защищен от перенапряжения.

Этот важный несущий элемент коронки зуба может быть перенапряжен из-за избыточного износа вышерасположенной эмали. Именно поэтому важно знать предельный уровень износа эмали с учетом широкого разброса ее упругих свойств. Этот диапазон разброса зависит от уровня минерализации эмали, т.е. ее минерального состава. Представляется возможным при моделировании НС коронки зуба описать изменения упругих свойств величиной модуля упругости в пределах диапазона от 20.0 ГПа до 84.2 ГПа [27]. В настоящем исследовании для моделирования предельных значений упругих свойств интактной, а также крайне деминерализованной эмали были выбраны две величины ее модуля упругости: $E_{e1} = 80$ ГПа и $E_{e2} = 16$ ГПа.

Очевидно, что решить проблему износа истираемых поверхностей коронки зуба невозможно без разработки методов численного моделирования контакта между геометрически сложными шероховатыми поверхностями двух твердых тел. Один из таких методов описан в [40], однако из-за большой сложности реализации такого подхода нами рассмотрена задача контакта между гладкими поверхностями двух линейно упругих неоднородных тел с идеализированной формой поверхностей, теоретическое обоснование которой было предложено Г. Герцем в 1882 году [35]. Эта простая модель контактного нагружения, учитывающая многослойность контактирующих тел, была предложена в [22]. В настоящем исследовании она использована для исследования распределения напряжений в произвольном образом изношенной эмали, жестко соединенной с нижележащим полубесконечным слоем упругого дентина при их контактном нагружении жевательными нагрузками через твердый шарообразный дефект пищи, имеющий механические свойства эмали. Эта двухслойная модель коронки зуба была выбрана для описания ее механического состояния при возможности

изменения механических свойств слоев и наиболее опасном контактном нагружении.

Принимая во внимание локализацию напряженного состояния в окрестности точки контакта, а также необходимость достижения высокой точности численных расчетов, была разработана концепция представительного объема (ПО), позволяющего производить локальные измельчения КЭ-сеток с минимальным размером КЭ до 0,015 мм в зоне контакта, по сравнению с 0,5 мм [33]. Такой подход позволил значительно повысить точность определения параметров напряженного состояния в зоне контакта эмали и дентина, чтобы оценить условия возможного перенапряжения дентина.

Важно отметить, что эмаль и дентин являются антиподами с точки зрения их реакции на механическое нагружение. Эмаль является образцом квазихрупкого анизотропного материала с весьма низкими показателями прочности на растяжение (примерно 10–35 МПа [18, 25, 27]). Она чувствительна к распространению трещин. Именно поэтому настоящим исследованием анализ ее напряженного состояния был сориентирован на оценку величин максимальных главных напряжений на ее поверхности, подобно подходу, описанному в [36].

Прочность дентина на растяжение намного больше, чем эмали (32–276 МПа [18, 27, 29–31]). Он является важным несущим элементом зуба как с точки зрения восприятия интегральных значений жевательных усилий, так и с точки зрения сопротивления локализованным контактными напряжениям, вызванным твердыми частицами пищи и передающимся на него от точки контакта через оставшийся слой изношенной эмали. Его несущая способность и прочность были оценены сравнением максимальных эквивалентных напряжений Мизеса в дентине в точке его контакта с эмалью с предельной прочностью дентина на растяжение. Такой подход предложен в настоящей работе для определения предельного уровня износа эмали с точки зрения предотвращения перенапряжения дентина.

Результаты исследований показывают, что при жевательном нагружении силой 150 Н интактная эмаль толщиной не менее 0,545 мм является основным несущим элементом изношенной коронки зуба и способна предотвратить перенапряжения дентина при условии, что предельные напряжения в дентине не превышают величины $\sigma_{ult_t} = 103$ МПа [18]. Деминерализованная эмаль предотвращает перенапряжение дентина до ее минимальной толщины 0,77 мм.

Безопасное напряженное состояние дентина покрытого интактной эмалью, будет иметь место на всех стадиях износа вплоть до минимальной толщины эмали $t_{emin} = 0,65$ мм, если задать коэффициент запаса прочности $n = 1,5$. Для деминерализованной эмали минимальная ее толщина, предотвращающая перенапряжение дентина с тем же коэффициентом запаса прочности, составляет 0,925 мм.

Это исследование по сути не есть изучение процесса износа как такового. Его суть – в оценке последствий износа с точки зрения механической прочности изношенных тканей зуба, чтобы определить условия для их ортопедического лечения. Понимание последствий износа дентальных структур должно помочь клиницистам исправить последствия износа за счет замещения изношенных тканей дентальными ресторативными материалами.

Заключение

1. Предложенная методология представляет собой достаточно простой и надежный метод оценки механического состояния изношенной деминерализованной коронки зуба относительно интактной коронки в случае наиболее опасного контактного нагружения коронки. Созданная 3-D КЭ-модель учитывает многослойность структуры коронки зуба и возможность изменения толщины эмали для моделирования износа коронки, а также изменения механических свойств ее составных элементов в процессе деминерализации эмали.

2. Концепция представительного объема является плодотворной в решении контактной проблемы. При локальном измельчении КЭ-сеток до минимально размера КЭ 0.025 мм ошибка в численном определении компонент напряженного состояния в опасной точке не превышает 5% по отношению к аналитическому решению Герца.

3. Малые шарообразные твердые дефекты пищи ($d = 1$ мм) являются причиной возникновения в процессе пережевывания пищи чрезмерных растягивающих напряжений на поверхности эмали из-за ее низкой прочности на растяжение. При трехкратном увеличении жевательного усилия увеличение максимальных растягивающих напряжений составило 41%. Такие растягивающие напряжения представляют опасность с точки зрения развития поверхностных трещин и последующего хрупкого разрушения коронки в целом или ее части, особенно для деминерализованной эмали

4. Смещение опасной точки вглубь эмали является нелинейной функцией роста жевательных усилий. В результате избыточного износа эмали опасная точка может быть смещена в дентин, что приведет к существенному увеличению напряжений в точке его контакта с эмалью.

5. Деминерализация эмали, смоделированная пятикратным уменьшением ее модуля упругости привела к падению эквивалентных напряжений Мизеса в опасной точке на 67%. В то же время опасная точка в деминерализованной эмали сместилась на 22.9% по отношению к 29.7% для интактной эмали.

6. Для интактной и деминерализованной эмали толщиной 1 мм и более наличие дентина практически не влияет на напряженное состояние в эмали, а сам дентин не является перегруженным несущим элементом двухслойной дентальной системы "эмаль-дентин". Интактная эмаль толщиной 1 мм при жевательном нагружении равном 150 Н обеспечивает прочность дентина с запасом 4.2 при его пределе прочности на растяжение 103 МПа. Деминерализованная эмаль при том же пределе прочности дентина на растяжение обеспечивает его запас прочности равный 1.8.

7. Уменьшение в результате износа толщины интактной эмали от 1 мм до 0,54 мм привело к увеличению эквивалентных напряжений Мизеса в дентине на его границе с эмалью от 24.6 МПа до 103 МПа, т.е. к предельному состоянию дентина, при допущении, что его предел прочности на растяжение примерно равен среднему значению в диапазоне [27], т.е. $\sigma_{ult_i} = 103$ МПа [18].

Соответствующий уровень износа может рассматриваться как предельный для интактной эмали с точки зрения прочности ядра зуба. Для деминерализованной эмали увеличение эквивалентных напряжений Мизеса на границе дентина с эмалью с 57.6 МПа до предельной величины 103 МПа имело место при уровне

износа, соответствующем толщине эмали $t_e = 0,77$ мм, который тоже может быть принят как предельный уровень износа для этой эмали.

8. Приняв в исследованиях коэффициент запаса прочности дентина $n = 1,5$ и соответствующие допускаемые напряжения $\sigma_{all} = \sigma_{ult} / n = 68,7$ МПа, уровни износа, соответствующие остаточному слою эмали толщиной $t_e = 0,65$ мм для интактной эмали и $t_e = 0,925$ мм для деминерализованной, могут быть предложены в качестве допустимых значений, чтобы помочь специалисту в принятии решения об упрочнении изношенной коронки зуба тем или иным ортопедическим методом.

9. Допустимые уровни износа эмали нелинейно зависят от предела прочности дентина, который тоже может быть подвержен деминерализации.

10. Разработанная 3-D модель позволяет исследовать влияние различных ортопедических покрытий на напряженное состояние изношенной коронки эмали на любой стадии ее износа. Она может быть использована для выработки рекомендаций стоматологам-ортопедам, касающихся выбора наилучшего материала и параметров искусственных коронок, которые могут обеспечить сопротивление зуба жевательным нагрузкам.

Список литературы

1. Barlett D.W., Shah P. A critical review of carious cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. J Dent Res. 2006; 85: 306-312.
2. Eccles J.D. Tooth surface loss from abrasion, attrition and erosion. Dent Update. 1982; 9:373-374, 376-378, 380-381.
3. Smith B.G.N., Robb N.D. The prevalence of toothwear in 1007 dental patients. J Oral Rehab. 1996; 23: 232-239.
4. Grippo J.O., Simring M., Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: A new perspective on tooth surface lesions. J Am Dent Assoc. 2004;135:1109-1118.
5. Ganss C. Definition of erosion and links to tooth wear. Monogr Oral Sci. Basel, Karger, 2006; 20: 9–16.
6. Litonjua L.A., Andreana S., Bush P.J., et al. Tooth wear: attrition, erosion, and abrasion. Quintessence Int. 2003;34:435-446.
7. Pindborg J.J. Pathology of the dental hard tissues. Philadelphia, Pa: WB Saunders. 1970; 294-300.
8. Hang J.S., Beck J.D., Turner K.A. The prevalence of occlusal attrition and considerations for treatment in a noninstitutionalized older population. Spec Care Dentist. 1987;7:202-206.
9. Біда В.І. Мікроелементний склад емалі зубів людини в нормі та при патологічному стиранні твердих зубів/ В.І. Біда – Одеський медичний журнал. – 2001. – №3(65). – С. 81-82
10. Mair L.H. Understanding wear in dentistry. Compend Contin Educ Dent. 1999;20:19-32.
11. Gaines C.V., Bourne G., Anusavice K.J., Craciun V. Structural, mechanical and morphological changes in human tooth enamel due to demineralization. Mater. Res. Soc. Symp. Proc. vol. 1021. 2007 Materials Research Society.
12. Badel T., Keros J., Šegović S., Komar T. Clinical and tribological view on tooth wear. Acta Stomatol. Croat. 2007;41(4):355-365.

13. Ichim I., Li Q., Li W., Swain M.V., Kieser J. Modelling of fracture behaviour in biomaterials. *Biomaterials*. 2007; 28: 1317-1326.
14. <http://www.studiodentaire.com/en/glossary/dentin.php>
15. Yettran A.L. Wring K.W.J., Pickard H.M. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J. Dent. Res.* 1976, 55: 1004–1011.
16. Cuy J.L., Mann A.B., Livi K.J., Teaford M.F., Weihs T.P. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. *Arch. Oral Biol.* 2002, 47: 281–291.
17. Xu H.H.K., Smith D.T., Jahanmir S., Romberg E., Kelly J.R., Thompson V.P., Rekow E.D. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J. Dent. Res.* 1998, 77: 472–480.
18. 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.
19. Wang R.Z., Weiner S. Strain-structure relations in human teeth using moire fringes. *J. Biomech.* 1998; 31: 135–141.
20. Zienkiewicz O.C. *The finite element method in engineering science*; 4th ed. New York: McGraw-Hill, 1989.
21. В.И.Гризодуб. Влияние реконструктивных покрытий на напряжённо-деформированное состояние коронки моляра при патологической стираемости твёрдых тканей зубов / Гризодуб В.И., Васильев-Линецкий И.В., Деменко В.Ф., Несвит В.Ф. // Украинский стоматологический альманах. – 2006. – №1. – С.47-49.
22. 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.:арьков, НАКУ “ХАИ”. – 2005. – Вып. 26. – С. 139-168.
23. 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.
24. Black J., Hastings G. (Eds.) *Handbook of biomaterial properties*. Chapman and Hall Publishing. 1998.
25. Bowen R.L., Rodriguez M.S. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc.* 1962;64:378–387.
26. Craig R.G., Peyton F.A., Johnson D.W. Compressive properties of enamel, dental cements, and gold. *J Dent Res* 1961;40(5):936–945.
27. Zhou Z.R., Zheng J. Tribology of dental materials: a review. *J. Phys. D: Appl. Phys.* 2008; 41:113001 (22pp).
28. Lehman M.L. Tensile strength of human dentin. *J Dent Res.* 1967; 46: 197-201.
29. Sano H., Ciucchi B., Matthews W.G., Pashley D.H. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res*, 1994; 73: 1205–1211
30. Lertchirakarn V., Palamara J.E.A., Messer H.H. Anisotropy of tensile strength of root dentin. *J Dent Res*, 2001; 80: 453–456.
31. Inoue S., Pereira P.N., Kawamoto C., Nakajima M., Koshiro K., Tagami J., Carvalho R.M., Pashley D.H., Sano H. Effects of depth and tubule direction on ultimate tensile strength of human coronal dentin. *Dent Mater J*, 2003; 22: 39–47.
32. Staninec M., Marshall G.W., Hilton J.F., Pashley D.H., Gansky S.A., Marshall S.J., Kinney J.H. Ultimate tensile strength of dentin: Evidence for a damage mechanics approach to dentin failure. *J Biomed Mater Res*, 2002; 63: 342–345.

33. Carvalho R.M., Fernandes C.A., Villanyeva R., Wang L., Pashley D.H. Tensile strength of human dentine as a function of tubule orientation and dentistry. *J Adhes Dent*, 2001; 3: 309–314.
34. Liu J., Hattori M., Hasegawa K., Yoshinari M., Kawada E., Oda Y. Effect of the tubule orientation and dentine location on the microtensile strength of bovine root dentine. *Dent Mater J*. 2002, 21:73–82.
35. 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.
36. Khanala M., Chen Z., Zheng Y. Finite element analysis of mechanical behavior of dental materials. *The Internet Journal of Dental Science*. 2006. Volume 1, Number 2, 18–33.
37. Silva N.R., Castro C.G., Santos-Filho P.C.F., Silva G.R., Campos R.E., Soares P.V., Soares C.J. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. *Indian J. Dent. Res.*, 2009, 20(2): 153–158.
38. Genovese K., Lamberti L., Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically threaded tooth. *J Biomech*, 2005; 38:2375–2389.
39. Kaidonis J.A. Tooth wear: the view of the anthropologist. *Clin Oral Invest*. 2008; 12(1): S21–S26.
40. Sellgren U., Bjurklund S., Anderson S. A finite element-based model of normal contact between rough surfaces. *Wear*. 2003; 254: 1180-1188.

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

Поступила в редакцію 24.05.10

Дослідження зміни несучої здатності коронки зуба при її контактному навантаженні в процесі зношення з використанням метода скінченних елементів.

Розглянуто проблему оцінки механічного стану та міцності тканин коронки зуба людини при її локальному навантаженні твердими частинками їжі. Розрахункову модель коронки подано як двохшарову пружну систему, складену з емалі і дентину та навантажену контактно прикладеним жувальним зусиллям. Геометрична модель коронки враховувала рівень зношення емалі, яке призводило до перерозподілу напружень в емалі і дентині. З використанням метода скінченних елементів обчислено складові напруженого стану, а також еквівалентні напруження Мізеса в перерізах по глибині системи. Визначено взаємозв'язок між товщиною зношеної емалі коронки та еквівалентними напруженнями в дентині для інтактної, а також демінералізованої емалі, що дозволило оцінити міцність тканин зуба.

Ключові слова: напружений стан (НС), метод скінченних елементів (МСЕ), представницький об'єм (ПО), скінченний елемент (СЕ), еквівалентні напруження Мізеса (ЕНМ).

Investigation of change in tooth crown load-carrying capacity under its contact loading in abrasion using finite element method

The problem of estimation of mechanical state and strength of human tooth crown tissues was considered under their local loading by hard food particles. The numerical model of the crown was represented as two layer elastic system, consisting of enamel and dentine, loaded by contact masticatory force. Crown's geometrical model took into account the degree of enamel's abrasion resulting in stress redistribution in enamel and also dentine. The components of stress state and also the von Mises equivalent stresses in the cross-sections along the depth of the system were calculated using finite element method. The relationship between worn crown enamel thickness and the von Mises equivalent stresses in dentine was determined in intact and also demineralized enamel. It allowed to estimate the tooth tissues strength.

Keywords: stress state (SS), finite element method (FEM), representative volume (RV), finite element (FE), the von Mises equivalent stress (MES)