

Деформований стан емалі зубів при різних формах моделювання каріозної порожнини

Deformation State in Tooth Enamel in Various Forms of Carious Cavity Modeling

Сміянов Ю.В., асп.,
Лахтін Ю.В., д.мед.н., доц., проф.
Сумський державний університет
Smiyanov Y.V., Lakhtin Y.V.
Sumy State University

Адреса для кореспонденції:
Лахтін Юрій Володимирович
e-mail: sumystom@gmail.com

Мета: Вивчити деформації емалі при різних формах каріозної порожнини. **Методи:** За допомогою комп'ютерного моделювання створювали кінцево-елементні моделі складових «емаль-пломба». Краї емалі в каріозних порожнинах класу I за Блеком формували прямо-висно, у вигляді зворотного і прямого конусів. У кожному зразку додатково моделювали різні форми каріозної порожнини в дентині. По центру пломби досліджуваного зуба програмували вертикальне односпрямоване навантаження 100 МПа. Розраховували деформації емалі зуба у ділянці контакту з реставраційним матеріалом. Характеристику стану деформації виражали в мм. **Результати:** Емаль зубів, що була сформована прямо-висно без скошування деформації, відзначали в межах 0,026–0,035 мм, у вигляді прямого конуса — 0,022–0,035 мм, зворотного конуса — 0,028–0,035 мм. Серед цих зразків були внутрішні варіації показників деформованого стану емалі залежно від форми утвореної каріозної порожнини у дентині. **Висновки:** Найменші деформації емалі відбуваються при формуванні в ній фальцу, у вигляді прямого конуса, а найбільші — у вигляді зворотного конуса. Деформаційні процеси в емалі зубів залежать не тільки від форми її країв, а й від форми самої каріозної порожнини.

Ключові слова: емаль зуба, призма емалі, фальц емалі, каріозна порожнина, препарування каріозної порожнини, напруження в емалі, деформація емалі, кінцево-елементна модель, навантаження на зуб.

Purpose: To study the deformations in enamel in various formation of carious cavity. **Methods:** The method of computer modeling of building the finite element models of the components «enamel-filling» was used. The edges of enamel in carious cavities of I class by Black was formed sheer shaped, in the form of direct and inverse cone. In each sample, in addition, a different design of cavity in dentin was designed. Unidirectional vertical load of 100 MPa was programmed in the center of investigated tooth fillings. The deformation in tooth enamel in the contact zone with the restoration material was calculated. The characterization of deformation state was expressed in mm. **Results:** In tooth enamel, where it was formed vertically without a bevel, the deformation was observed within 0,026–0,035 mm, when it was formed as a direct cone — 0,022–0,035 mm, when as a reverse cone — 0,028–0,035 mm. Among these samples there were internal variations of performance of strain state in the enamel, depending on the design of the forming of carious cavities in dentin. **Conclusions:** The smallest deformations in enamel occur under the formation of bevel in it in the form of a direct cone, the largest — in the form of a reverse cone. Deformation processes in tooth enamel depends not only on the design of its edges, but also on the design of the carious cavity.

Key words: tooth enamel, enamel prism, enamel fold, carious cavity, carious cavity preparation, stress in enamel, enamel deformation, finite element model, load on the tooth.

ВСТУП

Вторинний карієс зубів досить поширений у стоматологічній практиці. Повторне лікування зубів та повторне оперативне втручання на твердих тканинах зумовлюють соціальну і медичну актуальність цієї проблеми. Основною причиною розвитку вторинного карієсу є порушення крайової адаптації віднов-

лювального матеріалу до тканин зуба. Недостатня щільність контакту між цими складовими виникає через низку причин: фізико-хімічні властивості відновлювального матеріалу, його полімеризаційний стрес і усадку, модуль пружності [11, 15], коефіцієнт конфігурації каріозних порожнин [13]. На стан маргінальної адаптації пломб впливають також механічні властивості твердих тканин

зуба і процеси, які там відбуваються, насамперед напруження та деформації. Навіть при належному препаруванні і пломбуванні порожнин під час функціонального навантаження у тканинах зуба виникають власні напруження, які можуть призвести до утворення тріщин у дентині та емалі, порушення крайового прилягання пломби, розсмоктування і випадання матеріалу [8].

У літературі є дані про напружений стан і деформації у твердих тканинах інтактних зубів, а також при пломбованих каріозних порожнинах [14, 17]. Однак відомостей про деформаційні процеси в емалі зубів залежно від форми краю емалі та каріозних порожнин знайти не вдалося. Мета роботи – вивчення деформацій емалі при різних формах каріозної порожнини.

МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ

Дослідження складалося з декількох етапів. На першому створювали об'ємні тривимірні твердотільні геометричні моделі, які відтворювали будову зубів з каріозними порожнинами класу I, що були відновлені матеріалом. Формування країв емалі імітували за трьома варіантами: без фальцу, із зовнішнім і внутрішнім фальцем. У кожному зі зразків моделювали різні форми каріозних порожнин у дентині. У зубів без фальцу спостерігали прямовисну («ящикоподібну») та грушоподібну каріозні порожнини, із зовнішнім фальцем – «ящикоподібну» та з дивергентними стінками, з внутрішнім фальцем – «кисетоподібну» і грушоподібну. На підставі рентгенівського знімка зуба із застосуванням комп'ютерної програми SolidWorks створили твердотільні об'ємні моделі окремих компонентів системи «емаль–дентин–пломба». Ці елементи просторово об'єднали у три остаточні багатоплощинні геометричні моделі (складання). На другому етапі створювали кінцево-елементні моделі, за допомогою яких розраховували деформації згаданої конструкції. Для цього створені попередньо багатоплощинні геометричні складання експортували у програмний комплекс ANSYS Workbench, відтак сформували кінцево-елементну модель. Кількість кінцевих елементів і вузлів визначали ітеративно. При створенні математичної моделі відновлених зубів враховували відомості про зовнішню і внутрішню будову молярів [1]. Дані про фізико-

механічні властивості емалі, дентину та відновлювального матеріалу (модуль Юнга, коефіцієнт Пуассона) для розрахунку брали з джерел літератури [4]. З метою спрощення розрахунків задавали такі граничні умови: коренева частина досліджуваної моделі зуба жорстко закріплена, всі складові моделі однорідної структури (ізотропні), вертикальне односпрямоване навантаження 100 МПа по центру пломби. Деформації емалі зуба розраховували у ділянці контакту з реставраційним матеріалом. Характеристику деформованого стану виражали в мм.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

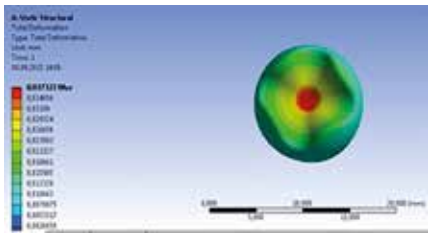
У зубах, де емалевий край каріозної порожнини класу I сформований прямовисно та без скошування, призми при препаруванні перетинаються косо, оскільки в ділянці фісур і нижньої третини скатів горбків розміщені під кутом до поверхні емалі. Емаль у ділянці контакту з реставраційним матеріалом зазнає мінімальної деформації в межах 0,024–0,026 мм і максимальної – 0,035 мм, залежно від форми каріозної порожнини. Так, при формуванні порожнини, як і емалі (прямовисно), деформація становить 0,026–0,035 мм (мал. 1), при грушоподібній формі – 0,024–0,035 мм (мал. 2).

У разі формування країв емалі у вигляді зворотного конуса (внутрішній фальць) пучки призм перетинаються по довжині, а реставраційний матеріал контактує з бічною поверхнею. У цих випадках емаль у зоні контакту з реставраційним матеріалом зазнає мінімальної деформації (в межах 0,028–0,029 мм), максимальної – 0,033–0,035 мм. Ці значення також варіюють залежно від форми каріозної порожнини. При «кисетоподібній» формі деформації становлять 0,028–0,035 мм (мал. 3), грушоподібній – 0,029–0,035 мм (мал. 4).

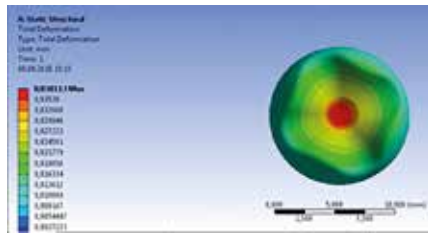
Найменші деформації емалі відбуваються при формуванні її краю у вигляді

прямого конуса (зовнішній фальць), коли призми перетинаються поперечно до своєї осі. У ділянці контакту з реставраційним матеріалом у поверхневій емалі їхні мінімальні значення перебувають у межах 0,022–0,025 мм, максимальні – 0,032–0,035 мм. Формування «ящикоподібної» порожнини в дентині сприяє зменшенню деформаційних процесів в емалі до 0,022–0,032 мм (мал. 5), з дивергентними стінками порожнини до 0,025–0,033 мм (мал. 6).

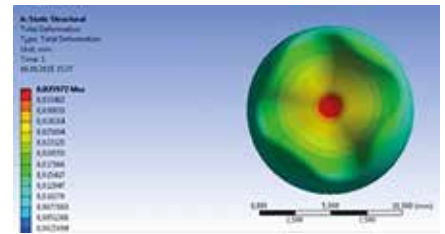
Відтак найбільших деформацій емаль зубів зазнає у місцях, де зона контакту з реставраційним матеріалом представлена поздовжньо розташованими призмами. Дещо менші деформації спостерігають в емалі зі скошеними призмами. В інтактному зубі першого механічного впливу зазнає емаль. При будь-якому навантаженні в зубощелепній системі активуються механізми сприйняття, перерозподілу та компенсації напружень і деформацій від емалі зуба до губчастої речовини щелеп і черепа. На кожному морфологічному рівні діє новий, оптимально налаштований механізм компенсації напружень, що запобігає руйнуванню всієї системи. Напруження і деформації є джерелом гомеостазу в зубощелепній системі. Навантаження передається від кристалів гідроксиапатиту емалі безпосередньо на призму, потім через емалево-дентинну межу на дентин коронки та кореня зуба, цемент кореня, періодонт і кісткові структури щелеп [2]. Емалеві призми, що розташовані вздовж поверхні емалі частково розподіляють навантаження горизонтально. Далі ще частину навантаження поглинають вертикально локалізовані емалеві призми S-подібної форми, які стискаються, як пружини. Відтак уздовж внутрішньої поверхні емалі призми знову «лягають» горизонтально, перерозподіляючи навантаження уздовж емалево-дентинного з'єднання [3]. Зовнішня емаль має обмежений потенціал для дисипації енергії непружної деформації,



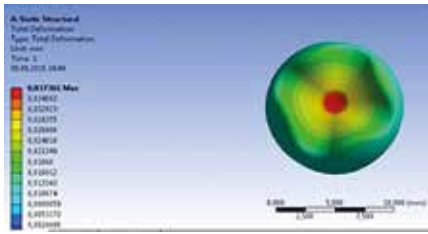
Мал. 1. Деформований стан емалі при формуванні краю без фальцу. Каріозна порожнина «яцикоподібної» форми



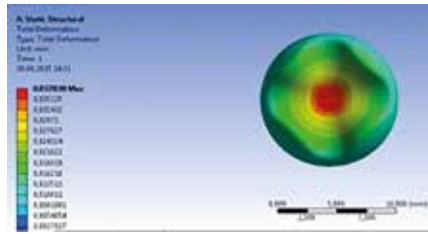
Мал. 2. Деформований стан емалі при формуванні краю без фальцу. Каріозна порожнина грушоподібної форми



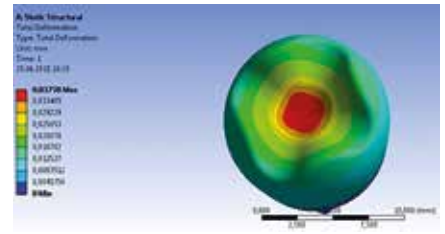
Мал. 3. Деформований стан емалі при формуванні краю з внутрішнім фальцем. Каріозна порожнина «кисетоподібної» форми



Мал. 4. Деформований стан емалі при формуванні краю з внутрішнім фальцем. Каріозна порожнина грушоподібної форми



Мал. 5. Деформований стан емалі при формуванні краю із зовнішнім фальцем. Каріозна порожнина «яцикоподібної» форми



Мал. 6. Деформований стан емалі при формуванні краю із зовнішнім фальцем. Каріозна порожнина з дивергентними стінками

що вказує на її низьку здатність чинити опір руйнуванню [16].

Вищезазначені компенсаторні механізми забезпечують тверді тканини зуба багаторазовим запасом міцності та орієнтовані на їх функціонування у певних допустимих межах. Ці механізми зумовлені особливостями гістоструктури емалевих призм. Припускають, що різне розташування кристалів гідроксиапатиту з різними кутами нахилу і тертя між ними в призмах емалі відповідають за розсіювання напруження і вихід з деформованого стану [9]. У зв'язку з цим значно більша дисипація енергії спостерігається в емалі з нерівномірним розташуванням кристалів [6]. Доведено також участь у компенсаторних механізмах органічних речовин емалі, а саме оболонки призм [10, 18], які знижують напруження в призмах при навантаженні на емаль [19] і таким чином сприяють її зворотній деформації [7].

На зменшення напруження в емалі впливає і щільність укладки смуг Гунтера-Шрегерера. Щільність вища у топографічних зонах, де функціональні та оклюзійні навантаження найвираженіші (скати і горбки бічних зубів) [12]. При наявності

дефекту в зубі (каріозного або після препарування) порушується цілісність всієї структури, яка забезпечує компенсаторно-приспосувальні механізми. Після пломбування каріозної порожнини пружні характеристики реставраційного матеріалу відрізняються від пружних характеристик твердих тканин зуба, навколо реставрації напруження розподіляються нерівномірно, відбувається їх концентрація [14]. У зоні контакту матеріалу з краєм емалі в ній виникають місцеві напруження, вищі, порівняно з номінальними [5].

У каріозній порожнині зі сформованим емалевим краєм у вигляді внутрішнього фальцу, коли реставраційний матеріал контактує з призмами по їх бічній поверхні, механічна енергія передається на тіло призм, у яких кристали гідроксиапатиту орієнтовані практично перпендикулярно до цього навантаження, вони не повною мірою беруть участь у розсіюванні напруження. У цьому випадку вся енергія концентрується безпосередньо в зоні контакту бічної поверхні призми з пломбувальним матеріалом. В разі формування краю емалі зі скошено препаративним матеріалом. В разі формування краю емалі зі скошено препаративними призмами енергія напруження, яке виникло від одноосьового оклюзійного на-

вантаження на пломбувальний матеріал, розподіляється тангенціально до призми і подальше зниження цього напруження є схожим з попереднім випадком.

У разі поперечного перетину призми або близького до нього, коли формується емалевий край із зовнішнім фальцем, одноосьове оклюзійне навантаження передає енергію через вісь призми і напруження перерозподіляється спочатку на орієнтовані уздовж кристали гідроксиапатиту, потім на кристаліти бічної поверхні і міжпризматичні ділянки (оболонки призм). У результаті цього відбувається зниження напруження в емалі, зменшення її деформації і запобігання деструктивному процесу. Це збігається із твердженням про найвищу протидію руйнуванню при перпендикулярно спрямованій дії до призм емалі [19].

ВИСНОВКИ

Найменші деформації емалі відбуваються при формуванні в ній зовнішнього фальцу, найбільші – внутрішнього. Деформаційні процеси емалі зубів залежать не лише від форми її країв, а й від форми каріозної порожнини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Загорский В.А. Частичные съемные и перекрывающие протезы / В.А. Загорский. – М.: Медицина, 2007. – 360 с.
2. Загорский В.А. Функционирование твердых тканей зуба. Ч. III / В.А. Загорский, И.М. Макеева, В.В. Загорский // Российский стоматологический журнал. – 2014. – № 1. – С. 12–15.
3. Радлинский С. Биомеханика зубов и реставраций / С. Радлинский // ДентАрт. – 2006. – № 2. – С. 42–48.
4. Ремизов С.М. Микромеханические характеристики реставрационных стоматологических материалов, эмали и дентина зубов человека / С.М. Ремизов // Стоматология. – 2001. – № 4. – С. 28–32.
5. Шелковников Е.Ю. Трехмерное 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.
6. An B, Wang, R., & Zhang, D. (2012). Role of crystal arrangement on the mechanical performance of enamel. *Acta Biomater.*, Vol. 8(10), 3784–3793.
7. Bajaj, D., Arola, D. (2009). Role prism decussation on fatigue crack growth and fracture of human enamel. *Acta Biomaterials*, Vol. 5, 3045–3056.
8. 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.
9. Damage mechanisms in uniaxial compression of single enamel rods / B. An, R. Wang, D. Arola, D. Zhang // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2015. – Vol. 42. – P. 1–9.
10. Elastic modulus and stress-strain response of human enamel by nano-indentation / L.H. He, N. Fujisawa, M.V. Swain // *Biomaterials*. – 2006. – Vol. 27 (24). – P. 4388–4398.
11. 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.
12. Hunter-Schreger band patterns in human tooth enamel / C.D. Lynch, V.R. O'Sullivan, P. Dockery, C.T. McGillicuddy, A.J. Sloan // *J Anat.* – 2010. – Vol. 217 (2). – P. 106–115.
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. Lakhtin Y.V. Modeling the stress state of hard tissues of a tooth in the process of restoration of class I carious cavities / Y.V. Lakhtin, Y.V. Smeyanov // *GISAP: Medical Science, Pharmacology*. – 2016. – № 9. – P. 17–20.
15. The influence of different restorative materials on secondary caries development in situ / F.H. Sande, N.J. Opdam, G.J. Truin [et al.] // *Journal of Dentistry*. – 2014. – Vol. 42, № 9. – P. 1171–1177.
16. The role of property gradients on the mechanical behavior of human enamel / B. An, R. Wang, D. Arola, D. Zhang // *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* – 2012. – Vol. 9. – P. 63–72.
17. Tantbirojn D. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration / D. Tantbirojn, A. Versluis, M.R. Pintado [et al.] // *Dental Materials*. – 2004. – Vol. 20, № 6. – P. 535–542.
18. Yahyazadehfar M. The role of organic proteins on the crack growth resistance of human enamel / M. Yahyazadehfar, D. Arola // *Acta Biomaterialia*. – 2015. – Vol. 19. – P. 33–45.
19. Yoon Y. The reason why a sheath exists in enamel / Y.J. Yoon, I.-H. Kim, S.-Y. Han // *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*. – 2015. – Vol. 16(4). – P. 807–811.
20. Zaytsev D. Anisotropy of the mechanical properties of human dental enamel / D. Zaytsev, P. Panfilov // *Materials Letters*. – 2015. – Vol. 159. – P. 428–431.

REFERENCES

1. Zagorskiy, V.A. (2007). *Chastichnye s'jemnye i perekryvajushhie protezy*. M.: Medicina, 360 s. (in Russian).
2. Zagorskiy, V.A., Makeeva, I.M., & Zagorskiy V.V. (2014). *Funkcionirovanie tverdykh tkanej zuba. Ch. III. Rossijskij stomatologicheskij zhurnal*, 1, 12–15 (in Russian).
3. Radlinskij, S. (2006). *Biomehanika zubov i restavracij. DentArt*, 2, 42–48 (in Russian).
4. Remizov, S.M. (2001). *Mikromehaniicheskie harakteristiki restavracionnyh stomatologicheskikh materialov, jemali i dentina zubov cheloveka. Stomatologija*, 4, 28–32 (in Russian).
5. Shelkovnikov, E.Ju. Kirillov, A.I., Efremov, S.M. & dr. (2014). *Trehmernoe matematicheskoe modelirovanie naprjazhenno-deformirovannogo sostojanija zuba i plomby. Polzunovskij al'manah*, 2, 54–58 (in Russian).
6. An B., Wang, R., & Zhang, D. (2012). Role of crystal arrangement on the mechanical performance of enamel. *Acta Biomater.*, Vol. 8(10), 3784–3793 (in English).
7. Bajaj, D., Arola, D. (2009). Role prism decussation on fatigue crack growth and fracture of human enamel. *Acta Biomaterials*, Vol. 5, 3045–3056 (in English).
8. Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (2008). 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. *Dental Materials*, Vol. 24, 5, 600–605 (in English).
9. An, B., Wang, R., Arola, D., & Zhang, D. (2015). Damage mechanisms in uniaxial compression of single enamel rods. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 42, 1–9 (in English).
10. He, L.H., Fujisawa, N. & Swain, M.V. (2006). Elastic modulus and stress-strain response of human enamel by nano-indentation. *Biomaterials*, Vol. 27 (24), 4388–4398 (in English).
11. Takahashi, H., Finger, W.J., Wegner, K. & et al. (2010). Factors influencing marginal cavity adaptation of nanofiller containing resin composite restorations. *Dental Materials*. Vol. 26, № 12, 1166–1175 (in English).
12. Lynch, C.D., O'Sullivan, V.R., Dockery, P., McGillicuddy, C.T. & Sloan, A.J. (2010). Hunter-Schreger band patterns in human tooth enamel. *J Anat.* Vol. 217 (2), 106–115 (in English).
13. Santos, G.O., Santos, M.E., Sampaio, E.M. & et al. (2009). Influence of C-factor and light-curing mode on gap formation in resin composite restorations. *Oper. Dent.* Vol. 34, 544–550 (in English).
14. Lakhtin, Y.V. & Smeyanov, Y.V. (2016). Modeling the stress state of hard tissues of a tooth in the process of restoration of class I carious cavities. *GISAP: Medical Science, Pharmacology*, 9, 17–20 (in English).
15. Sande, F.H., Opdam, N.J., Truin G.J. & et al. (2014). The influence of different restorative materials on secondary caries development in situ. *Journal of Dentistry*, Vol. 42, № 9, 1171–1177 (in English).
16. An, B., Wang, R., Arola, D. & Zhang, D. (2012). The role of property gradients on the mechanical behavior of human enamel. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, Vol. 9, 63–72 (in English).
17. Tantbirojn, D., Versluis, A., Pintado, M.R. & et al. (2004). Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dental Materials*, Vol. 20, № 6, 535–542 (in English).
18. Yahyazadehfar, M. & Arola, D. (2015). The role of organic proteins on the crack growth resistance of human enamel. *Acta Biomaterialia*, Vol. 19, 33–45 (in English).
19. Yoon, Y., Kim, I.-H. & Han, S.-Y. (2015). The reason why a sheath exists in enamel. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Vol. 16(4), 807–811 (in English).
20. Zaytsev, D. & Panfilov, P. (2015). Anisotropy of the mechanical properties of human dental enamel. *Materials Letters*, Vol. 159, 428–431 (in English).

Стаття надійшла в редакцію 23 вересня 2016 року