

Щерба П. В., Щерба П. П.

Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького, м. Львів, Україна

Метод скінченних елементів та його застосування у стоматології

▷ **Мета:** проаналізувати джерела науково-медичної інформації щодо можливостей застосування методу скінченних елементів у галузі дослідницької стоматології, зацентрувавши увагу на дисциплінах, які насичені контроверсійними питаннями з погляду біомеханіки, а саме імплантології та ортопедичної стоматології.

Матеріал і методи. Літературні джерела розглянуто на сервісі *PubMed* за пошуковими запитамі "FEA in dentistry"; "finite element analysis in dentistry" та ключовими словами *FEA*, *finite element analysis*, *dentistry*. З отриманої вибірки відібрано 11 статей, що відповідали меті дослідження, та вручну додано ще 4 статті, які ширше розкрили базову тематику.

Результати. З аналізу літературних джерел встановлено, що метод скінченних елементів є корисним інструментом для оцінювання та дослідження процесів, які неможливо вивчати клінічно. Метод дає можливість повторювати будь-яке дослідження нескінченну кількість разів та за повного контролю вхідних умов.

Висновки. Метод скінченних елементів є одним із ключових інструментів для дослідження біомеханіки у сфері стоматології. Його подальше вивчення та удосконалення оптимізуватиме процеси персоналізованої та високоєфективної стоматології.

Ключові слова: метод скінченних елементів, біомеханіка, ортопедична стоматологія, імплантологія, цифрова стоматологія.

Стаття опублікована на умовах відкритого доступу за ліцензією CC BY-NC
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.uk>



Вступ

Сучасна стоматологія перебуває у стані постійного технологічного прогресу, спрямованого на підвищення якості й ефективності лікування. Однією з перспективних і науково-обґрунтованих методик є аналіз скінченних елементів (Finite Element Analysis — FEA), що уже довів свою ефективність.

Упровадження цифрових досліджень *in silico* стало новим етапом у модернізації клінічних методик у стоматології. Ця методологія забезпечує детальний аналіз навантажень, структурних змін та механіки поведінки різних тканин і конструкцій без необхідності проведення тривалих лабораторних або клінічних досліджень.

Застосування методу скінченних елементів дає можливість створювати точні комп'ютерні моделі зубів, кісткової тканини, пародонту та ортопедичних конструкцій. З використанням цих моделей можна спрогнозувати розподіл навантажень, накопичення напруги та деформацій під впливом жувальних сил і власне процесу підготовки.

Метод скінченних елементів (Finite Element Method — FEM) — це математичний метод аналізу напруги і деформацій у структурах будь-якої геометрії. Структура перетворюється у скінченні елементи (finite elements), що зв'язані між собою вузлами (nodes). Тип, розміщення та загальна кількість елементів прямо впливають на точність результату. Наступні кроки полягають у побудові моделі скінченних елементів із подальшим визначенням відповідних властивостей матеріалу, навантажень і граничних умов, щоб точно симулювати бажані налаштування навантажень [1]. Зі свого боку аналіз скінченних елементів (FEA) — це неінвазивне застосування методу скінченних елементів для конкретних завдань. У медицині його застосовують як інструмент для вивчення біомеханіки. Напругу й деформацію у відповідь на зовнішній чинник кількісно обчислити неможливо, тому цей метод аналізу є дуже корисним [2]. Він дає змогу візуалізувати накладені структури у співвідношенні з їхніми механічними властивостями та подальшим аналізом відповіді на механічні чинники, а також

локацію, напрямок та амплітуду прикладених сил до моделі, яка вивчається. Відповідно, результати можуть бути виміряні, а моделювання повторним та відтвореним у середовищі програмного забезпечення [1].

Аналіз скінченних елементів передбачає проведення трьох базових етапів: підготовку, вирішення та постобробку. Підготовка полягає у моделюванні тривимірної моделі (або отриманні її з даних комп'ютерної томографії) з наступним створенням мережі та граничних умов. Етап вирішення реалізується у середовищі програмного забезпечення, що застосовує змодельовані умови, проводить всі необхідні обчислення та виводить рішення. Це рішення додатково перевіряється та вдосконалюється відповідно до вимог на етапі постобробки [2].

Мета: проаналізувати джерела науково-медичної інформації щодо можливостей застосування методу скінченних елементів у галузі дослідницької стоматології, зацентрувавши увагу на дисциплінах, які насичені контрверсійними питаннями з погляду біомеханіки, а саме імплантології та ортопедичної стоматології.

Результати

Імплантологія. Принципова складність у симуляції механічної поведінки дентальних імплантатів полягає у тяжкості моделювання людської кісткової тканини та її відповіді на механічні чинники. Це спонукало до створення низки ускладнень для підвищення точності результатів досліджень, а саме детальної геометрії кісткової тканини та імплантату, властивостей матеріалів, граничних умов, зони контакту між імплантатом і кістковою тканиною [3].

Геометрія. Замість стандартних моделей, заповнених спрощеними геометричними структурами, використовували моделі, отримані з даних КТ або МРТ. Це дало можливість отримати коректніші з погляду анатомії моделі для подальшого аналізу [3].

Властивості матеріалів. У більш ранніх дослідженнях аналізували кісткову тканину як гомогенну структуру, ігноруючи трабекулярну кістку. У подальшому було рекомендовано розділити ці структури, оскільки їхні властивості істотно відрізняються [3].

Граничні умови. Більшість досліджень моделювали граничні умови як фіксовані, що спрощувало обчислення. Подальші дослідження показали, що використання кабельних елементів (імітація натягування м'язів) та елементів стиснення із зазором (моделювання руху суглобів) підвищує наближеність моделі до реального об'єкта. Проте за таке удосконалення довелося пожертвувати швидкістю обчислення [3].

Зона контакту між імплантатом і кістковою тканиною. У більшості досліджень вважається, що з'єднання між імплантатом та кісткою є ідеальним, але така позиція призводить до певних

неточностей в обчисленні. Тип кісткової тканини, який утворюється навколо імплантату у процесі його остеоінтеграції, залежить від функціональної напруги та його позиції в кістковій тканині щелепи, а її якість змінюється від фронтальної до дистальної ділянки щелепи за спаданням. Під час додаткових досліджень виявили, що моделювання контакту з розміром елементу 300 мкм є оптимальним для моделювання поверхні імплантат—кістка [3].

Різні автори провели дослідження з використанням методу скінченних елементів у питанні підбору оптимальної конфігурації імплантату з погляду біомеханіки. Результати цих досліджень показали, що діаметр імплантату є вагомим показником, ніж довжина, коли ми говоримо про вплив на розподіл напруги поверхнею імплантат—кістка, особливо в зоні кортикальної кісткової тканини [4]. Зі збільшенням діаметра імплантату зменшуються пікові зони напруги у кортикальній кістковій тканині [4]. Також збільшення діаметра імплантату є розв'язком проблеми накопичення напруги, зумовленим збільшенням довжини консолю [4]. Проте довжина імплантату є вагомим чинником, коли йдеться про накопичення та розподіл напруги у губчастій кістковій тканині під час аксіальних та щічно-оральних навантажень. Зі збільшенням довжини імплантату зменшується накопичення напруги у тканинах навколо, що веде до підвищення стабільності та довговічності. Хоча короткі імплантати й накопичують більше напруги в оточувальних тканинах, вони є оптимальним рішенням у деяких клінічних ситуаціях [4].

Тип з'єднання імплантату, тип ортопедичної конструкції та реставраційного матеріалу також впливають на напругу в оточувальних тканинах, а особливості різьбового з'єднання, довжина та нахил шийки імплантату мають враховуватись. Дистальні консолю можуть накопичувати напругу в цервікальній ділянці кортикальної пластинки, що можна вирішити збільшенням діаметра імплантату. Короткі імплантати накопичують напругу в ділянці перших витків гвинта, довгі — шийки власне тіла імплантату. Конічне з'єднання або використання switch-платформ показують нижчі максимальні значення накопичення напруги у тканинах навколо імплантату, а довші шийки абатментів накопичують напругу на рівні як імплантату, так і кортикальної пластинки [4].

Аналіз скінченних елементів також використовують для пошуку оптимальних атачментів для супраструктури [5]. Більшість досліджень показали, що за порівняння кулькових атачментів з локаторними останні менше накопичують напругу як у тілі атачмента, так і в тканинах навколо імплантату [5]. Порівняння систем балка—кліпса та кулькових атачментів виявило, що напруга у конструкції балка—кліпса накопичується за менших жувальних навантажень, проте завжди дистальніше позиції імплантату. Водночас кулькові атач-

менти накопичують напругу за вищих показників навантаження, але з мезіального боку імплантату та у міжімплантатному просторі [5]. Порівняння кулькових атачментів з магнітними не показало істотної різниці між ними [5]. Для порівняння екваторних атачментів з локаторними додатково ввели універсальні абатменти як контрольну групу. Локаторні та екваторні атачменти показали кращі показники розсіювання навантажень [5].

Досліджували також зміну положення та накопичення напруги під дією жувальних сил у часткових знімних протезах з опорою на імплантати [6]. Спільним висновком у низці досліджень було те, що незалежно від позиції імплантату за класу Кеннеді I на нижній щелепі накопичення напруги в зубах, періодонтальній зв'язці, ділянці адентії, кістковій тканині навколо імплантатів, слизовій оболонці та металевому каркасі часткової конструкції значно знижувалось. Також наявність імплантату, незалежно від позиції його встановлення, значно знижувало рівень зміщення конструкції у просторі [6]. У подальших дослідженнях детальніше аналізували вплив позиції імплантату на результати аналізу. Порівнювали позицію першого або другого нижнього моляра. Більше зміщення конструкції і протезного ложа, а також вищі показники напруги у кістковій тканині навколо імплантату виявили під час його встановлення в позиції другого нижнього моляра, ніж у позиції першого [6]. За позиції імплантату в ділянці першого нижнього моляра зафіксували збільшення накопичення напруги у зубах і м'яких тканинах порівняно з ділянкою другого нижнього моляра [6].

Ортопедична стоматологія. В ортопедичній стоматології широко застосовують аналіз скінчених елементів з метою передбачення поведінки твердих тканин зуба та оточувальних тканин під навантаженням ортопедичних конструкцій. Так, дослідження впливу дизайну препарування на стійкість до утворення тріщин зубів, відроджених частковими керамічними реставраціями з дисилікату літію, показало найнижчі показники накопичення напруги під час препарування за дизайном inlay [7]. Також з ідентичною послідовністю для ідентичних параметрів препарування провели додаткове дослідження, замінивши непрямі часткові керамічні реставрації на пряме клінічне відродження композитними матеріалами. Результати аналізу скінчених елементів засвідчили, що навіть у випадку відродження композитом дизайн препарування inlay залишився найоптимальнішим з погляду накопичення напруги [8].

Досліджували також міцність цирконієвих коронок, облицьованих керамікою. Згідно з

результатами аналізу скінчених елементів, товщина облицьовання 2 мм краще розподіляє напругу і стійкіша до зламу, ніж 1 мм [9].

Варто врахувати, що зуби і ортопедичні конструкції можуть піддаватися не лише фізіологічним жувальним навантаженням, а й парафункціональним, наприклад під час бруксизму. З цієї позиції аналіз скінчених елементів є ефективним інструментом у вивченні поведінки складних структур у поглинанні та розсіюванні напруг, які виникають під час їх експлуатації за різних оклюзійних ситуацій. У дослідженні [10] порівняно повні одиночні коронки (золото, нікель-хром, дисилікат літію, циркон, металокераміка) та частково реставровані (золото, нікель, хром, дисилікат літію, прямі та непрямі композитні реставрації), встановлені на перші постійні моляри. Під час фізіологічних функціональних навантажень повних коронок кращі результати у розподіленні напруги показали цирконові коронки, ніж металеві. Найвищий ризик виникав у облицьовальній кераміці у складі металокерамічних конструкцій та дисилікату літію [10]. За часткових реставрацій найкращі показники розподілення напруги отримали у варіанті золота, металу та дисилікату літію. Найгіршими для такого типу реставрацій виявились композитні реставрації з дизайном препарування onlay [10].

Наступним, вартим уваги, застосуванням методу скінчених елементів є аналіз зубів після ендодонтичного лікування. Зуби після нього стають піддатливішими до різних фрактур, тому біомеханічний аналіз структур відкриває прогнозованіший простір для планування подальшого ортопедичного відновлення [11].

Значну увагу приділяють постендодонтичному відновленню зубів та матеріалам, які для цього призначені. У дослідженні [12] порушили питання впливу різниці модулів еластичності зуба та матеріалу для відновлення на механізм виникнення тріщин кореня з використанням методу скінчених елементів на тривимірних моделях других премоларів. Отримали дані, які свідчать про те, що ризик дебондингу литої металеві конструкції є удвічі вищим, ніж скловолоконного штифта, бондовані металеві конструкції мають нижчий ризик провокування тріщини, різниця модулів еластичності провокує дебондинг, що збільшує ризик тріщини кореня, бондинг пропонує певну резистентність до тріщини відносно класичного цементування [12]. В іншому дослідженні аналізували вплив ферул-ефекту та довжину штифтової конструкції (металевої та скловолоконної) на резистентність до тріщин. Результат показав, що за наявності ферул-ефекту довжина штифтової

конструкції ніяк не впливала на резистентність до тріщини, тоді як за його відсутності 10-міліметрова штифтова конструкція була резистентнішою до появи тріщин, ніж 5-міліметрова; тверда штифтова конструкція ефективніша для фронтальної групи зубів у розподіленні напруг [12].

Щодо вибору матеріалу для штифтових конструкцій для фронтальної групи зубів провели інше дослідження, в якому порівняли титан, циркон, вуглецеве волокно та скловолокно. Виявлено, що пікові показники напруги знижувались у напрямку циркон — титан — скловолокно — вуглецеве волокно [12, 13]. У цьому ж дослідженні порівняли вплив конвергенції стінок штифтової конструкції на протидію накопичення напруг, що дало нижчі показники у варіанті паралельних стінок штифтової конструкції, на противагу конусній формі [13]. Узагальнюючи питання щодо матеріалу для відновлення втраченого об'єму зубів після ендодонтичного лікування, можна впевнено стверджувати, що скловолокно має істотну перевагу над іншими матеріалами через його можливість рівномірніше розподіляти напругу,

яка виникає у штифтовій конструкції [14]. Також у подальшому під час дослідження поведінки структури зуб—штифтова конструкція—коронка аналізом скінчених елементів та цирконових і керамічних коронок виявили, що матеріал, з якого виготовлено коронку, вже не має значного впливу на накопичення та розподілення напруг [15].

Висновки

Аналіз скінчених елементів є надзвичайно корисним інструментом для вивчення біомеханіки у сфері імплантології на шляху до персоналізованої стоматології з нахилом у *in silico* підготовку. Проте надзвичайна складність будови людського організму і тяжкість математичного відображення біологічних процесів залишають простір для подальшого удосконалення інструментів та методик.

Метод скінчених елементів не є універсальним, оскільки під час створення мережі та граничних умов кожному вузлу присвоюється обмежений рівень свободи (degree of freedom), а у живому організмі всі елементи безперервні та мають нескінченний рівень свободи [2].

ПОСИЛАННЯ / REFERENCES

1. Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *J. Oral. Biol. Craniofac. Res.*, 4(3), 200–203. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2014.11.008>. PMID: 25737944. PMCID: PMC4306993.
2. Shivakumar, Sh., Kudagi, V.Sh., Talwade, P. (2021). Applications of finite element analysis in dentistry: A review. *J. Int. Oral Health.*, 13(5), 415–422. DOI: https://doi.org/10.4103/JIOH.JIOH_11_21.
3. Geng, J.-P., Tan, K.B., Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, 85(6), 585–598. DOI: <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.115251>.
4. Qiu, P., Cao, R., Li, Z., Fan, Z. (2024). A comprehensive biomechanical evaluation of length and diameter of dental implants using finite element analyses: A systematic review. *Heliyon*, 10(5), e26876. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e26876>. PMID: 38434362. PMCID: PMC10907775.
5. Bhattacharjee, B., Saneja, R., Singh, A., Dubey, P.K., Bhatnagar, A. (2022). Peri-implant stress distribution assessment of various attachment systems for implant supported overdenture prosthesis by finite element analysis — A systematic review. *J. Oral. Biol. Craniofac. Res.*, 12(6), 802–808. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2022.09.002>. PMID: 36159066. PMCID: PMC9490590.
6. Kuroshima, S., Sasaki, M., Al-Omari, F.A., Uto, Y., Ohta, Y., Uchida, Y. et al. (2024). Implant-assisted removable partial dentures: Part II. A systematic review of the effects of implant position on the biomechanical behavior. *J. Prosthodont. Res.*, 68(1), 40–49. DOI: https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_23_00032. PMID: 37211409.
7. Hofsteenge, J.W., Carvalho, M.A., Borghans, P.M., Cune, M.S., Özcan, M., Magne, P. et al. (2023). Effect of preparation design on fracture strength of compromised molars restored with lithium disilicate inlay and overlay restorations: An in vitro and in silico study. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 146, 106096. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.106096>. PMID: 37659167.
8. Hofsteenge, J.W., Carvalho, M.A., Botenga, E.L.F., Cune, M.S., Özcan, M., Magne, P. et al. (2024). Effect of preparation design on fracture strength of compromised molars restored with direct composite resin restorations: An in vitro and finite element analysis study. *J. Prosthet. Dent.*, 131(6), 1150–1158. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.03.039>. PMID: 38670907.
9. Lima, J.M.C., Costa, A.K.F., Anami, L.C., Souza, K.B., Silva, N.R.D., Marinho, R.M.M. et al. (2021). CAD-FEA modeling and fracture resistance of bilayer zirconia crowns manufactured by the rapid layer technology. *Braz. Dent. J.* 32(3), 44–55. DOI: <https://doi.org/10.1590/0103-6440202104163>. PMID: 34755789.

10. Houdaifa, R., Alzoubi, H., Jamous, I. (2022). Three-dimensional finite element analysis of worn molars with prosthetic crowns and onlays made of various materials. *Cureus*, 14(10), e30240. DOI: <https://doi.org/10.7759/cureus.30240>. PMID: 36381725. PMCID: PMC9652483.
11. Abdelhafeez, M.M. (2024). Applications of finite element analysis in endodontics: A systematic review and meta-analysis. *J. Pharm. Bioallied. Sci.*, 16(3), S1977–S1980. DOI: https://doi.org/10.4103/jpbs.jpbs_393_24. PMID: 39346156. PMCID: PMC11426775.
12. Oulghazi, I., El Yamani, A., Morchad, B. (2024). Factors influencing vertical radicular fractures in teeth supported by metallic dental core: A scoping review. *Clin. Cosmet. Investig. Dent.*, 16, 101–114. DOI: <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S458697>. PMID: 38665472. PMCID: PMC11044889.
13. Madfa, A.A., Kadir, M.R., Kashani, J., Saidin, S., Sulaiman, E., Marhazinda, J. et al. (2014). Stress distributions in maxillary central incisors restored with various types of post materials and designs. *Med. Eng Phys.*, 36(7), 962–967. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.03.018>. PMID: 24834856.
14. Badami, V., Ketineni, H., PB, S., Akarapu, S., Mittapalli, S.P., Khan, A. (2022). Comparative evaluation of different post materials on stress distribution in endodontically treated teeth using the finite element analysis method: A systematic review. *Cureus*, 14(9), e29753. DOI: <https://doi.org/10.7759/cureus.29753>. PMID: 36324349. PMCID: PMC9617588.
15. Kharboutly, N.A., Allaf, M., Kanout, S. (2023). Three-dimensional finite element study of endodontically treated maxillary central incisors restored using different post and crown materials. *Cureus*, 15(1), e33778. DOI: <https://doi.org/10.7759/cureus.33778>. PMID: 36798627. PMCID: PMC9925666.

Finite Element Analysis in Dentistry

Shcherba, P. V., Shcherba, P. P.

Danylo Halytsky Lviv National Medical University, Lviv, Ukraine

Objective: analyze sources of scientific and medical information regarding the possibilities of applying the finite element method in the field of research dentistry, focusing on disciplines full of controversial issues from the point of view of biomechanics, namely, implantology and prosthetic dentistry.

Material and methods. A literature review was conducted using the PubMed database with search queries “FEA in dentistry,” “finite element analysis in dentistry,” and the keywords FEA, finite element analysis, and dentistry. From the retrieved selection, 11 articles that met the study’s objective were chosen, and an additional four articles were manually added to elucidate the fundamental topic better.

Results. The analyzed literature demonstrates that finite element analysis is a valuable tool for evaluating and studying processes that would be impossible to investigate clinically. This method allows for the replication of an unlimited number of experiments with complete control over the input conditions.

Conclusions. Finite element analysis remains one of the key tools for studying biomechanics in dentistry. Further research and improvements to this method could optimize personalized and highly efficient dentistry processes.

Keywords: *finite element analysis, biomechanics, prosthetic dentistry, implantology, digital dentistry.*

Щерба Петро Володимирович — кандидат медичних наук, доцент кафедри ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького, p.shcherba.v@gmail.com
ORCID: <https://orcid.org/0009-0008-4813-3626>

Щерба Петро Петрович — лікар-стоматолог, +38 (063) 869 58 67, petro1shcherba57@gmail.com
ORCID: <https://orcid.org/0009-0009-5554-1692>

Стаття: надійшла до редакції 17.02.2025 р.; прийнята до друку 10.04.2025 р.