

УДК 616.314.11:539.4

Ю.В. Лахтін, Ю.В. Сміянов, Б.В. Нішта

МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНОГО СТАНУ ТВЕРДИХ ТКАНИН ЗУБА ПРИ РЕСТАВРАЦІЇ КАРІОЗНИХ ПОРОЖНИН І КЛАСУ

Сумський державний університет

Вступ

Довговічність реставрацій у зубах має велике клінічне та соціальне значення. Розвиток вторинного карієсу, випадання реставрацій призводять до повторних візитів пацієнта до стоматолога, нового препарування твердих тканин зубів. Це може стати відправною точкою для низки морфологічних і функціональних змін не тільки в зубах, а і зубощелепної системи в цілому. При цьому повторна механічна обробка призводить до стоншення твердих тканин зубів, у них розвиваються тріщини, відколи. У процесі препарування і реставрації зубів виникає низка проблем, які погіршують умови утримання відновлювального матеріалу в каріозних порожнинах і призводять до скорочення строків експлуатації реставрацій [1]. Однією з цих проблем є вторинний карієс зубів. Його виникнення можливе при порушенні крайової адаптації пломб унаслідок властивостей відновлювального матеріалу, полімеризаційного стресу, його усадки та модуля пружності [10, 15], значення коефіцієнта конфігурації каріозних порожнини [13].

Останнім часом спеціалісти все більше уваги приділяють ролі механічних властивостей тканин зубів у якісній маргінальній адаптації матеріалу. Тканини зуба мають широкий діапазон механічних властивостей [12]. Навіть за якісного препарування і відновлення порожнин під час функціонального навантаження в тканинах зуба виникають власні напруження, які призводять до утворення тріщин дентину й емалі, порушення крайового прилягання пломби, розсмоктування і випадання матеріалу [7]. Напружений стан твердих тканин зубів вивчали при ендодонтичному лікуванні [5], реставруванні порожнин V класу [9], відновленні штучними коронками [8], оклюзійних навантаженнях у деталях [11]. Ми не знайшли в доступних публікаціях відомостей щодо напруженого стану в тканинах зуба, реставрованого з приводу каріозного ураження I класу.

Мета дослідження

Вивчення напруженого стану твердих тканин

зубів при комп'ютерному моделюванні відновлених каріозних порожнини I класу, які були сформовані за класичним принципом.

Матеріали і методи

Дослідження складалося з кількох етапів. На першому будували об'ємні тривимірні твердотілі геометричні моделі, що відображали будову інтактного моляра нижньої щелепи (контрольний зразок), а також зубів із каріозними порожнинами I класу, відновлених пломбами (досліджуваний зразок). Формування каріозної порожнини в досліджуваному зразку імітували за класичним принципом: ящикоподібна порожнина без скосу емалі. На підставі рентгенівського знімка зуба за допомогою комп'ютерної програми «SolidWorks» були побудовані твердотілі об'ємні моделі окремих компонентів системи «емаль – дентин – пломба». Ці елементи просторово об'єднали в три остаточні багатозарові геометричні моделі (складання).

На другому етапі створювали кінцево-елементні моделі, за допомогою яких розраховували напруженість конструкції. Для цього побудовані раніше багатозарові геометричні складання експортували в програмний комплекс «ANSYS Workbench 14.0». У ньому сформували 2 кінцево-елементні моделі (рис. 1), якісні та кількісні характеристики яких наведені в таблиці. Кількість кінцевих елементів і вузлів визначали ітеративно.

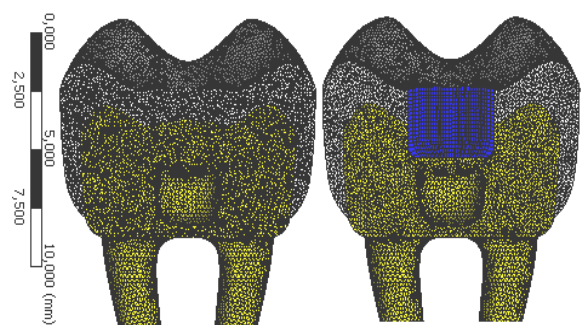


Рис. 1. Кінцево-елементні моделі інтактного зуба і реставрованого

Таблиця
Характеристика кінцево-елементних моделей

Варіанти кінцево-елементних моделей	Структурні (геометричні) компоненти	Кількість кінцевих елементів	Кількість вузлів	Матеріали		
				дентин	емаль	пломба
Інтактний зуб	Дентин	818768	590620	•		
	Емаль	569022	400124		•	
Реставрований зуб	Дентин	796410	572884	•		
	Емаль	543366	381129		•	
	Пломба	54142	12582			•

Для побудови математичної моделі інтактних і відновлених зубів урахували відомі дані про зовнішню і внутрішню будову молярів [2].

Необхідні відомості про фізико-механічні властивості емалі, дентину та відновлювального матеріалу (модуль Юнга, коефіцієнт Пуассона) для розрахунку напруженого стану брали з відкритих джерел [3].

Для спрощення розрахунків задавали такі граничні умови: коренева частина досліджуваної моделі зуба жорстко закріплена, всі складові моделі однорідної структури (ізотропні), вертикальне односпрямоване навантаження 500 Н (50 кгс) по центру зуба.

Для характеристики напруженого стану й одночасного врахування всіх компонентів полів напружень (нормальних і дотичних) використовували еквівалентні напруження за Мізесом (von-Mises) у МПа.

Результати і обговорення

Під дією вертикального навантаження на оклюзійну поверхню моделі зуба утворюються дві ділянки підвищених значень напруження. Перша формується переважно в емалі на оклюзійній поверхні в місцях прикладання навантаження, друга - в емалі на стику з дентином і пломбою (рис. 2).

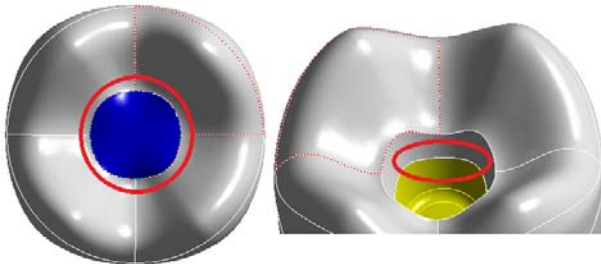


Рис. 2. Зони підвищеного напруження в тканинах зуба

На жувальній поверхні інтактного зуба напруження в емалі топографічно відповідає проекції фісур молярів. Там утворюються кілька полів напруження, які концентрично поширюються від максимальних значень у місці дії навантаження до мінімальних до периметра фісур (рис. 3 а). Перше поле виникає в місці дії вертикального навантаження, напруження максимальне - 74,2 МПа. Друге локалізоване навколо першого, переривчасте, доходить до основи схилів горбиків зубів, має менші значення напруження - до 50 МПа. Показники третього зменшуються до 25-30 МПа, напруження концентрично обмережує друге поле і поширюється по ходу фісур до медіального і дистального валиків та вестибулярного й орального країв оклюзійної поверхні, доходить до 1/3 висоти схилів горбиків. У ділянці медіального та дистального країв наявні відокремлені осередки напруження до 35 МПа. Четверте поле напруження рівномірно обмережує третє по всьому його периметру, розповсюджується до 1/2 висоти схилів горбиків і має найнижчі показники - 10-20 МПа.

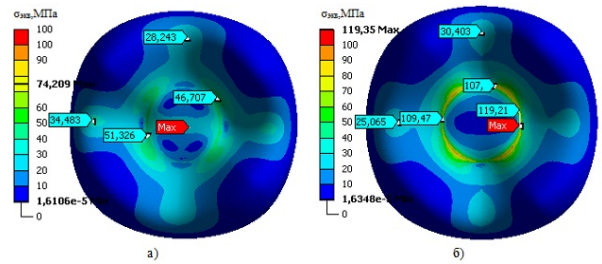


Рис. 3. Зони напруження в емалі на оклюзійній поверхні: інтактного зуба (а), реставрованого (б)

У зубі з реставрацією характер напруження в емалі такий самий, як і в інтактному (рис. 3 б). Проте перше поле починається навколо пломби, максимальне значення показників напруження в емалі становить 119 МПа, що на 60% вище за інтактний зуб. Друге поле повторює хід першого, майже не переривчасте і дорівнює близько 100 МПа (на 100% вище за показники інтактного).

Інша ділянка підвищених значень напруження спостерігається у внутрішніх структурах зуба. Зазвичай це на стику емалі й дентину в інтактному зубі та в зоні контакту емалі з пломбою в реставрованому.

В інтактному зубі в місці навантаження напруження в емалі складає 52-55 МПа. На емалево-дентинній межі воно сягає максимуму (74 МПа). У дентині показники знижуються до 10 МПа. Та ж сама сила напруження наявна і в емалі та дентині в пришийковій ділянці (рис. 4 а).

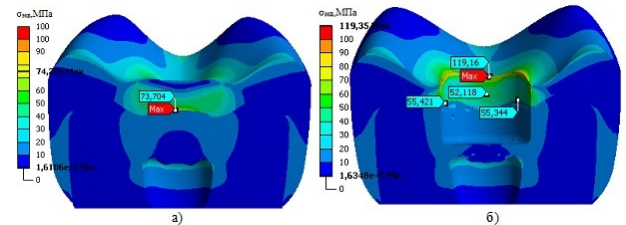


Рис. 4. Зони напруження тканин зуба в сагітальній площині: інтактного зуба (а), реставрованого (б)

У реставрованому зубі у верхніх шарах пломби виникає таке ж напруження, як і в емалі інтактного (52-55 МПа). Проте в зоні безпосереднього контакту пломби з емаллю воно підвищується майже до 120 МПа. У товщі плащового дентину, а також у пришийковій ділянці сила напруження твердих тканин зменшується до 10-15 МПа (рис. 4 б).

Таким чином, напруження у твердих тканинах інтактного і реставрованого зубів має різне значення.

У дослідженні ми розглядали складові моделі «емаль-дентин-пломба» як ізотропні матеріали, проте фізичні властивості зуба неоднорідні. Анізотропність дентину забезпечує наявність у його структурі тубулярного апарату, а в емалі – призматичної структури [8]. Відновлювальний матеріал також має анізотропію завдяки неорганічному наповнювачу. Отже, кожна складова моделі «емаль-дентин-пломба» має свої фізичні характеристики, насамперед модуль пружності. У разі,

коли цей модуль кожної складової відрізняється, то напруженість у них розподіляється нерівномірно як у бік збільшення, так і зменшення. Більша напруженість виникає в тому елементі моделі, в якого модуль пружності більший [4]. У нашому дослідженні показано, що напруженість значно вища в емалі, яка безпосередньо контактує з пломбувальним матеріалом. Це може виступати фактором ризику деформацій у емалі з поступовим послабленням її структури і розвитком мікротріщин, дефектів, що призводять до порушення крайової адаптації реставрації. Тому виникає необхідність використовувати відновлювальний матеріал, який має аналогічний або близький модуль пружності з тканинами зуба, для укріплення їхньої структури [14], а також проводити подальші дослідження щодо оптимізації способів формування каріозних порожнин, насамперед обробки емалевого краю.

Збільшення напруженості в емалі інтактного зуба на емалево-дентинній межі можна пояснити особливостями ролі твердих тканин при функціональному навантаженні а також вищим модулем пружності в емалі. Механічна роль емалі полягає в захисті дентину через її високу зносостійкість, а дентину – в поглинанні сили навантаження через його високу силу опору [6].

Напружений стан у пришийковій частині інтактного і реставрованого зубів виникає внаслідок передачі реактивних сил із поверхні навантаження крізь емалево-цементну межу до кореня, а потім у альвеолу кістки. Ці сили здатні викликати напруження у ділянках, віддалених від точки прикладання сили [9].

Висновки

Результати дослідження показують, що при односпрямованому вертикальному навантаженні на реставрований із приводу карієсу I класу моляр нижньої щелепи максимальне напруження виникає в емалі на межі безпосереднього контакту з реставрацією.

Перспективи подальших досліджень

Напружений стан твердих тканин зуба досліджували при відновленні каріозних порожнин I класу, сформованих за класичним принципом. При формуванні порожнин іншого дизайну можна очікувати інакшу фізичну реакцію тканин на жувальне навантаження. Тому перспективним напрямом досліджень вважаємо вивчення цієї реакції при реставрації каріозних порожнин, сформованих у різних варіантах.

Література

1. Боровский Е. В. Качество препарирования полостей класса I и II / Е. В. Боровский, С. Н. Носикова // Сборник научных трудов SWorld : Материалы междунар. науч.-практ. конф. «Современные направления теоретических и прикладных исследова-

- ний '2012». – Вып. 1, т. 30. – Одесса : КУПРИЕНКО, 2012. – С. 27-29.
2. Загорский В. А. Частичные съёмные и перекрывающие протезы / В. А. Загорский. - М.: Медицина, 2007. - 360 с.
3. Ремизов С. М. Микромеханические характеристики реставрационных стоматологических материалов, эмали и дентина зубов человека / С. М. Ремизов // Стоматология. - 2001. - №4. - С. 28–32.
4. Трёхмерное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зуба и пломбы / Е. Ю. Шелковников, А. И. Кириллов, С. М. Ефремов [и др.] // Ползуновский альманах. - 2014. - №2. - С. 54-58.
5. Ausiello P. Mechanical behavior of post-restored upper canine teeth: A 3D FE analysis / P. Ausiello, P. Franciosa, M. Martorelli // Dental Materials. – 2011. – Vol. 27, № 12. – P. 1285–1294.
6. Chun K. J. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth / K. J. Chun, H. H. Choi, J. Y. Lee // J. Dent. Biomech. - 2014. - Vol. 5. - doi: 1758736014520809.
7. Class I and Class II restorations of resin composite: An FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading / E. Asmussen, A. Peutzfeldt // Dental Materials. - 2008. - Vol. 24, № 5. - P. 600–605.
8. Dejak B. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials / B. Dejak, A. Mlotkowski, C. Langot // Dental Materials. - 2012. - Vol. 28. - P. 433-441.
9. Effect of occlusal restoration on stresses around class V restoration interface: A finite-element study / [G. Vasudeva, P. Bogra, V. Nikhil, V. Singh] // Indian J. Dent. Res. - 2011. - Vol. 22. - P. 295-302.
10. Factors influencing marginal cavity adaptation of nanofiller containing resin composite restorations / H. Takahashi, W. J. Finger, K. Wegner [et al.] // Dental Materials. – 2010. - Vol. 26, № 12. – P. 1166–1175.
11. Fracture simulation of restored teeth using a continuum damage mechanics failure model / [L. Haiyan, L. Jianying, Z. Zhenmin, A.S.L. Fok] // Dental Materials. – 2011. – Vol. 27. – P. 125-133.
12. Fusayama T. Total etch technique and cavity isolation / T. Fusayama // J. Esthet Dent. – 1992 (4). – P. 105-109.
13. Influence of C-factor and light-curing mode on gap formation in resin composite restorations / G. O. Santos, M. E. Santos, E. M. Sampaio [et al.] // Oper Dent. – 2009. – Vol. 34. – P. 544-550.
14. Monoblocks in root canals: a finite elemental stress analysis study / [S. Belli, O. Eraslan, G. Eskitascioglu, V. Karbhari] // International Endodontic Journal. - 2011. - Vol. 44. - P. 817-826.
15. The influence of different restorative materials on secondary caries development in situ / F. H. Sande, Niek N. J. M. Opdam [et al.] // Journal of Dentistry. - 2014. - Vol. 42, № 9. - P. 1171–1177.

**Стаття надійшла
9.07.2015 р.**

Резюме

Для изучения напряженного состояния геометрически сложной многослойной биомеханической системы, которая состоит из эмали, дентина и пломбы, в работе было использовано трехмерное твердотелое моделирование в программном комплексе «SolidWorks» и математический анализ методом конечных элементов в программе «ANSYS Workbench». При моделировании зуб рассматривается как упругое деформируемое тело при статическом нагружении равномерно распределенным усилием. Установлено, что собственное напряжение в твердых тканях интактного зуба максимально (74,2 МПа) в области приложения нагрузки. Максимальное напряжение (119 МПа) в реставрированном по поводу кариозной полости I класса зубе возникает в зоне контакта эмали с реставрацией.

Ключевые слова: напряженное состояние, зуб, кариозная полость, реставрация зуба, дентин, эмаль, метод конечных элементов.

Резюме

Для вивчення напруженого стану геометрично складної багатослоєвої біомеханічної системи, яка складається з емалі, дентину і пломби, в роботі було використано тривимірне твердотіле моделювання в програмному комплексі «SolidWorks» і математичний аналіз методом кінцевих елементів у програмі «ANSYS Workbench». При моделюванні зуб розглядається як пружне деформоване тіло при статичному навантаженні рівномірно розподіленим зусиллям. Установлено, що власне напруження в твердих тканинах інтактного зуба максимальне (74,2 МПа) в місці прикладання навантаження. Максимальне напруження (119 МПа) в реставрованому з приводу кариозної порожнини I класу зубі виникає в зоні контакту емалі з реставрацією.

Ключові слова: напружений стан, зуб, кариозна порожнина, реставрація зуба, дентин, емаль, метод кінцевих елементів.

UDK 616.314.11:539.4

MODELLING OF STRESS STATE OF DENTAL HARD TISSUES WHILE CARIOUS CAVITIES OF I CLASS RESTORATION

Yu.V. Lakhtin, Yu.V. Smeyanov, B.V. Nishta

Sumy State University

Summary

A number of problems, worsening restorative material retention in carious cavities and resulting in reduction of restorations working lifespan, occur while dental preparing and restoration. It concerns technical errors during treatment, methods of forming carious cavities. Internal stress arises in the enamel and dentine of both intact and restored teeth, which may cause secondary decay.

Purpose of research is to study stress in dental hard tissues in computer modeling of restored I class carious cavities, which were prepared with classic method.

Methods. Three-dimensional model «enamel-dentine-restoration» was created in SolidWorks program and based on mandibular molar radiograph, it was exported in software complex ANSYS Workbench, and finite element model was formed. Von-Mises equivalent stress was calculated on the condition that dental root was rigidly fixed, all the model components were isotropic, vertical uniaxial load on tooth centre was 500 H.

Results. A masticator surface stresses in enamel corresponds topographically to projection of molars fissures in an intact tooth. Several stress fields, spreading concentrically from maximum values in the point of load action to minimum values to fissures perimeter, occur there. The first field appears in the point of vertical load action, maximum stress is 74.2 MPa. The second field is located around the first one, its values are lesser up to 50 MPa. Indices of the third field reduce to 25-30 MPa. In the area of medial and distal edge isolated stress zones are noticed up to 35 MPa. The fourth stress field has the lowest indices 10-20 MPa.

Enamel stress nature in a restored tooth is equal to the nature in an intact tooth. But the first field starts around the dental filling, maximum stress value in an enamel is 119 MPa, which is 60% higher than in an intact tooth. The second stress field is about 100 MPa (100% higher than then intact tooth).

Stress in full enamel thickness, in a sagittal section of an intact tooth in a load point, is equal to 52-55 MPa, and in the area of dentine-enamel junction reaches a maximum (74 MPa). Indices in a dentine decrease to 10 MPa. The same stress force is noticed in precervical area of enamel and dentine.

The same stress arises in the top filling layers of restored tooth, as in an enamel of an intact tooth (52-55 MPa). However, a stress is increased to about 120 MPa in the area of direct contact of a filling and enamel. In the thickness of mantle dentine, and in precervical area stress force of hard tissues decreases to 10-15 MPa.

Conclusions. Stress in hard tissues of intact and restored tooth has different value. In unidirectional vertical stress on restored tooth in molar of lower teeth caries of I class maximum stress arises in enamel on the boundary of direct contact with restoration.

Key words: stress state, tooth, carious cavity, tooth restoration, dentine, enamel, finite elements method.