

Микола СУР'ЯНИНОВ¹, д-р техн. наук, проф.,
Євгеній СЕМЕНОВ², д-р мед. наук, проф.,
Діана ЛАЗАРЄВА¹, канд. техн. наук, доц.,
Олег СЕННИКОВ², канд. мед. наук, доц.

¹ Одеська державна академія будівництва та архітектури, м. Одеса, Україна, e-mail: sng@odaba.edu.ua

² Інститут стоматології та щелепно-лицевої хірургії НАМН України, м. Одеса, Україна

ЧИСЕЛЬНЕ МОДЕЛЮВАННЯ СИСТЕМИ «ЗУБ – ЕНДОДОНТО-ЕНДООСАЛЬНИЙ ІМПЛАНТАТ – КІСТКА»

Анотація. У статті наведено результати скінчено-елементного аналізу системи «зуб – ендодонто-ендоосальний імплантат – кістка» з використанням стандартних розбірних імплантатів малого діаметра та хірургічних інструментальних наборів до них. Досліджувався зубощелепний сегмент із параметрами: довжина кореня зуба – 14,25мм; резекція кореня – на 1/3; довжина імплантату – 13,0мм; глибина занурення у губчасту кістку – 2мм; діаметр імплантату (змінна величина) – 2,9; 3,0; 3,2мм. Зовнішнє навантаження прийняте рівним 200 Н, і прикладене під кутом 125°. Побудована модель істотно відрізняється від наведеної в літературі. При її побудові використовувався «висхідний» метод твердотільного моделювання. Геометрія фрагмента кістки і зубів задана набором поперечних перерізів у вигляді неоднорідних раціональних сплайнів зі змінними по висоті розмірами і розташуванням центрів. Визначено напруження та переміщення у всіх елементах системи. Розрахунки показали, що напруження в зубі, кортикальній та губчастій кістці практично не залежать від діаметра імплантату, але зменшуються зі збільшенням його діаметра.

Ключові слова: резекція кореня зуба, ендодонто-ендоосальний імплантат, моделювання, напруження, переміщення, ANSYS.

Актуальність дослідження

Ендодонто-ендоосальна імплантація застосовується у разі наявності рухливих або зруйнованих значною мірою зубів. Щоб їх зберегти через корінь зуба вводяться штифтові імплантати, які мають гвинтову або фігурну поверхню.

Ендодонто-ендоосальна імплантація (ЕЕІ) є ефективним методом, що доповнює лікування хронічних періапікальних запальних процесів і дозволяє зміцнити зуби, забезпечуючи їх стабільність, надійне та тривале функціонування. Імплантати виявляються високоефективними при остеоінтеграції та створюють можливість для функціонування зубів, що знаходяться в ортопедичних конструкціях.

Довгий час ефективність їх використання у довгостроковій перспективі можна було спрогнозувати лише на підставі тривалих клінічних спостережень. Але можливості комп'ютерного моделювання та подальших розрахунків досліджуваного зубощелепного сегмента дозволяють зробити такий прогноз набагато швидше, а його необхідність для практичної стоматології визначає актуальність подібних досліджень.

Метою даної роботи є комп'ютерне моделювання та чисельний аналіз системи «зуб – ЕЕІ – кістка» при застосуванні стандартних імплантатів розбірного вигляду, малого діаметра та інструментальних хірургічних наборів до них, що дозволяє застосувати будь-які кутові типорозміри абатментів, або використовувати індивідуально виготовлені.

Основні матеріали досліджень

У дослідженні використовується комп'ютерне моделювання зубощелепної системи з ендодонто-ендоосальними імплантатами та її аналіз методом скінчених елементів у програмі ANSYS [1].

Великий розкид значень механічних характеристик матеріалу кістки, закладений нами в побудовану математичну модель, обумовлений тим, що для живих систем характерна висока мінливість властивостей, обумовлена індивідуальними, віковими, функціональними відмінностями об'єктів, що досліджуються, і великою кількістю зовнішніх факторів.

Механічні характеристики матеріалів наведено у табл. 1.

Таблиця 1

Механічні характеристики зубощелепної системи

	Модуль пружності, МПа	Коефіцієнт Пуассона
Дентін	15000	0,32
Кортикальна кістка	20000	0,3
Губчаста кістка	5000	0,35
Імплантат	110000	0,3

Побудована модель суттєво відрізняється від наведеної у [2]. При побудові фрагмента зубощелепної системи у програмі ANSYS нами використовувався «висхідний» метод твердотільного моделювання. При цьому створення моделі починається з об'єктів найнижчого порядку: ключові точки, потім пов'язані з ними лінії, поверхні та об'єми.

У процесі моделювання зубів та фрагмента кістки допускалися деякі спрощення. Геометрія фрагмента кістки і зубів задана набором поперечних перерізів у вигляді неоднорідних раціональних сплайнів зі змінними по висоті розмірами і розташуванням центрів. Спочатку був створений каркас, що складається з деякого набору поперечних перерізів, на основі яких, за допомогою методу побудови площин, відомого як обтягування каркаса, створені відповідні зазначених перерізів поверхні. Згодом поверхні заповнювалися об'ємом. Враховуючи симетрію, побудова виконується для половини моделі, потім отриманий фрагмент симетрично відбивається.

Побудова сітки скінчених елементів – один із найважливіших етапів скінчено-елементного аналізу. Точність розрахунків за допомогою МСЕ залежить від правильного вибору типів та розмірів скінчених елементів. У існуючих програмних комплексах, як правило, передбачаються два основні методи: побудова довільної сітки та впорядкованої. Побудова впорядкованої сітки в складній тривимірній моделі зубощелепної системи, що переважно складається з криволінійних поверхонь, не представляється можливою. Тому при розбивці на скінчені елементи використано автоматичні програмні засоби для побудови довільної сітки.

Перед створенням скінчено-елементної моделі були виділені передбачувані області концентрації напружень, в яких сітка була згущена. У зонах з відмінними деформаціями або напруженнями, що мало змінюються, а також в областях, які не становлять особливого інтересу для дослідника сітку навпаки можна укрупнити. При цьому форма і розміри сусідніх елементів поблизу концентратора напружень не повинні суттєво відрізнятися, оскільки це впливає на точність отриманих результатів. Проведено аналіз скінчено-елементної моделі, в результаті якого виключені надто витягнуті елементи; елементи приблизно з однаковими розмірами сторін дають меншу помилку.

Побудована модель апроксимована об'ємним шестигранним 8-ми вузловим скінченим елементом SOLID185, який має три ступені свободи в кожному вузлі – переміщення у напрямках осей X, Y, Z вузлової системи координат. Елемент може набувати виродженої форми, що особливо зручно при розгляді конструкцій складної конфігурації.

Скінчено-елементна модель фрагмента кістки зі штучним включенням переважно складається з елементів, що мають пірамідальну форму, включає обсяги анкерного гвинта, компактного і губчастого речовин. Анкерний гвинт діаметром 3 мм має конусоподібну форму: довжина гвинта – 13 мм. Товщина компактної речовини (кортикальна кістка) прийнята 0,5 мм.

В результаті апроксимації згенеровано 147109 елементів та 27421 вузлів (рис. 1). Частина скінчених елементів має розмір 1 мм, ще частина – 0.6 мм, а розмір інших визначається вільною побудовою сітки.

Зовнішнє навантаження на сегмент прийнято рівним 200 Н, і прикладене під кутом 125°.

Результати

Чисельний аналіз напружено-деформованого стану (НДС) зубощелепної системи при ендодонто-ендоосальній імплантації проводився у два етапи.

На першому етапі вивчено вплив на НДС системи зміни діаметру ендодонто-ендоосального імплантату. Досліджувався зубощелепний сегмент із наступними параметрами: довжина кореня зуба – 14,25 мм; резекція кореня – на 1/3 та 2/3 (тут наведено результати при резекції лише на 1/3); довжина імплантату – 13,0 мм; глибина занурення у губчасту кістку – 2 мм; діаметр імплантату (змінна величина) – 2,9; 3,0; 3,2 мм.

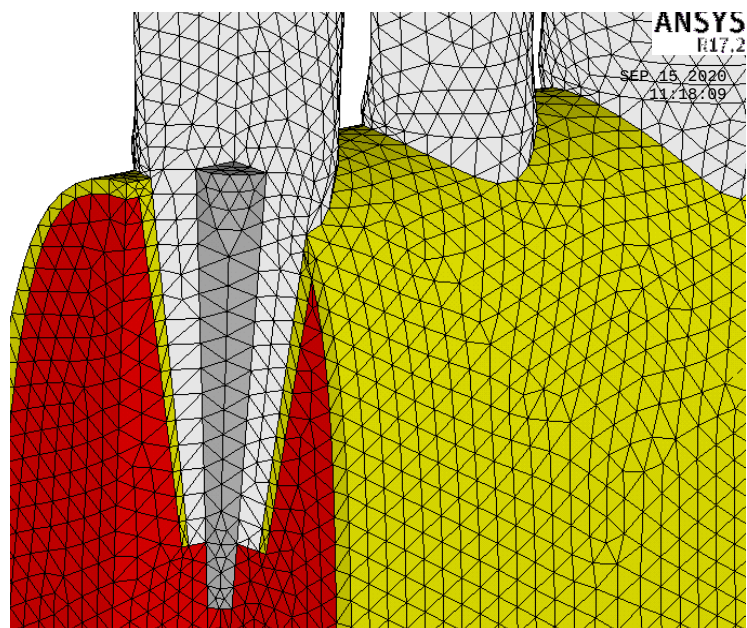


Рис. 1. Скінчено-елементна модель зубощелепного сегмента із включенням

Скінчено-елементний аналіз у програмному комплексі ANSYS дозволяє в результаті розрахунків отримати цілу низку параметрів напружено-деформованого стану системи: напруження та деформації у напрямках координатних осей, головні напруження та відповідні деформації, еквівалентні напруження та переміщення будь-якої точки системи та цілий ряд інших величин. А процедура візуалізації дозволяє оглянути поля напружень та деформацій, встановити найбільш напружені ділянки об’єкта вивчення.

Отримані нами результати при резекції кореня на 1/3 наведено у табл. 2. Візуалізацію виконаних розрахунків наведено на рисунках 2, 3, 4 та 5.

Таблиця 2

Результати при резекції кореня на 1/3

Діаметр імплантату, мм	Максимальні напруження, МПа			Максимальні переміщення, мм	
	Кортикальна кістка	Губчаста кістка	Імплантат	Горизонтальне	Вертикальне
2,9	54,016	14,656	77,145	0,079	–0,022
3,0	54,312	14,715	77,373	0,079	–0,022
3,2	53,909	14,734	59,583	0,078	–0,021

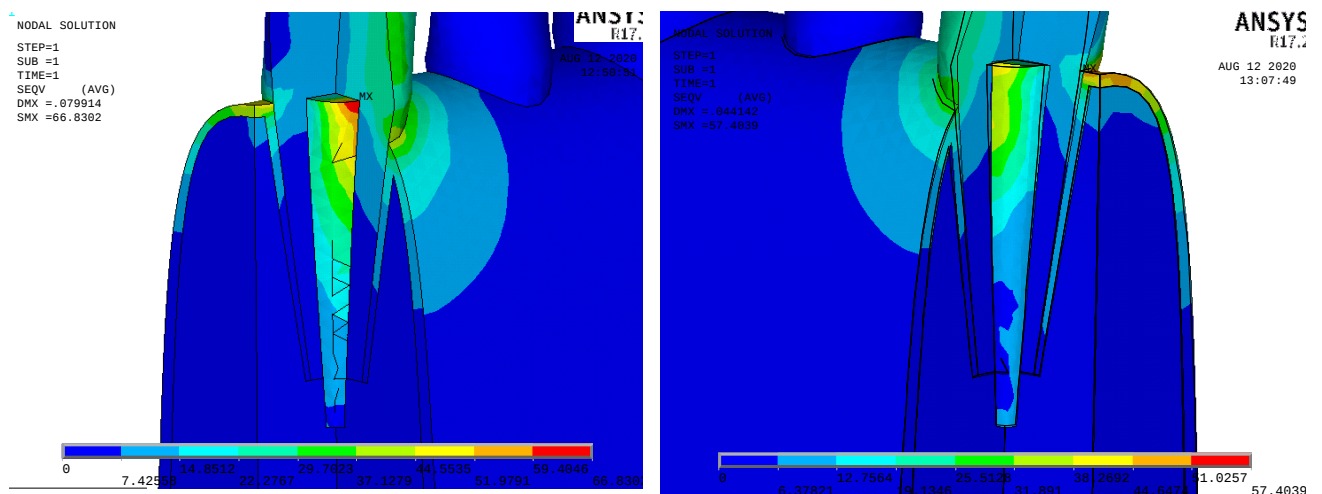


Рис. 2. Загальна картина напружень

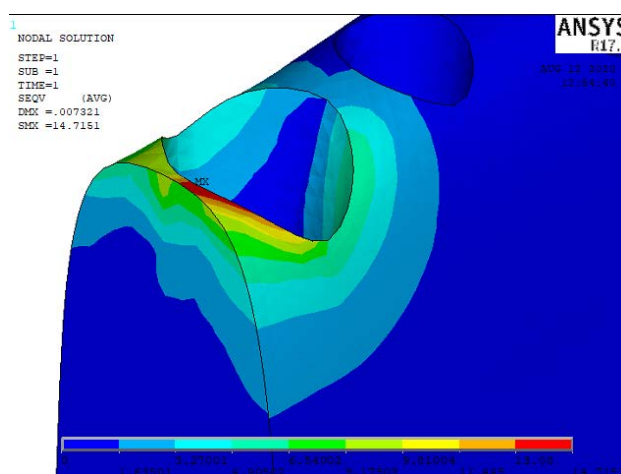


Рис. 3. Напруження в губчастій кістці

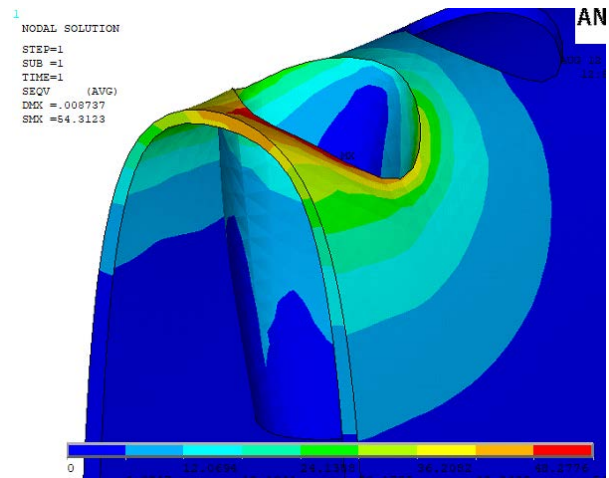


Рис. 4. Напруження в кортикальному шарі

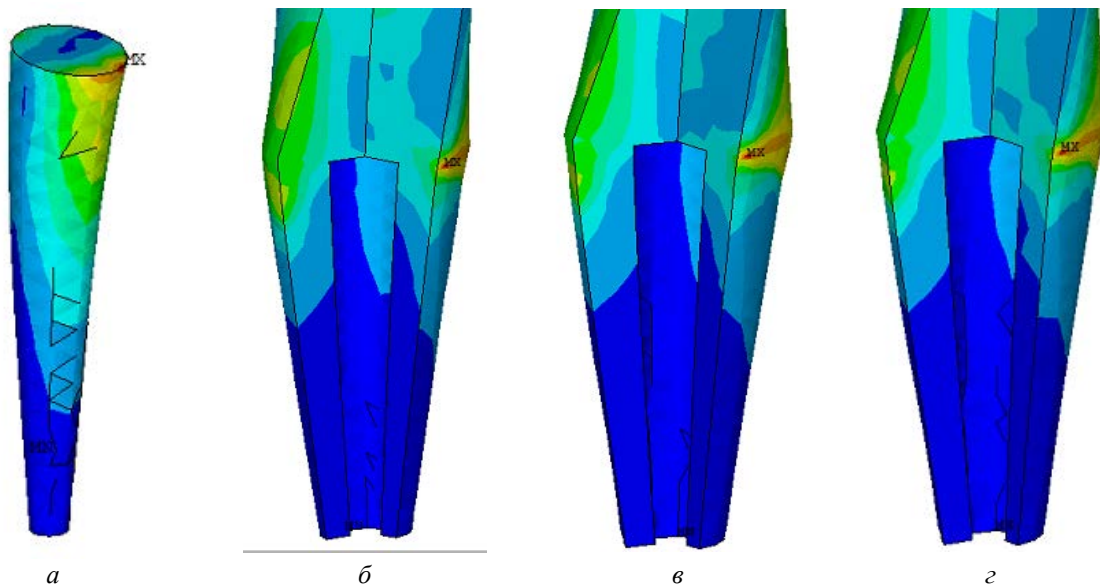


Рис. 5. Напруження: а – в імплантаті; б – у зубі, $d = 2,9$ мм; в – у зубі, $d = 3,0$ мм; з – у зубі, $d = 3,2$ мм

На другому етапі досліджень величиною, що варіюється, була довжина імплантату. Досліджувався зубощелепний сегмент із параметрами: довжина кореня зуба 14,25 мм; резекція кореня – на 1/3; довжина імплантату (змінна величина) – 13,0; 15,0; 18,0 мм; діаметр імплантату – 3,0 мм. Товщина компактної речовини (кортикальна кістка) прийнята 0,5 мм. Зовнішнє навантаження прийняте рівним 200 Н, і прикладене під кутом 125° .

В результаті досліджень встановлено, що зі збільшенням довжини імплантату спостерігається невелике зниження напружень в компонентах зубощелепної системи, при цьому спостерігається зростання напружень в імплантаті. У табл. 2 зведені отримані, в результаті чисельного аналізу, максимальні значення напружень всіх елементів системи.

Таблиця 2

Значення напружень при зміні довжини імплантату

Довжина імплантату, мм	Максимальне напруження, МПа			
	Кістка		Зуб	Імплантат
	Кортикальна	Губчаста		
13	54,31	14,72	43,05	77,37
15	49,15	10,365	39,65	75,22
18	48,9	10,11	39,09	81,407

Висновок

Таким чином, виконано дослідження напружено-деформованого стану всіх компонентів системи «зуб – ендодонто-ендоосальний імплантат – кістка» методом скінчених елементів у програмі ANSYS. Для цього побудовано уточнену модель з використанням «висхідного» методу твердотілого моделювання. Геометрія фрагмента кістки і зубів задавалася набором поперечних перерізів у вигляді неоднорідних раціональних сплайнів зі змінними по висоті розмірами і розташуванням центрів. Розглянуто п'ять варіантів моделі, де змінними величинами є діаметр імплантату при довжині 13 мм (перший випадок) та довжина імплантату при діаметрі 3 мм (другий випадок). Розрахунки показали, що напруження у зубі, кортикальній та губчастій кістці практично не залежать від діаметра імплантату, але зменшуються зі збільшенням його діаметра. При збільшенні довжини імплантату спостерігається невелике зниження напружень в компонентах зубощелепної системи, при цьому зростають напруження в імплантаті.

Література

1. Лазарева Д. В. Прием работы с ПК ANSYS при розв'язанні задач механіки. Під редакцією М. Г. Сур'янінова: монографія / Д.В. Лазарева, М.М. Сорока, О.С. Шил'яєв. Одеса: ОДАБА, 2020. 432 с.

2. Джалалова М.В., Степанов А.Г. Вплив рівня резекції кореня зуба на напружено-деформований стан ендодонто-ендоосального імплантату в зубощелепному сегменті / Журнал біомеханіки, том 21, № 1. С. 51–63.
3. Berry C.W., Moore T.J., Safar J.A., Henry C.A., Wagner M.J. Antibacterial activity dental implant metals. // Implant. Dent. 1992. V. I - 4. P. 59–65.
4. Степанов А. Г., Зязіков М. Д. Експериментальне визначення фізико-механічних параметрів, що підвищують внутрішньокореневу фіксацію індивідуальних трансдентальних імплантатів, виготовлених CAD/CAM фрезеруванням // Стоматологія. 2015. Т. 94, № 2. С. 100–101.
5. Семенов Є.І. Моделювання фронтальної ділянки верхньої щелепи із зубами та штучними включенням (внутрішньокістковий циліндричний імплантат) у програмі ANSYS / Є.І. Семенов, М.Г. Сур'янінов // Вісник стоматології. 2011. № 1. С. 74–79.