





32. Brown TJ, Brainard J, Song F, Wang X, Abdelhamid A, Hooper L, et al. Omega-3, omega-6, and total dietary polyunsaturated fat for prevention and treatment of type 2 diabetes mellitus: systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *BMJ*. 2019;366:l4697. doi: <https://doi.org/10.1136/bmj.l4697>
33. Al-Ishaq RK, Abotaleb M, Kubatka P, Kajo K, Büsselberg D. Flavonoids and Their Anti-Diabetic Effects: Cellular Mechanisms and Effects to Improve Blood Sugar Levels. *Biomolecules*. 2019;9(9):430. doi: <https://doi.org/10.3390/biom9090430>
34. Xu H, Luo J, Huang J, Wen Q. Flavonoids intake and risk of type 2 diabetes mellitus: A meta-analysis of prospective cohort studies. *Medicine (Baltimore)*. 2018;97(19):e0686. doi: <https://doi.org/10.1097/MD.0000000000010686>
35. Vilar-Gomez E, Calzadilla-Bertot L, Wai-Sun Wong V, Castellanos M, Aller-de la Fuente R, Metwally M, et al. Fibrosis Severity as a Determinant of Cause-Specific Mortality in Patients With Advanced Nonalcoholic Fatty Liver Disease: A Multi-National Cohort Study. *Gastroenterology*. 2018;155(2):443-57.e17. doi: <https://doi.org/10.1053/j.gastro.2018.04.034>
36. Ganguli S, DeLeeuw P, Satapathy SK. A Review Of Current And Upcoming Treatment Modalities In Non-Alcoholic Fatty Liver Disease And Non-Alcoholic Steatohepatitis. *Hepat Med*. 2019;11:159-78. doi: <https://doi.org/10.2147/HMER.S188991>
37. Kaliora AC, Gioxari A, Kalafati IP, Diolintzi A, Kokkinos A, Dedoussis GV. The Effectiveness of Mediterranean Diet in Nonalcoholic Fatty Liver Disease Clinical Course: An Intervention Study. *J Med Food*. 2019 ul;22(7):729-40. doi: <https://doi.org/10.1089/jmf.2018.0020>
38. Folch J, Olloquequi J, Ettcheto M, Busquets O, Sánchez-López E, Cano A, et al. The Involvement of Peripheral and Brain Insulin Resistance in Late Onset Alzheimer's Dementia. *Front Aging Neurosci*. 2019;11:236. doi: <https://doi.org/10.3389/fnagi.2019.00236>
39. Afzal M, Redha A, AlHasan R. Anthocyanins Potentially Contribute to Defense against Alzheimer's Disease. *Molecules*. 2019;24(23):4255. doi: <https://doi.org/10.3390/molecules24234255>
40. Rhea EM, Banks WA. Role of the Blood-Brain Barrier in Central Nervous System Insulin Resistance. *Front Neurosci*. 2019;13:521. doi: <https://doi.org/10.3389/fnins.2019.00521>

Стаття надійшла до редакції 24.08.2024;
затверджена до публікації 21.11.2024



УДК 616.314.5:616.314.11-77:615.461]-036.8

<https://doi.org/10.26641/2307-0404.2024.4.319183>

Є.А. Сардиків¹, 
М.Г. Кришук², 
О.О. Фастовець^{1*}, 
Р.Ю. Матвєєнко¹ 

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНИХ СТАНІВ КОРОНКОВИХ ЧАСТИН МОЛЯРІВ, ВІДНОВЛЕНИХ КОМПОЗИТНИМИ, КЕРАМІЧНИМИ ТА ЦИРКОНІЄВИМИ ВКЛАДКАМИ

Дніпровський державний медичний університет¹

вул. Володимира Вернадського, 9, Дніпро, 49044, Україна

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»²
пр. Берестейський, 37, Київ, 03056, Україна

Dnipro State Medical University¹

Volodymyra Vernadskoho str., 9, Dnipro, 49044, Ukraine

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"²

Beresteyskiy av., 37, Kyiv, 03056, Ukraine

*e-mail: 503@dmi.edu.ua

Цитування: *Медичні перспективи*. 2024. Т. 29, № 4. С. 47-57

Cited: *Medicni perspektivi*. 2024;29(4):47-57

Ключові слова: моляри, вкладки, композити, кераміка, цирконій, метод скінченних елементів, напружено-деформовані стани

Key words: molars, onlays, resin composite, ceramics, zirconium, finite element method, stress-strain states

Реферат. Результати дослідження напружено-деформованих станів коронкових частин молярів, відновлених композитними, керамічними та цирконієвими вкладками. Сардиків Є.А., Кришук М.Г., Фастовець О.О., Матвієнко Р.Ю. Актуальність роботи зумовлена значною потребою в ефективному відновленні дефектів зубів, зруйнованих карієсом. Мета дослідження – порівняти напружено-деформовані стани імітаційних моделей неоднорідних сполучених елементів конструкцій для типових геометричних характеристик вкладок, виготовлених з композиту, кераміки та діоксиду цирконію при відновленні часткового дефекту коронки першого нижнього моляра. Комп'ютерні імітаційні моделі біомеханічних систем отримували шляхом цифрового сканування нижнього моляра у форматі STEP. Контроль здійснювали у формі числових характеристик і графічної візуалізації в програмі EXOCAD. Для розв'язання прикладних задач біомеханіки застосовано чисельний метод скінченних елементів, інформаційні технології та програмні коди системи ANSYS Workbench 12.1. Після тестування розроблених дискретних моделей їх перевіряли на адекватність та збіг чисельних результатів у зонах високих градієнтів напруження інструментами та методами системи програмних кодів ANSYS 12.1. Оцінювали максимальні величини переміщень, градієнтів та амплітуд еквівалентного за Мізесом напруження в структурних елементах кожної біомеханічної системи. Значення величин напруження приводили з використанням методу лінійного масштабування результатів чисельного розв'язання крайових задач теорії пружності для малих величин деформацій до відповідності функціонального силового навантаження нижнього моляра в 100 Н. Розрахункові величини коефіцієнтів запасу міцності структурних елементів обчислювали як відношення величин межі міцності до максимальних розрахункових величин еквівалентного за Мізесом напруження, масштабованих з коефіцієнтом 10 для силового навантаження в 100 Н. Установлено, що найбільші градієнти напруження реєструються на межі цементного прошарку. Однак характер передачі зусиль, також як і розподіл напруження, різний для різних конструкційних матеріалів. Максимальне напруження спостерігалася в моделі з композитною вкладкою в локальній зоні розташування поверхні силового навантаження в ділянці цементного прошарку. Для керамічної вкладки максимальне напруження виявлено на нижній опорній поверхні контакту із вкладкою, де її величини були в 1,4 раза більшими, ніж на інших поверхнях. Аналіз зон максимального напруження для цирконієвої вкладки виявив їх переважну локалізацію в центрі її оклюзійної поверхні та в зоні зміни її просторової конфігурації на межі з цементом. Найбільші значення напруження разом з найменшими коефіцієнтами запасу міцності виявлені для моделі моляра, відновленого композитною вкладкою, що свідчить про найменшу витривалість цього матеріалу до функціонального навантаження. Водночас цирконієва вкладка забезпечувала оптимальний розподіл напруження та характеризувалася найбільшим коефіцієнтом запасу міцності, що робить її застосування найбільш прийнятним методом реставрації моляра. Отримані результати доцільно враховувати при виборі конструкційного матеріалу для протезування бокових зубів вкладками.

Abstract. Study results of the stress-strain states of the crown parts of molars restored with composite, ceramic and zirconium onlays. Sardykov Y.A., Kryshchuk M.H., Fastovets O.O., Matvieienko R.Y. The relevance of the research is determined by the significant need for effective restorative treatment of caries decayed teeth. The purpose of the study is comparison of the stress-strain states in simulated models of non-homogeneous composite structural elements for typical geometric characteristics of onlays made of composite, ceramic, and zirconium dioxide in the restoration of the decayed mandibular molar. Computer simulation models of biomechanical systems were obtained by digital scanning of the mandibular molar in STEP format. Control was carried out in the form of numerical characteristics and graphical visualization in the EXOCAD program. The numerical method of finite elements, information technologies and program codes of the ANSYS Workbench 12.1 system were used to solve applied problems of biomechanics. After testing the developed discrete models, they were checked for adequacy and coincidence of numerical results in areas of high voltage gradients using the tools and methods of the ANSYS 12.1 code system. The maximum displacements, gradients, and amplitudes of the Mises-equivalent stress in the structural elements of each biomechanical system were evaluated. The stress values were calculated using the method of linear scaling of the results of the numerical solution of the boundary value problems of the theory of elasticity for small deformations to correspond to the functional force load of the mandibular molar of 100 N. The estimated values of the coefficients of the strength reserve of the structural elements were calculated as the ratio of the strength limit values to the maximum calculated values of the Mises-equivalent stress, scaled by a coefficient of 10 for a force load of 100 N. It was established that the largest voltage gradients are registered at the border of the cement layer. However, the nature of force transmission, as well as stress distribution, was different for different structural materials. The maximum stress was observed in the model with a composite onlay in the local area of the surface of the force load in the cement layer. For the ceramic onlay, the maximum stress was found on the lower support surface of contact with the onlay, where its values were 1.4 times higher than on other surfaces. The analysis of the zones of maximum stress for the zirconium onlay revealed their predominant localization in the center of its occlusal surface and in the zone of change in its spatial configuration at the border with cement. The highest stress values, along with the lowest coefficients of safety margin, were found for the molar model restored with a composite onlay, which indicated the lowest endurance of this material to functional load. While the zirconium onlay provided optimal stress distribution and it was characterized by the largest safety factor, which makes this method the most acceptable for molar restoration. The obtained results should be taken into account when choosing a material for the prosthetics of lateral teeth with onlays.

За даними ВООЗ 2,3 мільярда людей мають карієс постійних зубів. Показник поширеності каріозного процесу становить 84,5%, а його інтенсивність, що описується середніми значеннями індексу DMFT (кількість зруйнованих, відсутніх і пломбованих зубів у кожному спостереженні), дорівнює 10,99 [1]. Карієс зубів є найпоширенішим захворюванням у стоматологічній практиці, що потребує відновлювального лікування зруйнованих тканин зуба. При цьому найбільш вживаними реставраційними матеріалами є композити, що стало можливим завдяки оптимізації їх складу за рахунок збільшення частки неорганічного наповнювача та вдосконалення техніки бондінгу [2]. Порівняно з іншими методами непрямой реставрації переваги композитних матеріалів полягають у меншій вартості та простоті реалізації. Утім за фізико-механічними характеристиками композити суттєво поступаються кераміці та діоксиду цирконію, що ставить під питання ефективність проведеного лікування з позицій біомеханіки, особливо при відновленні молярів, які зазнають найбільшого оклюзійного навантаження. Оцінити реставраційний матеріал з цих позицій, а саме вивчити розподіл напруження в змодельованих перших молярах нижньої щелепи при імітації оклюзійних сил, таким чином передбачивши можливі руйнування, дозволяє метод скінченних елементів (МСЕ), оснований на теорії еквівалентного напруження за Мізесом [3].

Так, із застосуванням МСЕ вивчено напружено-деформовані стани (НДС) на комп'ютерних моделях відреставрованих молярів та доведено, що найсучасніші композитні матеріали (наноккомпозити, наногібриди та ормоцери) демонструють незначні переміщення й деформації, а також припустимі значення напруження [4]. Одночасно збільшення модуля Юнга композитів зменшує напруження в емалі та дентині, що доводить доцільність клінічного застосування [5].

Водночас при виборі матеріалу потрібно враховувати, що розподіл напруження різниться залежно від конструкції реставрації та її розташування на поверхні зуба. Так, onlay-вкладки порівняно з inlay та коронками мають найменш вигіраний розподіл напруження при відновленні коронкових частин молярів [6]. МСЕ на моделях молярів, відновлених вкладками, розташованими на мезіооклюзодистальних (MOD) поверхнях (II класу за Блеком), показав, що при виготовленні їх з композитних матеріалів більші навантаження зосереджуються на структурах зубів, тоді як при застосуванні кераміки максимальне напруження припадає на саму

реставрацію [7]. У керамічних вкладках концентрація напруження спостерігається в нижній частині реставрації, а в композитних – навпаки, визначається низьке навантаження на її дно та високе на проксимальну частину [8].

Також при використанні композитів для відновлення дефектів коронок бокових зубів на розподіл напруження впливає товщина реставрації, що пов'язано з полімеризаційною усадкою композитної смоли в порожнинах MOD [9]. Відповідно, непрямі реставрації із застосуванням CAD/CAM-технології, тобто шляхом комп'ютерного моделювання, характеризуються меншими напруженнями при відновленні MOD-порожнин на моделі першого нижнього моляра, ніж прямі реставраційні матеріали [10]. На розподіл напруження також впливає товщина прошарку адгезивного матеріалу. При її збільшенні більше навантаження припадає на прошарок, тоді як товщина 50 мкм призводить до більшого тиску на реставрацію [11]. Безсумнівно, сприятливому розподілу напруження при відновленні реставрацій MOD-порожнин нижніх молярів сприяє їх раціональне препарування [12].

Отже, неоднозначність результатів МСК, отриманих для композитних матеріалів, а також необхідність враховувати вищезазначені фактори, що впливають на розподіл НДС, спонукали нас до проведення цієї роботи.

Мета дослідження – порівняти напружено-деформовані стани імітаційних моделей неоднорідних сполучених елементів конструкцій для типових геометричних характеристик вкладок, виготовлених з композиту, кераміки та діоксиду цирконію при відновленні часткового дефекту коронки першого нижнього моляра.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Дослідження проводили відповідно до вимог Гельсінської декларації Всесвітньої медичної асоціації «Етичні принципи медичних досліджень за участю людини в якості об'єкта дослідження». Усі учасники дослідження дали інформовану згоду на медичне втручання. Попередньо порядок проведення дослідження був схвалений комісією з біоетики Дніпровського державного медичного університету (протокол № 19 від 15 травня 2024 р.).

Розрахунки здійснювали для першого моляра нижньої щелепи з подальшою імітацією часткового дефекту коронкової частини II класу за Блеком із комбінованим ураженням оклюзійної та проксимальної поверхонь (MOD-порожнина) (рис. 1а).

Комп'ютерні імітаційні моделі біомеханічних систем (БС) отримували шляхом цифрового

сканування природного зуба у форматі STEP. Контроль здійснювали у формі числових характеристик і графічної візуалізації в програмі EXOCAD [13].

У роботі НДС вивчали при реставрації часткового дефекту коронки моляра вкладкою, розрізняючи прошарки емалі, дентину, цементу та конструкційного матеріалу (рис. 1б).

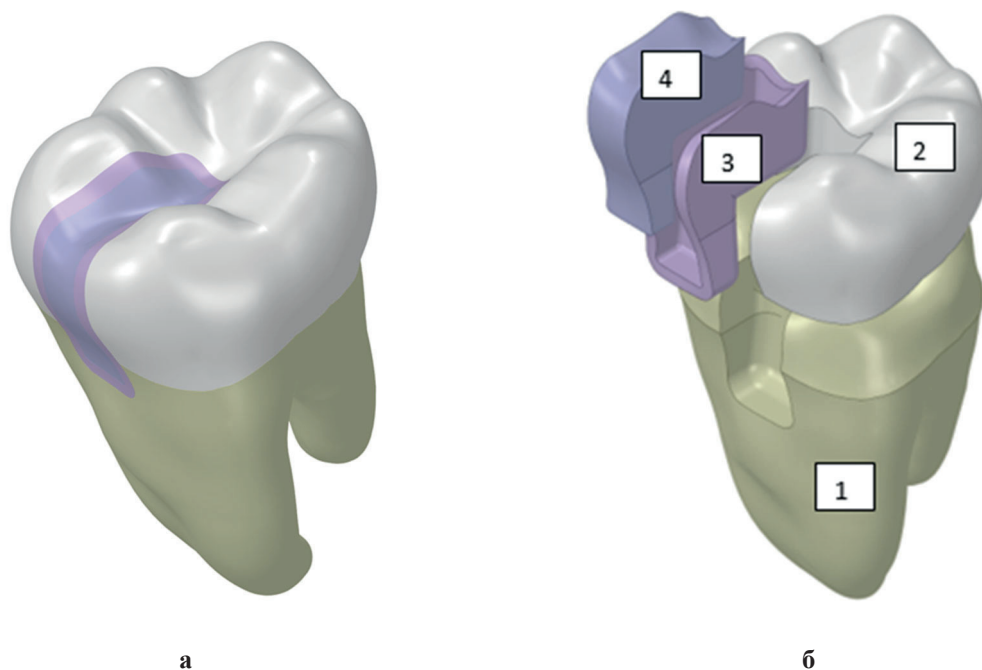


Рис. 1. Тривимірною комп'ютерна імітаційна модель БС першого нижнього моляра з відновленням дефектом коронкової частини (а) та з візуалізацією шарів, що вивчалися (1 – дентин, 2 – емаль, 3 – вкладка, 4 – цемент для фіксації) (б)

Таким чином було створено три комп'ютерні імітаційні моделі БС (вкладки з композиту, кераміки та діоксиду цирконію), кожна з яких складалася з чотирьох структурних елементів, для яких у CAD пакеті ANSYS Spaceclaim у напів-автоматичному режимі були сформовані умови жорсткого контакту для суміжних тіл з різними механічними характеристиками пружності та міцності. Надалі для розв'язання прикладних задач біомеханіки застосовано чисельний МСЕ, інформаційні технології та програмні коди системи ANSYS Workbench 12.1. Для всіх створених моделей БС у напівавтоматичному режимі проведена скінчено-елементна дискретизація чотирьох структурних елементів БС (рис. 2) з використанням десятивузлових пірамідальних 3D SOLID 187 скінченних елементів та із застосуванням алгоритму побудови сітки «вузол у вузол» для тіл, які контактують.

Для імітаційного моделювання НДС БС фізико-механічні властивості тканин зуба та матеріалів визначили як пружні з ізотропними характеристиками. Значення модулів пружності, коефіцієнтів Пуассона та меж міцності за видом

деформації стискання, використані в цій роботі, подано в таблиці 1.

У дослідженні створених комп'ютерних моделей НДС БС для імітації функції розглянуто типовий варіант силового навантаження зуба з вектором сил з амплітудою в 100 Н, який розташований ортогонально до поверхні вкладки (рис. 2б, в). Зазначимо, що для створених розрахункових схем нижні поверхні моделі коренів зуба, позначені на рисунку жовтим кольором, мали кінематичні обмеження для переміщень у трьох напрямках декартової системи координат.

Після тестування розроблених дискретних моделей для дослідження НДС БС їх перевіряли на адекватність та збіг чисельних результатів в зонах високих градієнтів напруження інструментами та методами системи програмних кодів ANSYS 12.1. При цьому розміри SE коригували в зонах високих градієнтів напруження між цементом та емаллю, цементом та дентином. Вони співвідносились як 1 до 5 до геометричних характеристик цементного прошарку товщиною 0,5 мм для всіх трьох створених моделей БС.

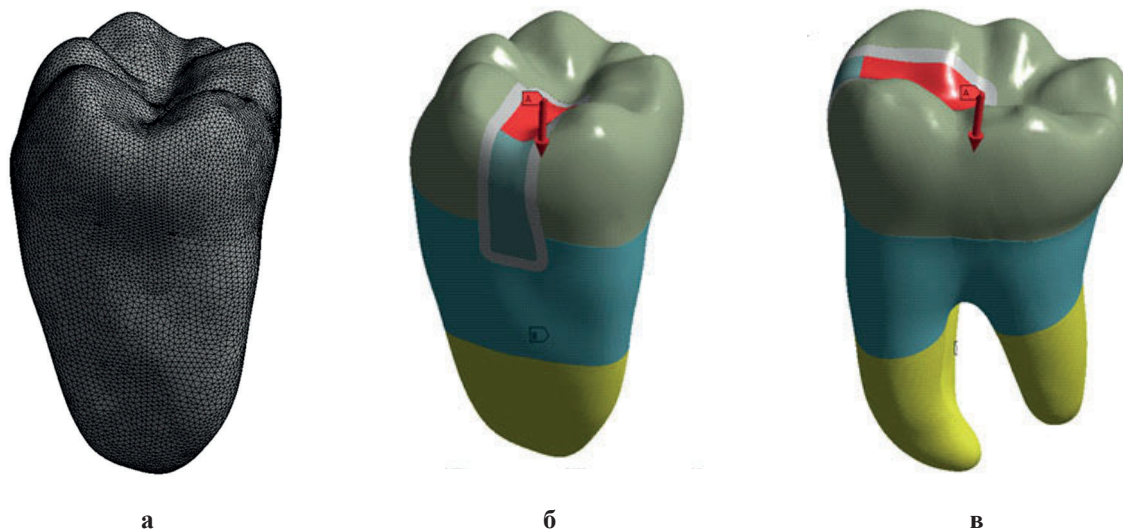


Рис. 2. Дискретна модель БС першого нижнього моляра (а) з візуалізацією просторового розташування вкладки та силової схеми навантаження БС (б, в)

Отримані результати розрахунків за допомогою МСЕ оформлювали у вигляді мозаїк ізополів переміщень та еквівалентного напруження за Мізесом.

У подальшому проводили оцінювання максимальних величин переміщень, градієнтів та амплітуд еквівалентного за Мізесом напруження в структурних елементах кожної БС.

Виходячи з того, що у випадку об'ємного НДС, який реалізується при силовому навантаженні в моделях БС, що вивчалися, діє одночасно шість

компонент тензора напруження, ступінь наближення величин напруження до небезпечних оцінювали за критерієм щільності потенціальної енергії формозміни. Значення величин напруження приводили з використанням методу лінійного масштабування результатів чисельного розв'язання крайових задач теорії пружності для малих величин деформацій до відповідності функціонального силового навантаження БС нижнього моляра в 100 Н.

Таблиця 1

Фізико-механічні властивості тканин та матеріалів імітаційних моделей БС

Тканина/матеріал	Модуль пружності (ГПа)	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності (МПа)
Дентин	18,6	0,31	527
Емаль	82	0,33	454
Композитний цемент	11	0,33	170
Композит	20,3	0,33	300
Кераміка	95	0,23	542
Діоксид цирконію	97	0,3	670

Розрахункові величини коефіцієнтів запасу міцності структурних елементів трьох моделей БС із вкладками, виготовленими з різних матеріалів, обчислювали як відношення величин границі міцності матеріалів відповідних структур до максимальних розрахункових величин еквівалентного за Мізесом напруження, масштабованих з коефіцієнтом 10 для силового навантаження БС у 100 Н.

Обробку отриманих даних здійснювали за допомогою методів варіаційної статистики з використанням програмного забезпечення Міксо-

soft Excel (Microsoft Office 2016 Professional Plus, Open License 67528927) [14].

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Аналіз жорсткості моделей БС, що вивчалися, показав, що максимальні переміщення структурних елементів в усіх трьох моделях не перевищували відповідно 5,6 мкм для композиту, 5,1 мкм – для кераміки та 5,3 мкм – для цирконію (рис. 3). Відповідно, відносна максимальна величина змін жорсткості моделей БС дорівнювала 3,1% між керамічною та цирконієвою вкладкою; 6,4% – між

цирконієвою та композитною; 9,7% – між керамічною та композитною.

Результати чисельних розрахунків еквівалентного за Мізесом напруження в БС першого ниж-

нього моляра, коронкова частина якого відновлена вкладками, виготовленими з різних матеріалів, для силового навантаження з амплітудою 100 Н, наведені на рисунках 4-6.

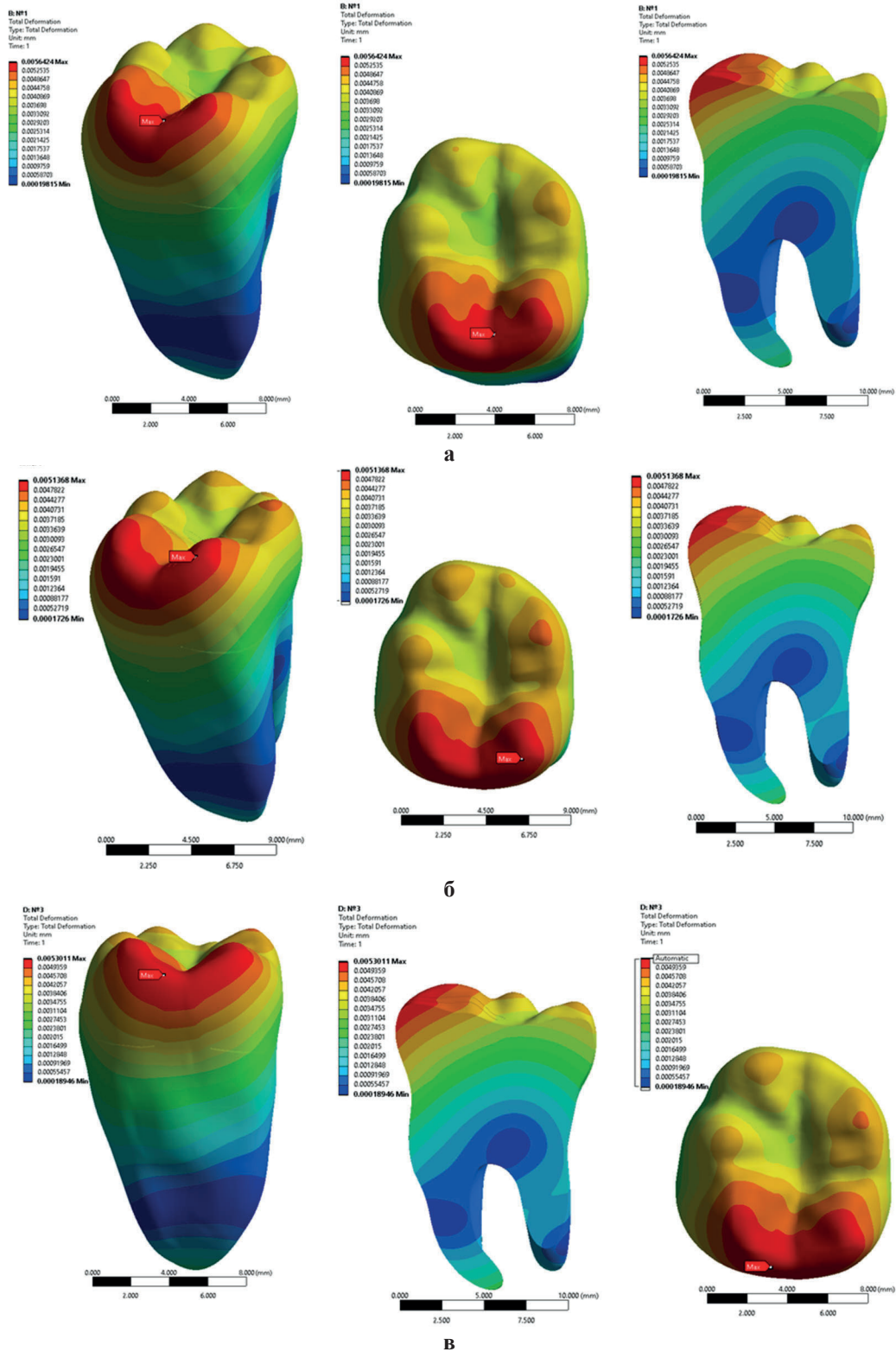


Рис. 3. Поля переміщень в імітаційних моделях БС першого нижнього моляра, дефект коронкової частини якого відновлений композитною (а), керамічною (б) та цирконієвою (в) вкладками, при силовому навантаженні на поверхню в 100 Н

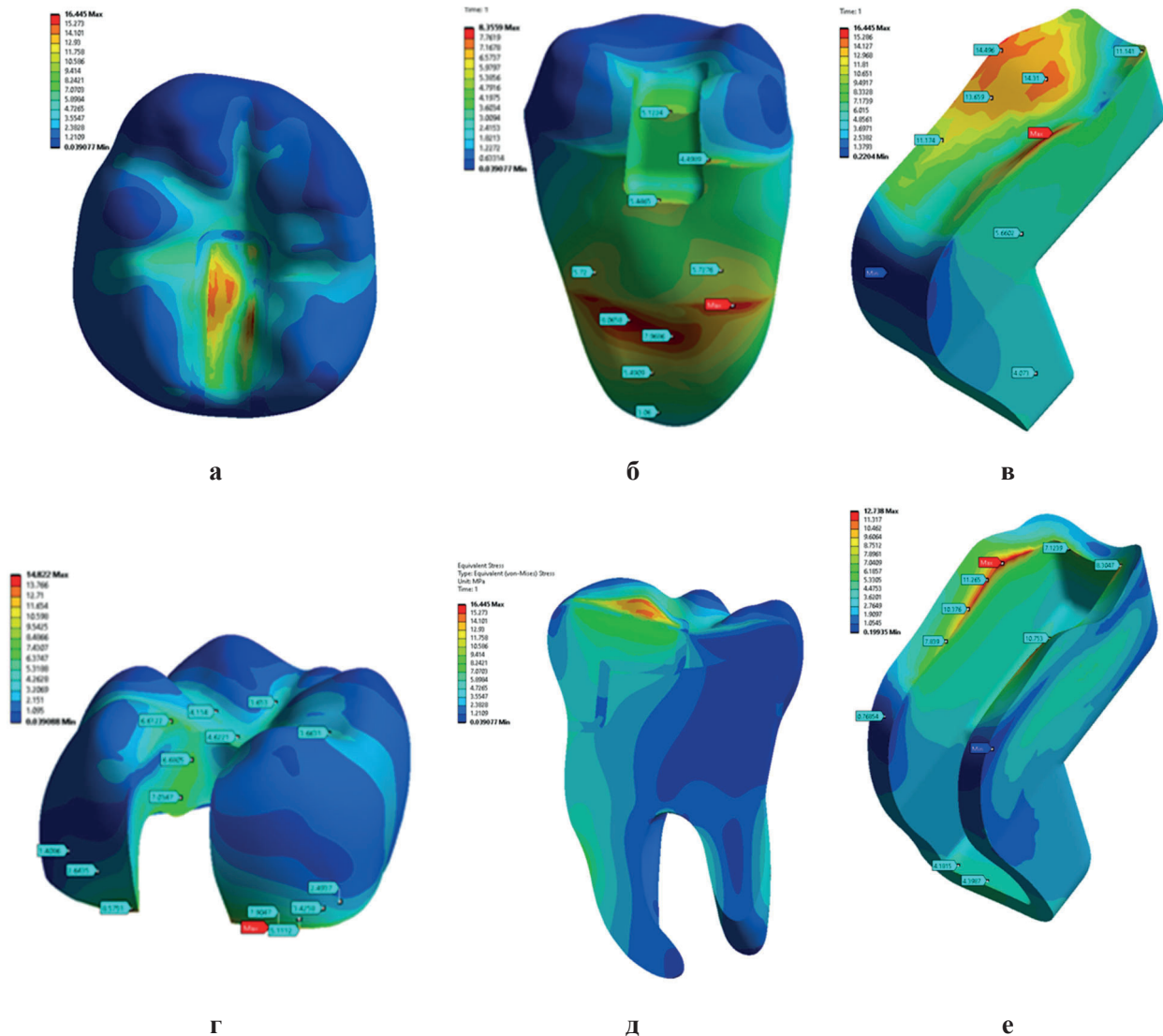


Рис. 4. Поля еквівалентного за Мізесом напруження в імітаційній моделі БС першого нижнього моляра, дефект коронкової частини якого відновлений композитною вкладкою, при силловому навантаженні в 100 Н: а – на поверхні вкладки; б – у дентині; в – у вкладці; г – в емалі; д – повздовжній перетин; е – у цементному прошарку

Аналіз отриманих даних показав, що найбільші градієнти напруження ресструються на межі цементного прошарку. Однак характер передачі зусиль, також як і розподіл напруження, різний для різних конструкційних матеріалів (рис. 4-бв, е).

Максимальне напруження, яке дорівнювало 12,7 МПа, спостерігалось в моделі БС з композитною вкладкою (рис. 4). Концентрацію напруження виявляли виключно в локальній зоні розташування поверхні силового навантаження в ділянці цементного прошарку, де градієнт напруження по його товщині становив $13,0 \cdot 10^{-3}$ МПа/м. При цьому обсяг деформацій тіла цементного прошарку визначали як обмежений (рис. 4е). Величини еквівалентного за Мізесом напруження для композитної вкладки (рис. 4в) на поверхні силового

навантаження знаходилися в інтервалі від 16,5 МПа до 11,2 МПа. Водночас напруження на поверхні дентину не перевищувало 5,4 МПа (рис. 4б). Величини напруження для емалі зуба мали рівномірний розподіл амплітуд напруження в діапазоні від 3,6 МПа до 8,2 МПа без особливостей (рис. 4г).

Для силового навантаження в 100 Н, прикладеного до поверхні керамічної вкладки, деформаційна відповідь БС відрізнялася певними закономірностями НДС порівняно з деформацією композитної вкладки (рис. 5). Максимальне напруження цементного прошарку виявлено на нижній опорній поверхні контакту із вкладкою, де її величини були в 1,4 раза більшими, ніж на інших поверхнях (рис. 5е). У цій ділянці напруження мало максимальне значення, що становило 7,5 МПа.

Водночас напруження на поверхні силового навантаження керамічної вкладки не перевищувало 14,1 МПа, а в її нижній зоні контакту з цементним прошарком – 12,6 МПа. Для керамічної вкладки спостерігали типовий вид розподілу напруження із затуханням його амплітуд (від 4,2 МПа до 3,7 МПа) в емалі на поверхні прикладання вектора силового навантаження. Застосування кераміки замість

композиту при виготовленні вкладки, що відновлює коронкову частину моляра, призвело до перерозподілу зусиль на поверхнях контакту між цементом та дентином. При цьому найбільш навантаженою була нижня контактна поверхня цементу вкладки на межі з дентином. Одночасно у верхній частині дентину еквівалентне за Мізесом напруження змінювалася від 2,3 МПа до 6,4 МПа (рис. 5б, д).

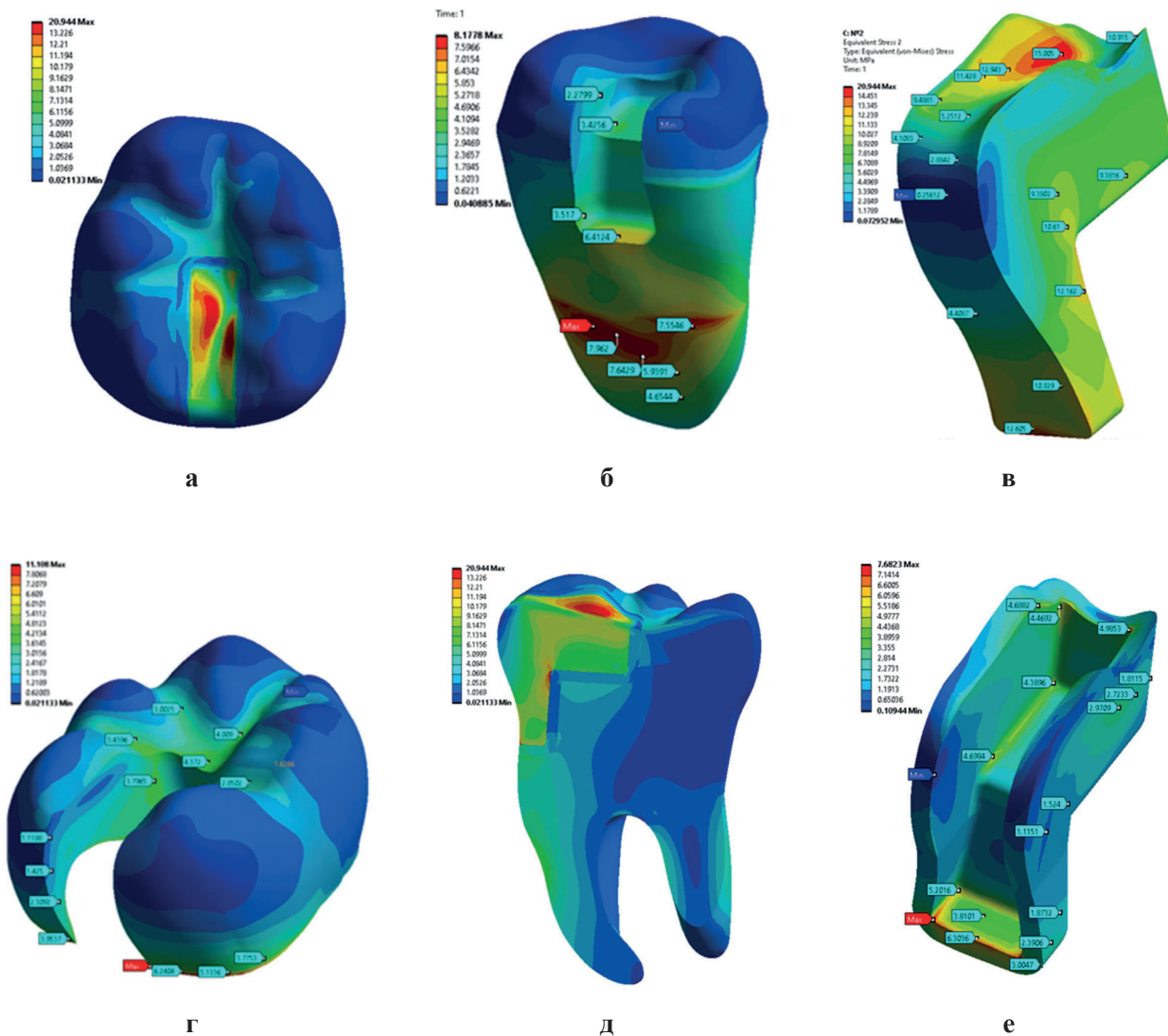


Рис. 5. Поля еквівалентного за Мізесом напруження в імітаційній моделі БС першого нижнього моляра, дефект коронкової частини якого відновлений керамічною вкладкою, при силового навантаженні в 100 Н: а – на поверхні вкладки; б – у дентині; в – у вкладці; г – в емалі; д – повздовжній перетин; е – у цементному прошарку

Вивчення зон максимального напруження для БС цирконієвої вкладки (рис. 6) виявив їх переважну локалізацію в центрі її оклюзійної поверхні зі значеннями 24,6 МПа (рис. 6б) та в зоні зміни її просторової конфігурації на межі з цементом, де напруження дорівнювало 17,7 МПа (рис. 6д). Нами встановлений більш рівномірний, порівняно з іншими БС, розподіл полів концентрації

напруження, що не перевищував 7,9 МПа, у ділянці найбільшої кривизни профіля цементного прошарку на поверхні контакту з дентином (рис. 6е). У ділянках контакту дентину та цементу напруження не перевищувало 6,7 МПа (рис. 6д), тоді як для частини поверхні дентину БС з кінематичними нерухомими опорами воно досягало максимальних значень у 8,3 МПа (рис. 6б).

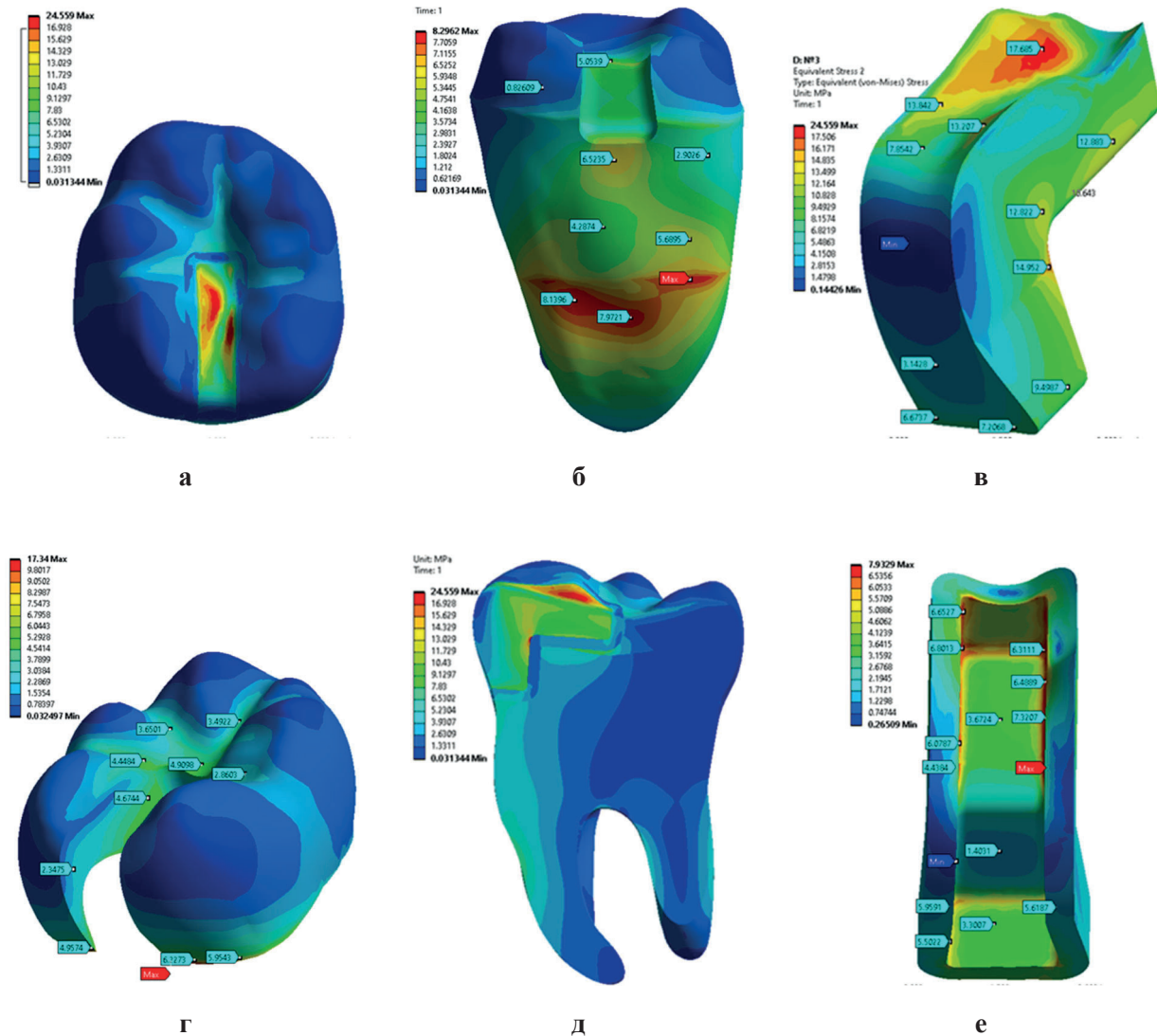


Рис. 6. Поля еквівалентного за Мізесом напруження в імітаційній моделі БС першого нижнього моляра, дефект коронкової частини якого відновлений цирконієвою вкладкою, при силовому навантаженні в 100 Н: а – на поверхні вкладки; б – у дентині; в – у вкладці; г – в емалі; д – повздовжній перетин; е – у цементному прошарку

Отримані значення величин еквівалентного за Мізесом напруження та запасів міцності для структурних елементів трьох моделей БС першого нижнього моляра, дефект коронкової частини якого відновлений вкладками, виготовленими з різних матеріалів, наведено в таблиці 2.

Таким чином, згідно з проведеними розрахунками, встановлено суттєві відмінності в розподілі НДС та показниках запасів міцності для структурних елементів трьох моделей БС, що вивчалися. При цьому найменш виграшною з позицій біомеханіки виявилася БС нижнього моляра, MOD-порожнина в якому відновлена композитною вкладкою. На відміну від керамічної та цирконієвої вкладок, де коефіцієнти запасу міцності відповідно становили $n=1,6$ та $n=1,5$, значення для композитного матеріалу $n<0,9$ (табл. 2).

Найбільший коефіцієнт запасу міцності, що дорівнював $n=3,7$, мала вкладка з діоксиду цирконію. При цьому дентин мав шестикратні запаси міцності, а емаль відповідно $n=4$ та $n=2,6$, що свідчить про найбільшу витривалість до функціонального навантаження інтактної коронки зуба.

Слід зазначити, що отримані нами результати не протирічають даним [2, 4, 5] про можливість застосування композитних матеріалів для реставрації бокових зубів, але при визначенні показань до їх застосування необхідно враховувати розміри та локалізацію порожнини. Так, при MOD-реставраціях молярів, які зазнають найбільшого функціонального навантаження та мають найбільш несприятливий розподіл НДС, перевагу слід надавати більш стійким матеріалам, що цілком збігається з висновками наших попередників [7, 8].

Максимальні величини еквівалентного за Мізесом напруження та запаси міцності для структурних елементів імітаційних моделей БС, що вивчались

Тканина/ матеріал	Композит		Кераміка		Діоксид цирконію	
	еквівалентне за Мізесом напруження (МПа)	запас міцності	еквівалентне за Мізесом напруження (МПа)	запас міцності	еквівалентне за Мізесом напруження (МПа)	запас міцності
Дентин	81,7	6,1	81,8	6,1	83,0	6,0
Емаль	142,8	3,1	111,1	4,0	173,4	2,6
Цемент	127,4	0,9	76,8	1,6	79,3	1,5
Вкладка	164,5	1,8	209,4	2,6	245,6	3,7

Також зроблені нами розрахунки БС із застосуванням МСЕ стали ще одним підтвердженням необхідності широкого впровадження CAD/CAM-технологій у стоматологічну практику, про більшу ефективність яких зазначається в дослідженні [10]. Саме комп'ютерний аналіз конфігурації порожнини з подальшим моделюванням оптимальної конструкції реставрації та автоматичним її відтворенням фрезером за створеною комп'ютерною програмою дають не тільки можливість використання сучасних матеріалів, а й найбільшу точність, а отже мінімальні розміри прошарку адгезивного матеріалу, значення чого акцентувалося в роботі [11], та, як наслідок, уникнення розвитку надмірного напруження в БС.

ВИСНОВКИ

1. Створені комп'ютерні імітаційні моделі біомеханічних систем першого нижнього моляра виявилися показовими щодо порівняльного вивчення розподілу напружено-деформованих станів із застосуванням методу скінченних елементів. При цьому для визначення геометричних характеристик просторової поверхні зуба доцільною до застосування є технологія цифрового сканування.

2. Проведені розрахунки дозволили встановити закономірності розподілу напружено-деформованих станів в імітаційних моделях біомеханічних систем першого нижнього моляра, порожнина в якому відновлена вкладками, виготовленими з різних конструкційних матеріалів.

3. Найбільші значення еквівалентного за Мізесом напруження разом з найменшими коефі-

цієнтами запасу міцності виявлені для моделі біомеханічних систем моляра, відновленого композитною вкладкою, що свідчить про найменшу витривалість цього матеріалу до функціонального навантаження.

4. Застосування кераміки для відновлення часткового дефекту коронкової частини моляра приводить до більш сприятливого розподілу напружено-деформованих станів порівняно з композитними матеріалами, утім поступається за значенням коефіцієнту міцності цирконієвим вкладкам.

5. За розрахованими полями переміщень та еквівалентного напруження за Мізесом, а також показниками запасів міцності, встановлено, що цирконієва вкладка є найбільш прийнятним методом реставрації порожнини нижнього моляра.

6. Отримані результати вивчення імітаційних моделей біомеханічних систем із застосуванням методу скінченних елементів доцільно враховувати в практиці ортопедичної стоматології при виборі конструкційного матеріалу для протезування молярів вкладками.

Внески авторів:

Сарди́ков Є.А. – концептуалізація, методологія, дослідження, написання;

Кри́щук М.Г. – програмне забезпечення, формальний аналіз, перевірка;

Фастовець О.О. – курація даних, ведення, адміністрування проекту;

Матве́нко Р.Ю. – ресурси, написання.

Фінансування. Дослідження не має зовнішніх джерел фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

REFERENCES

1. Guerreiro E, Botelho J, Machado V, et al. Caries experience before and after COVID-19 restrictions: an observational study. *J Clin Med.* 2024;13:1164. doi: <https://doi.org/10.3390/jcm13041164>
2. Cadenaro M, Josic U, Maravić T, et al. Progress in dental adhesive materials. *J Dent Res.* 2023;102:254-62. doi: <https://doi.org/10.1177/00220345221145673>
3. Houdaifa R, Alzoubi H, Jamous I. Three-dimensional finite element analysis of worn molars with prosthetic crowns and onlays made of various materials. *Cureus.* 2022;14(10):30240. doi: <https://doi.org/10.7759/cureus.30240>
4. Țuculină MJ, Staicu AN, Munteanu MC, et al. Study on the restoration of class II carious cavities by virtual methods: simulation of mechanical behavior. *Journal of functional biomaterials.* 2023;14(7):354. doi: <https://doi.org/10.3390/jfb14070354>
5. Ouldyeou A, Mehboob H, Mehboob A, et al. Biomechanical performance of resin composite on dental tissue restoration: a finite element analysis. *PloS one.* 2023;18(12):0295582. doi: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0295582>
6. Dejak B, Młotkowski A. A comparison of mvM stress of inlays, onlays and endocrowns made from various materials and their bonding with molars in a computer simulation of mastication – FEA. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials.* 2020;36(7):854-64. doi: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.04.007>
7. Grassi EDA, de Andrade GS, Tribst JPM, et al. Fatigue behavior and stress distribution of molars restored with MOD inlays with and without deep margin elevation. *Clinical oral investigations.* 2022;26(3):2513-26. doi: <https://doi.org/10.1007/s00784-021-04219-6>
8. Kim SY, Kim BS, Kim H, et al. Occlusal stress distribution and remaining crack propagation of a cracked tooth treated with different materials and designs: 3D finite element analysis. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials.* 2021;37(4):731-40. doi: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.01.020>
9. Jung MK, Jeon MJ, Kim JH, et al. Comparison of the stress distribution in base materials and thicknesses in composite resin restorations. *Heliyon.* 2024;10(3):25040. doi: <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e25040>
10. Alp Ş, Gulec Alagoz L, Ulusoy N. Effect of direct and indirect materials on stress distribution in class II MOD Restorations: A 3D-finite element analysis study. *BioMed research international.* 2020:2020:7435054. doi: <https://doi.org/10.1155/2020/7435054>
11. Yasin Gönder H, Mohammadi R, Harmankaya A, et al. Investigation of the effects of adhesive materials of different types and thicknesses on dental tissue stress via FEM analysis. *BioMed research international.* 2022:2022:8493909. doi: <https://doi.org/10.1155/2022/8493909>
12. Babaei B, Shouha P, Birman V, et al. The effect of dental restoration geometry and material properties on biomechanical behavior of a treated molar tooth: a 3D finite element analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 2022;125:104892. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104892>
13. Malanchuk VO, Kryschuk MG, Kopchak AV. [Simulation computer modeling in maxillofacial surgery]. Kyiv: Vydavnychiy dim "Askaniia"; 2013. 231 p. Ukrainian.
14. Ryzhov OA, Penkin YuM. [Statistical methods of processing the results of medical and biological research]. Lviv: Magnoliia 2006; 2022. 160 p. Ukrainian.

Стаття надійшла до редакції 26.08.2024;
затверджена до публікації 21.10.2024

