



DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2018.4.01

УДК 531/534: [57+61]

ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ МОДЕЛИ ПРИ АНАЛИЗЕ НАПРЯЖЕНИЙ В ЗУБАХ

Н. Стратис, И.М. Гитман

Department of Mechanical Engineering, University of Sheffield, S1 3JD, Mappin Street, Sheffield, United Kingdom, e-mail: i.gitman@sheffield.ac.uk

Кафедра механической инженерии Шеффилдского университета, Шеффилд, Великобритания

Аннотация. Конечно-элементное моделирование является обычно используемой методологией при анализе концентрации напряжений в структурах зубов. Главное ограничение метода состоит в чрезмерных упрощениях, обычно требующихся ввиду сложных условий, в которых работают структуры ротовой полости. Поэтому цель данного исследования состоит в том, чтобы проверить, какие допущения и методы моделирования, связанные с внутренними структурами зуба, материальные свойства и условия нагружения влияют на механическое поведение в моделях зубов. Для этого построена обобщенная модель первого моляра нижней челюсти и проведено ее параметрическое изучение.

Ключевые слова: биомеханика зубов, внутренняя архитектура, материальные свойства, условия нагружения.

ВВЕДЕНИЕ

Зубы представляют собой покрытые эмалью компоненты зубной полости, которые выдерживают и распределяют напряжения, производимые при жевании, стискивании и других операциях в полости рта. Геометрия и многослойное устройство, характеризующие зубы человека, являются результатом высокоэффективных структур, которые могут выдерживать циклическое нагружение и износ.

Вычислительная биомеханика зубов, широко используемая при их исследовании в течение последних десятков лет, помогает оценить различные методы лечения и позволяет установить причины разрушения зубов [5, 6, 9, 12, 23, 26].

Однако при анализе внутренней структура зубов и материальные свойства должны быть учтены наряду с условиями нагружения. Большой диапазон изменения геометрических и морфологических параметров, которые имеют место в природе, приводит к упрощению и чрезмерному упрощению некоторых параметров моделирования, что может повлиять на конечные результаты [4].

Внутренняя архитектура зубов может рассматриваться как многослойная структура с различными механическими свойствами. Последние исследования подтверждают использование усредненных толщин слоев с учетом персонализированной внешней геометрии [4, 5, 14]. Причина данного допущения состоит в том, что отсутствует высококонтрастное изображение, требуемое для сегментации слоев. Требуемая интенсивность контраста может быть получена только между эмалью и дентином. Другие слои труднее сегментировать, например, укажем

работу [12], где малую толщину слоя цемента и ей соответствующее поглощение рентгеновских лучей в дентине было трудно дифференцировать от корня.

Численное исследование толщины слоя коронки и ее влияния на максимальные напряжения подтверждает важность точного определения внутренней структуры зуба [21]. С другой стороны, *Macho and Spears* [19] показали, что изменение толщины эмали не имеет существенного значения для результатов, так как локализация максимальных напряжений остается неизменной и величина напряжений существенно не меняется в рассмотренных случаях.

При анализе некоторые слои могут также быть опущены для целей упрощения, в частности, слои, имеющие подобные механические свойства с соседними слоями. Слои, такие как зона мягкого дентина, разделяющая соединение дентин – эмаль, и объемный дентин, обычно исключаются из анализа [4, 5, 10]. Однако, следуя работам *Zaslansky et al.* [26], зона мягкого дентина играет важную роль в функциях зуба и механическом поведении, так как это влияет на равномерное распределение нагрузки в структуре.

Обобщенные или усредненные материальные свойства обычно применяются для слоев зуба при численных исследованиях [4, 5, 10, 12, 22]. Структуры обычно моделируются как изотропные однородные твердые тела, при этом влияние химического состава на механические свойства игнорируется. Однако, следуя работе *Cuy et al.* [7], разные химические композиции с различными толщинами слоев и для различных индивидуумов имеют механические свойства в широком диапазоне. *Kinney et al.* [15] показали, что микроструктурные изменения в дентине также могут влиять на механическое поведение слоев в диапазоне от 15 до 25 ГПа для упругого модуля в различных направлениях при отсутствии патологии.

Часто при численном анализе требуются упрощения в условиях нагружения, испытываемого зубом. Это имеет место из-за большого числа параметров (например, действующих мышц, величины частиц пищи, геометрии зубов-антагонистов и др.) с учетом величины и направления сил, приложенных к структуре зубов. Вдобавок зубы должны быть способны выдерживать повторное переменное нагружение в течение времени жизни, что трудно моделировать или точно определить. *Benazzi et al.* [5] утверждают, что имеются трудности в конечно-элементном моделировании из-за нереалистичных условий нагружения, возникающих из-за упрощения сил к точечным нагрузкам, действующим перпендикулярно поверхности коронки. Согласно *Fu et al.*, [10] изменение угла нагружения в пределах от 0 до 90° может изменить на 94% величину максимальных напряжений в коронке. Этот результат находится в хорошем соответствии с выводами *Takahashi et al.* [24].

Окклюзионная кинематика и окклюзионная информация были рассмотрены в более поздних исследованиях [4, 5, 17]. Этот метод позволяет дать идентификацию износа граней зубов-антагонистов и поэтому может быть использован для определения направления и положения нагрузок. Однако он громоздок для вычислений и требует больших затрат по времени [5].

Настоящее исследование имеет цель разъяснить существующие противоречия в предыдущих работах. Для этого будет рассмотрена обобщенная модель первого моляра нижней челюсти и произведен ее анализ. Также рассмотрены параметрическое исследование внутренней архитектуры зуба, материальные свойства и условия нагружения, приложенного к структуре. В результате делается вывод, как различные параметры влияют на распределение напряжений в модели зуба.

ГЕОМЕТРИЧЕСКАЯ СТРУКТУРА МОДЕЛИ

Геометрия обобщенного первого моляра нижней челюсти и его опорных структур (подробнее у *Nelson* [20]) показана на рис. 1. Модель состоит из сечения коронки 5,60 мм и двухкорневого сечения высотой 9,00 мм. Табл. 1 суммирует значения толщин, относящихся к внутренним слоям исходной модели. Дентин, пульпа и периодонтальная связка заполняют зазоры, созданные другими слоями, и поэтому переменны по толщине.

Таблица 1

Толщины, отнесенные к слоям исходной модели зуба

Слой	Толщина, мм
Эмаль [20]	2,00
Соединение дентин – эмаль [5]	0,10
Зона мягкого дентина [26]	0,20
Цемент [5]	0,17

Изменение внутренней структуры зуба было достигнуто путем изменения толщины одного слоя. Для каждого изменения внешняя геометрия зуба оставалась неизменной, в то время как толщина слоя дентина увеличивалась или уменьшалась в соответствии с величиной зазора, создаваемого другими слоями. Две структурные вариации были произведены для каждого изучаемого слоя (табл. 2), генерируя восемь различных геометрий в целом.

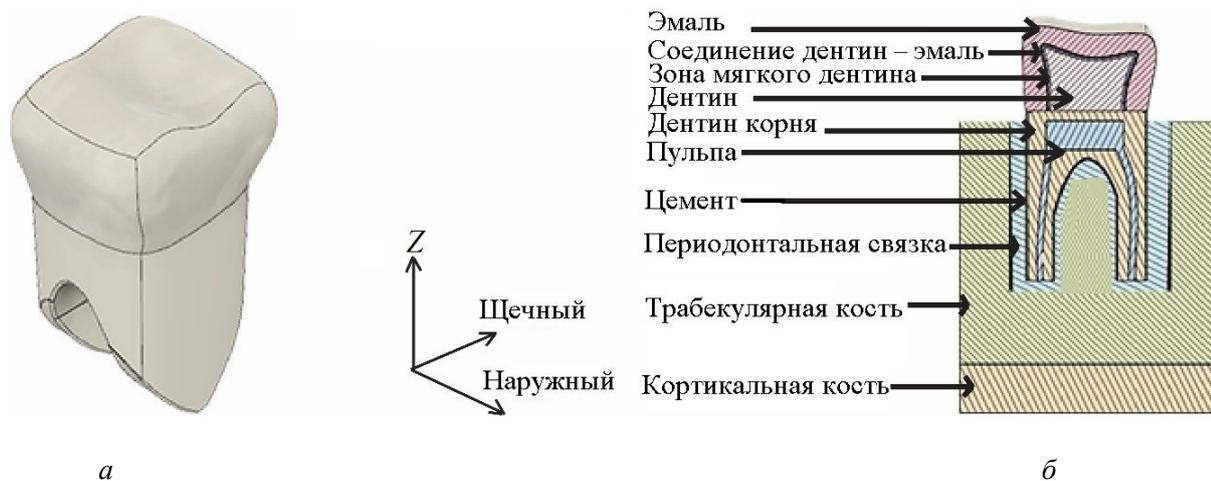


Рис. 1. Трехмерная эталонная геометрия, используемая для анализа конечных элементов: *a* – изометрический вид первого коренного нижнечелюстного зуба; *б* – вид поперечного сечения *Z*-дистальной плоскости

Слой эмали был сначала уменьшен до 1,5 мм, так как толщина эмали здорового человека может меняться от 1,5 до 2,5 мм [20]. Эмаль для второго случая имела толщину 1 мм, так как была предназначена для моделирования дефектов, таких как гипоплазия эмали, приводящих к уменьшению ее количества [11], влияющего на распределение напряжений в структуре. Соединение дентин – эмаль, зона мягкого дентина и слои цемента были уменьшены до нулевой толщины в первый раз, чтобы проанализировать влияние их отсутствия на результаты. Толщина соединения дентин – эмаль, зоны мягкого дентина и цемента была увеличена на 50% от исходной модели во втором эксперименте (подробнее см. табл. 2).

Таблица 2

**Структурные изменения, генерируемые варьированием
толщины одного слоя, приводящие к восьми
различным геометриям в целом**

Слой	Случай 1, мм	Случай 2, мм
Эмаль [20]	1,5	1,00
Соединение дентин – эмаль [5]	0,0	0,15
Зона мягкого дентина [26]	0,0	0,30
Цемент [5]	0,0	0,26

ЧИСЛЕННАЯ СТРУКТУРА МОДЕЛИ

Материальные свойства

Материальные свойства структурных слоев в исходной модели показаны в табл. 3. Заметим, что пластичность и разрушение зуба, которые редко наблюдаются при обычной активности или при отсутствии патологии в тканях, авторами не исследовались. Следуя *Benazzi et al.* [5], все материалы предполагались изотропными, линейно упругими, однородными и непористыми.

Таблица 3

Свойства исходного материала, используемые для моделирования

Материал	Упругий модуль, ГПа	Коэффициент Пуассона
Эмаль [5]	84,100	0,300
Дентин [12]	18,600	0,310
Соединение эмаль – дентин [4]	51,400	0,300
Зона мягкого дентина [26]	6,000	0,310
Пульпа [14]	0,002	0,450
Цемент [4]	15,500	0,300
Периодонтальная связка [5]	0,070	0,450
Трабекулярная кость [10]	1,370	0,300
Кортикальная кость [10]	11,500	0,300

Чтобы проанализировать важность материальных свойств, далее были созданы две модели. В соответствии с данными *Suy et al.* [7] различия 20–30% в упругой модели эмали и дентина наблюдались у разных людей. Поэтому каждая модель характеризовалась 20%-ным уменьшением упругого модуля эмали или дентина относительно исходной модели (подробнее см. табл. 4).

Таблица 4

Модели с различными упругими модулями эмали и дентина

Материал	Упругий модуль модели 1 (ГПа)	Упругий модуль модели 2 (ГПа)
Эмаль	67,3	84,1
Дентин	18,6	14,9

Примечание: остальные материальные параметры аналогичны исходной модели.

Нагружение и граничные условия

Как было упомянуто во введении, чрезмерное упрощение условий нагружения может привести к нереалистичным результатам (подробнее в [5, 10, 24]). Чтобы проверить это утверждение, в данном исследовании были рассмотрены четыре условия нагружения (рис. 2). Величина нагрузки 240 Н была предположена для всех рассмотренных случаев, что соответствует нагружению, о котором сообщается в литературе [10]. Условие нагружения 1 (LC1) соответствует упрощенному сценарию,

аналогично примененному *Jiang et al.* [14], где точечная нагрузка 240 Н была приложена в центральной части поверхности зуба (см рис. 2, *а*). Условие нагружения 2 (*LC2*) состоит из трех точечных нагрузок равной величины в 80 Н (см. рис. 2, *б*). Согласно *Fu et al.* [10], это условие может описать центральный окклюзионный контакт с зубом-антагонистом. При условии нагружения 3 (*LC3*) сила в 240 Н была равномерно распределена на верхней части коронки зуба, чтобы выяснить, дает ли этот сценарий более реалистичную аппроксимацию нагрузок, приложенных к зубу, в сравнении со случаями *LC1* и *LC2* (см. рис. 2, *в*).

Наконец, для условия нагружения 4 (*LC4*) геометрия коронки зуба-антагониста была введена для передачи нагрузок к основной структуре, что приводит к динамической модели анализа. Однородно распределенная сила в 240 Н по величине была приложена на вершине блока высокой жесткости, предотвращая вертикальное смещение зуба-антагониста (см. рис. 2, *г*). Это условие помогает в описании прямого контакта между зубами при прямом стискивании.

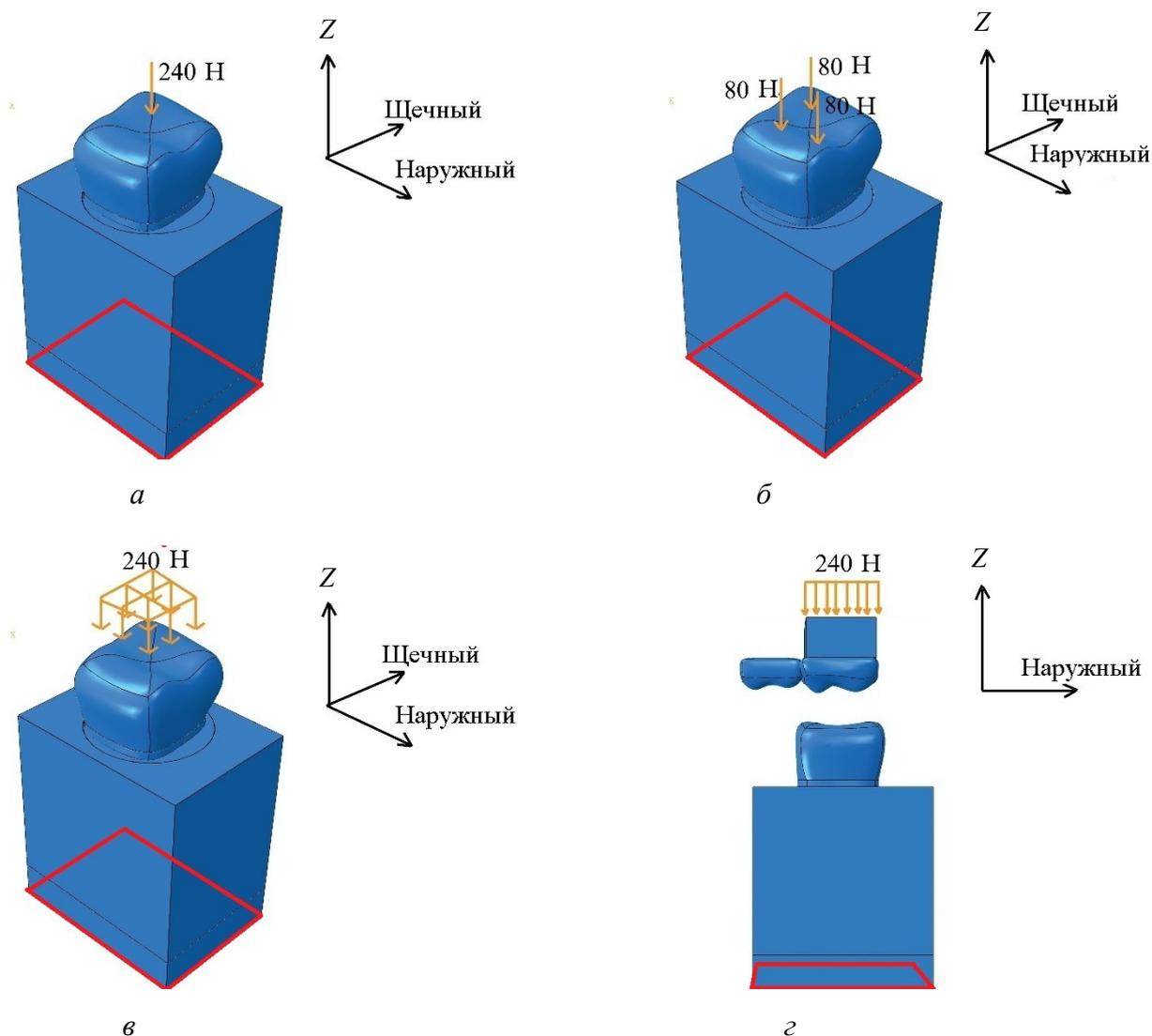


Рис. 2. Нагружение, приложенное к структуре: *а* – *LC1* – точечная нагрузка; *б* – *LC2* – трехточечная нагрузка; *в* – *LC3* – равномерно распределенная нагрузка; *г* – *LC4* – нагрузка, приложенная к зубам-антагонистам. Границы ограничивающей поверхности показаны красным цветом

Степени свободы, соответствующие зубам, расположенным внизу кортикальной кости нижней челюсти, позволяют определить значение нулевого перемещения, ограничивая, следовательно, поверхность во всех направлениях (показано на рис. 2 красным цветом). Узловое ограничение было приложено к поверхностям контактирующих слоев, ограничивая относительное движение между ними.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты, полученные для различных изученных случаев, были сравнены с исходной моделью при анализе максимальных растягивающих и сжимающих напряжений в различных областях зуба. Напряжения по Мизесу были также исследованы, поскольку они позволяют определить их области высокой концентрации.

Вдобавок к этому процентная часть области сжатия для эмали и дентина на верхней поверхности была использована, чтобы далее квантифицировать различия между моделями. Это было достигнуто при конвертации первоначальной карты напряжений на поверхностях двухцветных контуров, где темные области представляют области сжатия, а светлые – области растяжения в данном направлении (рис. 3).

Анализ интенсивности новой контурной карты определил соответствующие области растягивающих или сжимающих напряжений, %. Согласно *Bechtle et al.* [3], величина растяжения и сжатия в различных направлениях есть важный фактор, определяющий разрушение зуба. Следовательно, изменения процентной части области сжатия в верхних поверхностях эмали и дентина приводят к переоценке или недооценке эффективности зуба.

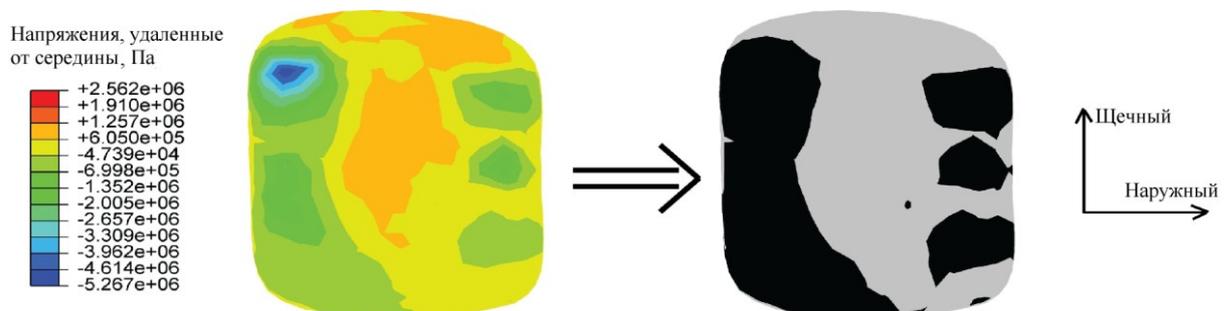


Рис. 3. Пример процентной области при анализе сжатия на верхней поверхности эмали. Цветные отображения преобразованы в двухцветные контуры, где темным обозначены области со сжимающими напряжениями в некотором направлении

Условия нагружения

В этом разделе была проверена важность точного определения условий нагружения. Были изучены четыре условия нагружения (включая описанные в литературе *LC1* и *LC2*). Для четырех случаев наблюдались сильные изменения распределений напряжений в сечениях коронки. Как показано на рис. 4, слои эмали *LC1* и *LC2* характеризовались высокими максимальными растягивающими и сжимающими напряжениями в данном направлении в сравнении с *LC3* и *LC4*. Это связано с тем, что условия точечной нагрузки вызывают высокую концентрацию напряжений в положениях, где приложены силы. *LC3* создает высокое растяжение на сторонах слоя эмали, так как однородно распределенная сжимающая сила «выдавливает» структуру (рис. 4, в).

LC4 есть наиболее реалистичный сценарий нагружения, так как наблюдаемые напряжения имеют место из-за прямого контакта с геометрией зуба-антагониста.

Контуры, указанные на рис. 4, подтверждают, что упрощенные условия статического нагружения не способны предсказать точки контакта и направление приложенных сил, приводящее к изменению высоких напряжений в сравнении с *LC4*. В соответствии с рис. 4, σ концентрация высоких напряжений может наблюдаться в точках нормального прикуса, что согласуется с выводами *Dejak et al.* [8]. Это указывает на важность точного определения геометрии эмали контактирующих зубов.

Важные различия возникают также в других слоях в сечении коронки, приводя к большому изменению процентной части области сжатия (рис. 5), что подчеркивает далее важность использования корректно определенных динамических условий нагружения. Таким образом, параметрические исследования структурных и материальных свойств проводились с использованием *LC4*.

Различия в напряжениях между четырьмя рассмотренными случаями меньше у корневой части зуба, что указывает на способность коронки диссипировать и распределять равномерно локализованные напряжения.

Структурные изменения: анализ толщины слоев

Влияние структурных изменений на модели распределения напряжений внутри зуба было изучено на примере *LC4*. Следует отметить, что при изменении толщины слоя изменяется также внутренняя геометрия слоя и, следовательно, геометрия последующих или смежных элементов.

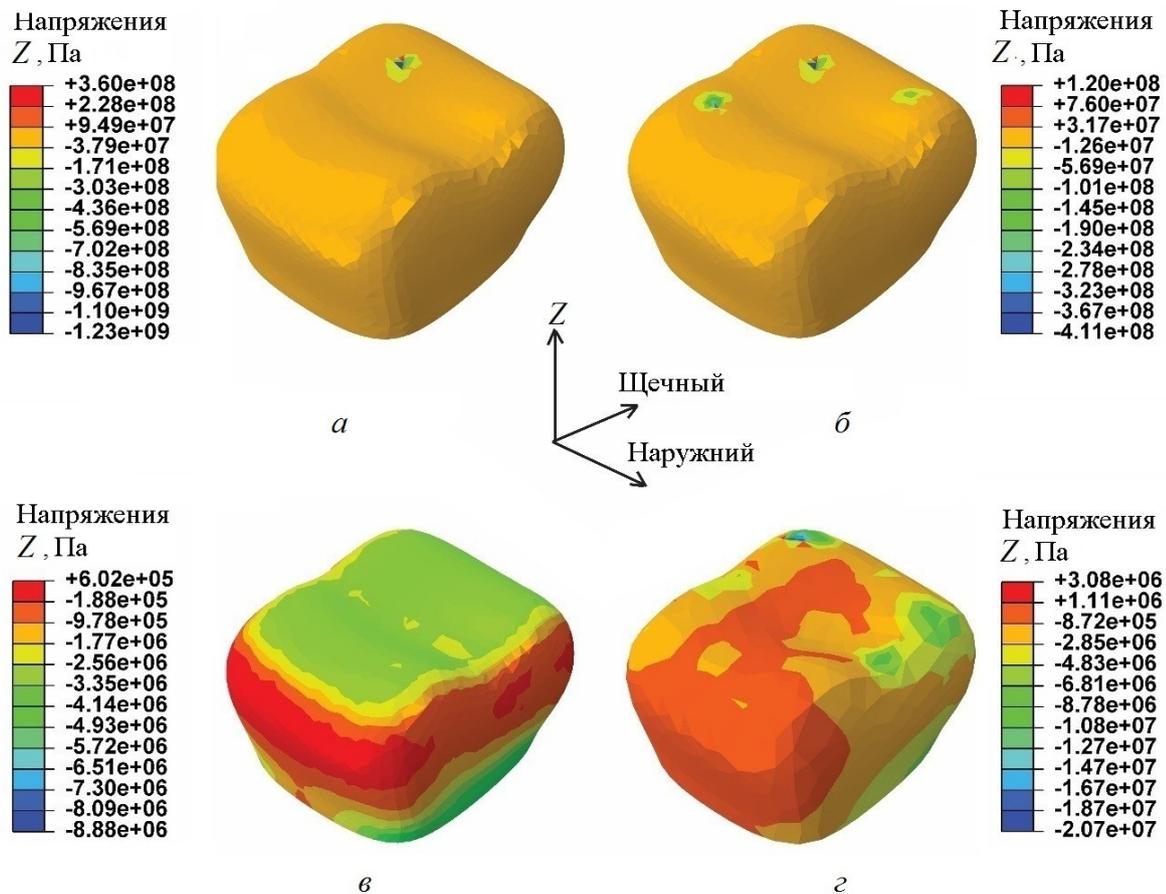


Рис. 4. Напряжения в эмали в направлении оси Z: а – *LC1*; б – *LC2*; в – *LC3*; г – *LC4*

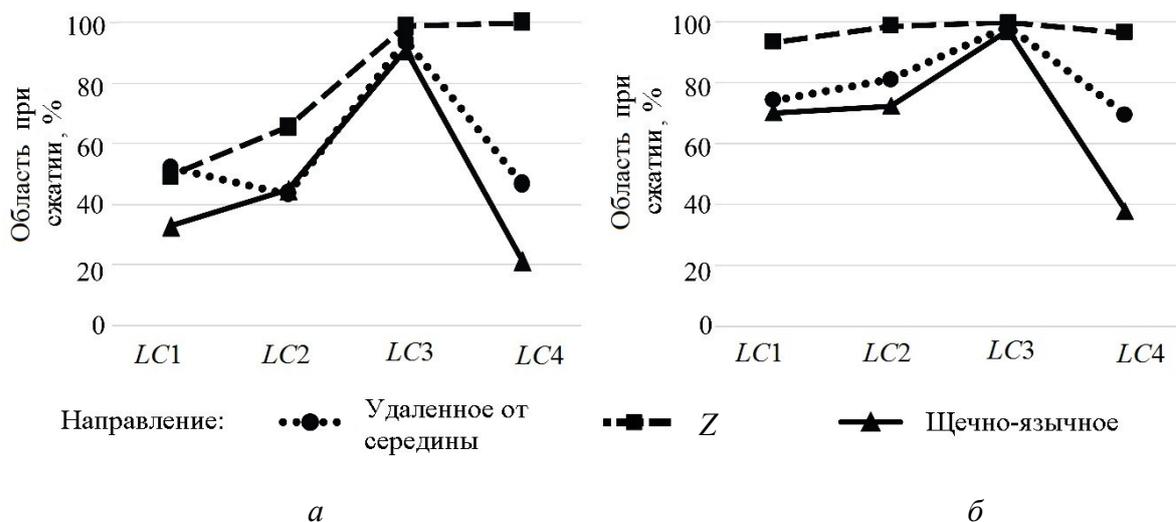


Рис. 5. Анализ условий нагружения процентной части области сжатия в различных направлениях: *a* – верхняя поверхность эмали; *б* – верхняя поверхность дентина

Толщина слоя эмали

Уменьшенное содержание эмали, обусловленное генетическим фактором или эрозией зуба, влияет на эффективность зуба и препятствует образованию трещин [1, 2, 13]. Контуры, показанные на рис. 6, показывают, что действительно уменьшение толщины эмали приводит к увеличению напряжений по Мизесу на ее внутренней и внешней поверхностях, благодаря этому увеличивается величина напряжений, переносимых к другим слоям структуры, которые мягче и менее приспособлены выдерживать чрезмерную нагрузку.

Хотя анализ динамических условий нагружения, произведенный *Macho and Spears* [19], подтверждает, что изменение толщины эмали не влияет на локализацию минимальных напряжений, результаты данного исследования указывают на то, что положение пиков напряжений по Мизесу различно для рассмотренных случаев. Возможное объяснение этого противоречия в том, что *2D*-модель, используемая *Macho and Spears* [19], не способна точно описать геометрическую нерегулярность зуба и особенности, вызываемые локализованными напряжениями.

Результаты процентной части области сжатия, указанные на рис. 5, подтверждают, что величина области сжатия на верхней поверхности эмали существенно не изменяется для различных рассмотренных случаев. Это объясняется тем фактом, что внешняя геометрия слоя остается неизменной. С другой стороны, величина поверхности на вершине дентина, имеющей напряжения сжатия, обнаруживает значительные изменения.

Если говорить более конкретно, в щечно-язычном направлении процентная часть области сжатия изменяется от 37,8% в исходной модели до 50,8 и 51,5% для случаев 1,5 и 1,0 мм (рис. 4, 5). Область дентина при сжатии в других направлениях уменьшается, когда толщина эмали становится меньше. Согласно *Koester et al.* [16], растягивающие напряжения в дентине действуют как механизмы раскрытия трещин и могут приводить к движению роста трещин. Следовательно, изменение процентной части области сжатия, вызванное структурным изменением в эмали, может иметь важное влияние на сопротивление разрушению структуры.

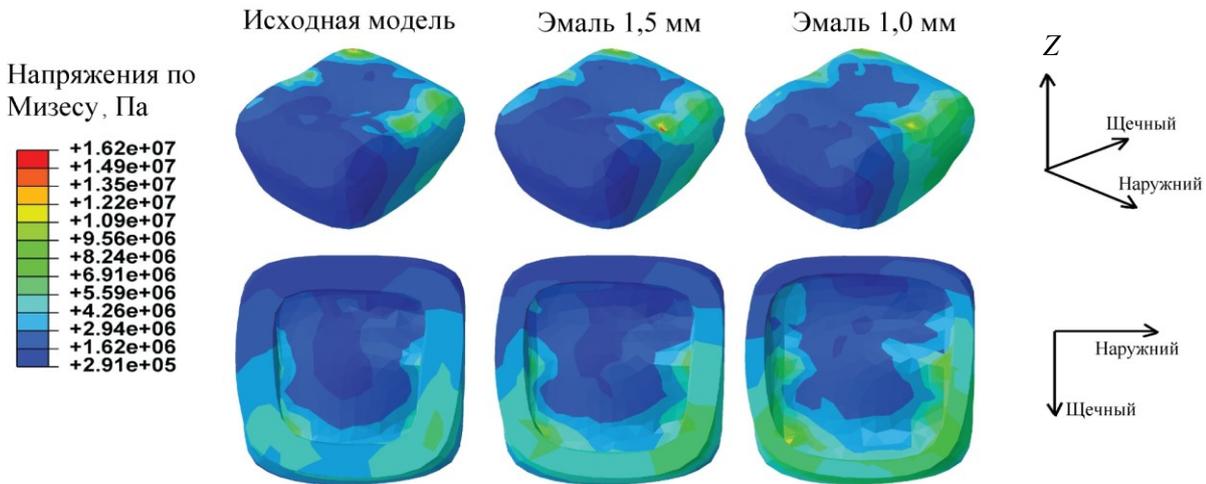


Рис. 6. Результаты напряжений по Мизесу для различных толщин слоя эмали

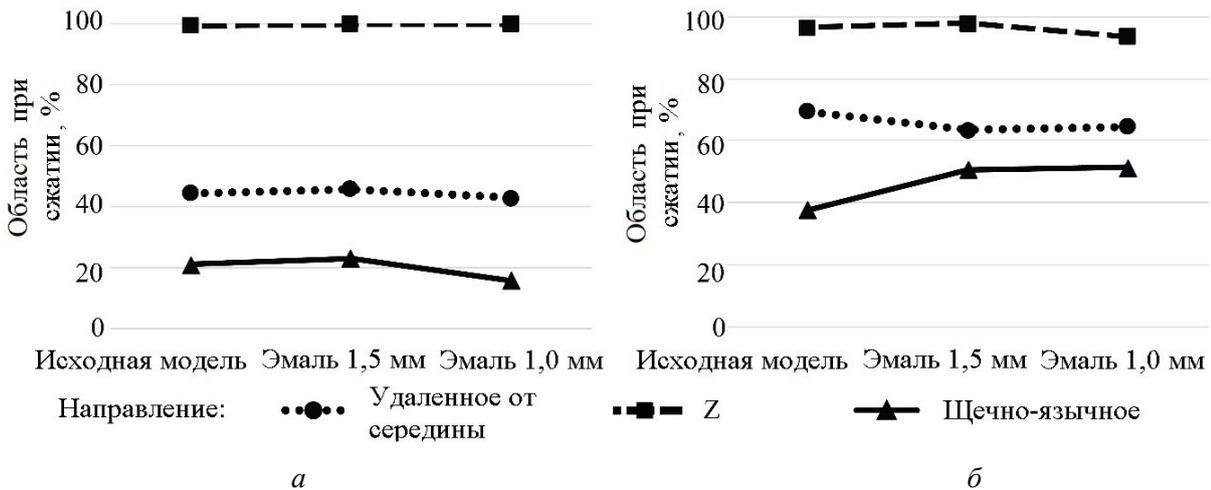


Рис. 7. Процентная часть области сжатия в различных направлениях при изменении толщины эмали: *a* – верхняя поверхность эмали; *б* – верхняя поверхность дентина

Толщина соединения дентин – эмаль

Это соединение действует как успокоитель напряжений путем создания поверхности постепенного переноса механических свойств, благодаря этому концентрированные напряжения аннулируются [18]. Удаление этого слоя (случай соединения дентин – эмаль 0 мм) вызывает увеличение на 8,2% максимальных напряжений в щечно-язычном направлении в сравнении с исходной моделью. Увеличение соединения дентин – эмаль на 0,15 мм ведет к образованию острых граней в области зоны мягкого дентина, что вызывает локализованные напряжения. Максимум напряжений зоны мягкого дентина в щечно-язычном направлении в этом случае был на 9,6% больше, чем исходно.

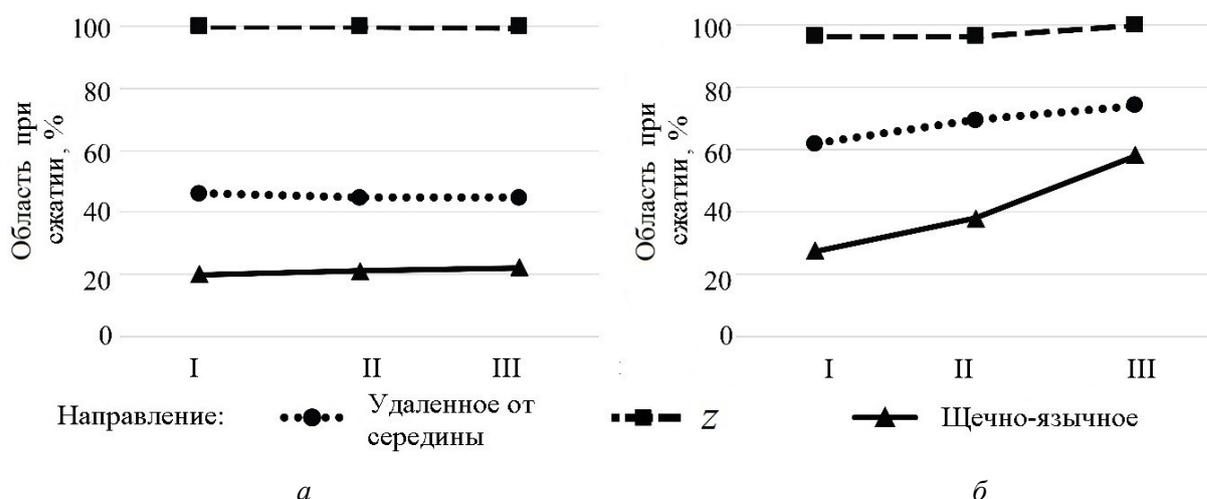


Рис. 8. Процентная часть области сжатия в различных направлениях при изменении толщины соединения дентин – эмаль (I – соединение дентин–эмаль 0 мм, II – исходная модель, III – соединение дентин–эмаль 0,15 мм):
 а – верхняя поверхность эмали; б – верхняя поверхность дентина

Как показано на рис. 8, процентная часть области сжатия для верхней поверхности эмали незначительно зависит от изменения толщины соединения. Интересно отметить, что поверхность дентина при напряжении сжатия увеличивается, когда толщина соединения дентин – эмаль увеличивается (см. рис. 8). Хотя для различных изученных случаев наблюдались аналогичные значения для максимальных сжимающих напряжений в дентине в удаленном от середины направлении, процентная часть области сжатия изменяется от 61,8% для случая 0 мм до 74,2% для случая 0,15 мм. Величина области сжатия также показывает сильное изменение в щечно-язычном направлении (рис. 8). Следовательно, степень неопределенности, вводимой при использовании обобщенных значений толщины, должна быть рассмотрена с помощью моделирования, чтобы точнее предсказать эффективность зуба.

Толщина слоя мягкого дентина

Вероятно, недостаток информации, имеющейся о микроструктуре зоны мягкого дентина, и ограниченное число исследований механических свойств этой компоненты привели к отсутствию этого слоя во многих моделях, развитых ранее [4–6].

Однако, как показано на рис. 9, распределение напряжений по Мизесу в дентине существенно меняется при различных проанализированных структурных изменениях. Это в основном связано с большой разницей упругого модуля между зоной мягкого дентина и соседней структурой объемного дентина. Исключение этого слоя из анализа (случай, когда зона мягкого дентина 0 мм) дает увеличение напряжений по Мизесу на 14,6% в структуре дентина по сравнению с исходными данными. Когда толщина увеличивается до 0,30 мм, максимальные напряжения по Мизесу уменьшаются на 12,1% в сравнении с исходной моделью.

Согласно *White et al.* [25], геометрия и микроструктура зоны мягкого дентина вызывают отклонение трещин, препятствуя их распространению. Учитывая факт, что трещины растут благодаря растягивающим напряжениям и что дентин процентной части области сжатия в щечно-язычном направлении и удаленном от середины направлении увеличивается с ростом толщины зоны мягкого дентина (рис. 9), можно заключить, что включение зоны мягкого дентина может привести к уменьшению скорости распространения трещин и, возможно, к приостановке их развития.

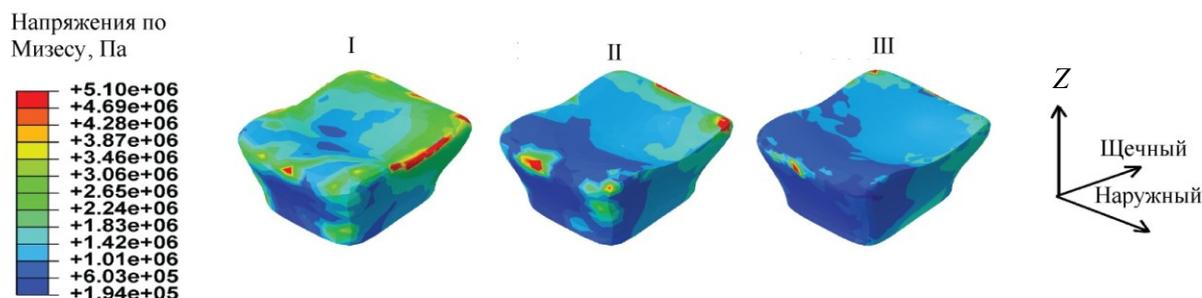


Рис. 9. Результаты расчета напряжений по Мизесу для различных толщин зоны мягкого дентина (I – зона мягкого дентина 0 мм, II – исходная модель, III – зона мягкого дентина 0,30 мм)

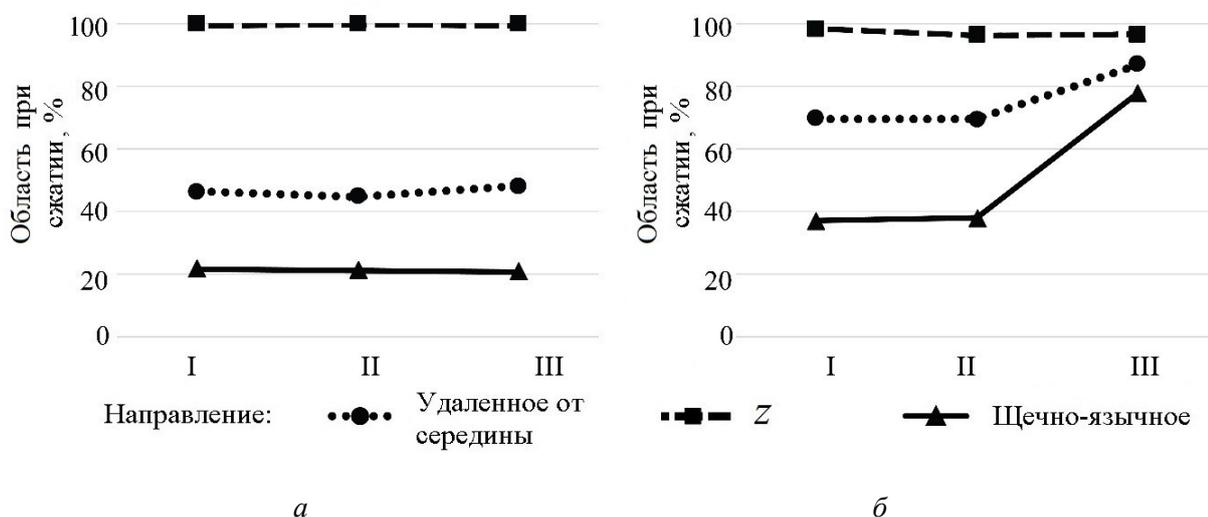


Рис. 10. Процентная часть области сжатия в различных направлениях при изменении толщины зоны мягкого дентина (I – зона мягкого дентина 0 мм, II – исходная модель, III – зона мягкого дентина 0,30 мм): а – верхняя поверхность эмали; б – верхняя поверхность дентина

Цементный слой

В различных рассмотренных случаях не учитывались изменения толщины цемента. Это связано с тем, что разница между механическими свойствами, характеризующими цемент и прилегающий к нему корневой слой дентина, невелика. Таким образом, при изменении его толщины и заполнении образовавшегося зазора дентиновым материалом общая производительность зуба остается прежней. Результаты подтверждают предположение, сделанное *Huang et al.* [12], что замена слоя цемента материалом дентина во время конечно-элементного анализа существенно не влияет на результаты.

Изменение материальных свойств

Точность анализа и моделей напряжений, наблюдаемых в структуре, может быть связана с допущениями и упрощениями относительно материальных свойств. Чтобы тестировать это, в разделе ниже влияние упругого модуля эмали и дентина на результаты по распределению напряжений проанализировано для LC4.

Свойства эмали

На рис. 11 изменение в процентной части области сжатия представлено в удаленном от середины и щечно-язычном направлениях. Как можно увидеть, сжатая область дентина уменьшается с учетом упругого модуля эмали. Это означает, что большая величина области характеризуется растягивающими напряжениями. Наибольшее изменение наблюдается в щечно-язычном направлении, где область сжатия становится меньше на 8,5%, когда модуль эмали уменьшается на 20,0%, хотя максимальные и минимальные напряжения в этом направлении равны для двух случаев. Процентная часть области сжатия была идентична верхней поверхности эмали для случаев, изученных во всех направлениях. Это происходит потому, что внешняя и внутренняя геометрии системы остаются неизменными.

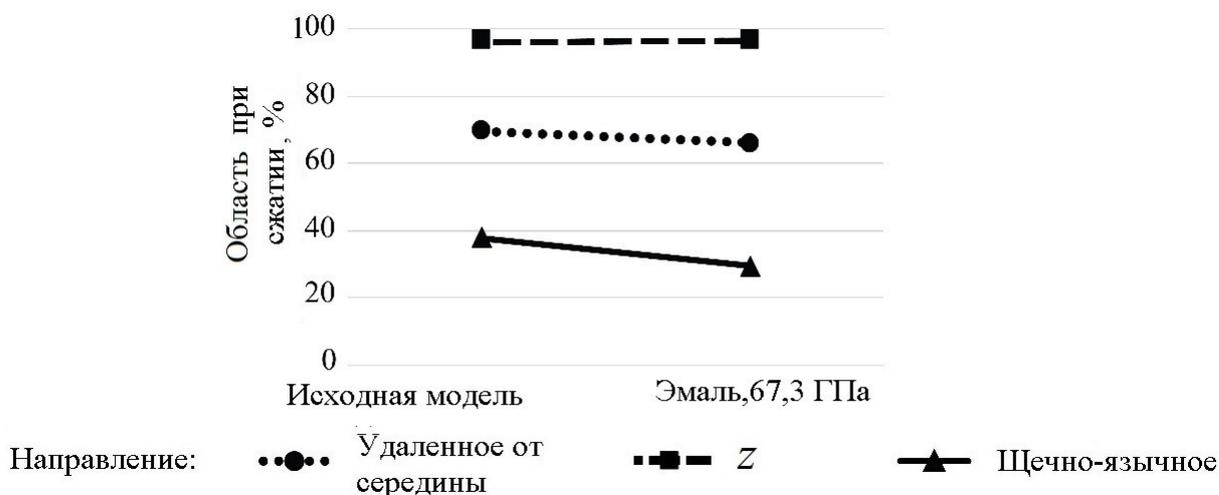


Рис. 11. Процентная часть области сжатия на верхней поверхности дентина при различных направлениях для материальных свойств эмали (параметрическое изучение)

Свойства дентина

В отличие от параметрического изучения эмали, рис. 12 показывает, что напряжения по Мизесу в дентине существенно меняются при изменении упругого модуля дентина до 14,9 ГПа. Максимальное значение напряжения по Мизесу на 14,1% больше для исходной модели, и локализация пикового напряжения различна. Максимальные и минимальные напряжения в дентине во всех направлениях несколько меньше для уменьшенного упругого модуля дентина. Процентная часть области сжатия на верхней поверхности дентина увеличивается, когда упругий модуль дентина уменьшается (рис. 13). Это подтверждает, что точное предсказание поведения зуба при разрушении может быть связано с точным определением материальных свойств дентина.

Выводы

Методы вычислительного моделирования в настоящее время востребованы при изучении зубочелюстной системы. Однако сложная многослойная геометрия, характеризующая компоненты в полости рта (зубы), и сложные граничные условия, имеющие место в течение жизни человека, обычно приводят к излишнему упрощению параметров моделирования. Настоящая статья концентрируется на параметрическом изучении, такой анализ связан с допущениями, накладываемыми на внутреннюю

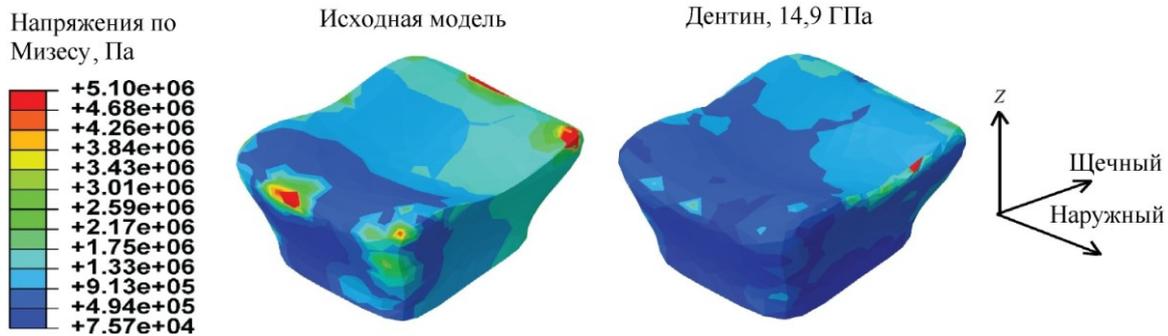


Рис. 12. Результаты расчета напряжений по Мизесу для материальных свойств дентина (параметрическое изучение)

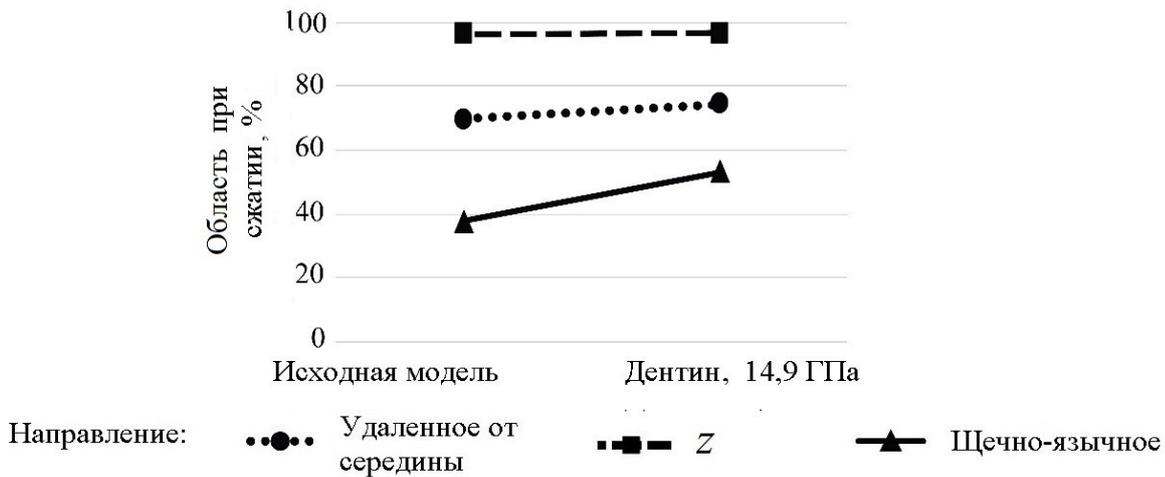


Рис. 13. Процентная часть области сжатия на верхней поверхности дентина в различных направлениях для материальных свойств дентина (параметрическое изучение)

структуру, материальные свойства и условия нагружения. Используя тестовый пример обобщенного первого моляра нижней челюсти, проанализированы структурные и материальные свойства.

Результаты структурных изменений подтверждают, что эмаль, соединение дентин – эмаль и зона мягкого дентина требуют точного определения свойств для построения точных математических моделей. Также показано, что упругий модуль дентина имеет наибольшее влияние на работу коронки в сравнении со свойствами эмали. Кроме того, одним из главных результатов данного исследования является подтверждение необходимости точного определения условий нагружения. В частности, сообщаемые в литературе условия точечной нагрузки (*LC1* и *LC2*) создают локализованные напряжения в коронке, которые приводят к недооценке в работе структуры, в то время как однородно распределенная нагрузка (*LC3*) ведет к высоким растягивающим напряжениям в эмали. Динамическая нагрузка *LC4* подчеркивает важность учета более реалистичных условий нагружения, особенно при анализе работы коронки.

Анализ процентных областей сжатия на вершине поверхностей эмали и дентина в этом исследовании был проведен впервые. Изменения, наблюдаемые даже в случаях, когда максимальные и минимальные напряжения идентичны, подчеркивают важность

дальнейшего исследования того, как процентная область сжатия связана с распространением трещин и, следовательно, с сопротивлением зуба разрушению.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Alvesalo L., Tammisalo E. Enamel thickness of 45, X females' permanent teeth // *American Journal of Human Genetics*. – 1981. – Vol. 33, № 3. – P. 464–469.
2. Ausiello P., Apicella A., Davidson C.L. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis // *Dental Materials*. – 2002. – Vol. 18, № 4. – P. 295–303.
3. Bechtle S., Habelitz S., Klocke A., Fett T., Schneider G.A. The fracture behaviour of dental enamel // *Biomaterials*. – 2010. – Vol. 31, № 2. – P. 375–384.
4. Benazzi S., Kullmer O., Grosse I.R., Weber G.W. Using occlusal wear information and finite element analysis to investigate stress distributions in human molars // *Journal of Anatomy*. – 2011. – Vol. 219, № 3. – P. 259–272.
5. Benazzi S., Nguyen H.N., Kullmer O., Kupczik K. Dynamic modelling of tooth deformation using occlusal kinematics and finite element analysis // *PLoS ONE*. – 2016. – Vol. 11, № 3. – P. 1–17.
6. Cattaneo P.M., Dalstra M., Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement // *Journal of Dental Research*. – 2005. – Vol. 84, № 5. – P. 428–433.
7. 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 // *Archives of Oral Biology*. – 2002. – Vol. 47, № 4. – P. 281–291.
8. Dejak B., Mlotkowski A., Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication // *Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2003. – Vol. 90, № 6. – P. 591–597.
9. Ehsani S., Mirhashemi F.S., Asgary S. Finite element reconstruction of a mandibular first molar // *Iranian Endodontic Journal*. – 2013. – Vol. 8, № 2. – 44 p.
10. Fu G., Du L., Ren A.S., Wang L., Xia X. The three–dimension finite element analysis of stress in posterior residual root restored with different designed post–core crown // *West China Journal of Stomatology*. – 2009. – Vol. 27, № 1. – P. 24–28.
11. Hegde S., Kundabala M. Restoration of incisal half with edge–up technique using ceramic partial crown in turner's hypoplasia: a case report // *Journal of Conservative Dentistry*. – 2014. – Vol. 17, № 1. – 85 p.
12. Huang Z., Chen Z. Three–dimensional finite element modeling of a maxillary premolar tooth based on the micro–CT scanning: a detailed description // *Journal of Huazhong University of Science and Technology*. – 2013. – Vol. 33, № 5. – P. 775–779.
13. Imfeld T. Dental erosion. Definition, classification and links // *European Journal of Oral Sciences*. – 1996. – Vol. 104, № 2. – P. 151–155.
14. Jiang W., Bo H., Yongchun G., Long Xing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three–dimensional finite element analysis // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2010. – Vol. 103, № 1. – P. 6–12.
15. Kinney J.H., Marshall S.J., Marshall G.W. The mechanical properties of human dentin: a critical review and reevaluation of the dental literature // *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. – 2003. – Vol. 14, № 1. – P. 13–29.
16. Koester J., Anger J., Ritchie R. The effect of aging on crack–growth resistance and toughening mechanisms in human dentin // *Biomaterials*. – 2008. – Vol. 29, № 10. – P. 1318–1328.
17. Kullmer O., Benazzi S., Fiorenza L., Schulz D., Bacso S., Winzen O. Occlusal fingerprint analysis: quantification of tooth wear pattern // *American Journal of Physical Anthropology*. – 2009. – Vol. 139, № 4. – P. 600–605.
18. Lin C., Douglas W. Structure–property relations and crack resistance at the bovine dentin–enamel junction // *Journal of Dental Research*. – 1994. – Vol. 73, № 5. – P. 1072–1078.
19. Macho G.A., Spears I.R. Effects of loading on the biochemical behavior of molars of homo, pan, and pongo // *American Journal of Physical Anthropology*. – 1999. – Vol. 109, № 2 – P. 211–227.
20. Nelson S.J. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion. – Nevada: Elsevier Health Sciences, 2015.
21. Rafferty B.T., Janal M.N., Zavanelli R.A., Silva N.F., Rekow E.D., Thompson P., Coelho P.G. Design features of a three–dimensional molar crown and related maximum principal stress. A finite element model study // *Dental Materials*. – 2010. – Vol. 26, № 2. – P. 156–163.
22. Spears I.R., A three–dimensional finite element model of prismatic enamel: a re–appraisal of the data on the young's modulus of enamel // *Journal of Dental Research*. – 1997. – Vol. 76, № 10. – P. 1690–1697.
23. Spears I.R., Macho G.A. Biomechanical behaviour of modern human molars: implications for interpreting the fossil record // *American Journal of Physical Anthropology*. – 1998. – Vol. 106, № 4. – P. 467–482.
24. Takahashi N., Kitagami T., Komori T. Behaviour of teeth under various loading conditions with finite element method // *Journal of Oral Rehabilitation*. – 1980. – Vol. 7, № 6. – P. 453–461.

25. White S., Paine M., Luo W., Sarikaya M., Fong H., Yu Z., Li Z., Snead M. The dentino–enamel junction is a broad transitional zone uniting dissimilar bioceramic composites // Journal of the American Ceramic Society. – 2000. – Vol. 83, № 1. – P. 238–240.
26. Zaslansky P., Friesem A.A., Weiner S. Structure and mechanical properties of the soft zone separating bulk dentin and enamel in crowns of human teeth: insight into tooth function // Journal of Structural Biology. – 2006. – Vol. 153, № 2. – P. 188–199.

EVALUATION OF MODEL PARAMETERS IN TEETH STRESS ANALYSIS

N. Stratis, I.M. Gitman (Sheffield, United Kingdom)

Finite element modelling is the commonly used methodology for the analysis of stress concentration within tooth components. The main limitation of the technique is oversimplifications are usually required due to the complex conditions at which oral structures operate. Therefore, the aim of this study is to examine how assumptions and modelling practices, related to the internal tooth structure, material properties and loading conditions, affect the mechanical response within dental models. This was achieved by developing a generalised mandibular first molar tooth model and by performing an in-silico parametric study.

Key words: dental biomechanics, internal architecture, material properties, loading conditions.

Получено 11 октября 2018