

Б.І. Гриньків¹, Л.О. Борушак², З.Р. Ожоган¹, Л.В. Мізюк¹, Р.З. Ожоган¹,
І.В. Виклюк¹

Комп'ютерне моделювання та дослідження напружено-деформованого стану системи «дентальний імплантат – кісткова тканина»

¹Івано-Франківський національний медичний університет, м. Івано-Франківськ, Україна, b.grynkyv@gmail.com

²Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу, м. Івано-Франківськ, Україна, liubomyr.borushchak@nung.edu.ua

Визначено характер напружено-деформованого стану системи “дентальний імплантат – кісткова тканина” за допомогою тривимірних комп'ютерних моделей, які були створені у програмі твердотілого параметричного моделювання Solid Works 2024 із застосуванням методу скінченних елементів. Власне дослідження були виконані засобами пакету Simulation. За допомогою програми Solid Works 2024 розроблено твердотільні параметричні моделі, які включали фрагмент щелепної кістки з дентальним імплантатом та ортопедичними елементами. Для проведення дослідження застосовано фізико-механічні параметри ортопедичних елементів (коронки та абатмента), дентального імплантата, кортикальної та трабекулярної кісткової тканини щелеп. Дослідження напружено-деформованого стану проведено за умови середніх показників міцності та щільності трабекулярної кісткової тканини щелеп. Під час виконання дослідження було створено умови максимально асиметричного прикладання сили жувального навантаження на ортопедичні елементи та дентальний імплантат, що дозволило виявити несприятливі умови функціонування системи коронка – імплантат – кісткова тканина.

Ключові слова: напруження; деформація; остеоінтеграція; тривимірна комп'ютерна модель; опорні зуби; дентальний імплантат; щільність кісткової тканини; трабекулярна кісткова тканина; метод скінченних елементів (МСЕ).

Подано до редакції 25.01.2026; прийнято до друку 15.05.2026, опубліковано 22.06.2026.

Вступ

Оскільки характер розподілу напружень у дентальних імплантатах повністю відрізняється від природного зуба, процес остеоінтеграції дентального імплантату насамперед залежить від його біомеханічної поведінки. На відміну від дентального імплантату, для природного зуба характерна наявність періодонтальної зв'язки, яка діє як амортизатор оклюзійних сил. Ключовим фактором успіху чи невдачі остеоінтеграції дентального імплантату є характер передачі навантаження від дентального імплантату на сусідню алевеоларну кісткову тканину [1].

На процес остеоінтеграції дентальних імплантів впливає ряд факторів: клінічні навички лікаря, техніка введення дентального імплантату та хірургічні методики. Крім цього, для забезпечення успіху остеоінтеграції дентального імплантату є необхідність врахування напруження імплантату, щелепної кістки та взаємодія їх біомеханічної поведінки [2].

Основною причиною втрати кісткової тканини навколо дентальних імплантів є оклюзійне перевантаження, яке призводить до втрати ортопедичних конструкцій та дентальних імплантів. Тому біомеханіка відіграє важливу роль для прогнозування дезінтеграції дентальних імплантів та безпосередньо впливає на довговічність

дентальних імплантатів та ортопедичних конструкцій [3].

Кожного року зростає потреба в стоматологічній реабілітації втрачених зубів за допомогою дентальних імплантатів у результаті травм та захворювань тканин пародонту. Кількість невдалих клінічних випадків інтеграції дентальних імплантатів зростає відповідно. Методи моделювання поведінки дентального імплантату з точки зору напруження та деформації в кістковій тканині щелепи під дією жувальних сил необхідні для прогнозу поведінки дентального імплантату під час процесу остеоінтеграції. Для оцінки даної проблеми був описаний метод скінченних елементів (МСЕ) [4].

Метод скінченних елементів (МСЕ) використовується для визначення стану напруження, деформації та зміщення в дентальному імплантаті та навколишній кістковій тканині та застосовується для аналізу факторів, що впливають на весь процес до- та після остеоінтеграції та оптимального проектування дентальних імплантатів.

Вивчення процесу остеоінтеграції залишається важливим питанням в дентальній імплантології [4].

Метод скінченних елементів (МСЕ) надає цінну інформацію про механічну поведінку та стабільність імплантної системи та забезпечує високоточні прогнози потенційних змін форми та структурних реакцій, які виникають у дентальному імплантаті та кістковій тканині [5].

Даний метод дозволяє визначити стан напруження та зміщення як одразу після введення дентального імплантату, під час та після процесу остеоінтеграції до повного загоєння [6].

За допомогою комп'ютерного програмного забезпечення прості та складні структури, перетворюються на сітки. Отримані моделі складаються з вузлів, елементів та заздалегідь визначених граничних умов. Під час процесу моделювання користувач прикладає навантаження до певних елементів, чи вузлів, а потім для запуску аналізу моделювання оцінюються напруження та переміщення. Даний метод широко використовується в стоматології: для визначення дизайну та форми реставрацій, знімних протезів та незнімних протезів, штифтів, ретенційних штифтів, дентальних імплантатів та ін. [7].

Перевагою даного методу є можливість прогнозування механічної поведінки дентального імплантату без необхідності проведення руйнівних або *in vivo* випробувань [8].

Проте метод скінченних елементів (МСЕ) має ряд недоліків, які потрібно враховувати під час оцінки результатів перед прийняттям клінічного рішення: відсутність можливості моделювання температури, рН, біоплівки та використання ізотропних матеріалів [9].

Цей метод дає можливість прогнозувати просторовий розподіл рівнів напружень в областях, де імплантати зустрічаються з кортикальною кісткою, а також в області навколо верхівки зубних імплантатів у трабекулярній кістці. До факторів, які впливають на регулювання біомеханічного навантаження належить: величина функціональної поверхні та тип прикладеної

сили. У будь-якій точці математичної структури МСЕ може надати точні кількісні дані. Отже, метод скінченних елементів (МСЕ) є корисним аналітичним інструментом у галузі імплантології. [10].

I. Матеріали і методи.

Аналіз отриманих даних дозволить порівняти отримані значення статичних напружень, переміщень елементарних внутрішніх об'ємів моделі та ступеня їх деформацій з допустимими значеннями напружень і, таким чином, зробити висновки про характер реакції кісткової тканини на силову дію з боку дентального імплантата. Порівняльні результати вкажуть рівень імовірності руйнування трабекулярної кісткової тканини, як найбільш вразливого компонента системи.

Дослідження проводились на комп'ютерних моделях фрагмента щелепної кістки, дентального імплантата та ортопедичних елементів.

1.1. Засоби досліджень

Тривимірні комп'ютерні моделі створювались у програмі твердотілого параметричного моделювання Solid Works 2024, а власне дослідження були виконані засобами пакету Simulation. В основі функціонування додатку закладено метод скінченних елементів.

Значення еквівалентних статичних напружень виводяться у легенді в мегапаскалях (МПа) за Мізесом (третя теорія міцності).

Значення переміщень внутрішніх об'ємів виводяться у мм, а величини їх деформації – ESTRN – одиницях еквівалентної деформації тіла відносно трьох координатних осей.

1.2. Вихідні дані до виконання досліджень

Вихідними даними до виконання досліджень є: геометрична будова сегменту щелепної кістки, дентального імплантату та ортопедичних елементів; конструкція елементів протеза (власне дентального імплантата, абатмента та керамічної коронки);

величина сили жувального навантаження, що діє на коронку і решту елементів протеза;

фізико-механічні властивості компонентів щелепної кістки (кортикальної і трабекулярної частин) та елементів протеза.

З метою допустимого спрощення досліджуваної комп'ютерної моделі вилучаємо з неї кріпильний елемент (гвинт), який забезпечує надійне і міцне з'єднання абатмента з імплантатом.

Фрагмент щелепної кістки в місці встановлення дентального імплантата є композитною структурою, що на поверхні має порівняно щільний, твердий і міцний кортикальний шар товщиною $0,6 \pm 1,25$ мм, а внутрішній об'єм містить пористу трабекулярну кісткову тканину відносно невисокої твердості та міцності.

Результати експериментальних досліджень властивостей трабекулярної і кортикальної компонентів щелепних кісток знаходяться у дещо

різних діапазонах, які перекриваються. Об'єднавши ці дані, запишемо узагальнені показники в табл. 1.

Для проведення комп'ютерних досліджень будемо задавати середні значення параметрів трабекулярної кісткової тканини, які покажемо у табл. 2.

Виходячи з будови фрагмента щелепної кістки, який містить дентальний імплантат та ортопедичні елементи, бачимо, що у процесі препарування отвір під дентальний імплантат розширюють таким чином, що поверхневий (кортикальний) шар практично не контактує з елементами протеза для кращого встановлення дентального імплантата. Аналізуючи чисельні значення показників міцності кортикальної структури бачимо, що значення модуля пружності порівняно з трабекулярною кістковою тканиною більше на 2 показники. Отже, твердість теж більша, що зумовлює набагато менші деформації кортикального шару під дією силових факторів. На підставі цього для комп'ютерних досліджень приймаємо усереднені значення цих показників, які покажемо у табл. 3.

Керуючись даними досліджень, задаємо силу жувального навантаження, що діє на коронку, рівною 100 Н.

1.3. Створення твердотільної 3D моделі

Для виконання досліджень першим етапом є створення твердотільної параметричної моделі фрагмента щелепної кістки з дентальним імплантатом та ортопедичними елементами в натуральну величину за допомогою програми Solid Works 2024.

Власне статичні дослідження напружено-деформованого стану проводимо в додатку Simulation вказаної програми у категорії Static.

В якості основи протеза вибирали імплант KDA0F4008 для заміщення премоляра діаметром Ø4,25 мм і довжиною 10,0 мм іспанської фірми GMI Dental Implantology, S.L. з абатментом та фіксуючим гвинтом (рис. 1).

В процесі моделювання зробимо наступне допущення. Виходячи з того, що абатмент базується в дентальному імплантаті конічною поверхнею високої точності і фіксується в імплантаті гвинтом з виключенням будь яких взаємних переміщень, з метою спрощення моделі виключимо з конструкції кріпильний гвинт.

Товщину кортикального шару щелепної кістки візьмемо 1,25 мм згідно середньостатистичних даних.

Конфігурацію та розміри коронки премоляра задаємо з тих самих міркувань.

Таблиця 1.

Фізико-механічні параметри кісткових структур

Показник	Позначення	Трабекулярна кістка	Кортикальна кістка
Модуль пружності	E, МПа	2,5÷150	(2,5÷20)×10 ³
Коефіцієнт Пуассона	μ	0,23÷0,49	0,25÷0,35
Густина (щільність)	ρ, г/см ³	0,27÷1,1	1,4÷2,1
Границя міцності на розтяг	σ _{розт} , МПа	0,25÷32	22÷125
Границя міцності на стискання	σ _{стиск} , МПа	0,3÷12,5	15,5÷82

Таблиця 2.

Прийняті значення фізико-механічних параметрів трабекулярної кісткової тканини щелеп

Показник	Позначення	Середні значення
Модуль пружності	E, МПа	65
Коефіцієнт Пуассона	μ	0,3
Густина (щільність)	ρ, г/см ³	0,6
Границя міцності на розтяг	σ _{розт} , МПа	12,0
Границя міцності на стискання	σ _{стиск} , МПа	5,5

Таблиця 3.

Прийняті значення фізико-механічних параметрів кортикальної кісткової тканини щелеп

Показник	Позначення	Кортикальна кістка
Модуль пружності	E, МПа	13,5×10 ³
Коефіцієнт Пуассона	μ	0,25
Густина (щільність)	ρ, г/см ³	1,65
Границя міцності на розтяг	σ _{розт} , МПа	65
Границя міцності на стискання	σ _{стиск} , МПа	45

Таблиця 4.

Фізико-механічні параметри інших компонентів протеза на основі дентального імплантата

Показник	Позначення	Імплантат	Абатмент	Коронка
Модуль пружності	E, МПа	120×10 ³	115×10 ³	220×10 ³
Коефіцієнт Пуассона	μ	0,32	0,3	0,22
Густина (щільність)	ρ, г/см ³	4,37	4,43	3,0
Границя міцності на розтяг	σ _{розт} , МПа	937	800	2300
Границя міцності на стискання	σ _{стиск} , МПа	930	810	551

Модель дентального імплантата зображена на рис.1.

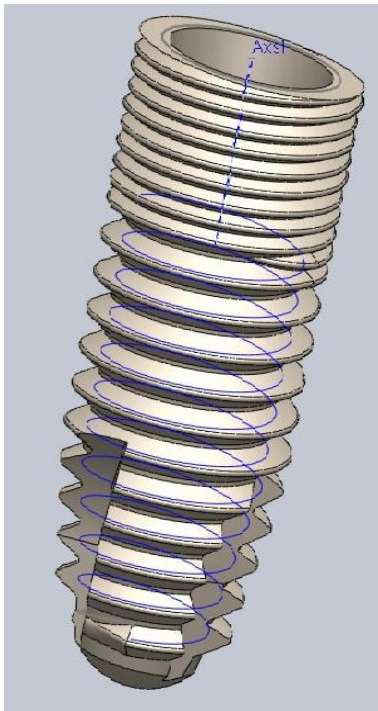


Рис. 1. Модель імплантата.

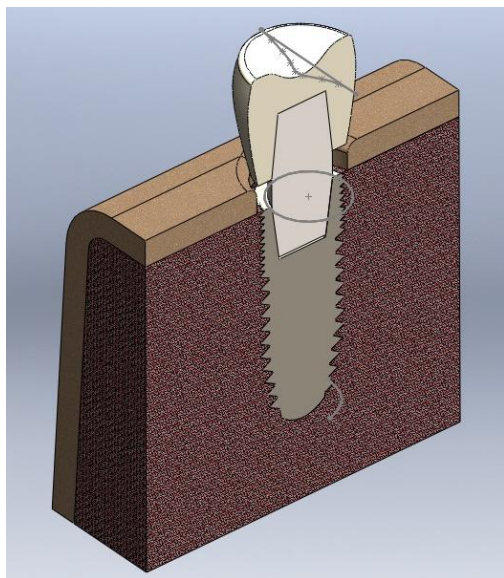


Рис. 2. Поздовжній розріз моделі збірки досліджуваної системи щелепна кістка – імплантат.

1.4. Методика проведення досліджень

Алгоритм проведення силового дослідження наступний. Спершу встановимо напрям і місце прикладання до коронки сили жувального навантаження. Зазвичай найбільша її концентрація у випадку попадання твердих шматків їжі доводиться на бокові ділянки верхньої частини зуба (показана фіолетовими стрілками). Окрім того, такий вибір дає змогу встановити характер напружено-деформованого стану моделі у найбільш несприятливому варіанті силового впливу.

Оскільки ми розглядаємо модель фрагмента щелепи, на другому етапі заміняємо решту щелепної

кістки жорсткими (фіксованими) зв'язками по визначених поверхнях. У нашому випадку це дві бокові вертикальні та горизонтальна базова поверхні уявних розрізів щелепи.

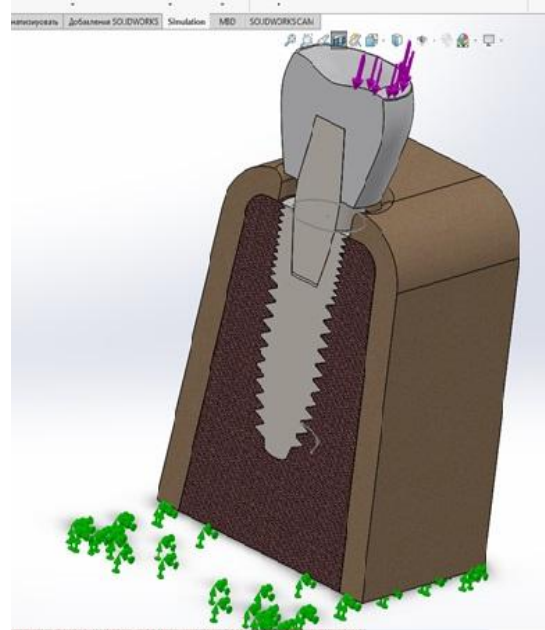


Рис. 3. Досліджувана модель з прикладеним сили жувального навантаження величиною 100 Н і накладеними заміщувачими жорсткими зв'язками на поверхнях.

Оскільки створена 3D модель є збіркою, то потрібно задати умови спряжень окремих компонентів моделі, можливості взаємних переміщень або ж зв'язків. У нашому випадку будь-які взаємні переміщення компонентів виключаються, виходячи з конструкції дентального імплантата, способу його встановлення у кістковій тканині та самої структури щелепної кістки. Таким чином, задаємо глобальний контакт компонентів, що виключає взаємну рухливість.

II. Результати дослідження.

Дослідження напружено-деформованого стану проводилося за умови середніх показників міцності та щільності трабекулярної кісткової тканини щелеп.

Середні значення параметрів міцності трабекулярної кісткової тканини

Розглянемо детальніше отримані результати. З рис.4 бачимо, що еквівалентні напруження зростають до 15 МПа у верхніх оперізуючих об'ємах трабекулярної кісткової тканини. З наближенням до основи дентального імплантата напруження зменшуються до 9 МПа, а при основі становлять 0,14 – 0,18 МПа. У прирізбовій зоні мінімально зафіксовані програмою значення еквівалентних напружень становлять 0,09 МПа.

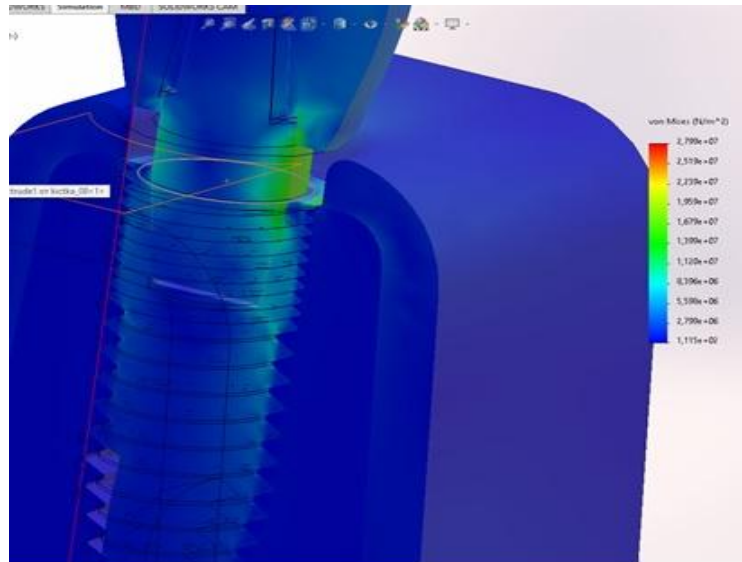


Рис. 4. Об'ємна епіюра напружень при середніх значеннях параметрів міцності трабекулярної кісткової тканини.

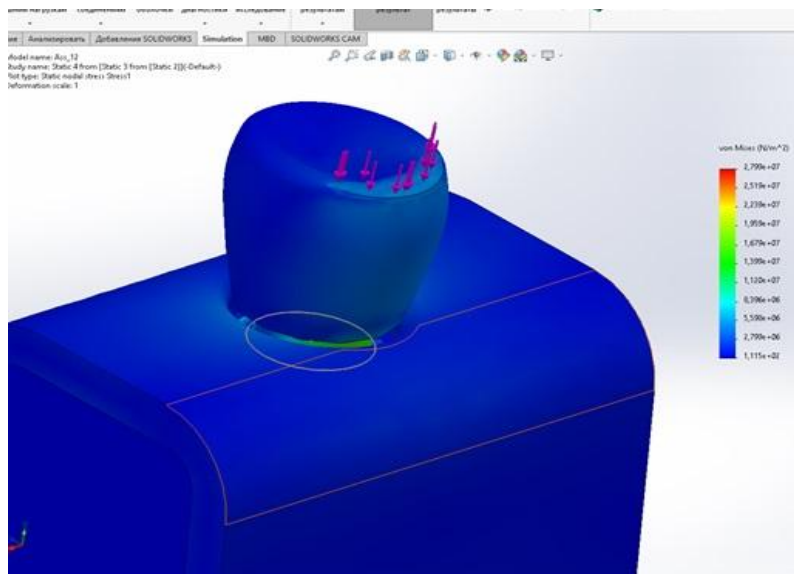


Рис. 4,а. Об'ємна епіюра напружень у поверхневому шарі кортикальної кісткової тканини при середніх значеннях параметрів міцності трабекулярної кісткової тканини.

Очевидним поясненням цьому є те, що об'єми кісткової тканини, прилеглі до дентального імплантата у його різьбовій частині зв'язані зубчастим профілем останнього і не можуть деформуватись у значній мірі, тоді як верхні шари трабекулярної кісткової тканини є, по суті, відкритими вільними об'ємами і, на відміну від нижніх шарів, зазнають деформацій розтягу (див. рис.6). У цій зоні трабекулярна кісткова тканина, будучи пористою і відносно м'якою, ніби відривається від кортикального верхнього шару.

При цьому еквівалентні напруження у кільцевій приімплантовій зоні рівномірно зменшуються від максимального значення порядку 5 – 7 МПа до мінімального 0,12 – 0,13 МПа практично у всій верхній зоні.

З рисунків 5 та 5а бачимо, що максимальні зміщення донизу верхньої частини коронки досягає 0,103 мм, тоді як зміщення елементарних об'ємів трабекулярної кісткової тканини – 0,075 – 0,09 мм і є

найбільшими навколо різьбової поверхні імплантата, що затягує їх донизу. З віддаленням від тіла імплантата зміщення плавно зменшуються до 0,032 – 0,052 мм.

З рис.6 бачимо, що найбільше деформуються пояскові об'єми трабекулярної кісткової тканини у проміжку між верхом імплантата і кортикальним зовнішнім шаром кісткової тканини щелеп – 0,26 – 0,29 од ESTRN. Незначні деформації бачимо за спіраллю вздовж гребеня різьби імплантата - 0,08 – 0,12 од ESTRN, тільки по гребеню першого (нижнього витка) імплантата деформації збільшуються до 0,18 – 0,22 ESTRN. Мінімальне значення становить 0,06 од. ESTRN. На нашу думку, результатом такого розподілу факторів деформації є збільшення площі тиску на кісткову тканину вздовж першого витка різьби. Такі значення досить добре корелюються з величинами еквівалентних напружень та зміщень.

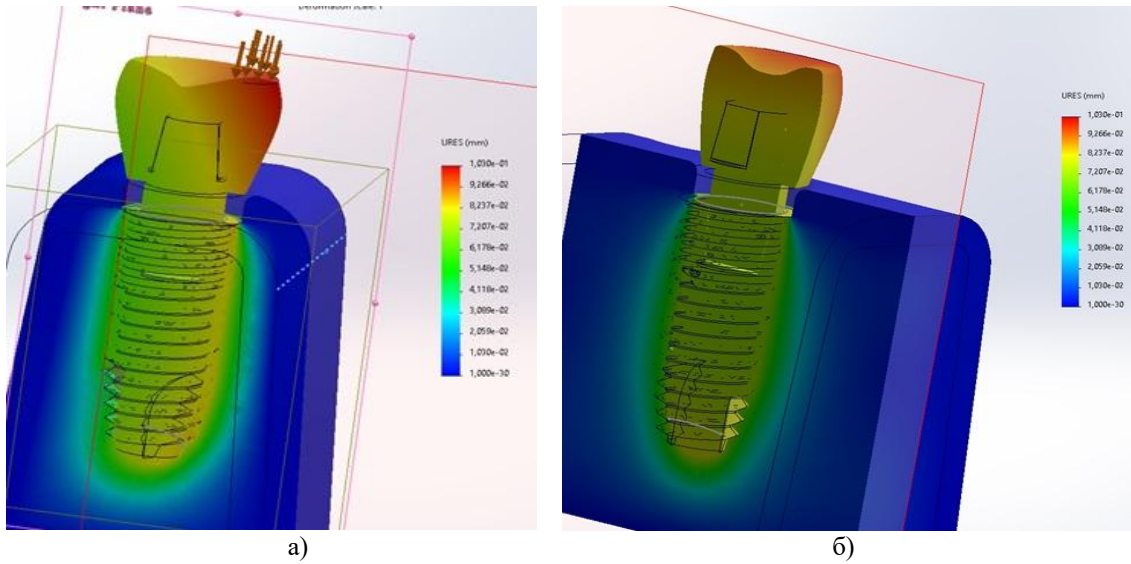


Рис. 5. Об'ємна еюра переміщень у поперечному (а) і поздовжньому (б) перерізах при середніх значеннях параметрів міцності трабекулярної кісткової тканини.

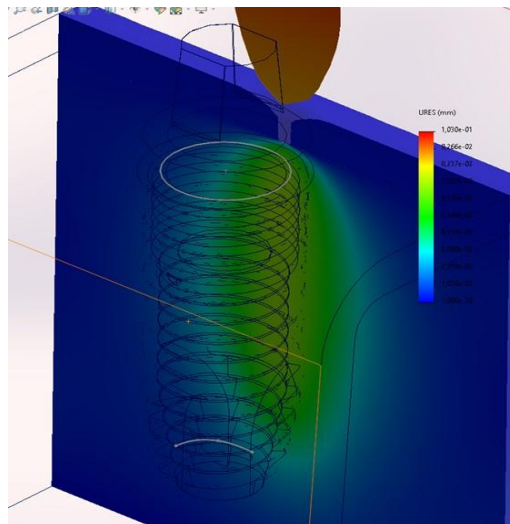


Рис. 5,а. Об'ємна еюра зміщень у поздовжньому перерізів об'ємах, охоплюючи дентальний імплантат, при середніх значеннях параметрів міцності трабекулярної кісткової тканини.

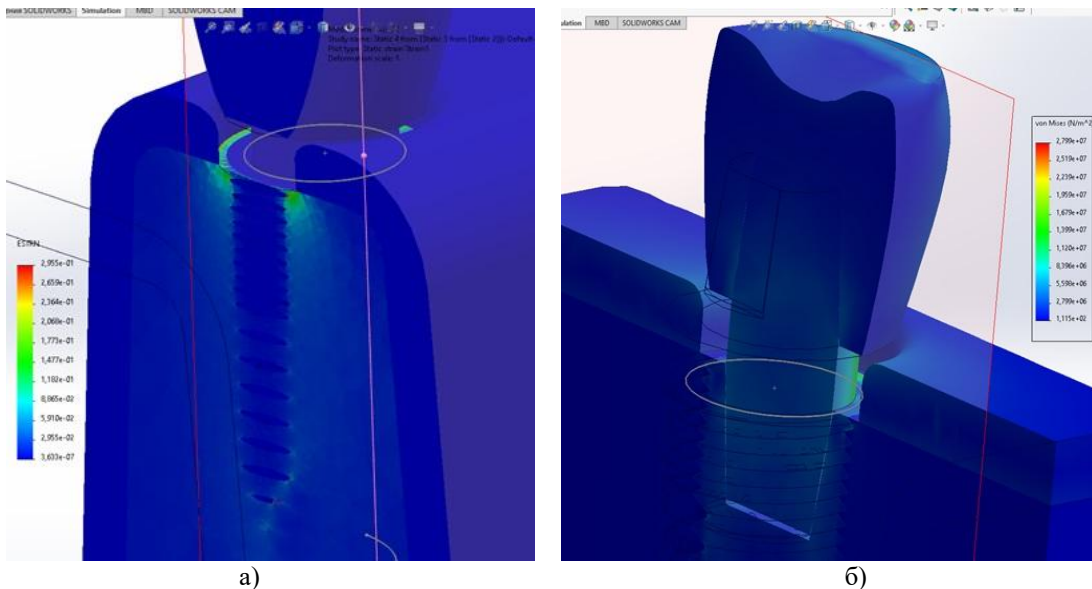


Рис. 6. Об'ємна еюра деформацій елементів моделі при середніх значеннях параметрів міцності трабекулярної кісткової тканини (а поперечний – переріз, б - поздовжній переріз).

Розглянемо характер відносних об'ємних деформацій нашої системи (рис. 6), оскільки цей критерій напевне є ключовим для прогнозування імовірності руйнування трабекулярної кісткової тканини. Ми робимо таке допущення в силу того, що ця кісткова тканина є достатньо пористою і менш жорсткою, щоб пом'якшувати вплив жувального навантаження під час кусання чи пережовування їжі.

Порівняємо отримані дані комп'ютерного моделювання з природною системою зуб – періодонт – кісткова тканина. Слід зауважити, що кісткова тканина є більш м'якою і піддатливою, ніж матеріали коронки, абатмента та власне дентального імплантата, тому теж при навантаженні пружно деформується. Окрім того, тканини періодонту є природнім амортизатором навантажень. Таким чином, кісткова тканина щелеп після встановлення дентального імплантата зазнає з боку останнього різких динамічних навантажень.

Висновки

Комп'ютерні дослідження з ексцентричним прикладанням сили жувального навантаження до поверхні штучної коронки дозволяє виявити найбільш імовірні зони концентрації еквівалентних напружень, їх значення та зони найбільших деформацій у трабекулярній кістковій тканині. Ми створили умови максимально асиметричного прикладання сили жувального навантаження на ортопедичні елементи та дентальний імплантат, що дозволяє виявити несприятливі умови функціонування системи коронка – імплантат – кісткова тканина.

Розміщення та конфігурація внутрішньо напружених об'ємів трабекулярної кісткової тканини та зон деформації свідчать, що найбільш навантаженими і, відповідно, максимально деформованими є кільцеві об'єми навколо

дентального імплантата при поверхні трабекулярної кісткової тканини та при основі дентального імплантата.

Об'єми кісткової тканини біля поверхні різьби дентального імплантата рівномірно облягають останній і мають незначну товщину (0,12÷0,25 мм). Ми визначили, що у вказаній зоні мають місце напруження розтягу у спіралеподібній зоні над гребенем різьби імплантата, та напруження стику з нижнього краю. В процесі жування їжі місце концентрації жувального навантаження змінюється вздовж поверхні коронки. Відповідно змінюватиметься напружено-деформований стан щелепної кістки.

У потенційно небезпечній зоні трабекулярної кісткової тканини, що характеризується невисокою міцністю і пружністю, мають місце знакозмінні напруження і деформації стиску та розтягу. Це призводить до розхитування дентального імплантата, ослаблення його фіксації з руйнуванням прилеглих об'ємів кісткової тканини. Це може бути особливо відчутним для пацієнтів з погіршеними характеристиками міцності та пружності трабекулярної кісткової тканини щелепи.

Гриньків Б.І. – аспірант кафедри ортопедичної стоматології;

Боруцак Л.О. – кандидат технічних наук, доцент кафедри комп'ютеризованого машинобудування;

Ожоган З.Р. – доктор медичних наук, професор, заслужений діяч науки і техніки України, завідувач кафедри ортопедичної стоматології;

Мізюк Л.В. – кандидат медичних наук, доцент кафедри ортопедичної стоматології;

Ожоган Р.З. – доктор філософії, асистент кафедри стоматології;

Виллюк І.В. – кандидат медичних наук, асистент кафедри ортопедичної стоматології.

- [1] M.S. Reddy, R. Sundram, H.A.E. Abdemagy, *Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review*. Journal of pharmacy & bioallied sciences, 11(2), 85 (2019); https://doi.org/10.4103/JPBS.JPBS_296_18.
- [2] V.V. Dam, H.A. Trinh, D.T. Dung, T.D. Hai, *Applications of Finite Element in Implant Dentistry and Oral Rehabilitation*. The Open Dentistry Journal, 15(3), 392 (2021); <https://doi.org/10.2174/1874210602115010392>.
- [3] M.P.M. Silveira, L.M. Campaner, M.A. Bottino, R.S. Nishioka, A.L.S. Borges, J.P.M. Tribst, *Influence of the dental implant number and load direction on stress distribution in a 3-unit implant-supported fixed dental prosthesis*. Dental and medical problems, 58(1), 69 (2021); <https://doi.org/10.17219/DMP/130847>.
- [4] D.C. Costa, J. Belinha, R.M. Natal Jorge, *Biomechanical Simulation of a Dental Implant using Finite Element Method Analysis*. 2019 IEEE 6th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG), Lisbon, Portugal, 1- (2019); <https://doi.org/10.1109/enbeng.2019.8692548>.
- [5] S.A. Elsheikh, M.I. El-Anwar, T. Hong, C. Bourauel, A. Alhotan, N.M. Anany, I.G. Shahin, A.H. Diab, T.M. Elshazly, *Biomechanical Analysis of Various Connector Designs of Dental Implant Complex: A Numerical Finite Element Study*. International dental journal, 75(4), 100873, (2025); <https://doi.org/10.1016/j.identj.2025.100873>.
- [6] I. Roatesi, S. Roatesi, *Modeling of Dental Implant Osseointegration Progress by Three- Dimensional Finite Element Method*. Applied Sciences, 10(16), 5561, (2020); <https://doi.org/10.3390/app10165561>.
- [7] L.A. Sabri, F.A. Hussein, A.R. Al-Zahawi, B.Y. Abdulrahman, K.N. Salloomi, *Biomechanical finite element analysis of a single implant threaded in anterior and posterior regions of maxilla bone*. Indian Journal of Dental Research, 31(2), 203 (2020); https://doi.org/10.4103/ijdr.IJDR_510_18.

- [8] Y. Yi, S.J. Heo, J.Y. Koak, S.K. Kim, *Mechanical complications of implant-supported restorations with internal conical connection implants: A 14-year retrospective study*. The Journal of prosthetic dentistry, 129(5), 732 (2023); <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.06.053>.
- [9] L.M. Campaner, M.P.M. Silveira, G.S. de Andrade, A.L.S. Borges, M.A. Bottino, A.M.O. Dal Piva, R. Lo Giudice, P. Ausiello, J.P.M. Tribst, *Influence of Polymeric Restorative Materials on the Stress Distribution in Posterior Fixed Partial Dentures: 3D Finite Element Analysis*. Polymers, 13(5), 758, (2021); <https://doi.org/10.3390/polym13050758>.
- [10] N.S. Sahai, D. Yadav, S. Madhav, N. Kumar, A. Dubey, N. Qadeer, R.S. Makkad, *Comparative Study of the Influence of Dental Implant Design on the Stress and Strain Distribution using the Finite Element Method*. Journal of pharmacy & bioallied sciences, 16(3), S2776 (2024); https://doi.org/10.4103/jpbs.jpbs_432_24.

B.I. Hrynkiv¹, L.O. Borushchak², Z.R. Ozhogan¹, L.V. Miziuk¹, R.Z. Ozhogan¹,
I.V. Viklyuk¹

Computer modeling and research of the stress-deformed state of the system "dental implant - bone tissue"

¹Ivano-Frankivsk National Medical University, Ivano-Frankivsk, Ukraine, b.grynkiv@gmail.com

²Ivano-Frankivsk National Technical University of Oil and Gas, Ivano-Frankivsk, Ukraine, liubomyr.borushchak@nung.edu.ua

The stress-strain state of the "dental implant-bone tissue" system was determined using three-dimensional computer models created in the SolidWorks 2024 parametric solid modeling software with the application of the finite element method. The actual investigations were performed using the Simulation package. Parametric solid models were developed in SolidWorks 2024, including a fragment of the jawbone with a dental implant and prosthetic elements. The physical and mechanical properties of the prosthetic elements (crown and abutment), the dental implant, as well as the cortical and trabecular bone tissues of the jaws were applied in the analysis. The analysis of the stress-strain state was conducted under conditions corresponding to average strength and density values of the trabecular bone tissue of the jaws. The simulation of maximally asymmetric masticatory loading applied to the prosthetic elements and the dental implant made it possible to identify unfavorable functional conditions of the crown-implant-bone tissue system.

Keywords: stress; deformation; osseointegration; three-dimensional computer model; abutment teeth; dental implant; bone density; trabecular bone tissue; finite element method (MCE).