

# АНАЛІЗ ВПЛИВУ РЕСТАВРАЦІЙНОГО МАТЕРІАЛУ НА НАПРУЖЕНИЙ СТАН ТВЕРДИХ ТКАНИН ВІДНОВЛЮВАНОВОГО ЗУБА НА ПРИКЛАДІ МОЛЯРА

О.В. Павленко<sup>1</sup>, О.П. Листопад<sup>1</sup>, М.А. Долгов<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Інститут стоматології Національної медичної академії післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика, м. Київ, Україна

<sup>2</sup>Інститут проблем міцності ім. Г.С. Писаренка НАН України, м. Київ, Україна

**Мета:** дослідити вплив напруженого стану в реставраційних матеріалах, що виникає в них під час дії експлуатаційних навантажень, на тверді тканини зуба.

**Пацієнти та методи.** Проведено розрахунок напруженого стану твердих тканин зуба та чотирьох видів матеріалів: кераміки, нанокомпозиту, компомеру, склоіономерного цементу з використанням графової моделі пружного тіла.

**Результати.** При незначному ступені руйнування коронкової частини зуба ( $\omega = 7,3\%$ ) доцільно використовувати склоіономерний цемент, оскільки напруження, які виникають у ньому, мінімальні. Напруження, що виникають у зубі при використанні компомеру та нанокомпозиту, свідчать про можливість їх застосування при незначному і середньому руйнуванні ( $\omega = 7,3-49,3\%$ ). При втраті твердих тканин  $\omega = 66,4\%$  слід застосовувати керамічний матеріал, що сприятиме мінімальним напруженням у тканинах зуба.

**Висновки.** Аналіз напруженого стану зуба з реставраційним матеріалом показує необхідність вибору конкретного виду відновлювального матеріалу залежно від ступеня руйнування коронкової частини зуба, що забезпечує баланс жорсткості коронки.

**Ключові слова:** напружений стан зуба, ступінь руйнування коронкової частини зуба, реставрація.

## ВСТУП

Дослідження щодо вивчення напруженого стану, який виникає у твердих тканинах зуба та пломбі (вкладці) після проведення відновлювально-реставраційних робіт, є актуальними в сучасній стоматології [1–3]. Методи чисельного розрахунку напруженого стану широко використовуються для біомеханічних конструкцій, зокрема стоматологічних [4–7].

**Мета** роботи – дослідити напружений стан у реставраційних матеріалах, що виникає в них під час дії експлуатаційних навантажень.

## МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Зубощелепна система – це біомеханічна конструкція, робота якої виражається в передачі зусиль від м'язів до коронкової частини зубів. Деформації, що виникають під впливом жувального навантаження в твердих тканинах зубів, залежать від модуля пружності. Характеристики міцності та пружності досліджувалися багатьма авторами [8–11] і є базовими при виборі матеріалів для відновлення зубів прямими чи непрямими методиками.

Вибір реставраційного матеріалу при відновленні дефектів коронкової частини молярів залежить насамперед від локалізації та розміру дефекту. В сучасній стоматології з цією метою використовують ряд матеріалів, що мають різні фізико-хімічні властивості, отже, по-різному впливають на напруження в зубі під час жування. Серед таких матеріалів широко використовують склоіономерні цементи [12], нанокомпозити [13], компомери [14], кераміку [15] та ін.

У таблиці 1 наведено характеристики пружності твердих тканин зубів і досліджуваних реставраційних матеріалів за роботами Craig R.G., Kinney J.H., Seghi R.R., Paragodiannis D.Y., Nicholson J.W. та ін. [16–25].

Для аналізу напруженого стану в зубі з пломбою використовується графова модель пружного тіла [26–28].

Визначення параметрів першого нижнього моляра (у площині контакту з дентином) свідчать, що максимальні розміри у двох взаємно перпендикулярних напрямках становлять 10,2 мм і 11,7 мм відповідно. Це дає змогу зробити висновок, що зуб із пломбою можна представити у вигляді циліндра з діаметром 11,6 мм.

Таблиця 1

Характеристика пружності матеріалів

Матеріал	Дентин	Емаль	Кераміка	Скло-іономер	Компомер	Нано-композит
Модуль пружності, ГПа	18,5	82,5	70	8	9	16
Коефіцієнт Пуассона	0,31	0,33	0,26	0,3	0,3	0,3

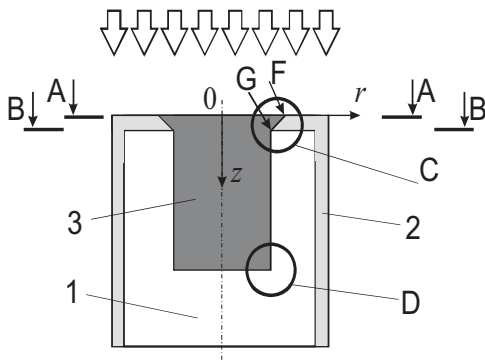


Рис. 1. Схема конструкції зуба з пломбою (1 – дентин, 2 – емаль, 3 – пломба).

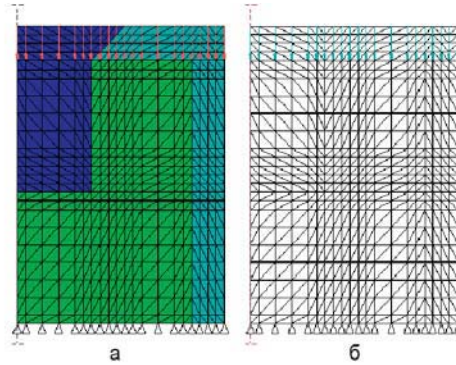


Рис. 2. Модель першого нижнього моляра з пломбою (а – кольорова, б – чорно-біла) з величиною руйнування зуба  $\omega = 7,3\%$ .

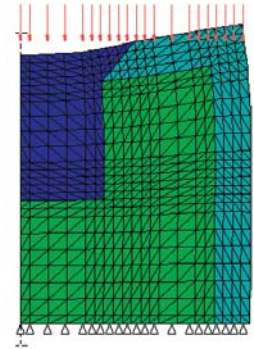


Рис. 3. Деформована сітка зуба з пломбою (об'єм руйнування  $\omega = 7,3\%$ ).

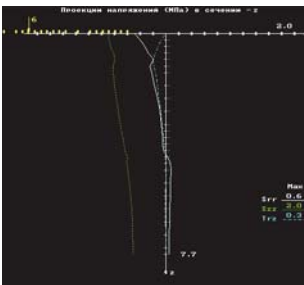


Рис. 4. Розподіл напружень (МПа) по висоті зуба (по стінці пломби) – об'єм руйнування  $\omega = 7,3\%$ .

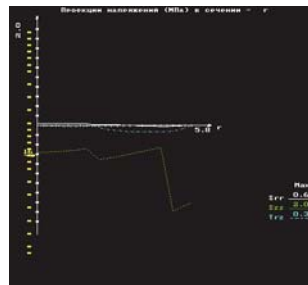


Рис. 5. Розподіл напружень (МПа) у перерізі по дну пломби.

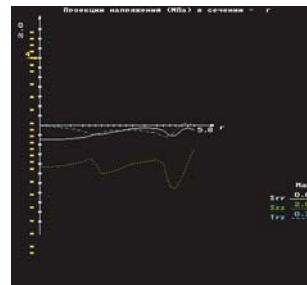


Рис. 6. Розподіл напружень (МПа) у перерізі В-В.

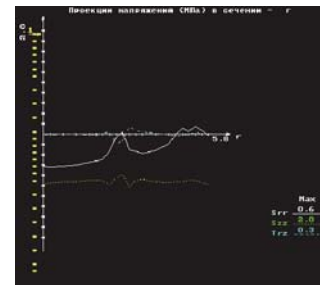


Рис. 7. Розподіл напружень (МПа) у перерізі А-А.

Аналогічно, вимірюючи максимальну висоту зуба (від найвищого бугра до площини контакту з яснами), отримуємо 7,7 мм. Таким чином, при побудові моделі зуба його можна представити як циліндр з діаметром 11,6 мм і висотою 7,7 мм. Для розрахунків припустимо, що радіус порожнини може коливатися у межах 2,09–4,87 мм. На рис. 1 зображена досліджувана конструкція, що складається з пломби 3, емалі 2 та дентину 1.

На рис. 2 схематично зображений зуб із пломбою. При моделюванні досліджуваного зуба прийнятий ряд припущень:

- нехтуємо впливом податливості коренів, пульпи та зв'язкового апарату, тому розглядаємо верхню (коронкову) частину зуба;
- нехтуємо впливом податливості контактної матеріалу між реставрацією і тканинами зуба (зв'язок між ними відбувається без будь-яких додаткових зв'язувальних елементів);
- розрахунок виконуємо в припущенні пружної роботи матеріалів.

У зв'язку із симетричністю конструкції побудована тільки половина перерізу.

На рис. 2а синім кольором зображена пломба із 45° фаскою в емалі, зеленим кольором – дентин, голубим – емаль. Товщина емалі дорівнює 0,93 мм. Також припустимо, що глибина порожнини може коливатися 4,30–7,25 мм. Це дає змогу при розрахунках моделювати величину руйнування зуба  $\omega = 7,3\text{--}66,4\%$ .

Розрахунок проведений для чотирьох видів матеріалів: кераміка, наногібридний композиційний матеріал (нанокомпозит), поліакрил-модифікований композиційний матеріал (компомер), склоіономерний цемент.

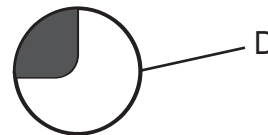


Рис. 8. Конфігурація співвідношення стінки та дна відпрепарованої порожнини (область D з рис. 1).

## РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Припустимо, що навантаження прикладене тільки у вертикальному напрямі і становить 100 Н – розрахункове навантаження, що дає змогу легко перерахувати отримані дані відповідно до сили в 400–500 Н, яка діє на зуб під час жування (Д.П. Конюшко, 1964).

Деформована сітка зуба з пломбою (об'єм руйнування  $\omega = 7,3\%$ ) зображена на рис. 3.

На рис. 4 показані графіки, які відображають розподіл радіальних  $\sigma_r$ , тангенціальних  $t$  та осьових напружень  $\sigma_z$  по товщині зуба по периметру (стінці) пломби зі склоіономерного цементу. На рис. 5 подані графіки, які відображають розподіл напружень для пломби зі склоіономерного цементу вздовж її дна.

На рис. 6 і 7 зображені графіки, які показують розподіл навантаження для пломби зі склоіономерного цементу на глибині емалі та на оклюзійній поверхні зуба відповідно.

Аналіз напруженого стану свідчить, що найбільш небезпечним перерізом для розглянутого варіанту є оклюзійна поверхня, оскільки в цьому перерізі виникають найбільші дотичні напруження, які викликають відшарування пломби від емалі чи скол самої пломби (рис. 7). Розрахунки для інших варіантів руйнування зуба показують, що концентрація напружень максимальна

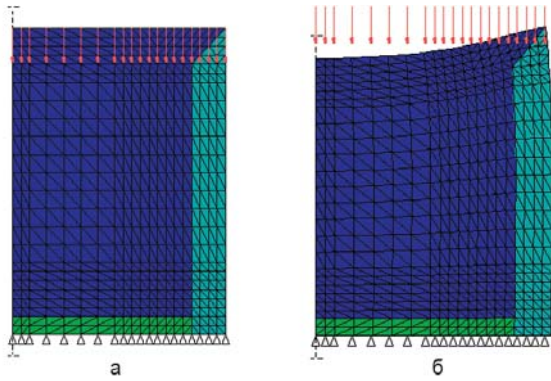


Рис. 9. Схема зуба з реставрацією при значному ступені руйнування ( $\omega = 66,4\%$ ): а) вихідна, б) деформована.

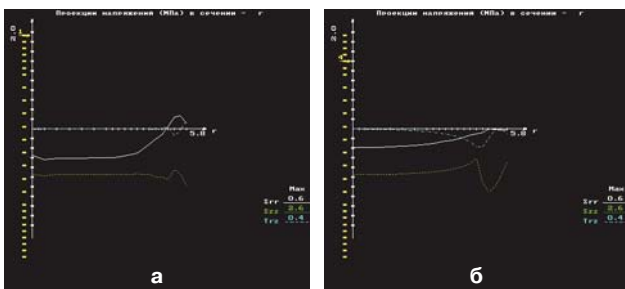


Рис. 10. Розподіл напружень (МПа) у перерізі А-А при значному ступені руйнування зуба ( $\omega = 66,4\%$ ).

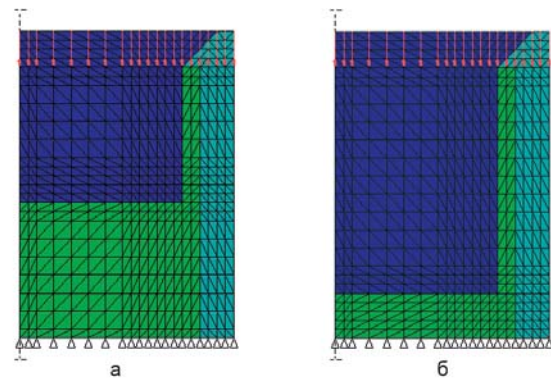


Рис. 11. Схеми зуба з реставрацією при ступенях руйнування: а)  $\omega = 32,3\%$ , б)  $\omega = 49,3\%$ .

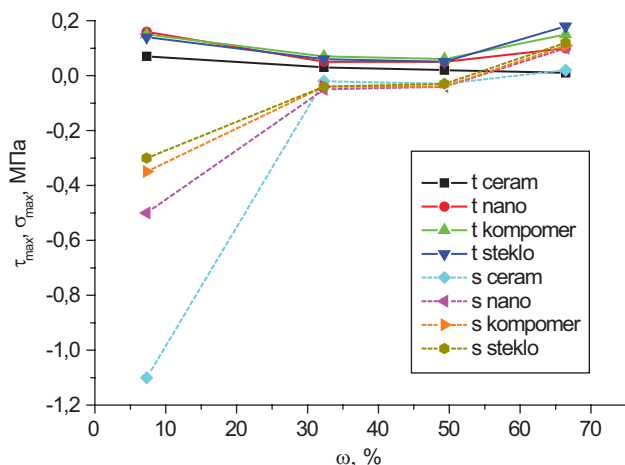


Рис. 12. Вплив ступеня руйнування на величину дотичних і радіальних напружень у точці F для різних матеріалів.

в ділянці С (рис. 1). Це пов'язано із сингулярністю полів напружень у цій області [29]. Тому при наступних розрахунках особлива увага приділялась цій ділянці. Сингулярність напружень виникає ще в одній ділянці (область D на рис. 1). Однак при формуванні порожнини під сучасні матеріали цю ділянку закругляють (рис. 8), що дає змогу знизити рівень напружень [30].

При значному ступені руйнування зуба (рис. 9) характер розподілу напружень дещо інший. Так, на поверхні зуба виникають радіальні напруження розтягу, які можуть спричинити розтріскування склоіономерного цементу (рис. 10).

Також досліджено напружений стан для зуба зі ступенями руйнування  $\omega 32,3\%$  і  $49,3\%$  відповідно (рис. 11).

За результатами чисельних розрахунків напруженого стану в молярах визначена величина максимальних напружень, які виникають у зубі з реставрацією різними матеріалами і різним ступенем руйнування  $\omega$  в точках F і G (рис. 1, табл. 2 і табл. 3). Графічна інтерпретація цих результатів (рис. 12 і рис. 13) показує, що при малому ступені руйнування найвищий рівень напружень виникає при керамічній реставрації, а мінімальний – при використанні склоіономерної та нанокомпозитної пломб. При значному ступені руйнування найнижчий рівень напружень виникає при використанні керамічної вкладки.

Однак на основі лише величини максимальних напружень (табл. 2) робити висновки щодо доцільності використання тієї чи іншої пломби не варто. Необхідно враховувати, що для зуба з реставрацією важливу роль відіграють напруження розтягу, які зростають при значному ступені руйнування зуба. В таких випадках необхідно використовувати матеріал із більшими показниками міцності на розрив. Найбільш чутливим до напружень розтягу є склоіономерний цемент (границя міцності на розрив 5–13 МПа). Компомер має границю міцності на розрив 28–46 МПа, нанокомпозит – 36–50 МПа, кераміка – 16–28 МПа. Однак всі досліджувані матеріали мають достатній запас міцності.

**ВИСНОВКИ**

Виходячи з аналізу розподілу напружень у зубі з пломбою, з точки зору виникнення в конструкції (зуб з реставраційним матеріалом) напружень розтягу, встановлено:

Дослідження напружень у зубі з реставраційним матеріалом показує, що найбільш небезпечна зона С. В ній найчастіше виникає руйнування.

При незначному ступені руйнування коронкової частини зуба ( $\omega = 7,3\%$ ) доцільно використовувати склоіономерний цемент, оскільки напруження, які виникають

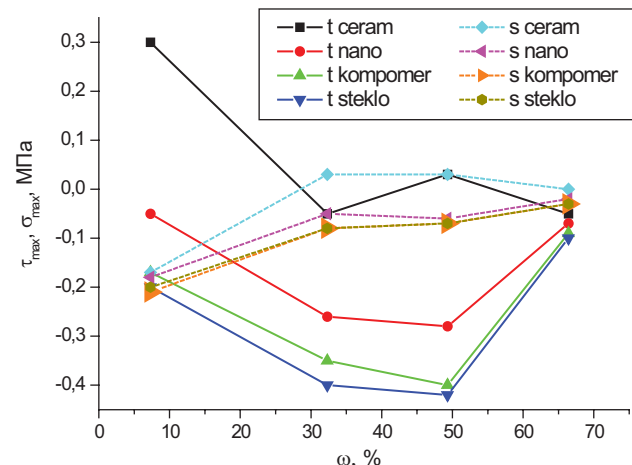


Рис. 13. Вплив ступеня руйнування на величину дотичних і радіальних напружень у точці G для різних матеріалів.

Таблиця 2

## Величини дотичних і радіальних напружень у точці F для різних матеріалів

ω, %	Напруження, МПа	Вид матеріалів			
		кераміка	нанокомпозит	компомер	склоіономер
7,3	τ	0,07	0,16	0,15	0,14
	σ <sub>r</sub>	-1,1	-0,5	-0,35	-0,3
32,3	τ	0,03	0,05	0,07	0,06
	σ <sub>r</sub>	-0,02	-0,05	-0,04	-0,04
49,3	τ	0,02	0,05	0,06	0,05
	σ <sub>r</sub>	-0,03	-0,04	-0,04	-0,03
66,4	τ	0,01	0,1	0,15	0,18
	σ <sub>r</sub>	0,02	0,1*	0,11*	0,12*

Примітка: \* – найбільш небезпечні радіальні напруження розтягу.

Таблиця 3

## Величини дотичних і радіальних напружень у точці G для різних матеріалів

ω, %	Напруження, МПа	Вид матеріалів			
		кераміка	нанокомпозит	компомер	склоіономер
7,3	τ	0,3	-0,05	-0,17	-0,2
	σ <sub>r</sub>	-0,17	-0,18	-0,21	-0,2
32,3	τ	-0,05	-0,26	-0,35	-0,4
	σ <sub>r</sub>	0,03*	-0,05	-0,08	-0,08
49,3	τ	0,03	-0,28	-0,4	-0,42
	σ <sub>r</sub>	0,03*	-0,06	-0,07	-0,07
66,4	τ	-0,05	-0,07	-0,09	-0,1
	σ <sub>r</sub>	0	-0,02	-0,03	-0,03

Примітка: \* – найбільш небезпечні радіальні напруження розтягу.

у ньому, мінімальні порівняно з іншими матеріалами. Навпаки, при значному руйнуванні (ω = 66,4 %) радіальні напруження спричиняють розтріскування даного матеріалу.

Напруження, що виникають у зубі при використанні полімерних матеріалів (компомер, нанокомпозит), свідчать про можливість їх застосування при незначному і середньому руйнуванні (ω = 7,3–49,3 %).

При значному ступені руйнування (ω = 66,4 %) слід застосовувати керамічний матеріал. В такому випадку напруження, які виникають у тканинах зуба, мінімальні порівняно з іншими матеріалами.

Аналіз напруженого стану зуба з реставрацією показує, що правильний вибір реставраційного матеріалу залежить від ступеня руйнування зуба і дає змогу зберегти баланс жорсткості коронки.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Сравнительный анализ математического моделирования напряженно-деформированного состояния различных конструкций штифтовых зубных протезов / С.Д. Арутюнов, Е.Н. Чумаченко, И.Ю. Лебеденко, А.С. Арутюнов // Стоматология. – 2001. – № 2. – С. 41–44.
2. Математическое моделирование и расчет напряженно-деформированного состояния зубочелюстного сегмента после депульпирования зуба / А.И. Волошин, Е.Н. Чумаченко, Г.Н. Барер, А.И. Ведеев // Стоматология. – 2003. – № 4. – С. 4–7.
3. Шварц А.Д. Оклюзия и жевательная нагрузка. Ч. 2 / А.Д. Шварц // Новое в стоматологии. – 2002. – № 7. – С. 87–106.
4. Маланчук В.О. Особливості відтворення функціональних навантажень в імітаційних моделях кісток / В.О. Маланчук, М.Г. Грищук, А.А. Короткоручко // Укр. мед. часопис. – 2011. – Вип. 2 (82), III/IV.
5. Yaman S.D. Finite element analysis of strength characteristic of various resin based restorative materials in Class V cavities / S.D. Yaman, M. Sahin, C. Aydin // J. Oral Rehabil. – 2000. – Vol. 30, № 6. – P. 630–641.
6. Ausiello P. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3 D finite element analysis / P. Ausiello, A. Apicella, C.L. Davidson // Dent. Mater. – 2002. – Vol. 18, № 4. – P. 295–303.
7. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors / S. Reimann, L. Keilig, A. Jäger, C. Bourauel // Eur. J. Orthod. – 2007. – Vol. 29 (3). – P. 219–224.
8. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale / S. Habelitz, S.J. Marshall, G.W. Marshall [et al.] // Arch. Oral Biol. – 2001. – Vol. 2. – P. 173–183.
9. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth

enamel / J.L. Cuy, A.B. Mann, K.J. Livi [et al.] // Arch. Oral. Biol. – 2002. – Vol. 4. – P. 281–291.

10. Resonant ultrasound spectroscopy measurements of the elastic constants of human dentin / J.H. Kinney, J.R. Gladden, S.J. Marshall [et al.] // J. Biomech. – 2004. – Vol. 4. – P. 437–441.

11. Kinney J.H. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature / J.H. Kinney, S.J. Marshall, G.W. Marshall // Crit. Rev. Oral. Biol. Med. – 2003. – Vol. 1. – P. 13–29.

12. Croll T.P. Lateral accell Class II restoration using resin-modified glass ionomer or silver cermer cement / T.P. Croll // Quintessence Int. – 1995. – Vol. 26. – P. 121–126.

13. Direct posterior resin restorations: new techniques and clinical possibilities / G.S. Lopes, S. Ferreira Rde, L.N. Baratieri [et al.] // Quintessence Int. – 2002. – Vol. 33 (5). – P. 337–346.

14. Dahl J.E. Long-term water uptake of compomers and its effect on mechanical properties / J.E. Dahl, J. Li, I.E. Ruyter // J. Dent. Res. – 1998. – Vol. 77 (Special issue B). – P. 657 (Abstract 207).

15. Peutzfeldt A. Indirect resin and ceramic systems / A. Peutzfeldt // Oper dent. – 2001. – Vol. 26 (suppl. 6). – P. 368–370.

16. Kinney J.H. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature / J.H. Kinney, S.J. Marshall, G.W. Marshall // Crit. Rev. Oral. Biol. Med. – 2003. – Vol. 14. – P. 13–29.

17. Craig R.G. Compressive properties of enamel, dental cements, and gold / R.G. Craig, F.A. Peyton, D.W. Johnson // J. Dent. Res. – 1961. – Vol. 40. – P. 936–945.

18. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometer scale / S. Habelitz, S.J. Marshall, Jr. G.W. Marshall, M. Balooch // Arch. Oral. Biol. – 2001. – Vol. 46. – P. 173–183.

19. Seghi R.R. Relative flexural strength of dental restorative ceramics / R.R. Seghi, T. Daher, A. Caputo // Dent. Mater. – 1990. – Vol. 6. – P. 181–184.

20. Seghi R.R. Relative flexural strength of six new ceramic materials / R.R. Seghi, J.A. Sorensen // Int. J. Prosthodont. – 1995. – Vol. 8. – P. 239–246.

21. <http://www.austceram.com/ACS-Journal-2009vol2.asp>.

22. Papadogiannis D.Y., Lakes R.S. The effect of temperature on the viscoelastic properties of nano-hybrid composites. – 2008. – Vol. 24. – P. 257–266.

23. Андреас Грюнцер «Dyract Extra» – универсальный реставрационный композит / Андреас Грюнцер // ДентАрт. – 2005. – № 2. – С. 41–51.

24. Nicholson J.W. Polyacid-modified composit resins ("compomers") and their use in clinical dentistry / J.W. Nicholson // J. Dental. Materials. – 2006. – Vol. 22. – P. 8–15.

25. Prentice L. The effect of ytterbium fluoride and barium sulfate nanoparticles on the reactivity and strength of glass ionomer cement / L. Prentice, H. Tyas, M. Burrov // J. Dental. Materials. – 2006. – Vol. 22. – P. 746–751.

26. Кузовков Е.Г. Применение метода элементарных ячеек для численного решения задач теории упругости. Сообщение 1. Общие положения метода элементарных ячеек / Е.Г. Кузовков // Проблемы прочности. – 1982. – № 12. – С. 104–107.

27. Кузовков Е.Г. Применение метода элементарных ячеек для численного решения задач теории упругости. Сообщение 2. Сетевая модель упругого тела / Е.Г. Кузовков // Проблемы прочности. – 1983. – № 2. – С. 37–43.

28. Кузовков Е.Г. Графовая модель упругого тела. Расчет напряженно-деформированного состояния. Препринт / Е.Г. Кузовков. – К.: Институт проблем прочности, 1985. – 51 с.

29. Akisanya A.R. On the singular stress field near the edge of bonded joints / A.R. Akisanya // J. of Strain Analysis for Engineering Design. – 1997. – Vol. 32, № 4. – P. 301–311.

30. Ching-Hwei Chue Stress singularity analysis in the restorations of premolar class II cavities / Ching-Hwei Chue, Yi-Liang Ou // J. Chinese Institute of Engineers. – 2003. – Vol. 26. – P. 747–756.

#### АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ РЕСТАВРАЦИОННОГО МАТЕРИАЛА НА НАПРЯЖЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ВОССТАНАВЛИВАЕМОГО ЗУБА НА ПРИМЕРЕ МОЛЯРА

*А.В. Павленко, О.П. Листопад, Н.А. Долгов*

**Цель:** исследовать влияние напряженного состояния в реставрационных материалах, которое возникает в них при эксплуатационных нагрузках, на твердые ткани зуба.

**Пациенты и методы.** Проведены расчеты напряженного состояния твердых тканей зуба и четырех видов материала: керамики, нанокомпозита, композера, стеклоиономерного цемента с использованием графической модели упругого тела.

**Результаты.** При незначительной степени разрушения коронковой части зуба ( $\omega = 7,3\%$ ) целесообразно использовать стеклоиономерный цемент, так как напряжения, которые возникают в нем, минимальны. Напряжения, которые возникают в зубе при использовании композера и нанокомпозита, свидетельствуют о возможности их использования при незначительном и среднем разрушении ( $\omega = 7,3\text{--}49,3\%$ ). При потере твердых тканей  $\omega = 66,4\%$  следует использовать керамический материал, что будет способствовать минимальным напряжениям в тканях зуба.

**Выводы.** Анализ напряженного состояния зуба с реставрационным материалом показывает необходимость выбора конкретного вида восстановительного материала в зависимости от степени разрушения коронковой части зуба, что обеспечивает баланс жесткости коронки.

**Ключевые слова:** напряженное состояние зуба, степень разрушения коронковой части зуба, реставрация.

#### ANALYSIS OF INFLUENCE OF RESTORATION MATERIAL ON THE TENSE BEING OF HARD TISSUES OF RENEWAL TOOTH IN THE EXAMPLE OF MOLAR

*O. Pavlenko, O. Lystopad, N. Dolgov*

**The Aim:** to probe influence of the tense consisting of restoration materials, which arises up in them at the operating loadings, on hard tissues of tooth.

**Patients and Methods.** The calculations of the tense state of hard tissues of tooth and four types of material are conducted: ceramics, nano-hybrid composites, compomers, glass ionomer cement with the use of graphic model of resilient body.

**Results.** At the insignificant degree of destruction of crown part of tooth ( $\omega = 7,3\%$ ) it is expedient to use glass ionomer cement, because tensions which arise up in him are minimum. Tensions which arise up in a tooth at the use of compomer and nano-hybrid composite, testify to possibility of their using for insignificant and middle destruction ( $\omega = 7,3\text{--}49,3\%$ ). At the loss of hard tissues  $\omega = 66,4\%$  it is necessary to use ceramic material, that will be instrumental in minimum tensions in fabrics of tooth.

**Conclusions.** The analysis of the stress state of tooth with restoration material shows the necessity of choice of specific type of restoration material depending on the failure degree of crown part of tooth, which provides balance of inflexibility of crown stiffness.

**Key words:** stress state of tooth, failure degree of crown part of tooth, restoration.

*Павленко О.В. – д.мед.н., проф.,*

*зав. кафедры стоматології Інституту стоматології НМАПО ім. П.Л. Шупика.*

*Тел.: +38(044) 482-08-52.*

*Листопад О.П. – аспірант кафедри стоматології Інституту стоматології НМАПО ім. П.Л. Шупика.*

*Тел.: +38(044) 482-08-41.*

*Долгов М.А. – к.тех.н., доц.,*

*Інститут проблем міцності ім. Г.С. Писаренка НАН України.*

*Тел.: +38(044) 285-16-87.*