

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
“КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ім. ІГОРЯ
СІКОРСЬКОГО”**

**МЕХАНІКО-МАШИНОБУДІВНИЙ ІНСТИТУТ
ДИНАМІКА І МІЦНІСТЬ МАШИН ТА ОПОРУ МАТЕРІАЛІВ**

"На правах рукопису"
УДК 539.3

«До захисту допущено»
Завідувач кафедри ДММ та ОМ

_____ Пискунов С. О.
“ ” _____ 2019 р.

МАГІСТЕРСЬКА ДИСЕРТАЦІЯ

на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності 131 Прикладна механіка

**на тему: «Оцінка несучої спроможності верхньої щелепи
людини зі структурними дефектами кісток та зубів»**

Виконав:

студент II курсу ОКР «Магістр»,
групи МП-81мп,
Мальований Степан Дмитрович

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних
посилань

Студент _____

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»

Факультет (інститут) Механіко-машинобудівний інститут .

(повна назва)

Кафедра Динаміки і міцності машин та опору матеріалів .

(повна назва)

Освітньо-кваліфікаційний рівень «магістр»

Напрямок підготовки 6.050501 Прикладна механіка .

(код і назва)

Спеціальність 8.05050101 Динаміка і міцність машин .

(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

С.О. Пискунов

(підпис)

(ініціали, прізвище)

«__» _____ 2019 р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Мальованому Степану Дмитровичу .

:

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Оцінка несучої спроможності верхньої щелепи людини зі структурними дефектами кісток та зубів .

наук. керівник дисертації д.т.н., проф. Крищук М. Г. ,

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «__» _____ 2019 р. № _____

2. Строк подання студентом дисертації: «__» _____ 2019 р

3. Об'єкт дослідження тривимірні комп'ютерні моделі біомеханічної системи верхньої щелепи з шинуючою системою фіксації зубного ряду

4. Предмет дослідження НДС біомеханічної системи

5. Перелік завдань, які потрібно розробити провести комп'ютерне моделювання та обробку даних, знайти реакцію системи на встановлення шинуючої конструкції

6. Орієнтовний перелік ілюстративного матеріалу 27 рисунків

7. Орієнтовний перелік публікацій 2 публікації

8. Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

9. Дата видачі завдання: 02 вересня 2019 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Ознайомлення з літературою	02.09.19-01.10.19	Виконано
2	Відтворення біомеханічної системи верхньої щелепи людини	01.10.19-15.10.19	Виконано
3	Визначення модулів пружності для всіх структурних елементів системи	15.10.19-01.11.19	Виконано
4	Моделювання НДС біомеханічної системи	01.11.19-15.11.19	Виконано
5	Обробка отриманих результатів	15.11.19-22.11.19	Виконано
6	Підготовка презентації по стану роботи	22.11.19-27.11.19	Виконано
7	Оформлення роботи	27.11.19-16.12.19	Виконано

Студент _____
(підпис)

Мальований С.Д.
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації _____
(підпис)

д.т.н., проф. Крищук М. Г.
(ініціали, прізвище)

Анотація

Дипломна робота містить:108 сторінок, 33 таблиці,27 рисунків, список використаної літератури з 149 найменувань.

Актуальність роботи полягає в тому, що за допомогою використання комп'ютерної моделі біомеханічної системи можна дати відповіді на питання, на які не можна відповісти при натурному експерименті, а також обґрунтувати доцільність використання шинуючої конструкції при певних дефектах зубного ряду.

Об'єктом дослідження в даній роботі вибрано тривимірні комп'ютерні моделі біомеханічної системи верхньої щелепи з шинуючою системою фіксації зубного ряду та без шинуючої конструкції.

За мету роботи було покладено визначення ефективності використання шинуючої конструкції зубного ряду для трьох випадків дефектів зубних рядів.

Задачами даної роботи є визначення ефективності встановлення шинуючої конструкції на пошкоджений зубний ряд людини, моделювання напружено-деформованого стану (НДС) комп'ютерних моделей біомеханічних систем (БС) за допомогою методів CAD / CAE та даних знімків комп'ютерної томографії.

Результати включених до дисертації досліджень оприлюднені на 2 конференціях.

Ключові слова: біомеханічна система, зуби, верхня щелепа людини, травми зубів, напружено-деформований стан, метод скінченних елементів, шинуюча конструкція

Abstract

The thesis contains: 108 pages, 33 tables, 27 figures, a list of used literature with 149 titles.

The urgency of the work is that by using a computer model of the biomechanical system it is possible to give answers to the questions that cannot be answered in the field experiment, as well as to justify the expediency of using a splinting structure for certain defects of the dentition.

The object of the study in this work was to select three-dimensional computer models of the upper jaw biomechanical system with a splintable tooth-locking system and without a splinting design.

The purpose of this work was to determine the effectiveness of the use of the splinting structure of the dental row for three cases of defects of the dental series.

The tasks of this work are to determine the effectiveness of mounting a splinting structure on a damaged human tooth row, to simulate stress-strain state of computer models of biomechanical systems (BS) using CAD / CAE methods and computer tomography imaging data.

The results of the research included in the dissertation were published at 2 conferences.

Keywords: biomechanical system, teeth, upper jaw of a person, tooth trauma, stress-strain state, finite element method, splinting construction

Зміст	
1. Вступ	7
2. Літературний огляд.....	8
2.1. Сучасний стан проблеми	8
2.2. Проблема рухливості зубів.....	15
2.3. Шинування зубів.....	19
3. Напруження в живих структурах	43
3.1 Залишкові напруження.....	43
3.2. Температурні навантаження.....	44
3.3. Напруження викликані ростом	45
3.3.1. Напружено деформований стан тіла	45
3.3.2. Фізичні закони для пружних тіл	47
3.4. Чисельні методи рішення задач механіки суцільного середовища.....	54
3.4.1. Інтерполяційні співвідношення методу скінченних елементів (МСЕ) 55	
3.5. Математичне моделювання початкових переміщень зуба.....	58
3.5.1. Рівновага кореня зуба в періодонтальній оболонці.....	59
3.5.2. Гвинтовий рух.....	65
3.5.3. Обертальний рух	68
3.6. Умови поступального переміщення кореня зуба.....	70
4. Чисельне моделювання верхньої щелепи людини.	74
4.1. Методика створення імітаційної моделі напружено-деформованого стану біомеханічної системи.....	75
4.2. Граничні умови та навантаження.	80
4.3. Перевірка результатів на збіжність.	83
4.4.1. Розподіл еквівалентних напружень	84
4.4.2. Розподіл переміщень	88
5. Розробка стартап-проекту	92
5.1. Опис ідеї проекту.....	92
5.2. Технологічний аудит	92
5.3. Розроблення ринкової стратегії проекту	99
5.4. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	100
6. Висновки.....	102

1. Вступ

Питання вибору метода фіксації при травматичних пошкодженнях зубів на сьогодні залишаються актуальними, оскільки, при досить великій кількості пристроїв та засобів, не завжди вдається досягти бажаного результату. Дослідити жорсткість фіксації шинуючої конструкції травмованих зубів шляхом проведення прямих натурних експериментів у дітей практично неможливо. Тому метод математичного моделювання, заснований на фундаментальних положеннях механіки твердого деформованого тіла, дозволяє з високою точністю відтворити механічну поведінку системи «зубний ряд-шина» та за допомогою сучасної комп'ютерної техніки визначити умови, які впливають на ступінь її жорсткості. Комп'ютерне моделювання в поєднанні з експериментальними методами дослідження напружено-деформованого стану біомеханічних систем є найбільш інформативними сучасними інструментами не тільки планування хірургічних операцій, а й визначення можливості та способу застосування тих чи інших приладів та апаратів.

Математичні дослідження в даному напрямку (3D-скінченно-елементні моделі) почали проводитись Yoshida et al. та Porre et al ще в 2001-2002 роках. Здебільшого вони стосувалися сфери ортопедичної стоматології.

Для планування хірургічних втручань в ділянці середньої зони обличчя була розроблена стандартизована відтворювана схема навантаження верхнього зубного ряду, яка адекватно відображає тиск зубів нижнього зубного ряду на зуби верхньої щелепи в положенні центральної оклюзії, та може застосовуватися для створення комп'ютерних імітаційних моделей. Вказані дослідження проводились з використанням даних комп'ютерної томографії дорослих людей та відтворювали моделі біомеханічної системи сформованого зубо-щелепного апарату.

2. Літературний огляд

2.1. Сучасний стан проблеми

Біомеханіка – наука, яка вивчає властивості м'язових та кісткових тканин базуючись на ідеях та методах класичної механіки, ураховуючи механічні рухи, деформаційну поведінку тіла на всіх етапах організації та станах, включно з періодами розвитку, старіння та при порушеннях та патологіях.[1]

Головною ідеєю біомеханіки вважають визначення особливостей розподілу деформацій та напружень у біологічних системах, а також визначення закономірностей розподілу та зміни фізіологічного і механічного станів при силових навантаженнях.

Сучасний стан проблем біомеханіки потребує удосконалення методик по розв'язку задач біомеханіки а також розробку нових, які покращать способи досліджень біомеханічних систем, утворених контактуючими тілами живої природи, такими як м'язи, кістки та зв'язки.

На сьогоднішній момент одним з найбільш ефективних методів дослідження є обчислюваний експеримент. Він відомий своєю ефективністю при проектуванні механічних систем в техніці та інших галузях науки [2-43]. За допомогою базових складників математичного моделювання [44,45], теорії обчислюваних алгоритмів[45-50], а також прогресивного та автоматизованого комп'ютерного обладнання, цей метод лежить в основі вирішення більшості проблем сучасної біомеханіки [52,53].

В біомеханіці основною розрахунків та теоретичних досліджень нових проблем є методика розв'язання крайових задач механіки деформованих пружних тіл з ізотропними властивостями на основі детерміністичної моделі, що побудовані на припущенні про однозначність причинно-наслідкових зв'язків між усіма елементами модельованої системи та її взаємодії із зовнішнім середовищем [53–62].

При порівнянні з фундаментальними роботами механіки твердого деформованого тіла, задачі біомеханіки вважаються складнішими через

складність організації та проведення чисельного експерименту. Обумовлене це у необхідності врахування механічних та фізичних властивостей тканин біологічного походження, на які впливають стани мінералізації, вологість, пористість, вік, а також адекватність вибору моделі деформування неоднорідних матеріалів сполучених тіл, даними про функціональні та силові навантаження. Сукупність цих факторів викликає необхідність розгляду великої кількості різноманітних факторів та явищ фізичної природи.

Методи дослідження міцності та надійності біомеханічних систем(БМС)

Швидкий розвиток методів числового аналізу взяв свій початок в другій половині ХХ ст. Через що стало можливим проводити складні розрахунки деталей машин та будівельних конструкцій широкого діапазону складності і при різних умовах. Одним з найбільш популярних і відомих на сьогоднішній день є проекційно-сітковий метод у вигляді методу скінченних елементів (МСЕ) [64-70]. Цей метод дає можливість звести, до системи алгебраїчних рівнянь, крайову задачу біомеханіки, шляхом дискретизації значень потрібної функції у відповідних вузлах за допомогою апроксимації заданої області.

В ортопедичну біомеханіку МСЕ вперше використано в 70-ч роках 20-го століття. Основною ідеєю при проведенні даних досліджень було оцінити співвідношення між морфологією кісткової тканини та її механічними характеристиками. [71-73]. Однак протягом декількох десятиріч років широкого застосування метод скінчених елементів не набув, що було обумовлене відсутністю потужних програмних комплексів, та комп'ютерів.

Можливість ефективно вирішувати контактні задачі біомеханіки прийшла після успішного розвитку математичного апарату, який використовується для розв'язання крайових задач механіки суцільного середовища у вигляді МСЕ, та еволюцією сучасних електронно-обчислювальних машин. Поява сучасних ЕОМ дала можливість для

обчислення, практично необмежених по своїй складності, задач, моделювання складних фізичних процесів механіки суцільного середовища. Математичне обґрунтування використанню контактних задач у біомеханіці, а також використанню задач теорії пружності, в'язкопружності та чисельних методів наведені у роботах [74-82].

Останнім часом в біомеханіці з'явився підвищений інтерес до нестандартних задач, що можна пояснити їх актуальністю у для розвитку сучасних технологій та техніки, а також появою потужних проґраних комплексів та обчислювальних машин, що в свою чергу стимулює розвиток алгоритмів рішення.

Сучасне середовище інформаційних технологій в інженерних комп'ютерних системах опрацювання даних та проектування систем в біомеханіці за допомогою імітаційного моделювання та інженерний аналіз стану біомеханічних систем має включати в себе програмне забезпечення, що дає можливість розпізнавати дані комп'ютерної томографії різних біологічних об'єктів, мати змогу геометрично моделювати поверхні та об'єми неоднорідних тіл, проводити ідентифікацію фізичних та механічних властивостей матеріалу, будувати дискретні 3D моделі, мати в собі сучасний графічний інтерфейс, що дає змогу швидко та доступно обробляти цифрову інформацію та процеси розв'язання різних типів початково-крайових задач контактуючих тіл в біомеханіці опираючись на гіпотези механіки суцільного середовища.

На результати досліджень напружено-деформованого стану сильно впливають математичне забезпечення та експериментальне обладнання. Основні методи що використовуються для розрахунків міцносних характеристик, а також функціональної надійності представлені в роботах [83-88]

Структура біологічних тканини щелепи людини

Кістки щелепи людини, як і всі кістки, виконують дві основні функції: опорно-механічну та захисну. Кісткою називають неоднорідну, багатошарову структуру. Щоб спростити розрахунки при дослідженні механічних характеристик та функціональної надійності, біологічну систему у більшості випадків спрощують до двох функціональних шарів кістки – кортикального та губчатого або спонгіозного.

Кортикальним називають зовнішній шар всіх скелетних структур. У поперечному перерізі дана структура складається з великої кількості циліндрів [89], які створюються концентричними кістковими пластинами. В середині циліндра знаходиться гаверсовий канал, що в сукупності утворює гаверсову систему, або іншими словами – остеон. Через такий канал проходять артерії, вени, лімфатичні судини та нервові волокна. Кортикальна структура являються переважаючою в кістці з сумарним вкладом близько 80% від загального.

Спонгіозний шар являється внутрішнім. Він має порожнисту будову, складається з поперечин (трабекул) формуючи структуру складну за будовою просторову систему.

Верхня щелепа людини має у своїй структурі змінний поперечний переріз, який пролягає вздовж всієї кістки. [90]. Анатомічно кістка має доволі складну будову, яка включає в себе яскраво виражені жорсткостні лінії, також присутні кровоносні судини та зубні чашки. Головною функцією кортикальної кістки є сприймання функціонального навантаження.

Структуру конструкції зубів можна поділити на три елемента – коронкова частина (являється видимою), шийкова та корінь. Також зуби поділяють на структурні елементи, серед яких виділяють: емаль, дентин, пульпу та цемент. Існує класифікація зубів по їх функціям: різці, премоляри, моляри. Функцію зубів визначає макроскопічна структура. Так однокореневий зуб має долотоподібну форму коронки і головним завданням є відкушування їжі, у молярів може бути два, або три кореня. Головною

функцією молярів є дрібнення їжі, відповідно вони мають чотири і більше горбиків на коронці, що слугує інструментом для розтирання їжі.

Зуби знаходяться у кортикальному шарі. Між зубом і кісткою знаходиться періодонтальна зв'язка. Вона є складною гідромеханічною структурою, що складається з волокнистих тканин, слугує для амортизації переміщень та фіксування зуба. Оскільки періодонт заповнений рідиною, корінь зуба, а також кортикальна складова щелепи захищені від вертикальних та горизонтальних складових вектора силових навантажень. За допомогою рецепторів, що знаходяться в парадонті, людина може дозувати навантаження, що створюється жувальними м'язами.

Головними вимогами для конструкції зуба вважають [91-94]

- Висока механічна міцність тканин зуба
- Висока зносостійкість робочих поверхонь зуба
- Надійна система кріплення, що може забезпечити високу стійкість і сприйняття опорних силових реакцій.

Типи пошкоджень тканин щелепи людини

Однією з най більш поширених проблем серед населення планети вважається пошкодження пародонта. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я ця проблема займає другу позицію [95-99]. Пародонт це комплексне поняття, що включає в себе комплекс різних тканин та структур: ясна, періодонт, альвеолярна кістка, і зуб. Серед захворювань пародонту виділяють два основних: пародонтит та пародонтоз. В основі першого знаходиться проблема зменшення кортикального шару кістки, що призводить до зміни співвідношення коронки зуба до його кореня і як результат зменшення функціональних навантажень, що може сприймати зуб. Для другого випадку характерним є зміна механічних властивостей преіодонтальної зв'язки, що також призводить до зменшення функціональних навантажень. Обидва захворювання можуть призвести до повної втрати зуба. [100-102].

Головною причиною внутрішніх пошкоджень тканин щелепи є дегенеративні внутрішні процеси [103]. Головним критерієм пошкоджуваності є деградація біомеханічних характеристик яка виражається у зменшенні опороздатності деформаціям, а також погіршенням механічних характеристик, в'язкопружності тканин, обумовлене старінням та хворобами. Важливим чинником пливу є зміна мінерально-органічного складу кісткової тканини, гідротації, а також вікові впливи та навантаженість кістки. Головною причиною запальних захворювань пародонта є мікробний чинник.

Важливим фактором являється травматична оклюзія. Під час жування на зуби припадає значне навантаження. Навантаження розподіляються по всіх структурах щелепи: зубах, періодонтальних зв'язках, кістках щелепи та ін.. Робочі навантаження позитивно впливають на анатомічні утворення жувального апарату людини, сприяючи поліпшеному кровообігу та лімфо обігу, забезпечують нормальний обмін речовин в тканинах. У випадку дії надмірних навантажень, можуть виникнути пошкодження, або руйнування тканин періодонтальної зв'язки. Навантаження що призводять до травми пародонта, або його пошкодження мають назву «Функціональне травматичне перевантаження», «травматична оклюзія» та ін..

Спричинити виникнення травматичну оклюзію можуть різні фактори. Оклюзію поділяють на групи. Так до первинної оклюзії відносять травми, які виникають при перевантаженні здорового пародонту. Причинами які викликають первинну оклюзію можуть стати завищений прикус, аномальний прикус, втрата частини зубів, або їх стирання, неправильного протезування та ін.. Важливим моментом є той факт, що первинна оклюзія – оборотний патологічний процес.

Вторинна оклюзія розпочинається з запальних процесів пародонта. В результаті чого змінюється механічні характеристики періодонтальної зв'язки. Вона змінює свої геометричні розміри, що призводить до зміни співвідношення довжин коронки та кореня, в результаті чого зуб завищує прикус і починає сприймати більші навантаження, що в свою чергу

пришвидшує запальні процеси. Результатом вторинної оклюзії може стати руйнування пародонту, посилюється вже існуюча оклюзивна травма, відбувається швидка резорбція кісткової тканини лунок. Вторинна оклюзія найчастіше зустрічається при пародонтозі, і сприяє його подальшому прогресуванню. Таким чином може утворитися замкнуте коло, коли первинна оклюзія стає причиною появи вторинної, а в подальшому сприяє прогресуванню запальних захворювань.

Слід зазначити, що вторинна оклюзія тісно пов'язана з первинною. При первинній виникає набряк періодонтальної зв'язки, що призводить до збільшення напружень на зуб і, як наслідок, на періодонт. це запускає процес запалення останнього. Даний процес супроводжується розтягненням волокон періодонту, що викликає надмірну рухливість зуба. При надмірній рухливості, зуб перестає правильно сприймати навантаження, що призводить до перенавантаження сусідніх зубів.

Методи діагностики рухливості зуба

Рухливість зуба є важливим діагностичним параметром. Методи вимірювання рухливості зуба основані на прикладанні сили до його коронки для оцінки степені зміщення зуба в горизонтальному і вертикальному напрямках. Їх можна умовно поділити по характеру силового впливу на зуб, після якого оцінюється його зміщення.

Розвиток методу перкусії призвело до створення у 80-ті роки 20-го століття приладу Periotest («Simens», Німеччина), який в подальшому набув широкого застосування [104]. Головною перевагою приладу є його компактність, простота використання і можливість використання у щоденній клінічній практиці. Спеціальні експерименти показали високий рівень відтворюваності результатів повторних експериментів[105-107]. Крім того, виявлена статистично достовірна кореляція показників приладу з даними рентгенологічного випробування [108] і величиною атрофії альвеолярного краю[109].

В якості недоліку даного метода певні дослідники вказують на те, що прилад вимірює переважно демпфування, а не конкретно рухливість зуба[110,111].

Крім того, було висловлено думку [112], що на покази приладу Periotest впливає не лише стан періодонту, а й кут повороту наконечника в просторі, а також маса зуба. Однак на даний момент Periotest являється єдиним доступним широкому загалу приладом для визначення рухливості зубів.

У літературі [113-115] виявлені єдині роботи по використанню даного приладу для оцінки рухливості зубів шинуючою конструкцією зубного ряду. В переважній більшості вони присвячені оцінці жорсткості фіксації зубних рядів, відновлених і стабілізованих різними типами шин.

2.2. Проблема рухливості зубів

Захворювання пародонту є серйозною проблемою сучасної стоматології. Значна кількість різних наукових публікацій, як вітчизняних, так і закордонних, присвячені питанням поширеності, ранньої діагностики та лікування пародонтиту, що підтверджує постійну актуальність і значущість зазначеної проблеми.

В симптомокомплексі, який супроводжує запально-деструктивний процес в тканинах пародонту, входять візуальні ознаки запалення ясен (набряк, гіперемія, ціаноз і т.д.), втрата зубодесневого прикріплення, що супроводжується утворенням періодонтальної кишені, патологічна рухливість і зміщення зубів, наявність деструктивних змін в кістковій тканині. Тимчасове шинування дозволяє усунути травматичний вплив патологічної рухливості та функції жування, тобто усунути один з патогенетичних механізмів, що підтримують гемодинамічні порушення при пародонтиті. Шина забезпечує рівномірний розподіл жувального тиску між пародонтом зубів, включених в шину, створює спокій уражених тканин і сприяє підвищенню ефективності патогенетичної та симптоматичної терапії.

Фізіологічна і патологічна рухливість зуба

Рухливість зуба - один з найважливіших діагностичних параметрів. У нормі зуб має фізіологічну рухливість, яка забезпечується розтягуванням («розпрямленням») волокон періодонтальної зв'язки та еластичною деформацією альвеолярного відростка і становить 0,060,15 мм. Причиною патологічної рухливості зубів може бути оклюзійна травма або запально-деструктивний процес у зв'язках зуба і кісткової тканини щелеп. Системна рухливість зубів може бути тимчасовою (при деяких ендокринних патологіях - паращитоподібної залози; порушення обміну речовин) і прогресуючою, наприклад, при цукровому діабеті.

У вітчизняній літературі виділяють 3 ступені патологічної рухливості зубів (по А.І. Євдокимову):

- I ступінь - зміщення в вестибулярно-оральному напрямку;
- II ступінь - зміщення в вестибулярно-оральному і медіо-дистальному напрямку;
- III ступінь - зміщення і по осі зуба (у вертикальному напрямку).

У закордонній літературі прийнята дещо інша градація патологічної рухливості зубів. Наприклад, згідно з класифікацією HR Muhlemann (1975) виділяють:

- 0 - норма (фізіологічна рухливість);
- 1 – визначна рухливість (видима рухливість);
- 2 - видима рухливість (до 0,5 мм);
- 3 - сильна рухливість (до 1 мм);
- 4 - вкрай сильна рухливість (рухливість в вертикальному напрямку, зуб не функціональний).

Окклюзійна травма та її роль в виникненні патологічної рухливості зубів

На перебіг патологічного процесу в пародонті значною мірою впливають різнохарактерні перевантаження. Здоровий пародонт може витримати значне навантаження. В результаті ослаблення пародонту

внаслідок запально-деструктивного процесу звичайна оклюзійне навантаження починає перевищувати толерантність його структур і перетворюється з чинника, що стимулює розвиток, в чинник, що травмує. Виникає травматична оклюзія, яка надалі відіграє важливу роль протягом даного захворювання.

Клінічні симптоми травматичної оклюзії:

- пасивна рухливість зубів і рухливість при жуванні;
- міграція зубів;
- патологічна стертість зубів;
- гіпертонус жувальної мускулатури;
- біль при перкусії та жуванні;
- зміни кортикальної пластинки на рентгенограмі: нерівномірна товщина (може бути втрата кортикальної пластинки при вираженій оклюзійній травми);
- розширення періодонтальної щілини на рентгенограмі;
- резорбція кореня, гіперцементоз, остеосклероз, перелом кореня.

Розрізняють травматичну оклюзію

- первинну
- вторинну.

Первинна травматична оклюзія розвивається на фоні неураженого пародонту в результаті дії надмірної за величиною і ненормальною у напрямку і тривалості оклюзійного навантаження:

- завищення прикусу на пломбах, вкладках, одиничних коронках або мостоподібних протезах;
- неправильного конструювання протеза;
- неправильного вибору кількості опорних зубів (консольні протези);
- нераціонального ортодонтичного лікування;
- зубощелепних аномалій (глибокий прикус, прогенічне співвідношення передніх зубів, скупченість зубів, піднебінний нахил окремих верхніх зубів, при глибокому фронтальному перекритті та т.п.);

- патологічної стертості зубів.

При цьому патологічні зміни в тканинах пародонту виникають локально, в області обмеженого числа зубів. При огляді пацієнта виявляється підвищена рухливість зуба, переміщення зуба, хворобливість при кусанні або перкусії, періодонтальна щілина може бути розширена, неправильної форми, але висота міжальвеолярних перегородок за даними рентгенографічного дослідження в нормі. В цьому випадку виборче пришліфовування зубів і усунення передчасних оклюзійних контактів, ортодонтичне лікування нормалізують навантаження на пародонт і стабілізують патологічний процес в ньому.

Вторинна травматична оклюзія розвивається на тлі наявних запально-деструктивних змін в тканинах пародонту. При огляді пацієнта виявляється підвищена рухливість зуба, ознаки запалення в пародонті, періодонтальна щілина розширена, висота міжальвеолярних перегородок за даними рентгенографічного дослідження знижена. Відзначається прогресування рухливості зуба і втрати висоти альвеолярного гребеня.

Резорбція кісткової тканини лунок призводить до змін співвідношення екстра та інтральвеолярної частини зуба і до змін силових взаємин між зубами та оточеними їх тканинами. Фізіологічна функціональне навантаження стає для пародонту травмуючим фактором. Йде втрата міжзубних контактів та порушення єдності зубних рядів, в результаті чого спостерігаються вторинні переміщення зубів. Виникла рухливість залежить від морфології зуба (довжина кореня, розмір коронки, форма зуба, число коренів) і від інтенсивності запальної реакції в пародонті. Вторинна травматична оклюзія з ознаками прогресування рухливості зуба вимагає обов'язкової іммобілізації зубів, оптимізації оклюзії та лікування пародонтиту. При ліквідації запалення рухливість зубів зменшується приблизно на 10-30%.

Комбінована травма. Пошкодження ослабленого в результаті захворювання пародонту під дією надмірного оклюзійного навантаження. Надмірна інклюзивне навантаження в цьому випадку призводить до втрати

адаптаційних можливостей пародонту і посилює перебіг патологічного процесу. Поки патологічний процес обмежений яснами, оклюзійне навантаження не братиме участі в патогенезі періодонтального захворювання і приводити до виникнення періодонтальних кишень і деструкції кістки (M. Gher, 2003).

Х.А. Каламкарров (1989 р.) вважає, що зменшити функціональне травматичне перевантаження зубів можна трьома видами втручань:

- виборчим прошліфуванням зубів;
- ортодонтичним виправленням прикусу і положення зубів;
- шинуванням і раціональним протезуванням.

Підкреслимо, що стабілізація зубів проводиться тільки після усунення вогнищ травматичної оклюзії в статичної та динамічної оклюзії.

Комплексне лікування хвороб пародонту кожного пацієнта планується з урахуванням його загального та стоматологічного статусу і складається зазвичай з декількох етапів. Попередній етап передбачає усунення гострих явищ хвороби пародонту та ургентну хірургію. Етіологічний етап лікування включає професійну гігієну, протимікробну терапію і корекцію оклюзійних контактів. Хірургічний етап включає періодонтальну хірургію. Відновлювальний етап спрямований на відновлення цілісності зубного ряду і нормалізацію оклюзійного навантаження (раціональне протезування). Підтримує етап лікування має на увазі періодичні візити з метою контролю гігієни порожнини рота і визначення періодонтального статусу.

2.3. Шинування зубів

Шинування - це об'єднання групи зубів в єдиний блок за допомогою спеціальних ортопедичних апаратів.

Шинування може бути тимчасовим і постійним. Метод тимчасового шинування рухомих зубів застосовується при лікуванні захворювання пародонту, обов'язково після усунення запалень травматичної оклюзії. Після хірургічного лікування протягом декількох тижнів відбувається реорганізація кров'яного згустку і формування фібробластами нових періодонтальних

структур. Якщо зуб залишається рухомим, то етапи загоєння порушуються. Особливо актуально це для методів спрямованої регенерації. Таким чином, метою шинування є стабілізація зубів для створення належних умов для проведення хірургічних операцій.

Метод постійного шинування застосовується на наступних етапах лікування в відновній фазі. Мета постійного шинування - нормалізація функціонального навантаження на пародонт і створення умов для прояву резервних можливостей тканин пародонту.

Шина - пристосування для іммобілізації (повної нерухомості або значно зменшеною рухливістю) групи зубів або всього зубного ряду.

Шини поділяють:

1. за тривалістю дії на:

- тимчасові;
- напівпостійні (проміжна);
- постійні.

2. За способом виготовлення:

- прямий;
- непрямий (лабораторний).

Термін служби тимчасової шини - від одного дня до трьох-чотирьох тижнів, напівпостійної - від місяця до кількох років, постійної - кілька років.

Тимчасове шинування зубів

Тимчасове шинування дозволяє усунути або значно зменшити функціональне перевантаження зубів, дає можливість проведення хірургічного лікування, підвищує ефективність терапевтичного лікування.

Завдання тимчасового шинування:

- оберігти рухливі зуби від подальшого пошкодження їх опорно-утримуючого апарату стабілізацією в нетравматичній оклюзійних відносинах;

- дати можливість рівномірно розподілити жувальний тиск на всі зуби;
- запобігти зсуву зубів і стабілізувати їх;
- встановити прогноз щодо сумнівних рухомих зубів після лікування;
- утримати зуби, які піддалися ортодонтичного лікування.

Показання до тимчасового шинування:

- рухливість зубів, обумовлена патологічним процесом в пародонту;
- втрата кісткової тканини пародонту (понад 1/2 довжини кореня);
- передбачувані хірургічні втручання на тканинах пародонту;
- видалення одного зуба при пошкодженому пародонту;
- збереження рухомих зубів при підготовці їх до постійного шинування;
- рухливі зуби з ампутованими корінням і зуби, спочатку мають короткі коріння;
- рухливі зуби у пацієнтів при наявності протипоказань до хірургічного лікування (наприклад, при системній патології);
- стабілізація зубів після ортодонтичного лікування в якості ретенційних апаратів;
- у випадках, коли важко прогнозувати ефект після проведеного лікування.

Вимоги до тимчасової шини:

- міцно фіксувати групу рухливих зубів або весь зубний ряд;
- не повинна зміщувати зуби;
- створювати єдиний блок, який приймає і перерозподіляє жувальний тиск;
- забезпечувати адекватну стабілізацію рухомих зубів на певний час;
- не повинна підвищувати прикус;
- не заважати акту жування у всіх оклюзіях;
- мати просту конструкцію і надійно фіксуватися;

- не травмувати слизову оболонку ясенного краю і ясенні сосочки;
- не зраджувати величини міжзубних проміжків;
- мати якомога менший обсяг (в ідеалі не вимагати препарування зубів);
- не заважати проведенню гігієнічних процедур, медикаментозного і хірургічного лікування;
 - задовольняти гігієнічним вимогам;
 - не порушувати фонетичних і естетичних вимог;
 - бути біологічно яку переносять.

Вибір методу шинування і конструкції шини залежить від ступеня ураження тканин пародонту патологічним процесом, від характеру і локалізації процесу, від характеру прикусу, стану обох зубних рядів, кількості відсутніх зубів і т.д. Тому перш ніж вибрати конструкцію шини потрібно враховувати:

1. Які зуби та в якій кількості будуть включені в шину. Чим більше опорних зубів буде включено в єдину систему шини, тим легше виникає навантаження амортизується ураженим опорним апаратом.

2. Як дистальні опори в шині необхідно вибрати досить міцні зуби, не уражені або мало уражені патологічним процесом (для використання резервних сил здорових зубів в групі, що шинується).

3. Шинування молярів і премолярів має усунути їх рухливість в мезіодистальному напрямку і частково зменшити її в щічно-язиковому напрямку, різців - зменшити їх рухливість в оральновестібулярному напрямку.

4. Слід пам'ятати, що саме по собі шинування не сприяє зменшенню запального процесу в крайовому пародонті та не впливає на регенеративні процеси.

5. Перед тимчасовим шинуванням повинен бути проведений повний комплекс заходів професійної гігієни.

6. Пацієнт повинен бути навчений якійсь індивідуальній гігієні порожнини рота.

7. При ендокринній патології розв'язання питання про тривалість і спосіб шинування проводиться індивідуально з одночасною консультацією пацієнта відповідними фахівцями.

8. При зменшенні на 1/2 довжини кореня зуба площину шинування горизонтальна (мезіодістальне і трансверзальне напрямки). При зменшенні на 3/4 довжини кореня зуба - горизонтальне і вертикальне шинування.

Види тимчасових шин

Тимчасова шина використовується для стабілізації зубів в процесі гострих запальних явищ, при підготовці до хірургічного лікування або після травми; напівпостійна - для спостереження за станом пародонту після проведеного лікування, при сумнівному прогнозі для одного або групи зубів; постійна - в період підтримувальної стадії лікування після стабілізації запального процесу в пародонті.

Класифікація.

За способом виготовлення:

- прямий (внутрішньоротовий) спосіб
- непрямий (лабораторний) спосіб.

За конструкцією:

- знімна;
- незнімна.

Щодо твердих тканин зуба:

- зовнішньокоронкова;
- внутрішньокоронкова.

Зовнішньокоронкова шина мобілізує зуби без пошкодження твердих тканин. вона показана при першого ступеня рухливості зубів.

Позитивні властивості зовнішньокоронкової шини:

1. не вимагає препарування твердих тканин зубів;
2. виготовляється в одне відвідування;
3. доступність і дешевизна виготовлення конструкції.

Негативні властивості:

1. утруднений гігієнічний догляд за шинуваними зубами;
2. змінений природний контур зубів;
3. можливе порушення фонетики та естетики;
4. слабо фіксують зуби;
5. обмежений термін дії.

внутрішньокоронкова шина мобілізує зуби з пошкодженням твердих тканин. Її відносять до напівпостійних та постійним шинам. Рекомендована при другому і третього ступеня рухливості зубів.

Позитивні якості внутрішньокоронкові шини:

- полегшений гігієнічний догляд за шинуваними зубами;
- знижена фіксація зубного нальоту;
- не змінює природний контур зубів;
- чи не порушує фонетику та естетику;
- тривалий термін служби.

Негативні якості:

- вимагає препарування твердих тканин зубів;
- вимагає великих тимчасових і матеріальних витрат на виготовлення конструкції.

По виду стабілізації груп зубів:

- сагітальна шина (в межах бічної ділянки зубного ряду);
- фронтальна шина (в межах передньої ділянки зубного ряду);
- фронт-сагітальна шина (в межах бічного і переднього ділянок зубного ряду);
- парасагітальна (взаємна стабілізація бічних ділянок зубного ряду);
- шина по дузі (в межах всього зубного ряду);
- шина по дузі в поєднанні з парасагітальною.

При виготовленні шини дуже важливо враховувати стабілізацію певних груп зубів.

Вид стабілізації залежить від поширеності патологічного процесу в пародонті. Якщо процес вогнищевий і знаходиться в межах однієї функціонально орієнтованої групи зубів, то показана фронтальна або сагітальна стабілізація ділянки зубного ряду. Якщо процес виходить за межі однієї функціонально орієнтованої групи зубів, то для здійснення надійного шинування показана фронтосагітальна або парасагітальна стабілізація. Нарешті, якщо процес вражає весь зубний ряд, то показана стабілізація зубного ряду по дузі, або по дузі в поєднанні з парасагітальною стабілізацією. Для тимчасового шинування частіше використовують сагітальну і фронтальну стабілізацію.

По виду сполучного матеріалу:

- Лігатурна;
- полімерна.

Лігатурна шина потрібна:

- для стабілізації зубів при проведенні періодонтального лікування;
- на час підготовки постійної шини;
- після травми зубів (повний, неповний вивих або перелом кореня).

Лігатурна шина

Її виготовляють зовнішньокоронковим методом з шовкових, бавовняних, поліамідних ниток, волосіні, дроту (бронзо-алюмінієвої, титанової, сталевий нержавіючої).

Перевага лігатурних ниток полягає в тому, що вони доступні для лікаря, не вимагають великих матеріальних і часових витрат, відсутня необхідність препарування твердих тканин зубів.

Шовкова і бавовняна лігатури можуть використовуватися на дуже короткий термін.

Через кілька днів шовкова нитка в порожнині рота набухає, слабшає, швидко зміщується з екватора на ясенний край, провокуючи його запалення, якість фіксації зубів знижується.

Бавовняна нитка під дією ротової рідини піддається скороченню (дає усадку). Триваліше можна використовувати волосінь, бронзо-алюмінієвий дріт діаметром 0,5 мм, сталеву нержавіючу і титановий дріт діаметром

0,3-0,4 мм. Однак все лігатурні шини ускладнюють гігієнічний догляд за зубами.

Найчастіше лігатурне зв'язування використовують для стабілізації фронтальної групи зубів (рис.1).

Етапи роботи з лігатурою:

1. зуби ретельно очищають від зубного нальоту абразивною пастою;
2. міжзубні проміжки очищають штрипсами;
3. лігатурою охоплюють опорний зуб (частіше ікло);
4. потім у вигляді вісімок пов'язують всі зуби над контактним пунктом;
5. кінцевий вузол поміщають в міжзубний проміжок, який можна фіксувати адгезивом або полімерним матеріалом.

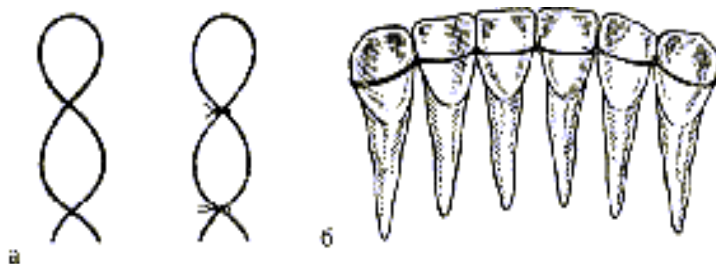


Рис. 1. Тимчасове лігатурне шинування а - варіанти шинування; б - вид шинування на зубах

При наявності трьох і / або діастеми, в міжзубних проміжках роблять кілька

витків лігатурою з метою надання шині необхідної жорсткості та запобігання зсуву зубів (рис. 2).

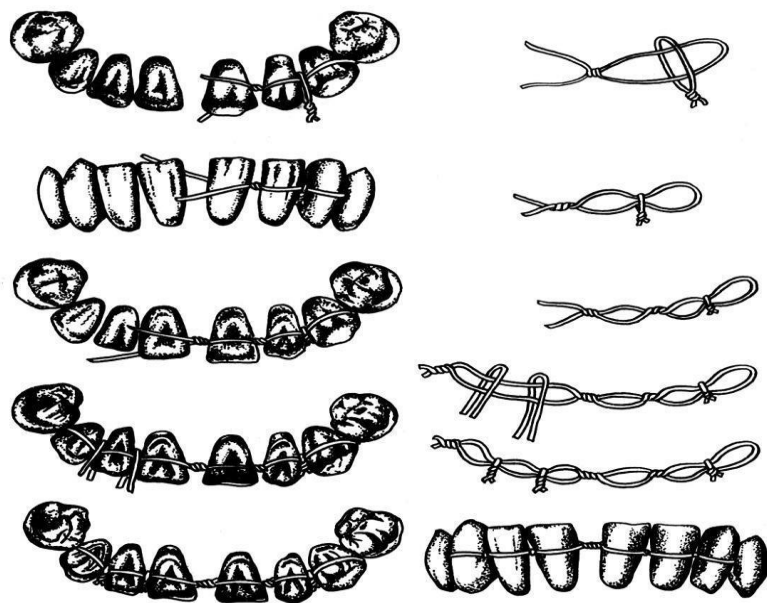


Рис. 2. Лігатурна шина при діастемі та тремах

При щільному розташуванні зубів в зубному ряду спочатку накладають загальну петлю на всю шинувальну групу зубів, потім додатково застосовують лігатури в кожному міжзубні проміжки (рис. 3). Можливе комбінування декількох видів лігатурного зв'язування.

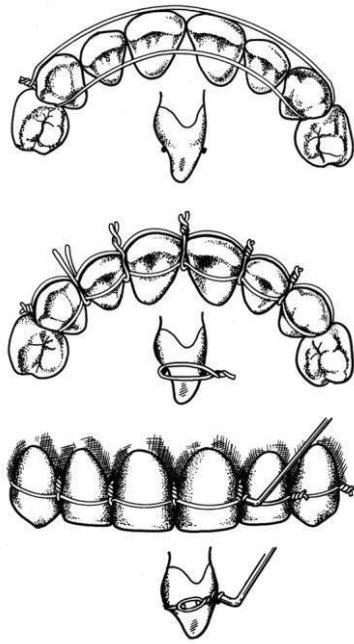


Рис.3. Етапи виготовлення лігатурної шини при щільному розташуванні зубів

Існує ще один варіант простої конструкції. Її готують з алюмінієвого дроту діаметром 3-4 мм, або стрічки шириною 2-3 мм (рис.

4). Відрізок дроту (стрічки) потрібної довжини згинають відповідно до рельєфу вестибулярної поверхні шинувальної ділянки. Потім зуби фіксують до неї лігатурою.

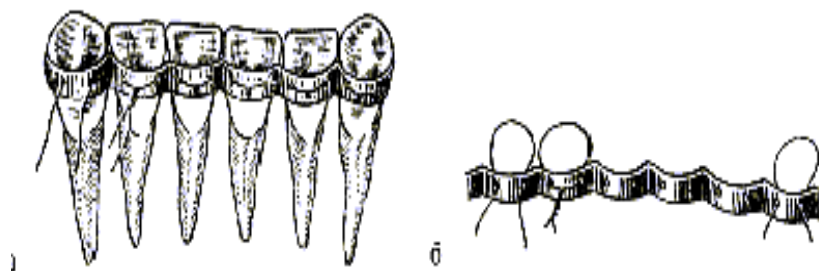


Рис. 4. Лігатурна шина:

а - шина лігатурна тимчасова на зубах; б - каркас тимчасової лігатурної шини

Лігатурна шина, виконана непрямим способом

Лігатурна шина, що виготовляється лабораторним шляхом, може складатися з штампованих кілець, що знаходяться в області екватора зубів, з припаяними до них кільцями, в які проходить лігатура, шинуюча зуби в блок (рис. 5), або з двох кілець з припаяної балкою (рис. 6).

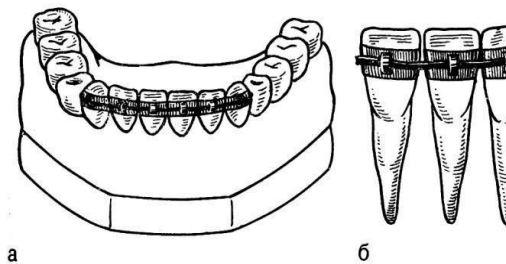


Рис. 5. Тимчасова Лігатурна шина. Шинування за допомогою кілець з петлями: а - на моделі, б - кільця з петлями

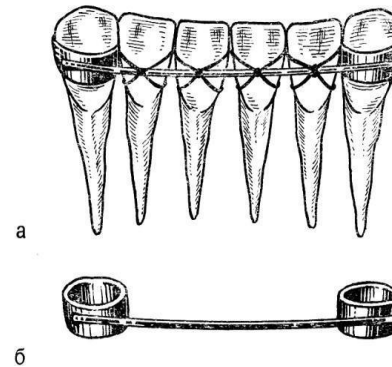
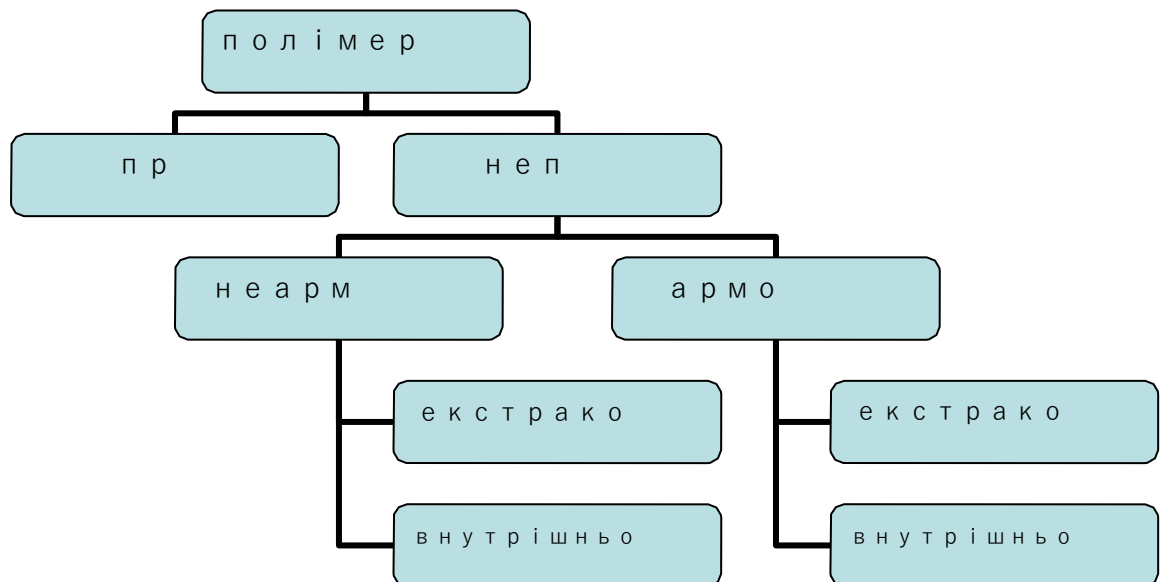


Рис. 6. Лігатурна шина зканюлями. З вестибулярної сторони різців проходять сполучні балки: а - шина на моделі, б - каркас тимчасової шини

Полімерна (адгезивна) шина

З розвитком і впровадженням в стоматологічну практику полімерних матеріалів з'явилася можливість виготовити полімерну (адгезивну) шину, зовнішньокоронковим або внутрішньокоронковим способом, прямим або непрямим шляхом.



До полімерних шин, виготовленими **непрямим (лабораторним)** шляхом відносять вакуум-формуванню знімну шину з акрилової пластмаси, шину Biostar або Mini Star з жорсткого прозорого полікарбосилатного матеріалу Imprelon S. Такі шини використовуються для короткочасної стабілізації зубів. Шина повинна охоплювати самі виступаючі частини коронок зубів. Ця шина - знімна, легко виготовляється і встановлюється в порожнині рота, забезпечує надійну фіксацію як в горизонтальній, так і вертикальній площинах, має задовільний вигляд.

Переваги шини з полімерного матеріалу:

- може бути виготовлена в одне відвідування пацієнта,
- естетична, має гарну адгезію до емалі зубів,
- можлива корекція в порожнині рота,
- охоплює порівняно невеликий обсяг,
- легко полірується,
- забезпечує надійну стабілізацію зубів на кілька років,
- не вимагає великих матеріальних витрат,
- при наявності дефекту в зубному ряду здатна нести штучний зуб.

Показання до використання полімерних шин:

1. рухливість зубів 1-3 ступеня;
2. збереження естетики у пацієнтів до виготовлення постійної шини (особливо в молодому віці);

3. необхідність додаткового часу для психологічної мотивації пацієнта на постійне шинування;

Екстракоронкова полімерна шина, що виготовляється прямим шляхом

Зазвичай такий вид шинування показаний на передніх зубах. Композит наносять з оральної (мовній) поверхні зубів в проміжок між зубним горбком і різальним краєм (не доходячи до нього 2-3 мм). Матеріал ретельно адаптують відповідними інструментами так, щоб він пройшов в міжзубні проміжки та вийшов на вестибулярну поверхню шинувальних зубів. Ширина шини повинна бути 2-3 мм, а товщина - не більше 2 мм (рис.7).

Недоліки:

- великий обсяг,
- можливе порушення фонетики та прикусу,
- складності гігієнічного догляду,
- велика ймовірність ускладнень (розрив шини в міжзубні проміжки, скол матеріалу).

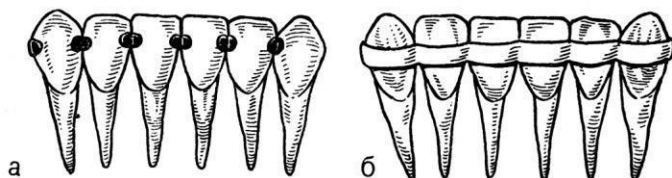


Рис. 7. Тимчасова екстракоронкова шина з композита: а - вид шини з вестибулярного боку, б - вид шини з язикового боку.

При значній рухливості зубів може знадобитися накладення шини не тільки з оральної, але і з вестибулярної поверхні. Шина може бути виготовлена з композиційного матеріалу хімічного або світлового затвердіння.

Внутрішньокоронкова полімерна шина, що виготовляється прямим шляхом

Адгезивна шина з сучасних композиційних матеріалів може бути виготовлена і внутрішньокоронковим способом, тобто з формуванням на оральній або жувальній поверхні зубів заглиблень, які заповнюють композиційним матеріалом. Така шина не заважає прикусу, не створює дискомфорту пацієнтові (відчуття чужорідного тіла в порожнині рота через збільшеного обсягу зубів), естетична, не дратує слизову ясен. Виготовити її можна прямим (в порожнині рота) і непрямим (на моделі) способами.

Умови для застосування адгезивної шини:

1. низька інтенсивність карієсу (КПУ);
2. гарне гігієнічний стан порожнини рота;
3. високі клінічні коронки шинувальних зубів;
4. відсутність вираженої деформації оклюзійної поверхні. Питання

про депульпуванні зуби, що підлягають шинуванню, вирішується в кожному випадку індивідуально, необхідно враховувати клінічну картину, дані рентгенографії та ЕОМ, а також обсяги планованого хірургічного та ортопедичного лікування.

Показання до депульпування зубів, що включаються в шину:

1. зниження чутливості пульпи, що свідчить про незворотний хронічний пульпіт;
2. виражена стертість оклюзійної поверхні та наявність великої порожнини зуба (оцінюється по рентгенограмі);
3. необхідність значного укорочення коронки зуба (феномен Попова-Годона);
4. виготовлення шин з внутрішньокоронковими штифтами;
5. плановане хірургічне лікування при глибокій періодонтальній кишень, коли можлива травмувати судинно-нервовий пучок в ході операції.

Етапи виготовлення адгезивної шини прямим методом:

1. мотивація і навчання гігієні порожнини рота;

2. ретельне видалення зубних відкладень. очищення проксимальних поверхонь штрипсами; полірування поверхонь зубів абразивною пастою, яка не містить фтор;
 3. визначення електрозбудливості шинуючих зубів;
 4. визначення оклюзійних контактів. Важливо, щоб оклюзійний контакт не потрапляв на краю шини;
 5. вибір кольору композиту;
 6. препарування НЕ проводиться, проте можливо легке шліфування безпризьмового шару емалі на місці майбутньої шини.
 7. ізолювання операційного поля за допомогою кофердама;
 8. протруювання підготовленої поверхні зубів;
 9. змивання гелю і висушування (підсушування) поверхні зубів;
 10. нанесення адгезиву (згідно з інструкцією) і його полімеризація;
 11. нанесення на підготовлену поверхню зубів композиту і його ретельна адаптація відповідними інструментами;
 12. полімеризація матеріалу проводиться у кожного зуба на всіх Протягом шини;
 13. видалення кофердама або клинів;
 14. шліфування, фінішна полімеризація і полірування шини проводиться відповідно до класичних способів остаточної обробки композиційних пломб;
 15. ребондінг (застосування фотоглазурі типу Optiquart (Kerr), Fortify (Bisco) і ін.);
 16. контроль гігієни порожнини рота і стану шини через місяць і надалі кожні 6 місяців.
 - шини в міжзубному проміжку, скол матеріалу.
- Недоліки шин:
- ризик випадкового розкриття порожнини зуба в процесі препарування борозни (особливо на фронтальних зубах);
 - можливий розвиток карієсу під шиною; можливий розрив

Армована полімерна (адгезивна) шина

Армована шина складається з арматури та покриває її полімерного матеріалу. Вона так само може бути виготовлена зовнішньокоронковим і внутрішньокоронковим методом, прямим і непрямим способом.

Раніше, в якості армування для цих шин використовували дротяну лігатуру, металеві або нейлонові сітки. Надалі у зв'язку з успіхами дентального матеріалознавства були розроблені волокна, здатні до органічного сполучення з композитом.

Переваги шинування з застосуванням сучасних арматур:

- естетичність конструкції,
- проведення процедури шинування в одне відвідування,
- відносна технологічна простота маніпуляцій,
- можливість використання арматури для відновлення невеликих дефектів зубних рядів, внутрішньокореневих штифтів.

В даний час в якості арматури застосовують два види матеріалів:

1. Арматура на основі неорганічної матриці (Скловолокна)

Представники: GlasSpan («GlasSpan», США), Fiber Splint ML («Polidentia», Швейцарія), "Fiberkore" (Jeneric / Pentron), «Армосплінт» (рис.8).



Рис. 8. Арматура на основе неорганической матрицы (скловолокна) GlasSpan («GlasSpan», США).

Арматура на основе неорганической матрицы имеет лучшую биосовместимость с тканями человеческого организма, потому что складывается из биоинертности стекла. Она не требует специальных условий хранения, легко режется обычными инструментами, хорошо адаптируется ко всем поверхностям зубного ряда.

Выпускают ее модификацию в виде стрипа и мягкой проволоки, что расширяет сферу применения арматуры. Проволока оптимальна для шинирования жевательной группы зубов с использованием техники создания борозенки, для восстановления одиночного дефекта зубного ряда, некоторые авторы предлагают использовать ее в качестве альтернативы внутреннекороневым штифтам.

В зависимости от способа пропитки волокон неорганической арматуры делятся на:

- предварительно пропитанные (пропитка осуществляется в заводских условиях),
- пропитываются непосредственно перед их использованием.

Наибольшую прочность имеют стекловолокна, предварительно пропитанные смолой, за счет идеальной однородности и перетворения после полимеризации в единый монолит (стрипка и композит).

Для предотвращения разрывов стекловолоконной арматуры в местах

майбутнього розрізу потрібно нанесення адгезиву, з подальшою його полімеризацією.

2. Арматура на основі органічної матриці (поліетилену)

Представники: Ribbond («Ribbond», США), Connect («Kerr», США), "DVA" (Dental Ventures of America).

Арматура на основі органічної матриці являти собою стрічку, що складається з високоміцного поліетиленового волокна. Найтонші волокна (діаметр 3-5 мкм) цих стрічок сплетені між собою. Волокна піддаються плазмовій обробці, що значно покращує їх просочування композитом і веде до створення міцного блоку (стрічка + композит). Наявність вузлового поперечного плетіння в стрічці Ribbond дозволяє досягти виняткову гнучкість, що перешкоджає утворенню тріщин в стоматологічному полімері. За рахунок блокування волокон на кожному вузловому перехрещенні, стрічка при різанні ножиці не розплітається. Така структура плетіння в поєднанні з міцними поліетиленовими волокнами формує Ribbond як ефективний «блокувальник мікротріщин». Випускаються Ribbond зі звичайним і Ribbond ТКМ з тонким поперечним плетінням шириною 1, 2, 3, 4 і 9 мм.

Забруднення стрічки жиром основою з рук, латексних рукавичок та ін. Може призвести до порушення адгезії, тому слід суворо дотримуватися інструкції щодо зберігання та використання. Стрічку необхідно зберігати у виробничій пачці до використання. Під час роботи потрібні додаткові аксесуари - бавовняні рукавички та спеціальні ножиці, що поставляються в комплекті.

На даний час немає спеціальних клінічних досліджень, які показали б переваги армованих стрічок на органічній або неорганічній основі.

Полімерні армовані шини можуть бути як внутрішньокоронкові, так і зовнішньокоронковими.

Зовнішньокоронкова полімерна армована шина:

показання для виготовлення цієї шини аналогічні показанням для використання лігатурної та полімерної шин.

перевага цієї шини полягає в тому, що вона естетична, механічно міцна, має хорошу адгезію до тканин зуба.

негативна сторона армованої зовнішньокоронкових шин - її значний обсяг, що може привести до порушення фонетики. У пацієнтів з шинами є труднощі в гігієнічному догляді. Можливі тріщини та відколи матеріалу в процесі експлуатації.

Етапи виготовлення шини з використанням армувальної стрічки:

1. ретельне видалення зубних відкладень. очищення проксимальних поверхонь абразивними смужками (штрипсами), полірування поверхонь зубів абразивною пастою, яка не містить фтор;
2. визначення електробудливості шинувальних зубів;
3. визначення оклюзійних контактів. Бажано розмістити шину поза оклюзійних контактів;
4. вибір кольору композиту;
5. ізолювання операційного поля кофердамом;
6. легке шліфування всіх поверхонь емалі зуба (язикова або піднебінна і проксимальні) на ширину майбутньої стрічки алмазним або карбідним бором з водяним охолодженням;
7. вимір робочої довжини арматури (стрічки) спеціальною фольгою;
8. підготовка поверхні зуба до роботи з композиційним матеріалом;
9. просочування адгезивом підготовленої армованої стрічки,
10. нанесення на зуби рідкий композит;
11. адаптація шини до зубів;
12. полімеризація матеріалу;
13. закриття шини традиційним композиційним матеріалом, полімеризація;
14. видалення кофердама, клинів;
15. шліфування з виваженої оклюзійних контактів, фінішна полімеризація і полірування;
16. ребондінг (застосування фторовмісних фотолазурей типу

Optiquart (Kerr), Fortify (Bisco) і ін.);

17. мотивація та інструкція з гігієни порожнини рота після шинування з обов'язковим

контролем її та станом шини через місяць і надалі через 3-6 місяців;

Слід зазначити, що адаптація стрічки на поверхні зубів є важливим етапом в процесі шинування, і якість виконання цього етапу багато в чому визначає термін служби конструкції.

Якщо арматура в якійсь ділянці залишиться відкритою, вона буде адсорбувати в себе вологу з порожнини рота, розбухне і розірветься (особливо це характерно для міжзубних проміжків).

Внутрішньокоронкова полімерна армована шина

Рухливість зубів II-III ступеня вимагає створення додаткових умов для фіксації шинувальних конструкції на зубах. Для цього використовується технологія створення борозенки на мовній (піднебінної) поверхні у фронтальній групі зубів і на жувальній - у премолярів і молярів. Внутрішньокоронкову армуючу стрічку можна додатково зміцнити штифтами.

Композиційні матеріали дозволяють таким конструкціям зберігатися в порожнині рота протягом багатьох років. З метою економії в якості арматури можна використовувати дротяну лігатуру з подальшим закриттям її композиційним матеріалом (рис. 9).

Після препарування борозни під шинуючу конструкцію, робочу частину дротяної лігатури обробляють хендібластером, або протруюють кислотою, промивають водою, висушують і наносять універсальний адгезив, який полімеризують згідно з інструкцією фірми виробника. Наносять композит і, не запікаючи, обережно занурюють в нього арматуру, потім полімеризують композит.

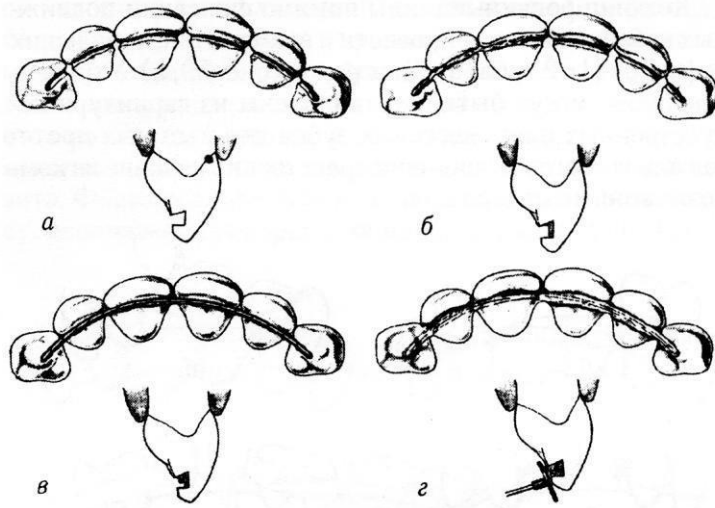


Рис. 9. внутрішньокоронкова шина, армована дротом а - відпрепаровані порожнини в шинувальних зубах, б - на дно порожнин завдано адгезив, в - в порожнині покладена фіксує дріт, г - порожнини закриті композиційним матеріалом

Коли маємо справу з лакунарною деструкцією, скупченістю зубів, то можна накладати лігатуру в один або два фрагменти (рис.10).

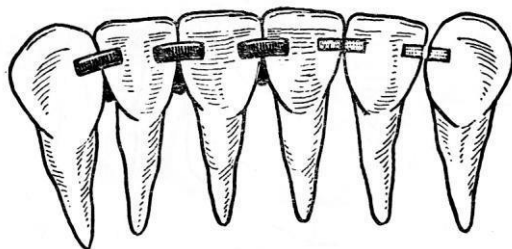


Рис. 10. Шинування фрагментами дроту і композиційним матеріалом

Хороший ефект дає додаткова фіксація дротяної шини до твердих тканин зубів за допомогою парапульпарних штифтів.

На жувальних зубах аналогічно виготовляють балкові, фрагментарні шини (рис. 11).



Рис. 11. Балкова шина на жувальних зубів

У тому випадку, коли зуби депульпуванні або підлягають за клінічними показаннями депульпуванню, можна використовувати внутрішньоканальний П-подібну шину (рис. 12), або цільну, гнуту, петлеву дротяну шину (рис. 13). Ці шини трудомісткі у виконанні, вимагають точної підгонки.

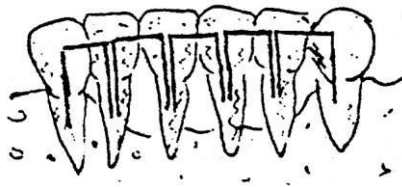


Рис. 12. П-подібна шина

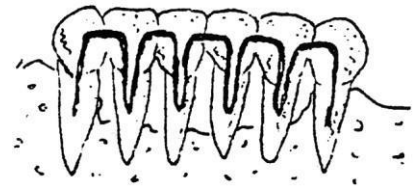


Рис. 13. Гнута петельна шина

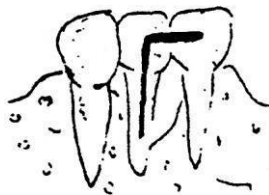


Рис. 14. Г-подібна шина

При необхідності депульпувати один зуб використовують Г-подібну шину (рис. 14).

Вантове шинування. У стоматологічній літературі опубліковано ряд робіт А.Н. Рахівського, який запропонував і обґрунтував нову систему

ортопедичних протезів з використанням вантових систем. Основою вантових систем є високоміцна нитка, яка в натягнутому стані з'єднує між собою зуби. Нитка розташовується в борозенках, штучно створених по периметру шинованих зубів. На думку автора, така конструкція блокує горизонтальні та вертикальні жувальні сили.

У разі несприятливого прогнозу виготовляють довготривалі конструкції з терміном служби 2-3 роки (тимчасові - на 2-6 місяців). До довготривалих незнімним конструкціям відносять тимчасові вбудовані шини, інтегровані у тверді тканини зуба. Наприклад, система Splint-lock, що містить плетену дротяну шину з отворами для парапульпарних штифтів, самі штифти, необхідний інструментарій, або транскорональна дротова шина по Комар.

В даний час в якості армуючого елемента найбільш часто використовують скловолоконні або полімерні стрічки (шнури) різних розмірів.

Етапи виготовлення адгезивної армованої шини прямим методом:

1. мотивація і навчання гігієні порожнини рота;
2. ретельне видалення зубних відкладень;
3. визначення електрозбудливості шинувальних зубів;
4. визначення оклюзійних контактів;
5. вибір кольору композиту;
6. проведення знеболювання;
7. ізолювання операційного поля;
8. препарування зубів в межах дентину, створюючи борозенку на фронтальних зубах з язикової поверхні, в проміжку між зубним горбком і не доходячи 2-3 мм до ріжучого краю. Глибина паза залежить від товщини арматури. З боків арматури і над нею має бути не менше 2 мм композиту. Шинування премолярів і молярів проводять зі створенням борозни на оклюзійних поверхнях;
9. підготовка необхідного відрізка армувальної стрічки;

10. протруювання підготовленій поверхні зубів;
11. змивання протравлювального гелю і висушування поверхні зубів;
12. нанесення адгезиву і його полімеризація;
13. нанесення на підготовлену поверхню зубів рідинних композиту;
14. просочування адгезивом відрізка армувальної стрічки;
15. внесення підготовленої армувальної стрічки в борозенки на зубах;
16. ретельна адаптація відповідними інструментами;
17. полімеризація;
18. ретельна ізоляція матеріалу армувальної стрічки композитом у кожного зуба на всьому протязі шини;
19. видалення кофердама або клинів;
20. шліфування, фінішна полімеризація і полірування шини;
21. контроль гігієни порожнини рота і стану шини через місяць і надалі кожні 6 місяців.

3. Напруження в живих структурах

В дійсності у тканинах і органах живого організму постійно відбуваються процеси, що призводять до виникнення напружень. Причому не всі процеси мають чисто механічну природу і на початку не пов'язані зі впливом якихось сил або температури. Наприклад, процес росту, резорбції або перебудови.

3.1 Залишкові напруження

Залишкові напруження в механіці класично розуміють як самоврівноважені напруження, що створюються в тілі після зняття зовнішніх навантажень. Про існування залишкових напружень в живих м'яких і твердих тканинах відомо давно, зокрема, з експериментальних досліджень [116]. Так відомо, що шматок шкіри яка вирізана у формі круга приймає еліптичну форму[117].

Першим хто почав вивчати напруження в живих тканинах вважається Ю. Франг[118] і Восугі[119], що змогли експериментально підтвердити існування залишкових напружень і описати основні тенденції розподілення в живих тканинах. При чому більшість результатів по залишковим напруженням в біомеханіці пов'язано з м'якими тканинами[120,121].

Одна з гіпотез говорить про необхідність існування напружень в живих тканинах. Так, в роботі [122] показано, що врахування залишкових напружень призводить до зменшення великих радіальних напружень на внутрішній стінці артерії на 62% та градієнта напруження вздовж стінки артерії на 94% в порівнянні з напруженнями отриманими без врахування залишкових напружень. Аналогічні результати, що підтверджують з механічної точки зору необхідність залишкових напружень, можна також в роботах [123,124]. В роботі [125] вказується, що залишкові напруження призводять до вирівнювання напружень в стінці артерії. Д. Гонзалес-Карраско та інші [126] обґрунтовують необхідність залишкових напружень для збереження цілісності біоматеріалів у процесі деформування і для

збільшення витривалості і втомної витривалості. Також відомо, що присутність залишкових напружень і їх рівень в живій тканині мають вплив на її ріст, являючи собою один з стимулюючих факторів [123-127]. Так в роботі А. Рачева [128] висувалася гіпотеза, що артерія перебудовує свою ненапружену конфігурацію таким чином, щоб розподілення деформацій і напружень в артеріальній стінці і гіпертензивних умовах було б таким самим, як і при нормальних навантаженнях. Тобто вважається, що джерелом залишкових напружень, існуючих в ненавантаженій конфігурації, являється ріст, викликаний напруженнями.

3.2. Температурні навантаження.

Широкий огляд по тепловим явищам в живих тканинах знаходиться в роботі Й. Телегі разом із співавторами [129]. В даній роботі вказується, що в живій тканині можуть виникати навіть пошкодження через напруження, що викликані охолодженням тканин.

Експерименти показали [130], що поява напружень у цементі яким фіксується протез, пов'язані з його температурою під час застигання і що під час охолодження напруження виникають через температурні деформації в протилежність об'ємному стиску.

Також температурні проблеми виникають через зміну суглоба і можуть бути розділені на три категорії:

1. Питання латентного нагріву замінників імплантів під час поляризації цементу;
2. Проблеми нагріву, викликане тертям під час нормального функціонування протезу;
3. Питання інтенсивного нагріву під час ортопедичних операцій.

Таким чином, до температурних напружень відносять не тільки напруження, викликані безпосередньо зміною температурного поля і появою несумісних температурних деформацій [130], але і процесами усадки компонентів штучних протезів [129], їх фазовими перетвореннями.

3.3. Напруження викликані ростом

Під даним типом напружень розуміють напруження, що утворюються в процесі росту живою тканини.

Математичне пояснення таких напружень представлено в роботі [135]. У цьому теоретичному дослідженні поява напружень у ростучому об'ємі пояснюється як результат неспільного росту окремих його частин. Зберігання суцільності призводить до необхідності створення ростових напружень. Такий підхід до теоретичного розуміння ростових напружень дозволяє віднести такий тип напружень до залишкових, що і було описано в роботі [135].

3.3.1. Напружено деформований стан тіла

Напружений стан у довільній точці тіла характеризується тензором напружень [136]:

$$T_{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \text{ або } T_{\sigma} = \sigma_{ij}, \quad i, j = x, y, z, \quad (3.1)$$

де $\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}$ - нормальні напруження, $\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{zy}, \dots$ - дотичні напруження.

В силу парності дотичних напружень ($\sigma_{ij} = \sigma_{ji}, i \neq j$) тензор напружень являється симетричним

В загальному випадку тензор напружень може бути представлений у вигляді суми двох доданків:

- кульового тензора напружень $T_{\sigma_0} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{zz} \end{bmatrix}$, де $\sigma_0 = \frac{\sigma_{xx} + \sigma_{yy} + \sigma_{zz}}{3}$;

- тензора напружень зсуву, який називають девіатором напружень [136]

$$D_{\sigma} = S_{ij} = \begin{bmatrix} S_{xx} & S_{xy} & S_{xz} \\ S_{yx} & S_{yy} & S_{yz} \\ S_{zx} & S_{zy} & S_{zz} \end{bmatrix}, \text{ де } S_{ij} = \sigma_{ij} - \delta_{ij}\sigma_0. \quad (3.2)$$

Деформований стан твердого тіла (конструкції) характеризується тензором деформацій[136].

$$T_{\varepsilon} = \varepsilon_{ij} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix}, \text{ де } i, j = x, y, z \quad (3.3)$$

де $\varepsilon_{xx}, \varepsilon_{yy}, \varepsilon_{zz}$ - характеризують відносне видовження $\varepsilon_{xy}, \varepsilon_{xz}, \varepsilon_{zy}, \dots$ - деформації зсуву (кутові деформації).

Тензор деформацій може бути представлений у вигляді суми кульового тензора T_{ε_0} і девіатора деформацій D_{ε} :

$$T_{\varepsilon_0} = \begin{bmatrix} \varepsilon_0 & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_0 & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_0 \end{bmatrix}, \text{ де } \varepsilon_0 = \frac{\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy} + \varepsilon_{zz}}{3} - \text{середня деформація}$$

$$D_{\varepsilon} = e_{ij} = \begin{bmatrix} e_{xx} & e_{xy} & e_{xz} \\ e_{yx} & e_{yy} & e_{yz} \\ e_{zx} & e_{zy} & e_{zz} \end{bmatrix}, \text{ де } e_{ij} = \varepsilon_{ij} - \delta_{ij}\varepsilon_0. \quad (3.4)$$

Відношення між компонентами вектора переміщень $u_i, i = x, y, z$ і компонента тензора Гріна мають вигляд [9]

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \frac{\partial u_k}{\partial x_j} \right), \text{ де } i, j, k = 1, 2, 3; x_1 = x; x_2 = y; x_3 = z. \quad (3.5)$$

На практиці в пружних тілах деформації дуже малі, через це з математичної точки зору їх розглядають як нескінченно малі. Тоді в тензорі Гріна можна знехтувати нелінійними членами і таким чином отримати лінійні залежності між деформаціями та переміщеннями

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right), \quad i, j, k = 1, 2, 3 \quad (3.6)$$

які називаються відношеннями Коші [137]. Компоненти тензора деформацій в цьому випадку являються малими величинами у порівнянні з одиницею.

3.3.2. Фізичні закони для пружних тіл

Основним рівнянням теорії пружності і в'язкопружності [136] являється статичне рівняння рівноваги, кінематичне (відношення Коші) і фізичні рівняння (рівняння зв'язку напружень та деформацій).

Величини тензора деформацій для елементарного об'єму в околі довільної точки і в межах всього об'єму тіла повинні задовольняти рівнянням сумісності деформацій [135, 138]. Реалізації принципу неперервності деформацій в пружному тілі відповідає мінімальне значення потенційної енергії деформації.

Для довільного теромодинамічного процесу закон збереження енергії має вигляд

$$\dot{L} + \dot{Q} = \frac{d}{dt} (K + U). \quad (3.7)$$

Перша частина рівняння (3.7) являє собою швидкість зміни повної енергії, яка складається з кінетичної K та внутрішньої енергії U , а ліва частина представляє собою сумарну теплову \dot{Q} та механічну \dot{L} потужності зовнішніх сил біомеханічної системи.

Для умов адіабатного процесу [139] відношення (3.7) спрощується до вигляду

$$\dot{L} = \frac{d}{dt}(K + U) \quad (3.8)$$

Якщо процес є ізотермічним, то перша форма визначальних відношень має вигляд

$$\frac{\partial F}{\partial \varepsilon_{ij}} = \sigma_{ij}, \quad i, j = 1, 2, 3 \quad (3.9)$$

де σ_{ij} - тензор напружень, ε_{ij} - тензор деформацій, $F = W = \frac{1}{2} C_{ijkl}^T \varepsilon_{ij} \varepsilon_{kl}$ - вільна енергія (W - робота деформацій).

При умові відсутності початкових напружень і деформацій фізичні рівняння для пружного тіла з ізотропними характеристиками можуть бути представленні у вигляді загального закону Гука [136] в індексному вигляді

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1+\nu} \left(\varepsilon_{ij} + \frac{\nu}{1-2\nu} \delta_{ij} \varepsilon_{kk} \right), \quad (3.10)$$

де δ_{ij} - символи Кронекера і в матричній формі матимуть вигляд

$$\begin{pmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} \\ \sigma_{yx} \\ \sigma_{zx} \\ \sigma_{zy} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{xy} \\ \varepsilon_{yx} \\ \varepsilon_{zx} \\ \varepsilon_{zy} \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

Коефіцієнти тензора пружних сталих в (3.11) більш зручний в теоретичній роботі і використання в інженерній практиці, що пов'язують модуль пружності E і коефіцієнт Пуассона - ν з коефіцієнтом Ляме:

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1-2\nu)(1+\nu)}, \quad \mu = \frac{E}{2(1+\nu)}, \quad \nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}.$$

Згідно узагальненому закону Гука компоненти тензора напружень в довільній точці тіла з анізотропними властивостями, від компонентів тензора деформацій

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl}\varepsilon_{kl}, \quad k, l = 1, 2, 3 \quad (3.12)$$

де C_{ij} - компоненти тензора пружних постійних. Для опису анізотропних властивостей матеріалу необхідно знати 81 константу.

Враховуючи що коефіцієнт тензора пружних констант мають симетрію відносно індексів i, j, k, l , то

$$C_{ijkl} = C_{klij}, \quad C_{ijkl} = C_{ijlk}, \quad C_{ijkl} = C_{jilk}, \quad C_{ijkl} = C_{jilk}.$$

Матеріали біологічних тканин щелепи людини (кортикальної та губчастої) мають односпрямовані шари з вираженими жорсткісними

характеристиками властивостями вздовж її утворюючої. Їх можна розглядати як ортотропне середовище, яке визначається 9 незалежними пружними константами. Матриця коефіцієнтів податливості $D_{ij} = C_{ijkl}^{-1}$ в загальному законі Гука

$$\varepsilon_{kl} = C_{ijkl}^{-1} \sigma_{ij}, \quad i, j = \alpha, \beta, \gamma \quad (3.13)$$

для іншого тіла з ортотропними властивостями в локальному базисі α, β, γ має вигляд

$$D_{\alpha\beta\gamma} = \begin{pmatrix} E_{\alpha}^{-1} & -\nu_{\alpha\beta} E_{\alpha}^{-1} & -\nu_{\alpha\gamma} E_{\alpha}^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{\beta\alpha} E_{\beta}^{-1} & E_{\beta}^{-1} & -\nu_{\beta\gamma} E_{\beta}^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{\gamma\alpha} E_{\gamma}^{-1} & -\nu_{\gamma\beta} E_{\gamma}^{-1} & E_{\gamma}^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & G_{\alpha\beta} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G_{\beta\gamma} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G_{\gamma\alpha} \end{pmatrix} \quad (3.14)$$

$$\nu_{\alpha\beta} / E_{\alpha} = \nu_{\beta\alpha} / E_{\beta}; \nu_{\beta\gamma} / E_{\beta} = \nu_{\gamma\beta} / E_{\gamma}; \nu_{\alpha\gamma} / E_{\alpha} = \nu_{\gamma\alpha} / E_{\gamma}. \quad \square$$

Жорсткісні коефіцієнти тензора пружних констант ортотропного матеріалу C_{ijkl} можуть бути представлені симетричною матрицею $E_{\alpha\beta\gamma} = D_{\alpha\beta\gamma}^{-1}$ в локальній системі координат α, β, γ та E_{xyz} в глобальній системі координат x, y, z

$$E_{\alpha\beta\gamma} = \begin{pmatrix} ED_{\alpha} & \mu_{\alpha\beta} & \mu_{\alpha\gamma} & 0 & 0 & 0 \\ \mu_{\beta\alpha} & ED_{\beta} & \mu_{\beta\gamma} & 0 & 0 & 0 \\ \mu_{\gamma\alpha} & \mu_{\gamma\beta} & ED_{\gamma} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & EG_{\alpha\beta} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & EG_{\beta\gamma} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & EG_{\gamma\alpha} \end{pmatrix} \quad (3.15)$$

$$E_{xyz} = A(\alpha, \beta, \gamma) \cdot D_{\alpha\beta\gamma}^{-1} = A(\alpha, \beta, \gamma) \cdot E_{\alpha\beta\gamma}$$

де координати матриці повороту осей локального базису визначені виразом

$$A = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos(\beta) & -\sin(\beta) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \sin(\beta) & \cos(\beta) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \sin(\gamma) & \cos(\gamma) \end{pmatrix} \quad (3.16)$$

З емпіричних даних відомо що біологічні тканини щелепи людини в процесі навантаження ведуть себе як лінійно-в'язкопружний, термодіагностично простий матеріал, структурна релаксація у якого відсутня [139]. В'язкопружні ізотропні властивості таких матеріалів залежать від часу.

Закон лінійного деформування для в'язкопружних ізотропних середовищ можна записати у вигляді рівнянь для девіатора і кульового тензора напружень

$$\underline{\underline{S}}(\bar{t}) = 2G\underline{\underline{e}}(\bar{t}) - 2G \int_0^{\bar{t}} A_c(\bar{t} - \xi) \underline{\underline{e}}(\xi) d\xi, \quad (3.17)$$

$$\sigma_0(\bar{t}) = K\theta(\bar{t}) - K \int_0^{\bar{t}} A_\nu(\bar{t} - \xi)\theta(\xi)d\xi, \quad (3.18)$$

де $\underline{e}(\bar{t})$, $\underline{S}(\bar{t})$ - дівіатори деформацій та напружень; $\theta(\bar{t})$, $\sigma_0(\bar{t})$ - об'ємна деформація і середній тиск; константа G - миттєвий модуль зсуву або модуль пружності другого роду, пов'язаний з модулем пружності першого роду E і коефіцієнтом Пуасона ν формулою $G = E / 2 \cdot (1 + \nu)$; константа $K = E / 3 \cdot (1 - 2\nu)$ - миттєвий модуль всебічного розтягу (стиску), \bar{t} - приведений час; $A_c(\bar{t} - \xi)$, $A_\nu(\bar{t} - \xi)$ - тензор функцією швидкостей зсувної та об'ємної релаксації.

Відношення (3.17) та (3.18) можна представити у більш короткій формі

$$\underline{S}(\bar{t}) = \int_0^{\bar{t}} G(\bar{t} - \xi) \frac{\partial \underline{e}(\xi)}{\partial \xi}, \quad (3.19)$$

$$\sigma_0(\bar{t}) = \int_0^{\bar{t}} K(\bar{t} - \xi) \frac{\partial \theta(\xi)}{\partial \xi}, \quad (3.20)$$

Тут компонент дівіатора $\underline{S}(\bar{t})$ і кульового тензора $\sigma_0(\bar{t})\underline{I}$ напруження для моменту часу \bar{t} , обумовлене перехідним явищем в момент часу ξ , представлені у інтегральній залежності від миттєвих переміщень дівіатора $d\underline{e}(t)$ і кульового тензора деформацій $d\theta(t)\underline{I}$ прикладених протягом часу $d\xi$ із інтервалу $0 < \xi < \bar{t}$. Модуль функції швидкостей зсуву та об'ємної релаксації представлені рівністю

$$G(\bar{t} - \xi) = GA_c(\bar{t} - \xi) \quad (3.21)$$

$$K(\bar{t} - \xi) = KA_v(\bar{t} - \xi) \quad (3.22)$$

Функції релаксації $A_c(\bar{t} - \xi)$ та $A_v(\bar{t} - \xi)$ які залежать від часу $(\bar{t} - \xi)$ відповідають опору одиничного імпульсу деформації. Вони, відповідно роботі [139], можуть бути апроксимовані степеневим рядом. Наприклад, для зсувної функції релаксації

$$A_c(\bar{t} - \xi) = \sum_k A_c^k(\bar{t} - \xi) = \sum_k C(\alpha_k) \exp(-\alpha_k(\bar{t} - \xi)). \quad (3.23)$$

Аналогічний розклад введемо для модулів релаксації зсуву

$$G(\bar{t} - \xi) = GA_c(\bar{t} - \xi) = \sum_k (\bar{t}_k) \exp(-\alpha_k(\bar{t} - \xi)). \quad (3.24)$$

Якщо релаксацією об'ємних характеристик вязкопружного ізотропного матеріалу можна знехтувати, то в співвідношеннях (3.19) та (3.20) присутня лише одна незалежна компонента для функцій зсуву. Визначення рівняння для в'язкопружних середовищ має вигляд

$$\underline{S}(\bar{t}) = \int_0^{\bar{t}} G(\bar{t} - \xi) \frac{\partial e(\xi)}{\partial \xi} d\xi, \quad (3.25)$$

$$\sigma_0(\bar{t}) = K\theta(\bar{t}) \quad (3.26)$$

Апроксимація ядра рівняння (3.24) набором експонент з від'ємними степенями еквівалентна моделюванню вязкопружного середовища узагальненою моделлю Максвелла з послідовним зеднанням пружних і в'язких елементів.

$$2G(\bar{t}) = \frac{\underline{S}(\bar{t})}{\underline{e}(\bar{t})} = \sum_{n=1}^N \exp\left(-\frac{\bar{t}}{r_n}\right), \quad (3.27)$$

де $r_n = \eta_n / G_n$ - час релаксації, G_n - модуль релаксації при температурі навколишнього середовища, η_n - коефіцієнти в'язкості n -го елемента моменту моделі.

3.4. Чисельні методи рішення задач механіки суцільного середовища

Рішення будь якої задачі механіки суцільного середовища зводиться до рішення системи диференційних рівнянь з граничними умовами або до рішення задачі про мінімізацію певного функціонала. Отримати рішення в аналітичній формі можна лише для обмеженого класу задач – для тіл простої форми і при введенні зпрощуючих припущень. Через це зазвичай отриману систему диференційних рівнянь або задачу про мінімізацію функціонала за допомогою яких-небудь чисельних методів приводять до системи лінійних алгебраїчних рівнянь, рішення яких не являє собою особливих труднощів, оскільки існує велика кількість алгоритмів і готових програм.

Існує ряд універсальних чисельних методів рішення краєвих задач механіки: - метод кінцевих різниць[140], - метод скінченних елементів [140,143], метод граничних елементів[142], котрі мають свої сильні і слабкі сторони.

В основі метода скінченних елементів задана область B розбивається на ряд областей (елементів) B^l простої форми, таким чином, щоб $B = \sum_l B^l$.

Якщо наближене рішення $\tilde{\phi}(r \in B^l)$ визначене базисними функціями

поліноміального виду окремо на кожному елементі, то в системі рівнянь елементи матриці $[K]$ і вектора правої частини $\{F\}$ отримуються сполученням кожного елемента в загальний інтеграл:

$$K_{lm} = \sum_l \int_{B^l} W_l L N L N_m dB + \sum_l \int_{\partial B^l} \bar{W}_l G N_m d\Gamma \quad (3.28)$$

$$F_l = \sum_l \int_{B^l} W_l f dB + \int_{B^l} W_l f_\sigma dB + \sum_l \int_{\partial B^l} \bar{W}_l g d\Gamma \quad (3.29)$$

Якщо скінченні елементи мають порівняно просту форму і базисні функції визначені однотипно, то порівняно легко оперувати даним способом і при необхідності апроксимації областей складної форми з неоднорідними властивостями.

3.4.1. Інтерполяційні співвідношення методу скінченних елементів (МСЕ)

Переміщення у довільній точці скінченного елемента (СЕ) визначені матричними співвідношеннями [140-143]

$$\begin{Bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{Bmatrix}^e = \begin{bmatrix} N_1 & 0 & 0 & N_2 & 0 & 0 & N_n & 0 & 0 \\ 0 & N_1 & 0 & 0 & N_2 & 0 & \dots & 0 & N_n & 0 \\ 0 & 0 & N_1 & 0 & 0 & N_2 & 0 & 0 & 0 & N_n \end{bmatrix}^e \begin{Bmatrix} U_1^x \\ U_1^y \\ U_1^z \\ \vdots \\ U_n^x \\ U_n^y \\ U_n^z \end{Bmatrix} \quad (3.30)$$

де n - число вузлів SE, N_i - функція форми SE,
 $\left(\{U_1^x \ U_1^y \ U_1^z \ \dots \ U_1^x \ U_1^y \ U_1^z\}^e \right)^T$ - вектор умовних переміщень SE.

Вираз для деформації Коші приймає вигляд $\{\varepsilon\}^e = [B_e]\{u\}^e$, де
 $\{\varepsilon\}^e = \{\varepsilon_{xx}, \varepsilon_{yy}, \varepsilon_{zz}, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}\}$ - вектор деформації у довільній точці SE, $[B_e]$ -
 матриця довільних функцій форми

$$[B] = \begin{bmatrix} \frac{\partial N_1}{\partial x} & 0 & 0 & \dots & \frac{\partial N_n}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_1}{\partial y} & 0 & \dots & 0 & \frac{\partial N_n}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial N_1}{\partial z} & \dots & 0 & 0 & \frac{\partial N_n}{\partial z} \\ \frac{\partial N_1}{\partial y} & \frac{\partial N_1}{\partial x} & 0 & \dots & \frac{\partial N_n}{\partial y} & \frac{\partial N_n}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_1}{\partial z} & \frac{\partial N_1}{\partial y} & \dots & 0 & \frac{\partial N_n}{\partial z} & \frac{\partial N_n}{\partial y} \\ \frac{\partial N_1}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_1}{\partial x} & \dots & \frac{\partial N_n}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_n}{\partial x} \end{bmatrix} \quad (3.31)$$

Для знаходження похідних від функції форми SE по глобальним
 координатам використовують співвідношення:

$$\begin{Bmatrix} \frac{\partial N}{\partial \xi} \\ \frac{\partial N}{\partial \eta} \\ \frac{\partial N}{\partial \zeta} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \xi} \\ \frac{\partial x}{\partial \eta} & \frac{\partial y}{\partial \eta} & \frac{\partial z}{\partial \eta} \\ \frac{\partial x}{\partial \zeta} & \frac{\partial y}{\partial \zeta} & \frac{\partial z}{\partial \zeta} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \frac{\partial N}{\partial x} \\ \frac{\partial N}{\partial y} \\ \frac{\partial N}{\partial z} \end{Bmatrix} \quad (3.32)$$

З матриці (3.32), знайдемо $\frac{\partial N}{\partial x}, \frac{\partial N}{\partial y}, \frac{\partial N}{\partial z}$. При цьому похідні координат глобальних і локальних знаходяться шляхом диференціювання інтерполяційних співвідношень для глобальних координат [140,143]

$$\begin{aligned} x &= [M_1, M_2 \dots M_n] \begin{Bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ \vdots \\ X_n \end{Bmatrix}; \\ y &= [M_1, M_2 \dots M_n] \begin{Bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ \vdots \\ Y_n \end{Bmatrix}; \\ z &= [M_1, M_2 \dots M_n] \begin{Bmatrix} Z_1 \\ Z_2 \\ \vdots \\ Z_n \end{Bmatrix} \end{aligned} \quad (3.33)$$

де M_i - функція форми для ін. інтерполяції геометрії SE; X_i, Y_i, Z_i - глобальні координати вузлів.

Похідні від функції форми по локальним координатам знаходять за допомогою процедури, аналогічній вищеописаній. Продиференціювавши співвідношення по ξ, η, ζ отримаємо рекурентні формули для визначення похідних функцій форми різних порядків і для елементів з довільним розміщенням вузлів.

Співвідношення для визначення пружних напружень має вигляд

$$\{\sigma\}^e = [D_e] \{\varepsilon\}^e = [D_e][B_e]^e \{u\}^e \quad (3.34)$$

де $\{\sigma\}^e = \{\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}\}$ - вектор напружень у довільній точці СЕ;
 $[D_e]$ - матриця пружних констант матеріалу.

Для визначення змінних в часі величин тензора напружень у в'язкопружних тілах матричне співвідношення для СЕ наведені в роботі [145,150]

3.5. Математичне моделювання початкових переміщень зуба

Початкові переміщення зуба виникають при короткочасній дії навантаження, після зняття якої зуб повертається на колишнє місце [19, 42]. При цьому дегенеративні та незворотні зміни періодонтальної тканини відсутні. Ґрунтуючись на високій пружності тканин періодонтальної зв'язки у порівнянні з кістками та зубами, більшість авторів вказують на те, що саме періодонт визначає початкові переміщення зуба [6, 10, 20, 22]. Розрахунку початкової рухливості однокорневих і багато корневих зубів присвячені численні

кінцево-елементні дослідження, зокрема [7, 8, 10, 15, 16, 26, 27, 38]. При математичному моделюванні напружено-деформованого стану системи «зуб - періодонтальна зв'язка» в більшості випадків корінь зуба апроксимується параболоїдом або гіперболоїдом [3, 5, 28, 35]. запропонований

в цих роботах підхід ґрунтується на визначенні переміщень зуба як комбінації поступальних переміщень уздовж координатних осей і кутів повороту щодо цих же осей. Основними результатами є знаходження центрів опору зуба, величин переміщень і кутів повороту кореня і напруг, що виникають в періодонтальній зв'язці. В той самий час візуалізація тривимірного зміщення зуба не виконувалася. Це можна пояснити труднощами, що виникають при встановленні типу руху зуба. Як правило, побудова різних положень зубів при ортодонтичному русі виконується в плоскому випадку. В цьому напрямку виконано велику кількість досліджень, результати яких проаналізовані в роботі [11]. При

цьому для опису різних видів переміщень зубів, як правило, використовуються співвідношення між центром опору і центром обертання зуба, а також рівняння гвинтової лінії [3, 14, 25, 31]. Однак ортодонтичне переміщення зубів є тривимірним, тому для біомеханічного аналізу необхідна інформація про просторове переміщення зуба.

Кількісний аналіз тривимірного руху зубів із застосуванням модифікованих кутів Ейлера проводився в роботах [40, 41]. Моделювання просторового ортодонтичного переміщення зубів з використанням осі гвинтової лінії та даних натурних вимірювань положень зубів при ортодонтичному русі виконано в роботі [11]. Запропонований підхід до візуалізації тривимірного руху зуба заснований на визначенні повороту зуба щодо осі гвинтової лінії та поступального зміщення вздовж цієї осі. До переваг цього підходу можна віднести можливість його безпосереднього практичного використання в стоматології, зокрема при плануванні ортодонтичного лікування. Це продемонстровано в роботі [12] на прикладі розрахунку переміщень і кутів повороту іклів, а також візуалізації їх ортодонтичного руху при дії навантаження малої величини.

Метою даного дослідження є математичне моделювання початкових переміщень зуба в формі двопорожнинного гіперболоїда в лінійно-пружному періодонті при дії зосереджених сил і моментів сил. Аналіз різних рухів зуба виконується на підставі визначення переміщення уздовж гвинтової лінії та рівняння осі гвинтової лінії.

3.5.1. Рівновага кореня зуба в періодонтальній оболонці

Зовнішня поверхня кореня зуба і прилегла до нього внутрішня поверхня періодонтальної зв'язки описуються рівнянням двопорожнинного гіперболоїда (вважаємо, що корінь зуба є абсолютно твердим тілом)

$$F(x, y, z) = y - \frac{h}{\sqrt{1+p^2} - p} \left(\sqrt{(1-e^2) \left(\frac{x}{b}\right)^2 + \left(\frac{z}{b}\right)^2} + p^2 - p \right) = 0 \quad (1)$$

де h – висота кореня зуба; e – ексцентриситет еліпса в поперечному перерізі зуба на рівні альвеолярного гребеня, $e = \sqrt{1 - (b/a)^2}$; a , b – піввісь еліпса в перерізі кореня зуба на рівні альвеолярного гребеня; p – параметр, що характеризує закруглення вершини кореня зуба.

Зовнішня поверхня періодонтальної зв'язки, прилегла до кісткової тканини зубної альвеоли, зміщена по нормалі до поверхні кореня зуба на величину δ (Товщина періодонтальної зв'язки постійна). Її рівняння має вигляд

$$F_1(x, y, z) = y + n_y \delta - \frac{h}{\sqrt{1 + p^2} - p} \times \left(\sqrt{(1 - e^2) \left(\frac{1}{b} (x + n_x \delta) \right)^2 + \left(\frac{1}{b} (z + n_z \delta) \right)^2 + p^2 - p} \right) = 0, \quad (2)$$

де n_x , n_y , n_z – компоненти одиничного вектора нормалі до поверхні (1), які з урахуванням рівняння (1) визначаються наступним чином:

$$n_x = -\frac{1}{\Delta} \frac{h(1 - e^2)x}{A}, n_y = \frac{1}{\Delta}, n_z = -\frac{1}{\Delta} \frac{hz}{A}, A = b \left(\sqrt{1 + p^2} - p \right) \sqrt{(1 - e^2)x^2 + z^2 + (bp)^2},$$

$$\Delta = \sqrt{1 + \frac{h^2 \left((1 - e^2)x^2 + z^2 \right)}{b^2 \left(\sqrt{1 + p^2} - p \right) \left((bp)^2 + (1 - e^2)x^2 + z^2 \right)}}. \quad (3)$$

При дії на зуб зосередженої сили $\vec{f} = (f_x, f_y, f_z)$ точки періодонту, що прилягають до поверхні кореня (1) зуба, отримують переміщення, рівні переміщенню кореня. Зовнішня поверхня періодонтальної зв'язки (2) є жорстко закріпленою. Відзначимо, що згідно з результатами роботи [13] не виявлено суттєвих відмінностей між результатами розрахунку моделей, що враховують кісткову тканину і жорсткого закладення зовнішньої поверхні періодонтальної зв'язки, а також зазначено, що при розрахунку початкових переміщень зубів в періодонті зуби та кісткова тканина можуть задаватися як абсолютно тверді тіла.

Відповідно до робіт [28, 35] будемо вважати періодонт нестисливим матеріалом з коефіцієнтом Пуассона, рівним 0,49. Це означає, що при зміщенні кореня зуба до стінки зубної альвеоли періодонт починає «розтікатися» навколо поверхні кореня зуба [35]. Тому компоненти тензора деформацій в системі координат, пов'язаної з нормаллю, що утворює і спрямована до зовнішньої поверхні кореня зуба, можна представити в наступному вигляді [28, 35]:

$$\varepsilon_{nn} = -u_n/\delta, \varepsilon_{tt} = \varepsilon_{\theta\theta} = 0, \gamma_{n\theta} = -u_\theta/\delta, \gamma_{nt} = -u_t/\delta, \gamma_{t\theta} = 0, \quad (4)$$

де u_n, u_t, u_θ – переміщення точок періодонту уздовж нормалі, утворює і направляє до поверхні кореня зуба; δ – ширина періодонтальної зв'язки в напрямку нормалі до поверхні (1). Аналогічний підхід до визначення деформацій використаний в роботі [2] при розподілі жувального навантаження при центральній оклюзії. Нормаль, що утворюється і спрямована до поверхні кореня зуба, а також його геометричні розміри показані на рис. 1.

Умови рівноваги кореня зуба (рівність нулю головного вектора і головного моменту сил, що діють на зуб) представимо у вигляді

$$\iint_F (\vec{n} \cdot \sigma) dF - \vec{f} = 0, \iint_F \vec{r} \times (\vec{n} \cdot \sigma) dF - \vec{m} = 0, \quad (5)$$

де \vec{n} – одиничний вектор нормалі до поверхні $F(x, y, z) = 0$, $\vec{n} = (n_x, n_y, n_z)$; σ – тензор напружень; \vec{f} – головний вектор зовнішніх сил, $\vec{f} = (f_x, f_y, f_z)$; \vec{r} – радіус-вектор; \vec{m} – головний момент зовнішніх сил, $\vec{m} = (m_x, m_y, m_z)$

На підставі закону Гука для однорідного ізотропного середовища компоненти тензора напружень σ представимо у вигляді

$$\begin{aligned} \sigma_{xx} &= \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \left((1-\nu)\varepsilon_{xx} + \nu(\varepsilon_{yy} + \varepsilon_{zz}) \right), \quad \tau_{xy} = \frac{E\varepsilon_{xy}}{1+\nu}, \\ \sigma_{yy} &= \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \left((1-\nu)\varepsilon_{yy} + \nu(\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{zz}) \right), \quad \tau_{xz} = \frac{E\varepsilon_{xz}}{1+\nu}, \\ \sigma_{zz} &= \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \left((1-\nu)\varepsilon_{zz} + \nu(\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy}) \right), \quad \tau_{yz} = \frac{E\varepsilon_{yz}}{1+\nu}, \end{aligned} \quad (6)$$

де E – модуль пружності тканин періодонтальної зв'язки; ν – коефіцієнт Пуассона.

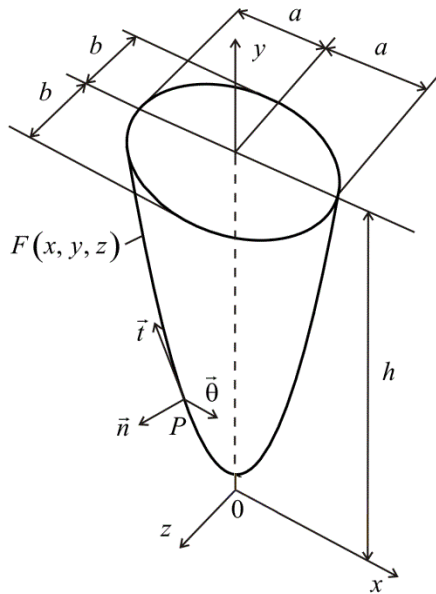


Рис. 15. Корінь зуба в формі кругового гіперболоїда: \bar{n} – нормаль; \bar{t} – утворює; $\bar{\theta}$ – напрямна до поверхні кругового гіперболоїда в точці P

Компоненти тензора деформацій в декартовій системі координат (x, y, z) висловимо через компоненти тензора деформацій в системі координат (n, t, θ) наступним чином [35]:

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} & \varepsilon_{yz} & \varepsilon_{zz} \end{pmatrix} = T_2 T_1 \begin{pmatrix} \varepsilon_{nn} & \varepsilon_{nt} & \varepsilon_{n\theta} \\ \varepsilon_{nt} & 0 & 0 \\ \varepsilon_{n\theta} & 0 & 0 \end{pmatrix} T_1^T T_2^T, \quad \varepsilon_{nt} = \frac{1}{2} \gamma_{nt}, \quad \varepsilon_{n\theta} = \frac{1}{2} \gamma_{n\theta}. \quad (7)$$

Виконаємо перетворення вектора переміщення (u_n, u_t, u_θ) точки P , що знаходиться на зовнішній поверхні кореня зуба (внутрішній поверхні періодонтальної зв'язки), з системи координат (n, t, θ) в систему координат (x, y, z) :

$$\begin{pmatrix} u_n \\ u_t \\ u_\theta \end{pmatrix} = T_1^T T_2^T \begin{pmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{pmatrix}, \quad T_1 = \begin{pmatrix} \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ -\cos(\alpha) & \sin(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad T_2 = \begin{pmatrix} H & 0 & -G \\ 0 & 1 & 0 \\ G & 0 & H \end{pmatrix}, \quad (8)$$

$$H = \frac{x(1-e^2)}{\sqrt{x^2(1-e^2)^2 + z^2}}, \quad G = \frac{z}{\sqrt{x^2 + z^2}},$$

де T_1 – матриця повороту щодо направляючої $\bar{\theta}$ на кут α ; T_2 – матриця повороту щодо осі $0z$ на кут φ ; T_1^T , T_2^T – транспоновані матриці T_1 і T_2 відповідно У матриці T_1 кут α утворює до поверхні кореня зуба t і площиною, паралельній площині $x0z$ і що проходить через точку P , такий, що

$$\operatorname{tg}(\alpha) = \frac{h\sqrt{(1-e^2)^2 x^2 + z^2}}{b(\sqrt{1+p^2} - p)\sqrt{(bp)^2 + (1-e^2)x^2 + z^2}}.$$

Послідовно підставляючи у вираз (7) співвідношення (4) і (8), отримаємо

$$\begin{aligned} \varepsilon_{xx} &= -\frac{H(G^2 + H^2)u_x \sin(\alpha)}{\delta}, \quad \varepsilon_{yy} = \frac{u_y \cos(\alpha)}{\delta}, \quad \varepsilon_{zz} = -\frac{G(G^2 + H^2)u_z \sin(\alpha)}{\delta}, \\ \varepsilon_{xy} &= \frac{(G^2 + H^2)u_x \cos(\alpha) - Hu_y \sin(\alpha)}{2\delta}, \quad \varepsilon_{yz} = \frac{(G^2 + H^2)u_z \cos(\alpha) - Gu_y \sin(\alpha)}{2\delta}, \\ \varepsilon_{xz} &= -\frac{(G^2 + H^2)(u_z H + Gu_x) \sin(\alpha)}{2\delta}. \end{aligned} \quad (9)$$

Будь-яке переміщення кореня зуба може бути описано за допомогою комбінації поступальних переміщень u_{0x} , u_{0y} і u_{0z} вздовж відповідних координатних осей і кутами повороту вершини кореня θ_x , θ_y і θ_z щодо цих же осей. Оскільки товщина періодонту дуже мала, кути повороту дуже малі. Це дозволяє використовувати такі лінеаризовані формули:

$$u_x = u_{0x} + z\theta_y - y\theta_z, \quad u_y = u_{0y} - z\theta_x + x\theta_z, \quad u_z = u_{0z} + y\theta_x - x\theta_y. \quad (10)$$

Підставами вираження (3), (6), (9) та (10) в рівняння рівноваги (5). В результаті отримаємо систему однорідних алгебраїчних рівнянь щодо поступальних переміщень і кутів повороту кореня зуба такого вигляду:

$$\begin{aligned}
c_x u_{0x} + c_{\theta_{xy}} \theta_z &= f_x, c_y u_{0y} = f_y, c_z u_{0z} + c_{\theta_{yz}} \theta_x = f_z, \\
c_{\theta_z} u_{0z} + \mu_x \theta_x &= y_f f_z - z_f f_y, \mu_y \theta_y = z_f f_x - x_f f_z, \\
c_{\theta_x} u_{0x} + \mu_z \theta_z &= x_f f_y - y_f f_x,
\end{aligned} \tag{11}$$

$$c_x = E \iint_F \left(ABb(2\nu-1) \cos(\alpha) + h(2Hx(1-e^2)(\nu-1) + Gz(2\nu-1)) \sin(\alpha) \right) \frac{dF}{C},$$

$$c_y = E \iint_F \left(2ABb(\nu-1) \cos(\alpha) + h(2\nu-1)(Hx(1-e^2) + Gz) \sin(\alpha) \right) \frac{dF}{C},$$

$$c_z = E \iint_F \left(ABb(1-2\nu) \cos(\alpha) - h(Hx(1-e^2)(1-2\nu) + 2Gz(1-\nu)) \sin(\alpha) \right) \frac{dF}{C},$$

$$\begin{aligned}
c_{\theta_x} &= -E \iint_F \left((1-2\nu) \left((1-e^2) hx^2 + ABby \right) \cos(\alpha) + \right. \\
&\left. + \left(hy(2Hx(1-e^2)(1-\nu) + Gz(1-2\nu)) + 2ABHbv_x \right) \sin(\alpha) \right) \frac{dF}{C},
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
c_{\theta_z} &= E \iint_F \left((1-2\nu) \left(hz^2 + AbyB \right) \cos(\alpha) + \right. \\
&\left. + \left(hy(Hx(1-e^2)(1-2\nu) + 2Gz(1-\nu)) + 2ABGbv_z \right) \sin(\alpha) \right) \frac{dF}{C},
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
c_{\theta_{xy}} &= E \iint_F \left(\left(2B(1-e^2) hvx^2 - Ab(1-2\nu) yB^2 \right) \cos(\alpha) - \right. \\
&\left. - \left(Bhy(2(1-e^2)H(1-\nu)x + G(1-2\nu)z) + Abh(1-2\nu)xB^2 \right) \sin(\alpha) \right) \frac{dF}{C},
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
c_{\theta_{yz}} &= E \iint_F \left(\left(ABby(1-2\nu) + 2h\nu z^2 \right) \cos(\alpha) + \right. \\
&\left. + \left(ABGbz(1-2\nu) + hy(Hx(1-e^2)(1-2\nu) + 2Gz(1-\nu)) \right) \sin(\alpha) \right) \frac{dF}{C},
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\mu_x &= E \iint_F \left(\left(hyz^2 + ABb((1-2\nu)y^2 + 2(1+\nu)z^2) \right) \cos(\alpha) + \right. \\
&\left. + \left(ABGbyz + h(Hx(y^2 + z^2)(1-e^2)(1-2\nu) + Gz(2y^2(1-\nu) + z^2(1-2\nu))) \right) \sin(\alpha) \right) \frac{dF}{C},
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\mu_y &= E \iint_F \left(ABb(x^2 + z^2)(1-2\nu) \cos(\alpha) - h(Gz(x^2(1+e^2-2\nu) + z^2(1-2\nu))) + \right. \\
&\left. + BHx(x^2(1-e^2)(1-2\nu) + z^2(1-2e^2(1-\nu) - 2\nu)) \right) \sin(\alpha) \frac{dF}{C},
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\mu_z &= E \iint_F \left(hx^2 y(1-e^2) + ABb(2x^2(1-\nu) + y^2(1-2\nu)) \cos(\alpha) + \right. \\
&\left. + \left(Hx(ABby + h(1-e^2)(x^2(1-2\nu) + 2y^2(1-\nu))) + Gh(x^2 + y^2)z(1-2\nu) \right) \sin(\alpha) \right) \frac{dF}{C},
\end{aligned}$$

$$A = \sqrt{p^2 + 1} - p, \quad B = \sqrt{b^2 p^2 + (1 - e^2)x^2 + z^2}, \quad C = 2b(1 + \nu)(2\nu - 1)AB\delta.$$

тут c_x, c_y, c_z – жорсткості періодонтальної зв'язки при поступальному переміщенні кореня зуба уздовж координатних осей; $c_{\theta_{xy}}, c_{\theta_{yz}}$ – статичні моменти жорсткостей; $c_{\theta_x}, c_{\theta_z}$ – жорсткості періодонту при повороті кореня зуба щодо осей Ox, Oz при дії сили уздовж цієї координатної осі; μ_x, μ_y, μ_z – жорсткості періодонту при поворотах кореня зуба щодо координатних осей Ox, Oy, Oz відповідно; (x_f, y_f, z_f) – координати точки прикладання навантаження. Відзначимо, що вирази для коефіцієнтів $c_{\theta_{yz}}, c_{\theta_z}$ і $c_{\theta_{xy}}, c_{\theta_x}$ не збігаються, тоді як з консервативності системи (11) слід виконання рівності $c_{\theta_{yz}} = c_{\theta_z}$ і $c_{\theta_{xy}} = c_{\theta_x}$. Привести до одного і того ж виду співвідношення для відповідних констант можна після підстановки всіх проміжних величин. Однак в цьому випадку відповідні вирази матимуть незрозумілий вид, тому наведені більш компактні формули.

На підставі системи (11) для заданого діючого на зуб навантаження можна знайти поступальні переміщення і кути повороту. Значення цих величин визначають переміщення полюса (вершини кореня зуба) уздовж осі гвинтової лінії

$$u_s = \frac{u_x \theta_x + u_y \theta_y + u_z \theta_z}{\sqrt{\theta_x^2 + \theta_y^2 + \theta_z^2}}. \quad (12)$$

Залежно від значення переміщення u_s будемо виділяти похило-обертальний (гвинтове), обертальний і поступальний (корпусне) переміщення зуба. Зазначені типи початкового руху зубів відповідають класифікацій, прийнятим в клінічній стоматології [1, 33].

3.5.2. Гвинтовий рух

У разі, якщо переміщення u_s відмінно від нуля, переміщення зуба є гвинтовим і описується наступним рівнянням:

$$\frac{u_x - y\theta_z + z\theta_y}{\theta_x} = \frac{u_y - z\theta_x + x\theta_z}{\theta_y} = \frac{u_z - x\theta_y + y\theta_x}{\theta_z} \quad (13)$$

Таблиця 3.1

Жорсткості і статичні моменти жорсткостей

параметр		значення
Жорсткості при поступальному переміщенні, МН / м	c_x	4,52307
	c_y	1,05533
	c_z	6,28229
Жорсткості періодонту при повороті кореня зуба щодо осі при дії сили уздовж цієї координатної осі, Н	c_{θ_x}	-41017,8
	c_{θ_z}	54796,7
Жорсткості періодонту при поворотах кореня зуба щодо координатних осей, Н · м	μ_x	553,949
	μ_y	4,99209
	μ_z	429,647
Статичні моменти жорсткостей, Н	$c_{\theta_{xy}}$	-41017,8
	$c_{\theta_{yz}}$	54796,7

Рівняння осі гвинта на підставі співвідношень (13) можна представити в параметричному вигляді (t – параметр):

$$x = \frac{\theta_z (u_z (\theta_x^2 + \theta_y^2) - \theta_z (u_x \theta_x + u_y \theta_y))}{\theta_y \theta_z (\theta_x^2 + \theta_y^2 + \theta_z^2)} - \frac{(\theta_x^2 + \theta_y^2 + \theta_z^2)t}{\theta_y \theta_z}, \quad y = -\frac{(\theta_x^2 + \theta_y^2 + \theta_z^2)t}{\theta_x \theta_z},$$

$$z = \frac{\theta_x (\theta_x (u_y \theta_y + u_z \theta_z) - u_x (\theta_y^2 + \theta_z^2))}{\theta_y \theta_z (\theta_x^2 + \theta_y^2 + \theta_z^2)} - \frac{(\theta_x^2 + \theta_y^2 + \theta_z^2)t}{\theta_x \theta_y} \quad (14)$$

На рис. 2 показані траєкторії початкових переміщень п'яти точок зуба, вісь гвинтової лінії, яка визначається рівнянням (14) (рис. 2, а), а також початкові

і кінцеві положення кореня зуба (рис. 2, б). На зуб діє зосереджена сила з компонентами $f_x = f_z = 1$ Н, $f_y = -1$ Н, прикладена в точці з координатами $(b/\sqrt{1-e^2}, 0, h)$. Тут і далі при обчисленнях приймаємо висоту кореня зуба $h = 13$ мм, велика піввісь $b = 3,9$ мм [28, 35], параметр заокруглення вершини кореня $p = 0,4$; пружні властивості періодонтальної зв'язки описуються константами $E = 680$ кПа, $\nu = 0,49$ [19, 28, 35]; товщина періодонту $\delta = 0,229$ мм [28, 35]. Зауважимо, що розрахунок коефіцієнтів системи (11) показує, що

$$c_{\theta_{yz}} = c_{\theta_z} \qquad \qquad \qquad i \qquad \qquad \qquad c_{\theta_{xy}} = c_{\theta_x}.$$

У табл. 1 наведені значення жорсткостей і статичних моментів жорсткостей для розглянутого кореня зуба.

При візуалізації траєкторій переміщення точок і положень кореня зуба прийнято коефіцієнт масштабування, рівний 1000. Розміри кореня зуба на рис. 2

і далі наведено в міліметрах.

З рис. 2 видно, що точки зуба при довільно орієнтованому навантаженні отримують гвинтові переміщення щодо осі гвинтової лінії. При зазначеному навантаженні на зуб переміщення вершини кореня уздовж осі гвинтової лінії $u_s \approx 0,92$ мкм.

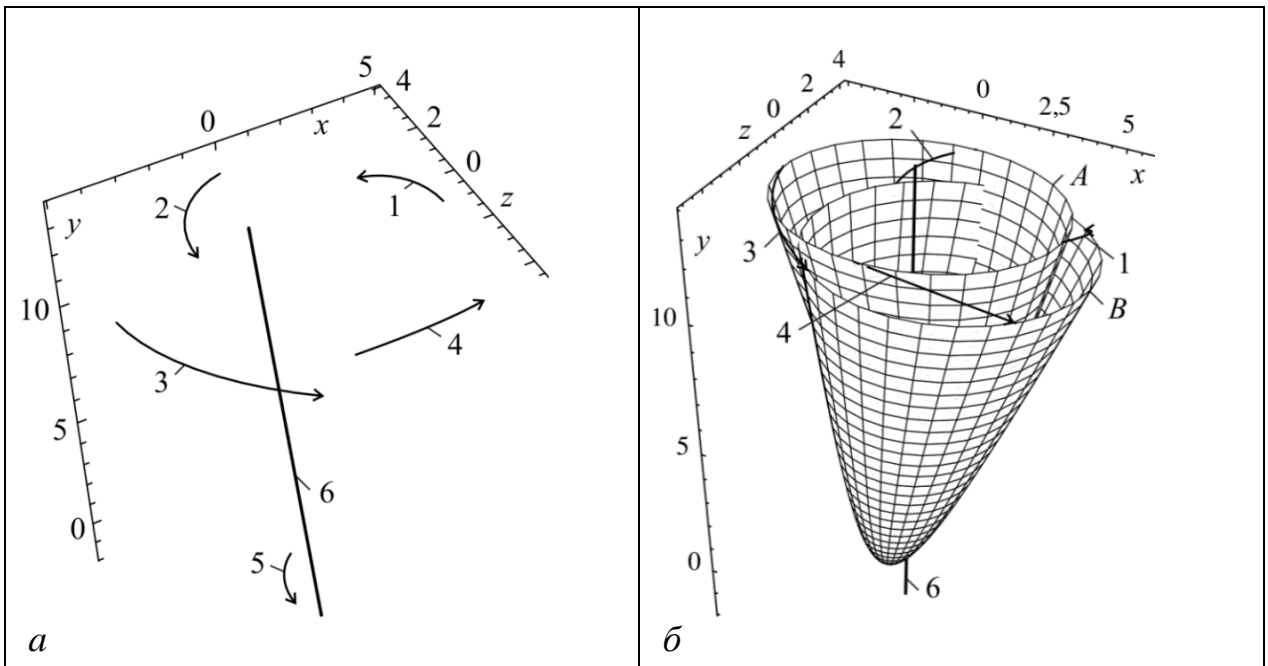


Рис. 16. Візуалізація похило-обертального руху кореня зуба: а – траєкторії початкових переміщень точок зуба з координатами: 1 – $(b/\sqrt{1-e^2}, 0, h)$, 2 – $(0, b, h)$, 3 – $(-b/\sqrt{1-e^2}, 0, h)$, 4 – $(0, -b, h)$, 5 – $(0, 0, 0)$, 6 – вісь гвинтової лінії; б – початкова (А) і кінцева (В) положення кореня зуба, траєкторії переміщення точок 1–5 і гвинтова лінія 6

3.5.3. Обертальний рух

Якщо при деякій навантаженні на зуб переміщення уздовж осі гвинтової лінії дорівнює нулю, зуб під дією цього навантаження отримує обертальний рух. У випадку, якщо обертання відбувається в площині, паралельній однієї з координатних площин, положення осей обертання, паралельних осях координат, описується наступними параметричними рівняннями :

$$x = -u_y/\theta_z, \quad y = u_x/\theta_z, \quad z = t, \quad (15)$$

$$x = t, \quad y = -u_z/\theta_x, \quad z = u_y/\theta_x, \quad (16)$$

$$x = u_z/\theta_y, \quad y = t, \quad z = -u_x/\theta_y. \quad (17)$$

Рівняння (15) відповідає обертальному руху кореня зуба в площині, паралельній координатній площини x^0y , Рівняння (16) і (17) – в площинах, паралельних координатним площинам y^0z і x^0z відповідно. Відзначимо, що координати точок перетину осей обертання з площинами координат визначають положення центрів обертання при русі кореня зуба в одній площині.

З рівнянь (16)–(17) випливає, що центри обертання зуба при обертанні в площинах

$x=0$, $y=0$ і $z=0$ мають координати $(0, -u_z/\theta_x, u_y/\theta_x)$, $(u_z/\theta_y, 0, -u_x/\theta_y)$ і $(-u_y/\theta_z, u_x/\theta_z, 0)$ відповідно. На рис. 17 показано положення осі обертання в площині $z=0$. Компоненти діючої навантаження $f_x = -f_y = 1$ Н, $f_z = 0$. Точка прикладання сили має координати $(b/\sqrt{1-e^2}, 0, h)$. Геометричні розміри кореня зуба і пружні властивості періодонтальної зв'язки колишні. При візуалізації положення кореня зуба після дії навантаження на рис. 17, б прийнятий коефіцієнт масштабування, рівний 1000.

Відзначимо, що в основному при дослідженні початкового переміщення зубів як в плоскому, так і в просторовому випадку використовується поняття центру обертання як точки, навколо якої відбувається поворот зуба при дії заданого навантаження. Математично строге визначення центру обертання сформульовані в роботі [23]. Отримані вище результати, а також результати кінцево-елементного дослідження [29] вказують на те, що більш коректним є використання поняття осі обертання, яке можна ввести по аналогії з поняттям осей опору [36]. Положення осі обертання при початковому русі зуба визначається геометричними розмірами кореня і періодонтальної зв'язки, їх пружними властивостями, а також величиною та областю додатка зовнішнього навантаження.

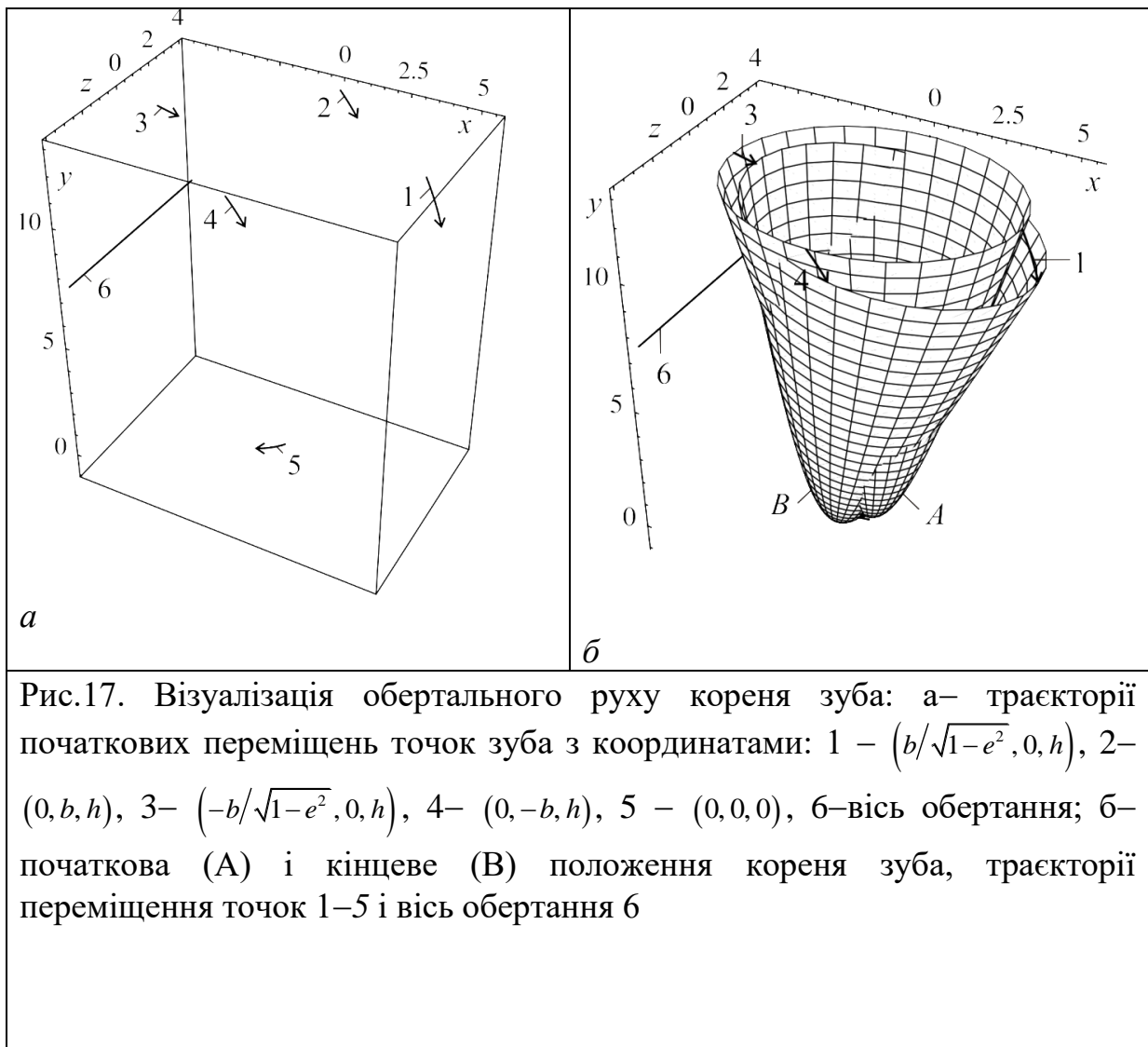


Рис.17. Візуалізація обертального руху кореня зуба: а– траєкторії початкових переміщень точок зуба з координатами: 1 – $(b/\sqrt{1-e^2}, 0, h)$, 2– $(0, b, h)$, 3– $(-b/\sqrt{1-e^2}, 0, h)$, 4– $(0, -b, h)$, 5 – $(0, 0, 0)$, 6–вісь обертання; б– початкова (А) і кінцеве (В) положення кореня зуба, траєкторії переміщення точок 1–5 і вісь обертання 6

3.6. Умови поступального переміщення кореня зуба

У разі рівного розподілу нулю всіх кутів повороту зуба переміщення u_s вздовж гвинтової лінії має невизначене значення. Це вказує на поступальний (корпусне) переміщення зуба.

Визначимо координати точки $P_1(0, y_1, 0)$ додатки зосередженого навантаження, що діє паралельно осі $0x$ таким чином, що зуб переміщається поступально. В цьому випадку кути повороту щодо координатних осей $\theta_x = \theta_y = \theta_z = 0$, Поступальні переміщення кореня $u_{0y} = u_{0z} = 0$, Складова навантаження $f_y = f_z = 0$. Система рівнянь рівноваги (11) набуває вигляду

$$c_x u_{0x} = f_x, c_{\theta x} u_{0x} = -y_1 f_x.$$

Звідси

$$y_1 = -c_{\theta x} / c_x. \quad (18)$$

координати точки $P_2(0, y_2, 0)$, Через яку проходить лінія дії сили для поступального зміщення зуба уздовж осі $0z$, Знайдемо аналогічно. При цьому в системі (11) приймаємо $\theta_x = \theta_y = \theta_z = 0$, Поступальні переміщення $u_{0x} = u_{0y} = 0$, Складові навантаження $f_x = f_y = 0$. В результаті отримуємо

$$y_2 = -c_{0z}/c_z. \quad (19)$$

Формули (18), (19) визначають положення центрів опору кореня зуба вигляді симетричного двопорожнинного гіперболоїда. У разі, якщо горизонтально розташована лінія дії сили проходить через точки P_1 або P_2 , Зуб отримує корпусне переміщення уздовж осей $0x$ і $0z$ відповідно.

Розрахунок координат y_1 і y_2 для різних значень ексцентриситету e показує, що при збільшенні ексцентриситету (при зменшенні довжини піввісь a) Значення координати y_1 зростає, і центр опору зміщується від апекса (вершини кореня) в сторону альвеолярного гребеня. координата y_2 центру опору P_2 зі зростанням ексцентриситету збільшується несуттєво. При рівності піввісь еліпса в поперечному перерізі кореня ($e=0$) Центри опору P_1 і P_2 збігаються.

Отримані результати підтверджують висновки, зроблені в роботах [36, 37], про відсутність єдиного центру опору стосовно неідеалізованому (асиметричному) корені зуба і періодонтальній зв'язці. У нашому випадку показано, що два різних центрів опору кореня існують для випадку кореня зуба періодонтальної зв'язки з еліптичних поперечним перерізом. Це відповідає висновкам роботи [23] про відсутність єдиного центру опору кореня зуба при наявності двох взаємно перпендикулярних площин симетрії.

На підставі знайдених координат точок P_1 і P_2 можна задати осі опору, що визначають положення лінії дії сили для корпусного переміщення зуба в напрямку осей координат. Ці осі проходять через точки P_1 і P_2 паралельно осям координат, причому осі опору не перетинаються в одній точці, що також відповідає висновкам роботи [36]. Використання осі опору тим більш доречно для опису корпусного руху в вертикальному напрямку (вздовж осі $0y$), Оскільки з системи (11) не представляється можливим однозначно визначити центр обертання для такого руху. У той же час вісь

опору не визначає єдино можливе положення лінії дії сили для поступального переміщення зуба. Покажемо, що можна задати таку зосереджене навантаження, лінія дії якої проходить через центр опору P_1 (P_2) і розташована в площині симетрії кореня x^0y (z^0y), При дії якої корінь зуба отримує корпусне переміщення. Для визначеності будемо вважати, що зуб рухається поступально в площині x^0y при дії зосередженої сили з складовими $(f_x, f_y, 0)$. Сила прикладається в точці з координатами $(x_f, y_f, 0)$. В цьому випадку кути повороту $\theta_x = \theta_y = \theta_z = 0$, Поступальне переміщення $u_{0z} = 0$. З першого і шостого рівнянь системи рівнянь (11) маємо

$$c_x u_{0x} = f_x, c_{0x} u_{0x} = x_f f_y - y_f f_x,$$

або

$$\frac{y_f - y_1}{x_f} = \frac{f_y}{f_x} = \text{tg}(\alpha_1). \quad (20)$$

Звідси випливає, що для заданої точки прикладання навантаження в площині x^0y можна встановити такі складові f_x і f_y , При яких лінія дії сили буде розташовуватися під кутом α_1 до осі $0x$.

Міркуючи аналогічним чином, отримаємо таку умову поступального переміщення кореня зуба в площині y^0z при дії навантаження з складовими $(0, f_y, f_z)$, Яка додається в точці з координатами $(0, y_f, z_f)$:

$$\frac{y_f - y_2}{z_f} = \frac{f_y}{f_z} = \text{tg}(\alpha_2). \quad (21)$$

Таким чином, при дії навантаження в площині симетрії зуба, лінія дії якої проходить через центр опору, зуб отримує корпусне переміщення. Ця обставина підтверджує висновки експериментальної роботи [21] про залежність центрів опору від напрямку прикладеного навантаження. Аналогічні результати описані в більш пізніх дослідженнях з тривимірними моделями кількох типів зубів і підходами до моделювання [18, 36]. У разі, якщо форма кореня зуба має форму двопорожнинного гіперболоїда з еліптичним перетином, відношення між компонентами навантаження

визначається виразами (20) і (21). При збігу піввісь еліпса в перерізі кореня зуба в будь-якій точці поверхні зуба можна прикласти силу, під дією якої зуб буде отримувати корпусне переміщення. Співвідношення між складовими навантаження цьому випадку також визначається положенням центру опору по відношенню до апексу і координатами точки прикладання сили. Також відзначимо, що система рівнянь (11) слід в окремому випадку для кореня зуба в формі двопорожнинного гіперболоїда з системи рівнянь рівноваги для кореня зуба довільної форми, сформульованої в [4]. Оскільки в нашому випадку корінь зуба відповідає зубу типу (+, -, 0) по класифікації, запропонованої в роботі [4], точки P1 і P2 відповідно до термінологією [4] утворюють область опору зуба. Характерною ознакою такого зуба є наявність двох взаємно перпендикулярних площин, що збігаються з площинами симетрії, які містять прямі поступального впливу. Це підтверджується формулами (20), (21).

4. Чисельне моделювання верхньої щелепи людини.

Сучасний стан речей у медицині, не дає можливості дослідження проблем використовуючи натурні експерименти. Складність проведення експерименту полягає у багатьох чинниках, таких як вік, генетичні особливості, кримінальний кодекс та ін.. Біологічні структури живих організмів є складними системами, їх механічні та фізичні характеристики можуть суттєво варіюватися, що робить недоцільними проведення натурального експерименту, по причині вузькоспрямованого результату. Для вирішення цієї проблеми використовують чисельне моделювання, яке допомагає у вирішенні поставлених задач. При цьому фізичні та механічні характеристики створюваної моделі спрощуються, для отримання коректного результату. Слід зазначити, що чисельне моделювання дає широкий асортимент інструментів при постановці та задач.

Для планування хірургічних втручань в ділянці середньої зони обличчя була розроблена стандартизована відтворювана схема навантаження верхнього зубного ряду, яка адекватно відображає тиск зубів нижнього зубного ряду на зуби верхньої щелепи в положенні центральної оклюзії, та може застосовуватися для створення комп'ютерних імітаційних моделей [16]. Вказані дослідження проводились з використанням даних комп'ютерної томографії дорослих людей та відтворювали моделі біомеханічної системи сформованого зубощелепного апарату.

За мету роботи покладено відновлення опроздатності верхньої щелепи людини при типових травмах зубного ряду верхньої щелепи (рис4.3).

Задачами даної роботи є моделювання напружено-деформованого стану (НДС) комп'ютерних моделей біомеханічних систем (БС) за допомогою методів CAD / CAE та даних знімків комп'ютерної томографії.

4.1. Методика створення імітаційної моделі напружено-деформованого стану біомеханічної системи

При створення імітаційної моделі відбувається спрощення основних механічних властивостей структурних елементів, шляхом усереднення величин пружних констант. Силіві навантаження при цьому вибираються доволіно виходячи з фізіологічних аспектів для кожного випадку.

Слід зазначити, що при створенні індивідуальної імітаційної моделі (ІМ), особливо при наявності ушкоджених біологічних тканин, для вибору методу лікування чи прогнозування наслідків травм використовується максимально точне відтворення індивідуальних характеристик та властивостей анатомії та структур. Сучасні розробки чисельних методів інженерного аналізу, різних інформаційних технологій, САМ/PLM/CAD/CAE систем, засобів комп'ютерного рішення математичних задач дає можливість відтворити біомеханічну систему з достатньо високою точністю.[131)

Для створення моделі верхньої щелепи людини використовувались вихідні дані комп'ютерної томографії, що дає можливість точно відтворити індивідуальні геометричні особливості кістки, а також її структурну неоднорідність. (рис. 4.1)

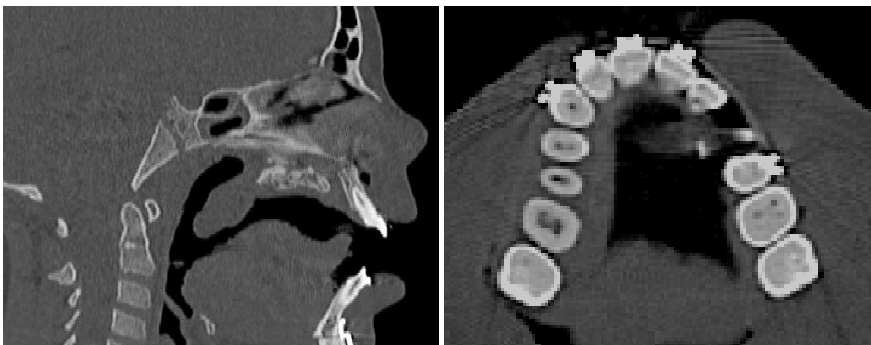


Рис.4.1. Знімки комп'ютерної томографії пацієнта

За даними комп'ютерної томографії та даними рентгенологічної щільності зубів було створено геометричні моделі шарів щелепи та зубів у спеціальній програмі Mimics 12. При створенні неоднорідної біомеханічної моделі, фізико-механічні властивості кожного складового об'єму SE

задавалися як ізотропні, використовуючи емпіричні формули з рентгенологічної щільності біологічних тканин. Значення модуля пружності обиралися відповідно до рентгенологічної щільності ρ . [142]

$$E(\rho) = 6211*\rho^3 - 19458*\rho^2 + 3236*\rho - 9393 \quad (r = 0,6; p < 0,05)$$

За допомогою CAE/CAD систем вносяться поправки, та корегуються неточності у 3D моделі (рис 4.2).

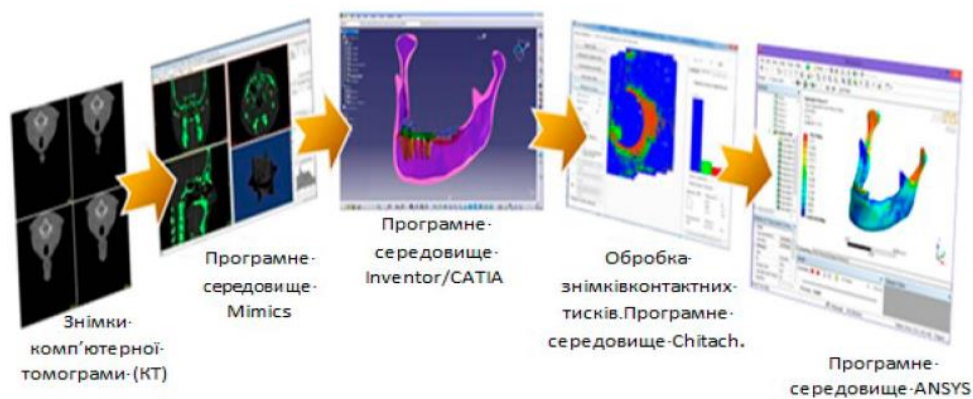


Рис 4.2 Структурна схема етапів побудови ІМ НДС біомеханічних систем остеосинтезу для оцінки їх міцності та функціональної надійності

Пористу неоднорідну структуру верхньої щелепи людини було апроксимовано кортикальним та спонгіальним шарами. Модель зубів було апроксимовано за допомогою емалі, дентину та періодонтальної зв'язки, що було отримано зі знімків КТ за відповідними значеннями величин Хаунсфільда[6] (рис 4.3).

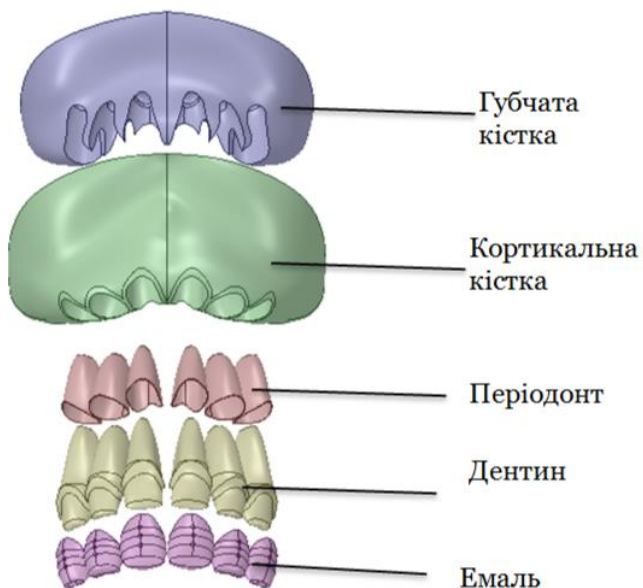


Рис. 4.3 Структурна модель біомеханічної системи.

Для відтворення тривимірної моделі щелепи із зубами використовувався програмний комплекс «SpaceClaim». В рамках виконання поставленої задачі було зімітовано геометрію верхньої щелепи людини зі симетричним розташуванням різців(рис 4.4).

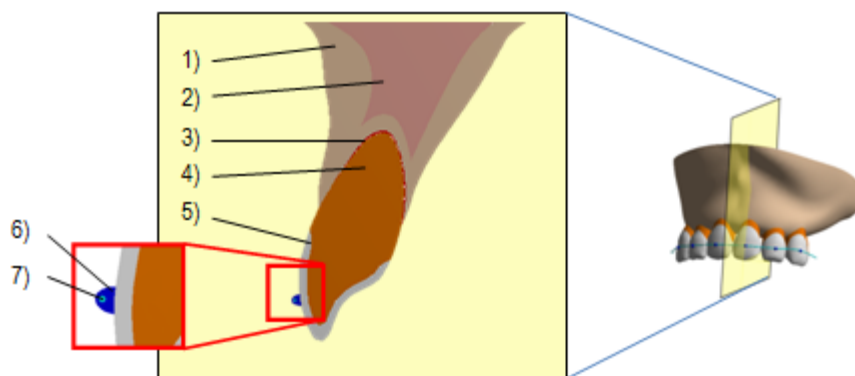


Рис.4.4. Твердотільна комп'ютерна біомеханічна модель верхньої щелепи з шинуючою конструкцією зубного ряду

1) кортикальна кістка; 2) губчаста кістка; 3) періодонтальна зв'язка; 4) дентин; 5) емаль; 6) клей; 7) стальна проволока

Змодельовані три геометричних моделі з шинуючою конструкцією та різними комбінаціями довжин коренів зубів та різною комбінацією

відсутності різців. Параметрами які варіювалися для даної задачі були довжини коренів зубів, які складали 100%, 95% та 70% довжини від початкової, та відсутність деяких зубів (рис 4.5).

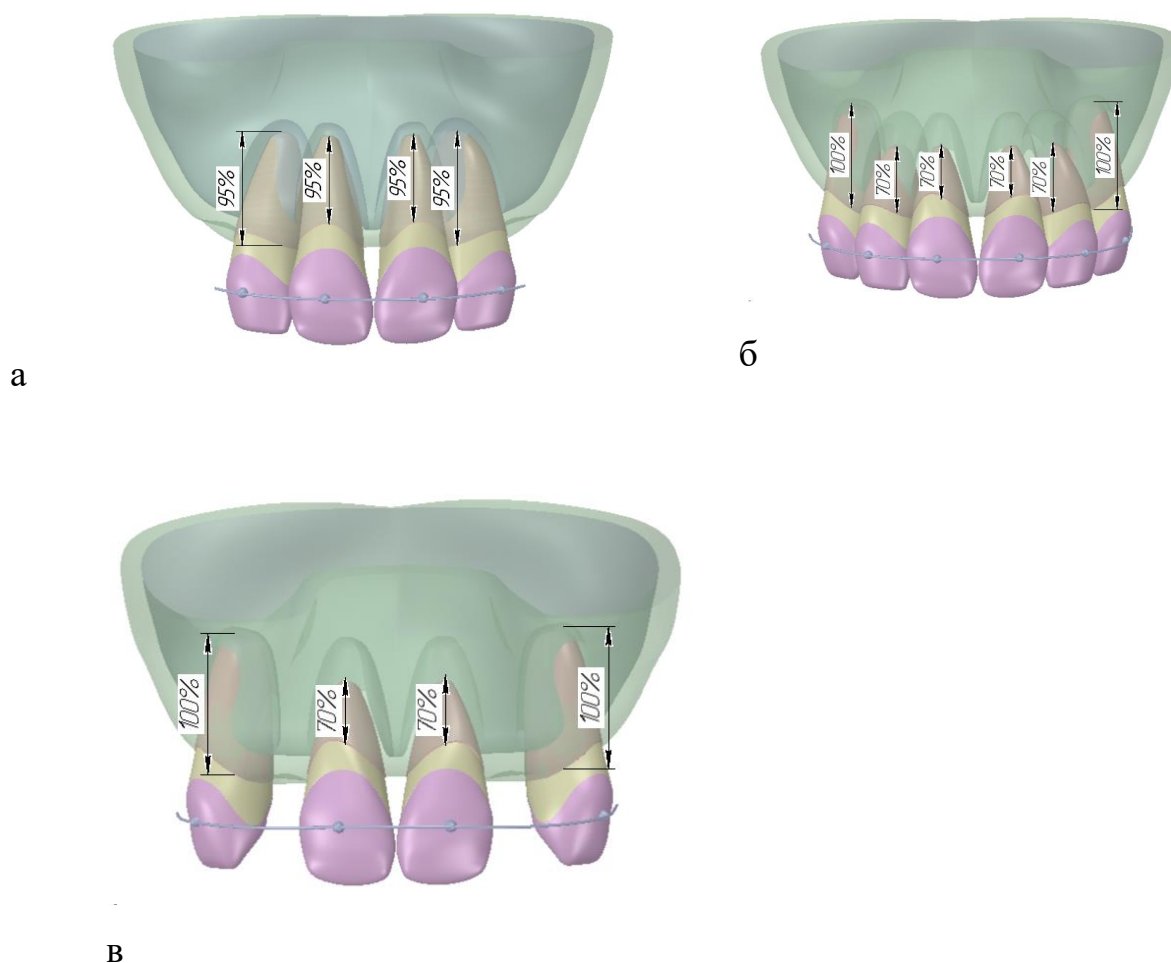


Рис. 4.5 Геометричні моделі зі схематичним представленням досліджуваних параметрів, де а)-модель зі зменшеними на 5% довжинами коренів зубів, та відсутністю кликів, б)- модель зі зменшеними на 30% довжинами коренів бокових та центральних різців, в)-модель зі зменшеними на 30% коренями центральних різців та відсутністю бокових різців.

Кожна біомеханічна модель верхньої щелепи людини з шинуючою конструкцією представляє з себе збірку з різних структурних елементів (рис4.5). Кількість структурних елементів для кожної моделі наведено в таблиці 1. У програмному комплексі «ANSYS Workbench» було створено умови жорсткого контакту між дотичними тілами.

Таблиця 1 Кількість елементів у збірці

Номер моделі	Кількість елементів
1 (рис 3а)	21
2 (рис 3б)	27
3 (рис 3в)	21

Дискретизація всіх біомеханічних моделей проводилася в напів-автоматичному режимі у програмному комплекс «ANSYS Workbench», для чого було використано контакті та 10-ти вузлові пірамідальні 3D SOLID187 скінченні елементи (рис 4.6).

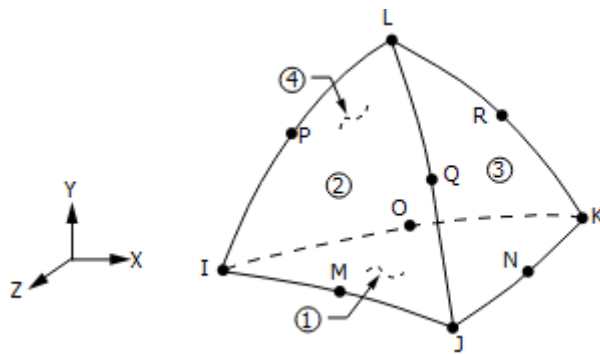


Рис.4.7. Схематизація 10-ти вузлового CE SOLID187 високого порядку 3D, який використовується для моделювання нерегулярних сіток [16]

Дані біомеханічні системи були розбиті в середньому на 138 тисяч елементів, в яких знаходилося в середньому по 260 тисяч вузлів.(рис 4.7)

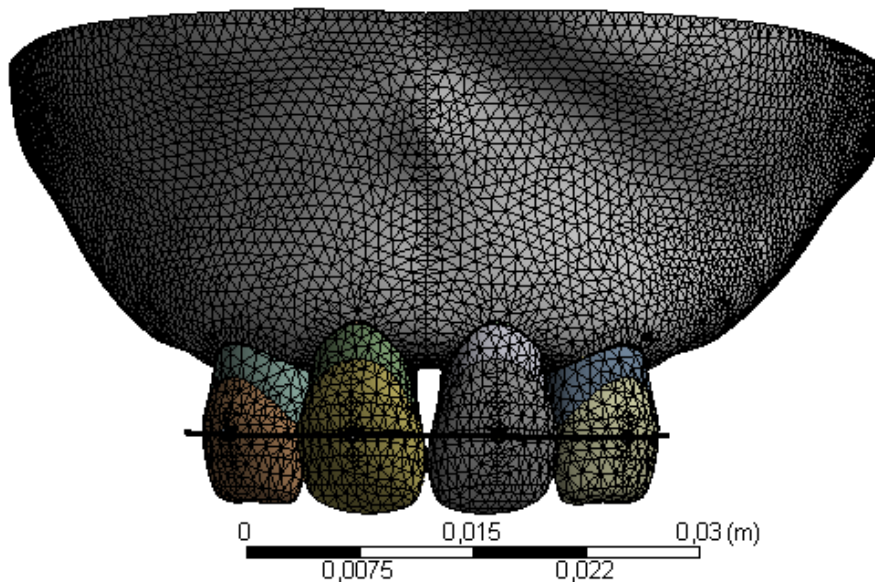


Рис 4.8. Тривимірна модель біомеханічної системи зі скінченно-елементною сіткою.

Дані про механічні властивості структурних елементів біомеханічної системи отримані з літератури[6-13], та наведені в таблиці 2.

Таблиця 2. Моделі матеріалів біомеханічної системи

Назва матеріалу	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона ν
Кортикальна кістка	10000	0.25
Губчаста кістка	1000	0.3
Періодонт	35	0.47
Дентин	18000	0.28
Емаль	43400	0.3
Шина	193000	0.31
Клей	4250	0.3

4.2. Граничні умови та навантаження.

Функціональне силове навантаження на зуби для даних моделей біомеханічних систем було розкладене на два компонента – вертикальну складову P_y та горизонтальну P_x (рис 4.8). Для коректного задання напрямків дії векторів зусиль в модель було введено локальні системи

координат для кожного зуба. Так в першій моделі їх кількість становила - 4, для другої – 6, для третьої – 4 (рис 4.9).

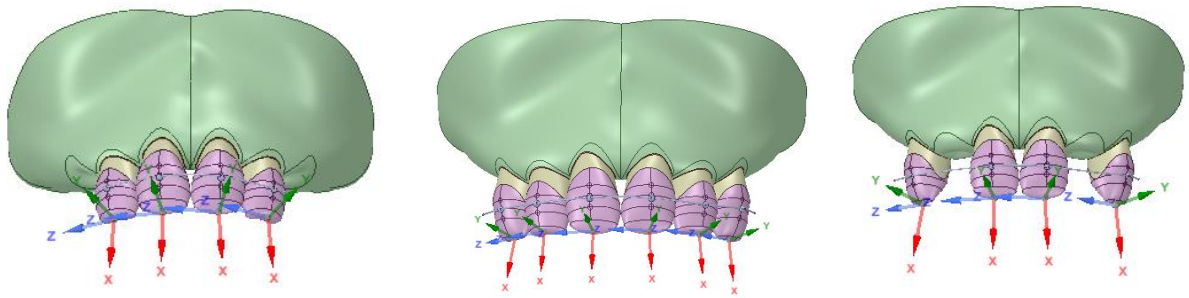


Рис 4.9 положення локальних систем координат в моделях

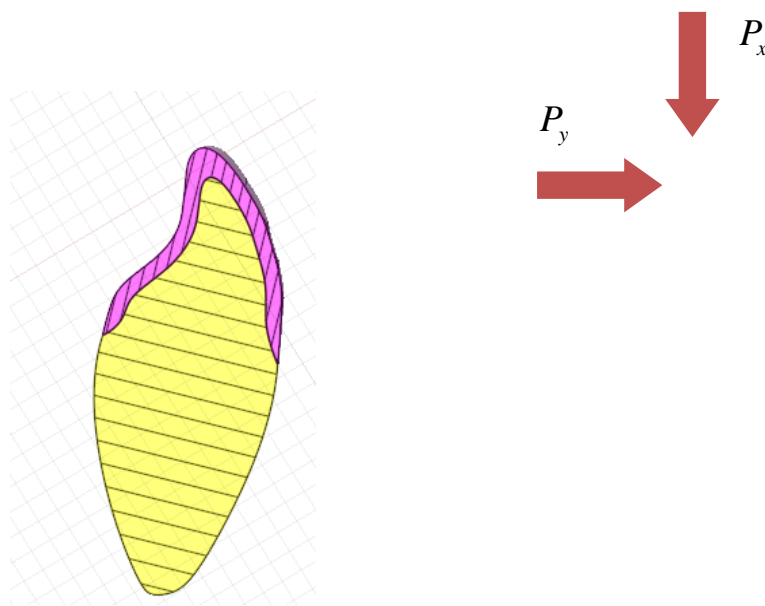


Рис. 4.10. Схематичне представлення задання зусиль на зуб

Сумарну силу прикусу для даного дослідження було взято за одиницю. Для моделей навантаження використовувались відносні величини зусиль, розрахунок яких проводився з використанням вагових коефіцієнтів за Агаповим[15], що наведені в таблиці 3. Систематизуючи анатомо-функціональні особливості кожного зуба (кількість і потужність коренів, величина різального краю або жувальної поверхні, місце зуба, в зубному ряду), М.І. Агапов запропонував жувальну ефективність зубних рядів визначити за 100%. За одиницю жувальної ефективності узятий латеральний різець. Відповідно кожен зуб отримує свій коефіцієнт в %, за винятком

восьмих зубів, які не враховуються. У визначенні жувальної ефективності враховуються не тільки відсутні зуби, але і їх антагоністи.

Таблиця 3. Розподіл зусиль на зуби за Агаповим

Номер зуба	Ваговий коефіцієнт за Агаповим	Коефіцієнт зусилля на зуб
1	2	0.08
2	1	0.04
3	3	0.12

Слід зазначити, що при зменшенні зубів в біомеханічній системі верхньої щелепи людини, значення вагових коефіцієнтів перераховувалося, відповідно з новими ваговими коефіцієнтами. Значення наведено в таблиці4 та таблиці5

Таблиця 4 Значення вагових коефіцієнтів при відсутності клика

Номер зуба	Ваговий коефіцієнт за Агаповим	Коефіцієнт зусилля на зуб
1	2	0,08
2	1	0,04
3	-	-

Таблиця 5. Значення вагових коефіцієнтів при відсутності другого різця

Номер зуба	Ваговий коефіцієнт за Агаповим	Коефіцієнт зусилля на зуб
1	2,5	0,1
2	-	-
3	3,5	-0,14

В загальному було створено та розраховано 12 моделей, в яких комбінувались: наявність або відсутність зубів, довжина коренів зубів при

100%, 95% та 70%, а також наявність або відсутність фіксуєної шини, вектори навантажень на стиск та на згин.

4.3. Перевірка результатів на збіжність.

Для економії часу та для зменшення необхідної обчислюваної потужності при розрахунку біомеханічної системи верхньої щелепи людини без зменшення точності розрахунків еквівалентних за Мізесом напружень та переміщень було проведено дослідження контролю збіжності результатів. Для цього було побудовано декілька дискретних моделей щелепи людини зі скінченними елементами різних розмірів. Дані про кожну з сіток наведені в таблиці 6

Таблиця 7 Параметри сіток

	Сітка 1	Сітка 2	Сітка 3
Кількість елементів, тис.	100	140	171
Кількість вузлів, тис.	180	256	311
Розмір елемента в профілі лопатки, мм	0,1	0,5	0,45

При розрахунку моделей при різних сітках порівнювались значення максимальних напружень. Отримані значення максимальних напружень наведено в таблиці 8

Таблиця 8 Значення максимальних напружень

№ сітки	Значення напружень (Па)
1	45045
2	60057
3	58048

Проаналізувавши дані, можна побачити, що розбіжність між другою та третьою сітками склала приблизно 3%, чого достатньо щоб вважати що похибка дискретизації зведена до мінімуму та подальше її дроблення не несе в собі сенс.

Тому для розрахунків використовувалася друга сітка з розміром елемента 0,5мм, та середньої їх кількістю в моделі на рівні 140 тисяч.

4.4. Оцінка результатів розрахунків.

Було проведено моделювання напружено деформованого стану для 12 варіантів біомеханічних систем верхньої щелепи людини, з шинуючою та без шинуючою конструкції.

Оскільки для навантаження моделей використовувалися вектори одиничних зусиль, проаналізувавши отримані розрахунки, можна оцінювати якісні характеристики полів переміщень та напружень.

4.4.1. Розподіл еквівалентних напружень

Дані максимальних напружень в біомеханічних системах без використання шинуючи конструкцій наведено в таблиці 10

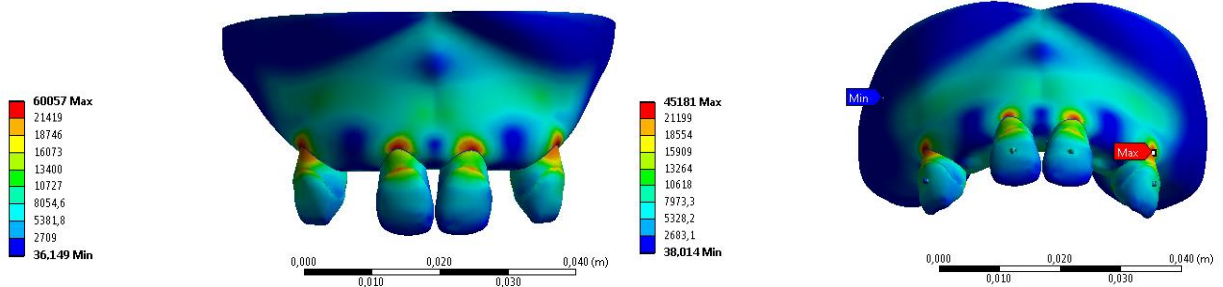
Таблиця 10 Значення величини максимальних за Мізесом напружень біомеханічної системи верхньої щелепи людини.

Максимальні величини напружень (Па)				
		модель		
Напрямок дії навантаження	структура	1(рис 3а)	2(рис 3б)	3(рис 3в)
стиск P_x	кортикальна	5337,7	8541,8	9618,1
	губчаста	825,33	1265	1443
	зуби	5975,2	8179,4	10276
згин P_y	кортикальна	46060	52883	60057
	губчаста	1862,9	2009,3	2439,8
	зуби	24717	26785	31811

Значення напружень для біомеханічних систем при двох функціональних навантаженнях, з фіксуючою шиною приведено в таблиці 12

Таблиця 12 Значення величини максимальних за Мізесом напружень біомеханічної системи верхньої щелепи людини з шинуючою конструкцією.

Максимальні величини напружень (Па)				
		модель		
Напрямок дії навантаження	структура	1(рис 3а)	2(рис 3б)	3(рис 3в)
стиск P_x	кортикальна	5102,5	6765,3	7554,8
	губчаста	783,4	1043,6	1177,3
	зуби	5959,9	8147,9	10303
згин P_y	кортикальна	31989	39967	45181
	губчаста	1553	1894,3	2137,2
	зуби	20195	23716	28986



а

б

Рис 8 Поля розподілу максимальних за Мізесом напружень в біомеханічних системах при дії згинальних навантажень, а) – без шинуючою конструкції, б)

–

з

шинуючою

конструкцією

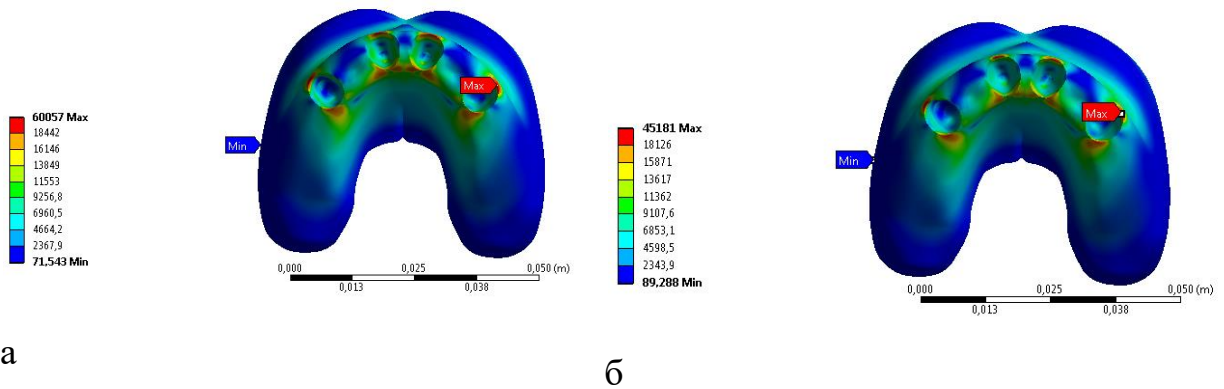


Рис 9. Поля розподілу напружень максимальних за Мізесом напружень в кортикальному шарі біомеханічних систем при дії згинальних навантажень, а) – без шинуючою конструкції, б) – з шинуючою конструкцією

З отриманих розрахункових даних можна зробити такі висновки:

- Використання шинуючою конструкції в біомеханічній моделі значно зменшує величину максимальних напружень в моделі. Згідно даних таблиці 12 значення максимальних за Мізесом еквівалентних напружень зменшується в рамках від 4% до 30% в залежності від шару. Так найбільші зміни сталися в кортикальному шарі, для якого при дії стискаючого зусилля значення напруження зменшилося на 20% у порівнянні з такою ж системою без шинуючою конструкції. При дії згинаючого навантаження величина напружень в кортикальному шарі зменшилася на 30%. Поля розподілу напружень вказано на рис 8 та рис 9.
- При дії згинальних та стискаючих навантажень, найбільші напруження виникають в кортикальному шарі, на передній та задній поверхнях альвеол.
- В середньому, для кожної біомеханічної моделі, падіння напружень склало 13% , що показує раціональність використання шинуючою конструкції.
- Слід зазначити що напруження які виникають від дії згинальних навантажень значно перевищують напруження від дії стискаючих навантажень.

- Результати порівняння напружень в структурних елементах наведені в таблиці 13

Таблиця 13. Порівняння величини напружень в біомеханічних структурах верхньої щелепи людини.

Зміна максимальних величини напружень (%)					
		модель			
Напрямок навантаження	дії	структура	1(рис 3а)	2(рис 3б)	3(рис 3в)
стиск P_x		кортикальна	-4,41	-20,80	-21,45
		губчаста	-5,08	-17,50	-18,41
		зуби	-0,26	-0,39	0,26
згин P_y		кортикальна	-30,55	-24,42	-24,77
		губчаста	-16,64	-5,72	-12,40
		зуби	-18,30	-11,46	-8,88

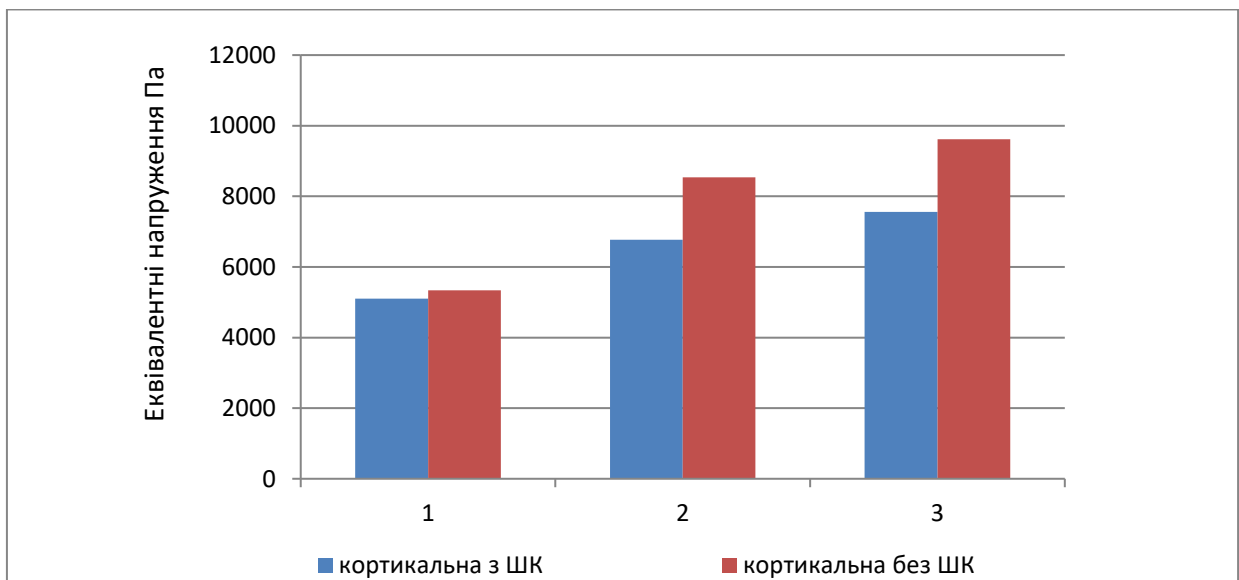


Рис 9. Діаграма порівнянь напружень в кортикальному шарі щелепи при дії стискаючого навантаження для трьох біомеханічних моделей.

4.4.2. Розподіл переміщень

Результати чисельних розрахунків максимальних величин переміщень від дії згинального та стискаючого навантаження для біомеханічних систем без шинуючої конструкції переставлені в таблиці 9

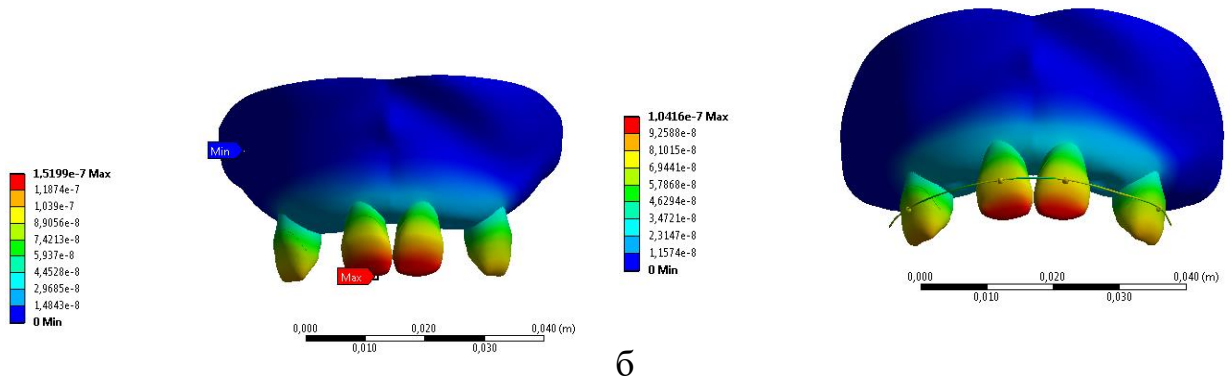
Таблиця 9 Значення величини максимальних переміщень біомеханічної системи верхньої щелепи людини

Максимальні величини переміщень (м)				
		Модель		
Напрямок дії навантаження	Структура	1(рис 3а)	2(рис 3б)	3(рис 3в)
стиск P_x	кортикальна	4,75E-09	5,46E-09	6,08E-09
	губчаста	4,18E-09	4,66E-09	5,16E-09
	зуби	1,28E-08	1,43E-08	1,70E-08
згин P_y	кортикальна	2,91E-08	3,39E-08	3,62E-08
	губчаста	2,23E-08	2,27E-08	2,36E-08
	зуби	1,04E-07	1,33E-07	1,52E-07

Таблиця 11 Значення величини максимальних переміщень біомеханічної системи верхньої щелепи людини з шинуючою конструкцією

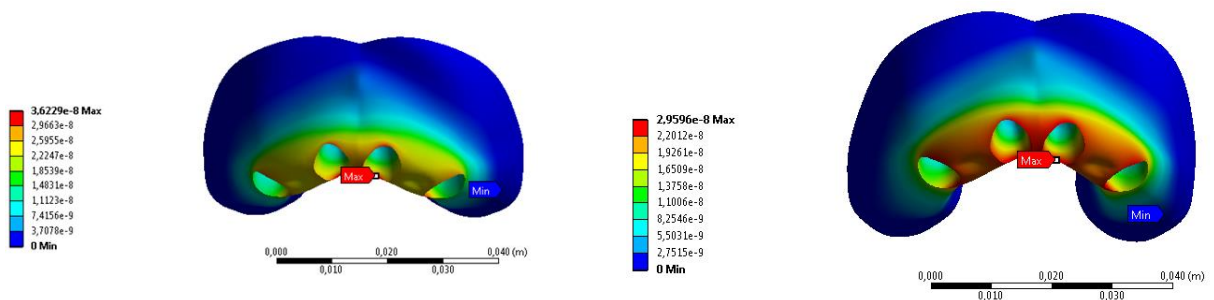
Максимальні величини переміщень (м)				
		Модель		
Напрямок дії навантаження	Структура	1(рис 3а)	2(рис 3б)	3(рис 3в)
стиск P_x	кортикальна	4,40E-09	5,03E-09	5,55E-09
	губчаста	4,07E-09	4,54E-09	5,03E-09
	зуби	9,85E-09	1,05E-08	1,25E-08
згин P_y	кортикальна	2,39E-08	2,81E-08	2,96E-08
	губчаста	1,98E-08	2,07E-08	2,16E-08
	зуби	7,78E-08	9,21E-08	1,04E-07

Значення величин переміщень для біомеханічних систем при двох функціональних навантаженнях, з фіксуючою шиною приведено в таблиці 11



а

Рис 10 поля розподілу переміщень від дії згинаючого навантаження в біомеханічних системах а) – без шинуючою конструкції, б) – з шинуючою конструкцією



а

б

Рис 11. Поля розподілу переміщень від дії згинального навантаження в кортикальному шарі біомеханічних систем а) – без шинуючою конструкції, б) – з шинуючою конструкцією

Порівнюючи дані переміщень між біомеханічними системами верхньої щелепи людини з шинуючою конструкцією та без неї, можна зробити такі висновки:

- Використання шинуючої конструкції значно зменшує величину переміщень структур щелепи. За даними таблиці 9 та таблиці 11 при дії стискального навантаження значення загального переміщення

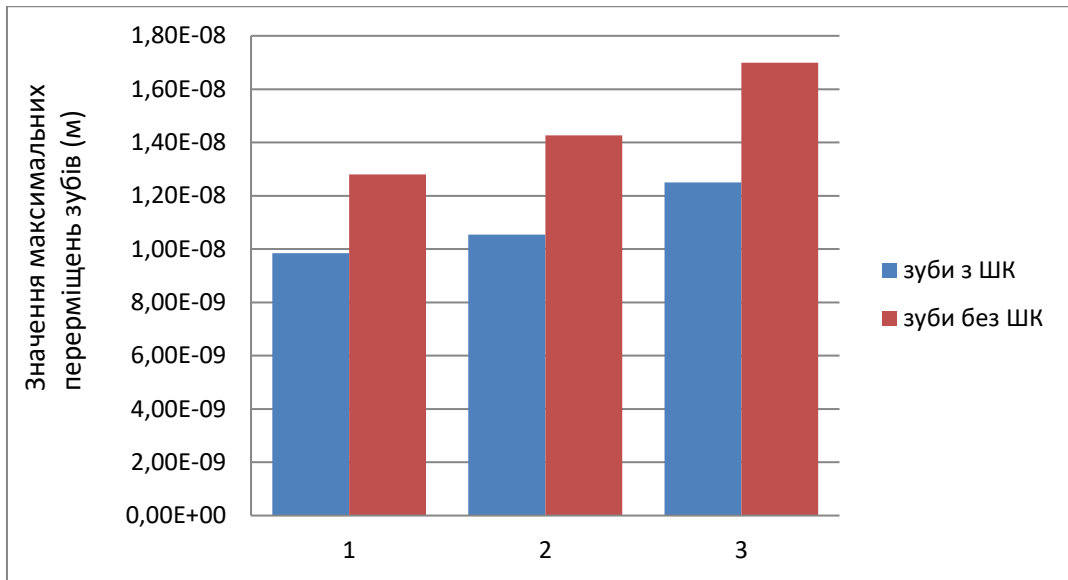
зменшується на від 2% до 30% в залежності від структурного елемента. Так найбільше відчутною стала різниця в переміщеннях зубів, яка скла в середньому 24% при дії стискаючого навантаження та 29% при дії згинального навантаження.

- Переміщення викликане згинаючим навантаженням значно перевищують значення переміщення від дії стискаючого навантаження.
- Згідно результатів розрахунків можна зробити висновок, що використання шинуючої конструкції позитивно впливає на величину переміщень, тобто використання даної конструкції є раціональним.
- Дані порівняння значень переміщень у структурних елементах біомеханічної системи вказані в таблиці 14

Таблиця 14 Порівняння величини переміщень в біомеханічних структурах верхньої щелепи людини.

Зміна максимальних величини переміщень (%)					
		модель			
Напрямок навантаження	Дії	структура	1(рис 3а)	2(рис 3б)	3(рис 3в)
стиск P_x		кортикальна	-7,25	-7,89	-8,71
		губчаста	-2,60	-2,45	-2,57
		зуби	-23,08	-26,10	-26,48
згин P_y		кортикальна	-17,85	-17,16	-18,31
		губчаста	-10,94	-8,66	-8,36
		зуби	-25,49	-30,67	-31,51

-



- Рис 13. Діаграма порівнянь результатів розрахунку переміщень зубів біомеханічних систем з шинуючою конструкцією, та без неї.

5. Розробка стартап-проекту

5.1. Опис ідеї проекту

В даній роботі проведено аналіз НДС індивідуальної імітаційної моделі біомеханічної системи верхньої щелепи людини враховуючи реальні експлуатаційні навантаження та закони розподілу. Дане дослідження не є базисним для подальших досліджень, але конкретизує способи моделювання та чисельного розрахунку біомеханічної моделі верхньої щелепи людини. Дослідження дає змогу раціоналізувати вибір шинуючої конструкції зубного ряду, та збільшити її ефективність. Ідею стартапу представлено в таблиці 5.1

Таблиця 5.1 Опис стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрями застосування	Вигоди для клієнта
Визначення ефекту від встановлення шинуючої конструкції зубного ряду верхньої щелепи людини	Медицина	Визначення необхідності та ефективності встановлення шинуючої конструкції зубного ряду

Запропонована автором методика дослідження НДС біомеханічної системи верхньої щелепи людини дозволяє визначити ефект від шинування зубів, зробити правильні висновки що до доцільності шинування при різних дефектах зубощелепної системи.

Конкурентами до даної роботи є традиційні способи оцінювання ефективності та доцільності встановлення шинуючої конструкції.

5.2. Технологічний аудит

Реалізувати ідею проекту можна за допомогою проектних розрахунків.

В табл. 5.2 проведений аналіз потенційних техніко-економічних переваг даної ідеї у порівнянні з конкурентом №1

Таблиця 5.2 Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	W	N	S
1.	Грошові витрати	Конкурент	—	Даний проект
2	Складність розрахунку	Даний проект	—	—
3	Точна оцінка границі витривалості	Конкурент	—	Даний проект
	Можливість максимального вичерпання ресурсу	—	Конкурент	Даний проект

Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту наведено в табл.

5.3

Таблиця 5.3 технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технологія її реалізації	Наявність технології	Доступність технології
1.	Використання індивідуальної імітаційної моделі для розрахунку доцільності використання шинуючої конструкції	Теоретичний розрахунок Практичне використання	є	є
Обрана технологія може бути реалізована				

По показникам характеристики стану ринку можна зробити висновок, що даний проект є рентабельним.

Визначення потенційних груп клієнтів.

Потенційні групи клієнтів можна умовно поділити на первинних та вторинних споживачів продукту. Первинною групою є медицина. Надалі визначимо потенційні групи клієнтів (табл. 5.5)

Таблиця 5.5 Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1.	Низька ефективність при шинуванні зубного ряду	Медична галузь	фінанси	Точність та розширення можливостей абсолютного використання ресурсу

Після визначення потенційних груп клієнтів проводимо аналіз ринкового середовища, складаємо таблицю факторів, що допоможуть виходу проекту на ринок, та врахування факторів, що цьому можуть перешкодити (табл. 5.6)

Таблиця 5.6 Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Збільшення термінів вирішення проблеми для	Зменшення попиту	Вдосконалення вже існуючих методик

2.	Розробка покращеної методики	використання	
----	------------------------------	--------------	--

Таблиця 5.7 Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Не потребує великих затрат на використання	Економність	Достойна оплата праці
2.	Підвищений попит у галузях медицини	Проведення ефективніших робіт	Залучення методики для вирішення аналогічних проблем

Надалі проведемо аналіз пропозиції, визначивши загальні риси конкуренції на ринку (табл.5.8).

Таблиця 5.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства
Монополістична конкуренція	Існує декілька фірм конкурентів.	Підтримка якості продукту та постійні нововведення
За рівнем конкурентної боротьби: міжнародний	Фірми-конкуренти знаходяться в інших країнах	Адаптація продукту як для вітчизняних так і для зарубіжних клієнтів.

За ознакою: внутрішньогалузева	галузевою	Продукт використовується лише всередині даної галузі	Постійне вдосконалення продукту.
Конкуренція за видами товарів: товарно-видова		Види товарів однакові	Створити продукт, що враховує сильні і слабкі сторони конкурентів
За конкурентних переваг: нецінова	характером	Вдосконалення протидій	Зниження ціни на продукт та підтримка його якості.
За марочна	інтенсивністю:	Бренди існують і конкурують	Просування бренду, створення клієнтської бази

Після аналізу конкуренції проводимо більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі (табл.5.9).

Таблиця 5.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Клієнти	Товари-замінники
	Немає	Бар'єрів впровадження немає	Медична галузь	Загрози з боку замінників є
Висновки:	Низька інтенсивність	Є можливість входження в галузь	Диктують умови роботи на ринку. Такі, як час на розрахунок і забезпечення потрібним програмним забезпеченням	Відсутність обмежень від замінників

З огляду на конкурентну ситуацію існує можливість виходу на ринок даної галузі. Щоб бути конкурентоспроможним на ринку даному проекту необхідно розробити програмне забезпечення для швидкісного розрахунку методики.

Таблиця 5.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Менша потреба у витратах	Для методики розрахунку мала необхідність в затратах
2	Точність розрахунків	Удосконалення отримання результатів
3	Використання отриманих даних	Максимальне вичерпання ресурсу

Таблиця 5.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «відновлення функціональності зубного ряду»

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг методу у порівнянні з проектом конкурента						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1	Менша потреба у витратах	20				●			
2	Точність розрахунків	20			●				
3	Використання отриманих даних	20					●		
4	Точність розрахунку в проекті	15					●		

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл.5.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл.5.11).

Таблиця 5.12. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Безпечне вичерпання ресурсу елементів	Слабкі сторони: відсутність програмної підтримки методики
Можливості: завоювання всієї галузі	Загрози: розробка точнішої методики

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (табл.5.13).

Таблиця 5.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Публічне ознайомлення, перевірка з існуючими методиками (аналогами), державне затвердження	Висока	3 місяці
2	Публічне ознайомлення, перевірка на справжньому експерименті, державне затвердження	Висока	1 рік

Із зазначених альтернатив виберемо першу, бо отримання ресурсів є більш простим та ймовірним а строки реалізації – більш стислими.

5.3. Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (табл.5.14).

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Медична галузь	Повністю готові	Високий	Низький	Просто

Для роботи в обраному сегменті ринку необхідно сформуванати базову стратегію розвитку (табл.5.15).

Таблиця 5.15. Визначення базової стратегії розвитку

Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
Альтернативна	Охоплення на 40-50 %	Конкурент №1	Спеціалізація

Далі виберемо стратегію конкурентної поведінки (табл.5.16).

Таблиця 5.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

Чи є проект «першопроходцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики то-вару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
--	--	--	----------------------------------

Ні	Так	Ні	Стратегія заняття галузі
----	-----	----	--------------------------

Результатом даного підрозділу є узгоджена система рішень щодо ринкової поведінки стартап-компанії, яка визначатиме напрями роботи стартап-компанії на ринку:

- використання в проєкті сучасних технологій;
- напрямок роботи лише у заданій ніші ринку.

5.4. Розроблення маркетингової програми стартап-проєкту

Першим кроком є формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Для цього у табл.5.17 підсумуємо результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 5.17. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами
1	Не потребує великих затрат на розрхунки	Зменшення собівартості	Достойна оплата праці
2	Підвищений попит у медичній галузі	Збільшення об'ємів виконання робіт	Зменшення кількості працівників

Далі визначаємо оптимальну систему збуту, в межах якого приймається рішення (табл.5.18).

Таблиця 5.18. Формування системи збуту

Специфіка закупівельної	Функції збуту, які має виконувати	Глибина каналу	Оптимальна система збуту
-------------------------	-----------------------------------	----------------	--------------------------

поведінки клієнтів	цільових	постачальник товару	збуту	
Багаторазова	купівля	Інформування	Глибока	Державне затвердження методики

Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів (табл.5.19).

Таблиця 5.19. Концепція маркетингових комунікацій

Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
Комунікабельні	Мережа інтернет, наукові праці	Реклама методики на конференціях	Розширення цільових клієнтів	Показати, що дана методика забезпечує економію фінансових ресурсів

5.5. Результати маркетингового дослідження:

- даний стартап-проект є актуальним, тому що може вивести медичну галузь на вищий рівень ефективності та зменшити витрати клієнтів на лікування.
- мала кількість конкурентів
- впровадження в ринок є абсолютно доцільним, прибутковим.

6. Висновки

- Досліджено, що для оцінки опороздатності системи слід розглядати варіанти навантаження біомеханічної системи верхньої щелепи з шинуючою конструкцією зубного ряду та згинаючими навантаженнями P_{yi} , при яких максимальні переміщення структурних елементів у 6 разів більші ніж при навантаженнях на стиск P_{zi} .
- Встановлено що перша біомеханічна система показала найнижчі значення переміщень і напружень у порівнянні з другою та третьою системами.
- Комп'ютерне моделювання біомеханічної системи верхньої щелепи з шинуючою конструкцією зубного ряду дозволяє детально дослідити вплив і значущість геометричних параметрів та умов навантажень на напружено-деформований стан та жорсткість біомеханічної системи.
- Використання шинуючої конструкції зменшило максимальні за Мізесом напруження в біомеханічній системі верхньої щелепи людини на 10-25%, а значення переміщень зменшилося на 10-30%
- Перспективами подальших досліджень є дослідження відсутності одного чи декількох зубів і зміну механічних властивостей кісток на жорсткість та розподіл полів еквівалентних за Мізесом напружень біомеханічної системи верхньої щелепи з шинуючою конструкцією зубного ряду, та порівняння з уже існуючими результатами.

Література

1. <http://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%91%D1%96%D0%BE%D0%BC%D0%B5%D1%85%D0%B0%D0%BD%D1%96%D0%BA%D0%B0>.
2. Бенерджи П., Баттерфилд Р. Методы граничных элементов в прикладных науках. – М.: Мир, 1984. – 494 с.
3. Бреббия К., Уокер С. Применение метода граничных элементов в технике. – М.: Мир, 1982. – 248 с.
4. Вероужский Ю. Численные методы потенциала в некоторых задачах прикладной механики. – Киев: Вища школа, 1978. – 184 с.
5. Гнучий Ю.Б. К решению контактных задач теории упругости и пластичности. – Пробл. прочности, 1982, № 12, – С. 99 – 104.
6. Злаказов А.Б., Крищук Н.Г., Абрамов В.И. Расчетно-экспериментальное исследование прочности опорных стержневых изоляторов. // – Энергетика и электрификация. – 1999. – № 4. – С. 45 – 48.
7. Коннор Дж., Бреббия К. Метод конечных элементов в механике жидкости. – Л.: Судостроение, 1979. – 264 с.
8. Зенкевич О.К., Чанг И. Метод конечных элементов в теории сооружений и в механике сплошных сред. – М.: Недры, 1974. – 238 с.
9. Крауч С., Старфилд А. Методы граничных элементов в механике твердого тела. /Пер с англ./ М.: Мир: 1987. – 328 с.
10. Левитас В.И., Идесман А.В. Решение термоупругопластических задач при контактном взаимодействии методом конечных элементов. Пробл. прочности, 1986, № 11, – С. 77 – 83.
11. Лурье А.И. Нелинейная теория упругости. – М.: Наука, 1980, – 521 с.
12. Марчук Г.Н. Методы вычислительной математики. – М. – Наука, 1977. – 456 с.
13. Марчук Г.И., Агошков В.И. Введение в проекционно-сеточные методы. – М.: Наука, 1981, – 416 с.
14. Метод конечных элементов в механике твердых тел /А.С.Сахаров, В.Н.Кислоокий и др.: Под общей редакцией А.С.Сахарова, И.Альтенбаха/ – К.: Выща школа, Головное изд-во; Лейпциг ФЭВ Фахбухферлаг, 1982. – 479 с. 179
15. Механика связанных полей в элементах конструкций. т. 2. Термовязкопластичность. Шевченко Ю.Н., Савченко В.Г. – Киев: Наук. думка, 1967, – 264 с.
16. Митчелл Э., Уэйт Р. Метод конечных элементов для уравнений с частными производными. – М.: Мир, 1981, – 216 с.
17. Морозов Е.М., Никишков Г.П. Метод конечных элементов в механике разрушения. М.: Наука, 1980, – 256 с.
18. Образцов И.Ф., Савельев Л.И. Хазанов Х.С. Метод конечных элементов в задачах строительной механики летательных аппаратов. – М.: Высш.шк., 1985. – 392 с.
19. Остафьев А.А. Расчет динамической прочности режущего инструмента. – М.: Машиностроение, 1979. – 167 с.
20. Поздеев А.А., Трусов П.В., Няшин Ю.И. Большие упругопластические деформации: теория, алгоритмы, приложения. – М.: Наука, 1986. – 232 с.
21. Постнов В.А., Дмитриев С.А., Елтышев Б.К., Родионов А.А. Метод суперэлементов в расчетах инженерных сооружений. – Л.: Судостроение, 1979. – 288 с.
22. Поттер Д. Вычислительные методы в физике. – М.: Мир, 1975. – 392 с. 22.
23. Разработка специального математического обеспечения для исследования термонапряженного состояния конструктивных элементов ДВС кус очно переменной толщины. Отчет, КПИ. /Цыбенко А.С, Крищук Н.Г. и др./ – Инв. № 03819002400, 1980.
24. Разработка методов расчёта и пакетов прикладных программ для исследования прочности массивных элементов конструкций криогенного машиностроения. // –Рук. Отчет КПИ, Депонирован в ВИНТИ №г.р. 01840051519, Инв. № 0286. 0080232 / Цыбенко А.С., Крищук Н.Г., Куранов Б.А. и др. / Киев:–1986. –215 с.
25. Разработать методы расчета, выполнить исследования конструкций и оборудования криогенного машиностроения с учетом изменения физико механических характеристик

- материалов в условиях промышленной 180 эксплуатации. Отчет по теме РН 01. 08.Ц. КПИ. /Цыбенко А.С. Крищук Н.Г. и др./ –Инд. 02870062772, 1986.
26. Расчет машиностроительных конструкций на прочность и жесткость / Н.Н. Шапошников, Н.Д. Тарабасов, В.Б. Петров, В.И.Мяченков –М.: Машиностроение, 1981. –333 с. 26.
 27. Рихтмайер Р.Д., Мортон К. Разностные методы решения краевых задач. –М.: Мир, 1972. –420 с. 27.
 28. Сабоннадьер Ж. –К., Кулон Ж. –Л. Метод конечных элементов и САПР. –М.: Мир, 1989. –190 с.
 29. Седов Л.И. Новые методы и новые направления механики сплошной среды. – В кн.: Нерешенные задачи мех. и прикл. матем. М.: МГУ, 1977. –С. 125 –139.
 30. Сиратори М., Миёси Т., Мацусита Х. Вычислительная механика разрушения. М.: Мир, 1986, – 334 с.
 31. Уманский С.Э. Оптимизация приближенных методов решения краевых задач механики. –Киев: Наукова думка, 1983. –168 с.
 32. Флетчер К. Численные методы на основе метода Галеркина: Пер. с англ. –М. Мир, 1988. –352 с.
 33. Цыбенко А.С., Лавриков С.А. Обобщенные схемы построения проекционно-сеточных методов. –Проблемы прочности. 1986, № 2. – С. 92 – 97.
 34. Цыбенко А.С., Палёный В.В. Анализ двухслойного, семейства разностных схем применительно к решению задач нестационарной теплопроводности методом конечных элементов. – Пробл. прочности, 1984, № 4. –с. III– 115;
 35. Цыбенко А.С., Ващенко Н.Г., Крищук Н.Г., Лавендел Ю.О. Авто-матизированная программная система обслуживания конечно-элементных расчетов. – Киев: Выща школа. – 1986. – 340 с.
 36. Цыбенко А.С., Крищук Н.Г., Вачев А., Тодоров В. Пакет прикладных программ “Термоупругопластичность” для моделирования нестационарного теплового и неизотермического термоупругопластического напряженно-деформированного состояния плоских и осесимметричных тел. // – Габрово, НРБ: ВМЭИ. – 1985. – 350 с. 181
 37. Цыбенко А.С., Крищук Н.Г. Палёный В.В. и др. Терсод - пакет прикладных программ для моделирования нелинейных термомеханических процессов в элементах конструкций”. // –В кн.: Тезисы докладов II Всесоюзной конференции по прочности летательных аппаратов и строительной механике. – Куйбышев: КуАИ, – 1986. 23 с.
 38. Bathe K.J. Finite element procedurs in engineeing analisis. – Englewood Cliths, 1982. – 735 p.
 39. Berechnung von Warmespannungen in Hochspannungsisolatoren mit der FEMMethode / D. Melzer, G. Klaus, W. Schull, R. Fortsch, O. Krockel // Keram. Z. – 1992. – 44, № 6. – pp. 383 – 386.
 40. Gallego F.J., Anza J.J. A mixed finite element model for the elastic contac problem. Internat. journal for numerical methods in engineering, vol. 28, 1989, – pp. 1249 – 1264.
 41. Mustoe G.G., Volait F., Zienkiewicz O.C. A symmetric direct boundary integral equation method for two dimensjunal elasto– plastics. – RES. mech., 1982, 4, № 1, – pp. 57 – 82.
 42. Nemat-Nasser S. Decomposition of strain measures and their rates in finite deformation elastoplasticity. – int. J. Jolids and struct., 1979, 15, № 2, – pp. 155 – 166.
 43. Zienkiewicz O.C., Gago J.P., Kelly D.W. The hierarchical concept in finite element analysis. – Comput. and Struct., 16, N – 4, – pp. 53 – 65.---
 44. Шенен П., Коснар М., Гардан И. и др. Математика и САПР. Кн. 1. – М.: Мир, 1988. – 204 с.
 45. Корн Г., Корн Т. Справочник по математике для научных работников и инженеров, М.: Наука, Изд-е 4 – е, 1977, – 832 с.
 46. Ван Тассел Д.. Стил, разработка, эффективность, отладка и испытание программ., – М.: Мир, 1981г. – 320 с.
 47. Воеводин В.В., Кузнецов Ю.А. Матрицы и вычисления, – М: Наука, 1984. – 320 с.
 48. Комплексные технологии виртуального моделирования и инженерного анализа. MSC.visualnastran. <http://www.mssoftware.com>, www.mssoftware.ru. The MSC.Software Corporation. – 2003, – 18 с.
 49. Поттер Д. Вычислительные методы в физике. – М.: Мир, 1975. – 392 с.
 50. Ректорис К. Вариационные методы в математической физике и технике. – М.: Мир, 1985. – 580 с.
 51. Хеминг Р. Численные методы. Для научных работников и инженеров. – М.: Наука, 1972. – 400 с.

52. Абрамов В.И., Злаказов А.Б., Крищук Н.Г. Расчеты на прочность керамических электроизоляторов с учетом контактного взаимодействия материалов. // –Вестник НТУУ "КПИ". – 1999, № 37. – С. 175 – 182.
53. Аксенов В.А., Крищук Н.Г. Система автоматизированного проектирования высокопрочных изоляторов. // –Проблемы прочности. – 1992 – № 9. – С. 58 –
54. MARC Users Manual, MARC Analysis Systems Inc.
55. Барлам Д.М. Решение контактной задачи теории упругости методом конечных элементов. – Пробл. прочности, 1983, № 4.
56. Механика связанных полей в элементах конструкций. т. 2. Термовязкопластичность. Шевченко Ю.Н., Савченко В.Г. – Киев: Наук. думка, 1967, – 264 с.
57. Писаренко Г.С., Лебедев А.А. Деформирование и прочность материалов при сложном напряженном состоянии. – К.: Наукова думка, 1976. – 416 с.
58. Pilipenko O.I., Kryshchuk N.G. Computer simulation of thermomechanical properties of polymerich kompozites in parts of drives by an engagement. // –Proc. of the XX-th Conference " Reinforced plastics– 99". – Carlowy Vary, The Czech republic. – 1999. – pp. 91 – 97.
59. Писаренко Г.С., Цыбенко А.С., Лавриков С.А. Прямая симметричная формулировка метода граничных элементов для решения смешанных эллиптических краевых задач - Тезисы докл. У Всесоюзной конф. по стат. и динам. пространственных конструкций. – Киев: КИСИ, 1985. 153 с. 183
60. Разработка информационного и программного обеспечения для макета автоматизированной системы диагностики прочности корпуса ядерного реактора типа ВВЭР– 1000. // –Рук. Отчет КПИ, Инв. № 0193. 003167 в УкрНИИНТИ. / Крищук Н.Г., Бондарь Л.М., Яворский А.Н. и др./ Киев: – 1994. – 93 с.
61. Уманский С.Э. Оптимизация приближенных методов решения краевых задач механики. – Киев: Наукова думка, 1983. – 168 с.
62. Цыбенко А.С., Крищук Н.Г., Вачев А., Тодоров В. Пакет прикладных программ “Термоупругопластичность” для моделирования нестационарного теплового и неизотермического термоупругопластического напряженно-деформированного состояния плоских и осесимметричных тел. // –Габрово, НРБ: ВМЭИ. – 1985. – 350 с.
63. Mahrenholtz O. Different finite element approaches to large plastic deformations. – comput. meth. appl. mech. and engin., 1982, 33, № 1 – 3, – pp. 453 – 468. 62. MARC Users Manual, MARC Analysis Systems Inc. __ Регирер С.А. Лекции по биологической механике, М., 1980.
64. Глазер З.Р. Очерк основ биомеханики, М., 1988.
65. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика, М., 1987 или 1996. 185
66. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей, Рига, 1980.
67. Марчук Г.И., Агошков В.И. Введение в проекционно-сеточные методы. – М.: Наука, 1981. – 416 с.
68. Флетчер К. Численные методы на основе метода Галеркина: Пер. с англ. – М.Мир, 1988. – 352 с.
69. Цыбенко А.С., Лавриков С.А. Обобщенные схемы построения проекционно- сеточных методов. –Проблемы прочности. 1986, № 2. – С. 92 – 97.
70. Крищук Н.Г., Аксенов В.А., Анисин А.М., Яревский Ю.А. Математическое обеспечение САПР изоляторов для расчета электрических полей. // – Техническая электродинамика. – 1992. – № 2. – С. 12 – 20.
71. Аксенов В.А., Крищук Н.Г., Анисин А.М., Клейн А.А. Расчет электрических характеристик изоляторов. // – Методическое руководство к расчетным заданиям. Новосибирск, НГТУ, 1993, – № 1012, – 25 с.
72. Аладьев В.З., Тупало В.Г. Алгебраические вычисления на компьютере. – М.: Минтопэнерго, 1993. Барлам Д.М. Решение контактной задачи теории упругости методом конечных элементов. – Пробл. прочности, 1983, № 4.
73. Болотин В.В., Новичков Ю.Н. Механика многослойных конструкций М.: Машиностроение, 1980. – 374 с.
74. Верюжский Ю. Численные методы потенциала в некоторых задачах прикладной механики. – Киев: Вища школа, 1978. – 184 с.
75. Галин Л.А. Контактные задачи теории упругости и вязкоупругости. – М.: Наука, 1980. – 304 с.

76. Гнучий Ю.Б. К решению контактных задач теории упругости и пластичности. Пробл. прочности. – 1982. – № 12. – С. 99 – 104.
77. Гнучий Ю.Б. К решению контактных задач теории упругости и пластичности. – Пробл. прочности, 1982, № 12, – С. 99 – 104.
78. Джонсон К. Механика контактного взаимодействия. – М.:Мир, 1980. – 509 с.
79. Дувидзон И.А., Уманский С.Э. К вопросу о решении контактных задач теории упругости и пластичности. –Пробл. прочности, 1982, № 1, – С. 50 – 54.
80. Комплексные технологии виртуального моделирования и инженерного анализа. MSC.visualnastran. <http://www.mscsoftware.com>, www.mscsoftware.ru.The MSC.Software Corporation. – 2003, – 18 с. 189
81. Пилипенко А.И., Кришук Н.Г., Козар И.Ф. Анализ контактного взаимодействия и оценка прочности деталей приводной цепи из полимерного композита.// –Вестник Черниговского государственного технологического института. – 2000. – № 10, – С. 53 – 61.
82. Развитие теории контактных задач в СССР./ Под ред. Л.А.Галина – М.: Наука, 1976. – 493 с.
83. Рудаков К.М. Ефективні алгоритми розв'язків тривимірних крайових задач механіки деформованого твердого тіла методом скінчених елементів. Автореф. диссерт. на здобуття ступеня доктора технічних наук. – Київ. – 1996.
84. Рыжов Э.В., Сакало В.И., Подлеснов Ю.П. Решение контактных задач релаксационным методом конечных элементов. – Машиноведение, 1980, № 6, – С. 64 – 69.
85. Bathe K.J. Finite element procedurs in engeneering analisis. – Englewood Cliths, 1982. – 735 p.
86. Chan S.K., Tuba I.S. A finite element method for contact problems of solid bodies. –Int.J.Mech.Sci., 1971, N. 13, – pp. 615 – 625, 627 – 639.
87. Gallego F.J., Anza J.J. A mixed finite element model for the elastic contac problem. Internat. journal for numerical methods in engineering, vol. 28, 1989, – pp. 1249 – 1264.
88. Kratochvill I., Solution of contact problems by finite element incremental contact analysis with various frictional coditions. – Int. J Nummer. Meth.Eng. 1979, v. 14, N. 3, – pp. 337 – 357.
89. Paoe S.K., Mottershead J.E. Two new finite element contact algorithms. Computers & Structures, Vol. 32, 1989, – pp. 137 – 144.
90. Pian T.H.H., Kubomura K. Formulation of Contact Problems by Assumed Stress Hybrid Elements. – Nonlinear Finite Element Analysis in Structures Mechanics, 1980, v. 4, – pp. 809 – 816. __
91. Мандзюк Т. Огляд проблем комп'ютерного моделювання біомеханічних систем у стоматології. / Т. Мандзюк, В.Вовк // – Вісник Львів, Ун-ту, – 2008, вип. 14. – С. 105 – 122.
92. Kazemi M. Recent Advances in Computational Mechanics of the Human Knee Joint. / M. Kazemi , Y. Dabiri, L.P.Li. // – Computational and Mathematical Methods in Medicine. Vol. 1013.
93. Маланчук В.О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепо-лицевій хірургії. / В.О. Маланчук, М.Г. Кришук, А.В. Копчак. // – К.: Видавничий дім "Асканія", 2013. – 231 с.
94. Н.С. Шидловский. О методах исследования систем остеосинтеза конечностей человека. Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут» .Серія Машинобудування № 58. 2010 р. – С. 195 –203.
95. Н.С. Шидловский, А.М. Лакша, Д.Ю. Шпак. Натурные испытания систем "Большеберцовая кость с переломом-стержневой аппарат фиксации". Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут" . Серія Машинобудування 2011р. – С. 134 – 140.
96. Попечителей Е . П ., Романов С . В . Анализ числовых таблиц в биотехнических системах обработки экспериментальных данных . – Л .: Наука , – 148 с .
97. <http://anatomia.com.ua/skelet-i-myazi-nizhnih-kintsivok>.
98. Леоненко П.В., Єщенко В.О. Скінчено-елементний аналіз імітаційної трьохвимірної моделі біомеханічної системи “кісткова тканина – дентальний імплантат – супраконструкція”. Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут». Серія машинобудування. 2012. – № 65, – С. 105 – 109.
99. Мандзюк Т., Вовк В. Огляд проблем комп'ютерного моделювання біомеханічних систем у стоматології. Вісник Львів. Університету. Серія приклад. математ. та інформ. , 2008. Вип. 14., – С. 105 – 122.
- 100.Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика: Учебник для вузов. – СПб.: Политехника, 2000. – 463 с.

- 101.. Чуйко А.Н., Вовк В.Е. Особенности биомеханики в стоматологии. Х.: Прапор, 2006. – 304 с.
- 102.Natali A.N., Meroi E.A. A review of the biomechanic properties of bone as a material. *Journal of Biomechanical Engineering*. – 1988. – № 11. – pp. 266 – 265.
- 103.Гаражин, Н.Н. Анатомия и гистология зубов человека / Н.Н. Гаражин. – Ставрополь, 1995.
- 104.. Копейкин, В.Н. Ортопедическое лечение заболеваний пародонта / В.Н. Копейкин – М.: Триада–Х, 1998. – 176 с.
- 105.. Котлер, А.А. Зубные протезы / А.А. Котлер, В.С. Куриленко. – Киев: Здоровье, 1982.
- 106.. Фурса, В.Т. Болезни пародонта и их профилактика / В.Т. Фурса // *Фельдшер и акушерка*. – 1990. – № 4. – С. 25 – 29.
- 107.. 14. Шумкова, Т.Н. Шинирование в повседневной практике врача–стоматолога / Т.Н. Шумкова. – Клиника «Стоматологическая практика», г. Челябинск.
- 108.. Мюллер Х. П. Пародонтология. – Львов: изд-во «ГалДент», 2004. – 256 с.
- 109.. Никитина Т. В. Пародонтоз. – М.: Медицина, 1982. – С. 186 – 190. – 256.
- 110.. Курякина Н. В., Кутепова Т. Ф. Заболевания пародонта. – М.: «Медицинская книга», 2003, 160 с.
- 111.. Маланчук В.О., Крищук М.Г., Копчак А.В. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії. Навчальний посібник. Київ 2012 р.
- 112.Lukas D., Schulte W. Periotest — a dynamic procedure for the diagnosis of the human periodontium. *Clin Phys Physiol Meas* 1990;11:65—75.
- 113.Chai J.Y., Yamada J., Pang I.C. In vitro consistency of the Periotest instrument. *J Prosthodont* 1993;2:9—12.
- 114.Manz M.C., Morris H.F., Ochi S. An evaluation of the Periotest system. Part II: Reliability and repeatability of instruments. *Dental Implant Clinical Research Group (Planning Committee). Implant Dent* 1992;1:221—226.
- 115.Steenberghe D.V., Rosenberg D., Naert E.I. et al. Assessment of periodontal tissues damping characteristics: current concepts and clinical trials. *J Periodontol* 1995;66:165—170
- 116.Cranin N., DeGrado J., Kaufman M. et al. Evaluation of the Periotest as a diagnostic tool for dental implants. *J Oral Implant* 1998;24:139—146.
- 117.Schulte W., d'Hoedt B., Lucas M. et al. Periotest for measuring periodontal characteristic — correlation with periodontal bone loss. *J Periodont Res* 1992;27:184—190.
- 118.Rosenberg D., Quirynen M., Steenberghe D.V. et al. A method for assessing the damping characteristics of periodontal tissues: goals and limitations. *Quintessence Int* 1995;26:191—197.
- 119.Schulte W., Lukas D. The Periotest method. *Int Dent J* 1992;42:433—440.
- 120.Lamster I.B., Celenti R.S., Jans H.H. Current status of tests for periodontal disease. *Adv Dent Res* 1993;7:182—190.
- 121.Ebeleseder K.A., Glockner K., Pertl C., Stadler P. Splints made of wire and composite: an investigation of lateral tooth mobility in vivo. *Endod Dent Traumatol* 1995;11:6:288—293.
- 122.Oikarinen K., Andreasen J.O., Andreasen F.M. Rigidity of various fixation methods used as dental splints. *Endod Dent Traumatol* 1992;8:3:113—119.
- 123.von Arx T., Filippi A., Lussi A. Comparison of a new dental trauma splint device (TTS) with three commonly used splinting techniques. *Dent Traumatol* 2001;17:6:266—274.
- 124.Takamizawa, K. Kinematics for Bodies Undergoing Residual Stress and its Applications to the Left Ventricle / K. Takamizawa, T. Matsuda // *Transactions of the ASME. Journal of Applied Mechanics*. – 1990. – Vol. 57, No. 3. – P. 321-329.
- 126.Chaudhry, H.R. Evaluation of Residual Stress in Rabbit Skin and the Relevant Material Constants / H.R. Chaudhry, B. Bukiet, T. Findley, A.B. Ritter // *Journal of Theoretical Biology*. – 1988. – Vol. 192. – P. 191-195.
- 127.Taber, L.A. Biomechanics of Growth, Remodeling, and Morphogenesis / L.A. Taber // *Applied Mechanics Reviews*. – 1995. – Vol. 48, No. 8. – P. 487-545.
- 128.Vossoughi, J. Intimal residual stress and strain in large arteries / J. Vossoughi, Z. Hedjazi, F.S. Borris // *Proc. Summer Bioengineering Conference*. – 1993. – P. 434-437.
- 129.Taber, L.A. Theoretical Study of Stress-Modulated Growth in the Aorta / L.A. Taber, D.W. Eggers // *Journal of Theoretical Biology*. – 1996. – Vol. 180. – P. 343-357.

130. Chaudhry, H.R. Residual Stresses in Oscillating Thoracic Arteries Reduce Circumferential Stresses and Stress Gradients / H.R. Chaudhry, B. Bukiet, A. Davis, A.B. Ritter, T. Findley // *Journal of Biomechanics*. – 1997. – Vol. 30, No. 1. – P. 57-62.
131. Huiskes, R. The Relationship Between Stress Shielding and Bone Resorption Around Total Hip Stems and the Effects of Flexible Materials / R. Huiskes, H. Weinans, B. Van Rietbergen // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 1992. – No. 274. – P. 124-134.
132. Бате К., Вилсон Е. Чисельные методы анализа и метод конечных элементов. – М.: Стойиздат, 1982. – 448 с.
133. Писаренко Г.С., Лебедев А.А. Деформирование и прочность материалов при сложном напряженном состоянии. – К.: Наукова думка, 1976. – 416 с.
134. Трощенко В.Т., Красовский А.Я., Покровский В.В. и др. Сопротивление материалов деформированию и разрушению. Справочное пособие. Часть 1. Киев. Наукова думка, 1993, с. 278.
135. Трощенко В.Т., Красовский А.Я., Покровский В.В. и др. Сопротивление материалов деформированию и разрушению. Справочное пособие. Часть 2. Киев. Наукова думка, 1993, с. 654.
136. Победря Б.Е. Чисельные методы в теории упругости и пластичности. – М.: Изд-во Моск. Унта, 1981. – 344 с.
137. Аболмасов Н.Г., Аболмасов Н.Н. Ортодонтия. – М.: МЕДпресс-информ, 2008. – 424 с.
138. Дударь О.И., Костерина И.П., Майорова Л.В., Фатеева Н.А. Распределение жевательной нагрузки по зубному ряду при центральной окклюзии // *Российский журнал биомеханики*. – 2009. – Т. 13, № 3. – С. 56–62.
139. Наумович С.А., Крушевский А.Е. Биомеханика системы зуб – периодонт. – Минск.: Экономические технологии, 2000. – 132 с.
140. Осипенко М.А., Няшин Ю.И., Няшин М.Ю., Дубинин А.Л. Область сопротивления зуба: определение и свойства // *Российский журнал биомеханики*. – 2013. – Т. 17, № 2 (60). – С. 31–38.
141. Bosiakov S.M., Yurkevich K.S. Определение жесткости костной ткани при поступательных перемещениях и поворотах корня зуба // *Российский журнал биомеханики*. – 2010. – Т. 14, № 2. – С. 36–45.
142. Bourauel C., Freudenreich D., Vollmer D., Kobe D., Drescher D., Jäger A. Simulation of orthodontic tooth movements – a comparison of numerical models // *Journal of Orofacial Orthopedics*. – 1999. – Vol. 60. – P. 136–151. DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/BF01298963>
143. Cattaneo P.M., Dalstra M., Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement // *Journal of Dental Research*. – 2005. – Vol. 84. – P. 428–433. DOI: <http://dx.doi.org/10.1177/154405910508400506>
144. Clement R., Schneider J., Brambs H.J., Wunderlich A., Geiger M., Sander F. G. Quasi-automatic 3D finite element model generation for individual single-rooted teeth and periodontal ligament // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. – 2004. – Vol. 73. – P. 135–144. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0169-2607\(03\)00027-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0169-2607(03)00027-0)
145. Cronau M., Ihlow D., Kubein-Meesenburg D., Fanghänel J., Dathe H., Nägerl H. Biomechanical features of the periodontium: An experimental pilot study in vivo // *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. – 2006. – Vol. 129. – P. 599.e13–599.e21. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.11.030>
146. Dorow C., Sander F.G. Development of a model for the simulation of orthodontic load on lower first premolars using the finite element method // *Journal of Orofacial Orthopedics*. – 2005. – Vol. 66. – P. 208–218. DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00056-005-0416-5>
147. Hayashia K., Arakib Y., Uechia J., Ohnoc H., Mizoguchia I. A novel method for the three-dimensional (3-D) analysis of orthodontic tooth movement – calculation of rotation about and translation along the finite helical axis // *Journal of Biomechanics*. – 2002. – Vol. 35. – P. 45–51. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00166-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00166-X)

148. Hayashi K., Uechi J., Lee S.-P., Mizoguchi I. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement based on XYZ and finite helical axis systems // *European Journal of Orthodontics*. – 2007. – Vol. 29. – P. 589–595. DOI: <http://dx.doi.org/10.1093/ejo/cjm061>
149. Hohmann A., Kober C., Young P., Dorow C., Geiger M., Andrew Boryor A., Sander F.M., Sander C., Sander F.G. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results // *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* – 2011. – Vol. 139. – P. 775–783. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.11.014>