

**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: «Напружено-деформований стан композитних зубних
протезів»**

Виконав:

студент II курсу ОКР «Магістр»,

групи МП-81мп,

Шевченко Євгеній Петрович

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

Студент _____

\

Київ – 2019

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

Шевченку Євгенію Петровичу .
 (прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Напружено-деформований стан композитних зубних протезів

науковий керівник дисертації д.т.н., проф. Кришук 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 імітаційні комп'ютерні моделі мостоподібного протеза з певною компоновкою армуючих елементів

4. Предмет дослідження НДС композитного мостоподібного протеза _____

5. Перелік завдань, які потрібно розробити: здійснити комп'ютерне моделювання композитного мостоподібного протеза та обробку даних

6. Орієнтовний перелік ілюстративного матеріалу 19 рисунків

7. Орієнтовний перелік публікацій 1 публікації

8. Консультанти розділів дисертації

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

9. Дата видачі завдання: 01 вересня 2019 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Ознайомлення з літературою	01.09.19-02.10.19	Виконано
2	Відтворення біомеханічної системи верхньої щелепи людини	03.10.19-16.10.19	Виконано
3	Визначення модулів пружності для всіх структурних елементів системи	17.10.19-02.11.19	Виконано
4	Моделювання НДС біомеханічної системи	03.11.19-16.11.19	Виконано
5	Обробка отриманих результатів	16.11.19-23.11.19	Виконано
6	Підготовка презентації по стану роботи	24.11.19-28.11.19	Виконано
7	Оформлення роботи	29.11.19-15.12.19	Виконано

Студент

(підпис)

Шевченко Є. П.

(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

(підпис)

д.т.н., проф. Кришук М. Г.

(ініціали, прізвище)

Анотація

Дипломна робота містить: 90 сторінок, 68 таблиць, 19 рисунків, список використаної літератури з 55 найменувань.

Актуальність роботи. Використання комп'ютерного моделювання дозволяє нам розглянути ширший спектр проблем ніж при натурному експерименті, а також значно заощадити ресурси на розробку моделі.

Об'єктом дослідження в даній роботі обрано тривимірні імітаційні комп'ютерні моделі мостоподібного протеза з певною компоновкою армуючих елементів

Мета роботи: дослідити вплив певних композитних армуючих елементів на мостоподібний протез людини

Задачами даної роботи є визначення оптимального компонування композитного мостоподібного протеза людини, задля відновлення функціональної спроможності щелепи людини, також розробка методу спрощення розрахунку, та моделювання напружено-деформованого стану (НДС) комп'ютерних моделей мостоподібних протезів (БС) у вигляді методів CAD / CAE та даних знімків комп'ютерної томографії.

Результати включених до дисертації досліджень оприлюднені на конференції.

Ключові слова: біомеханічна система, зуби, щелепа людини, травми зубів, напружено-деформований стан, метод скінченних елементів, мостоподібний протез, адгезивний мостоподібний протез

Abstract

The thesis contains: 90 pages, 68 tables, 19 figures, a list of used literature with 55 titles.

Relevance of work. Using of computer simulation allows us to consider a wider range of problems than in-situ experimentation, as well as significantly save resources on model development.

The object of study in this work is three-dimensional imitation computer models of a bridge prosthesis with a certain arrangement of reinforcing elements.

The purpose of the study is to investigate the effect of certain composite reinforcing elements on a bridge of human prosthesis.

The tasks of our work are to determine the optimal arrangement of a composite bridge prosthesis of a person in order to restore the functional capacity of the human jaw. As well as the development of a simplified calculation method and the simulation of stress-strain state (VAT) of computer models of bridges (CAD) in the form of CAD / CAE methods and computer tomography imaging data.

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

Keywords: biomechanical system, teeth, human jaw, tooth trauma, stress-strain state, finite element method, bridge prosthesis, adhesive bridge denture

Зміст

1. Вступ	7
2. Огляд літератури	9
2.1. Опорні зуби	17
2.2. Типи конструкцій протезних конструкцій, що застосовуються для відновлення функціональності щелепи людини.....	21
2.2.1. Дентальні внутрішньокісткові імпланти	21
2.2.2. Штифтові конструкції.....	23
2.2.3. Мостові протези.....	24
3. Матеріали, методи та навантаження.....	29
3.1. Матеріали	29
3.2. Метод розрахунків.....	35
3.2.1. Компоновка імітаційної моделі.....	39
3.2.2. Спрощення імітаційної моделі	42
3.3. Навантаження	44
3.3.1. Прикладення навантажень.....	47
3.4. Геометрія та компоновка комп'ютерних моделей.....	48
4. Результати дослідження.....	51
4.1. Результати дослідження для першої моделі.....	51
4.2. Результати дослідження для другої моделі	56
4.3. Результати дослідження для третьої моделі.....	62
4.4. Результати дослідження для четвертої моделі.....	68
5. Розробка стартап-проекту.....	75
5.1. Опис ідеї проекту	75
5.2. Технологічний аудит.....	76
5.3. Розроблення ринкової стратегії проекту	83
5.4. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	84
6. Висновки	87

1. Вступ

Часткова втрата зубів викликає у людини порушення цілісності зубних рядів, зміну функції жування, мовлення, призводить до появи естетичних недоліків. Відсутність зубів може стати причиною деформації всієї зубо-щелепної системи зі значною морфологічною перебудовою в її твердих і м'яких тканинах, порушення функції жувальних м'язів та скронево-нижньощелепних суглобів [22].

Ортопедичне лікування малих обмежених дефектів зубних рядів (3-го та 4-го класів за Кеннеді) здійснюється, здебільшого, за рахунок мостоподібних протезів із різними опорними елементами [23,24]. При раціональному плануванні таких конструкцій жувальна ефективність відновлюється і досягає 100% [25,26]. Таким чином, функціональні якості таких протезів є незаперечними.

Останнім часом велика кількість авторів схиляється до ідеї використання адгезивних мостоподібних протезів, які більшою мірою відновлюють естетичні норми і максимально запобігають травматизації тканин зубів [30,32,33]. За останні роки розроблені та описані в літературі методи використання незнімних протезів із застосуванням техніки травлення зубів розчином фосфорної кислоти і подальшою фіксацією каркасу АМП на фіксувальний стоматологічний матеріал [46-49].

Однак, як показує практичне застосування АМП, у функціональному плані дані конструкції незначною мірою поступаються традиційним мостоподібним протезам [43-45]. Причиною цього, а також основним недоліком АМП, є недостатня площа фіксувальних елементів або їх нераціональне розташування. При огляді існуючої літератури ми зустріли лише поодинокі матеріали, присвячені проблемам біомеханіки АМП [53-55].

Вказані дослідження проводились з використанням даних комп'ютерної томографії дорослих людей та відтворювали моделі біомеханічної системи сформованого зубо-щелепного апарату.

2. Огляд літератури

Динамічний розвиток світової медицини на початку ХХІ сторіччя пов'язаний із широким впровадженням досягнень різних галузей науки і техніки в практику охорони здоров'я. Розробка новітніх лікувально-діагностичних пристроїв, методів хірургічних втручань базуються на фундаментальних досягненнях біології, фізики, хімії, матеріалознавства, комп'ютерних наук, нанотехнологій тощо. Медицина стає високотехнологічною галуззю, що використовує надбання інших наукових дисциплін та інтегрує їх з метою розробки нових методів розвитку та підвищення ефективності індивідуального підходу при лікуванні хворих, покращення якості життя, профілактики різноманітних захворювань. Розв'язання практичних і теоретичних проблем біомеханіки кісток кінцівок та щелепи людини з пошкодженнями необхідне для знаходження ефективних способів відновлення функціональності даних органів та пов'язано з імітаційним моделюванням напружено-деформованого стану (НДС) сполучених структурних елементів біомеханічних систем остеосинтезу (БМС) різного фізичного походження (біологічних тканин, лікувальних пристроїв для блокуючого або коригуючого компресійного остеосинтезу частин кісток, засобів імплантації).

Широке впровадження досягнень біомеханіки, інших галузей науки і техніки в медичну практику сприяє її динамічному розвитку. Біомедична інженерія у 2000р. визнана Радою Європи стратегічним напрямком економічного і соціального розвитку ЄС. Україна також розпочала рух у напрямку вирішення інженерних проблем охорони здоров'я. Прийняті постанови Кабінету Міністрів України (2006р, 2010р), створено науково-методичну підкомісію МОН України (2010р) з розробки стандартів вищої освіти з біомедичної інженерії. В НТУУ «КПІ» прийнята до виконання з 2011р «Комплексна програма розвитку

інженерної складової охорони здоров'я». За даними медичних реєстрів, щороку в Україні кількість людських травм сягає 2 млн., з них 150 тис. потребують проведення оперативного втручання на кістках (Калашніков А.В., 2007; Герасименко С.І., 2008; Корж А.А., 2008; Гайко Г.В., 2008). В даний час проблема залишається актуальною, так як тільки в заміні великих суглобів кісток людини в Україні потребують 47 тисяч чоловік щорічно, а виконується операцій до 6–7тисяч. Середньостатистична частота переломів кісток на рік в світі складає 3,6 випадків на 100 чоловік, з них переважна більшість – переломи кінцівок, які складають для чоловіків – 3,1, для жінок – 2,5 випадків на 100 чоловік (Donaldson L. J., 2008). Фінансування лікування переломів кісток в США щорічно складає □15 млрд. доларів. Оперативного лікування потребують 46% хворих з переломами кінцівок, які лікуються стаціонарно (Brinker M.R., 2004). Пошкодження хряща між стегною і великою гомілковою кісткою становлять 10–24% від загальної кількості пошкоджень нижніх кінцівок людини (Королев А.В., 2003), сягаючи 80% серед осіб молодого віку.

Сучасна стоматологія все частіше сповідує філософію мінімального втручання при лікуванні і протезуванні, стає все більш консервативною, що влаштовує як стоматолога, так і пацієнта. Розвиток технологій в розробці композитів, адгезивних, а також армуючих систем відкриває нові можливості індивідуального диференційованого підходу для вирішення проблем включених дефектів зубних рядів малої протяжності.

Такий напрям з надання швидкої, естетично функціональної, а також незалежною від зуботехнічних лабораторій допомоги пацієнтам є варіантом вибору. Чим більшою кількістю технологій володіє лікар стоматолог, тим ефективніше вибір вирішення конкретного завдання. Щадне ставлення до здоровим тканинам зубів, можливість уникнути

радикального препарування, проблем з крайовим приляганням і досягнення хорошого естетичного ефекту з надійною стабілізацією і функціональністю конструкції робить цей метод привабливим для клініцистів.

У клінічній практиці часто зустрічаються включені дефекти з відсутністю одного зуба. Функція жування порушується навіть при відсутності одного зуба, підвищується навантаження на зуби, що залишилися і з часом відбувається переміщення сусідніх зубів в сторону відсутнього, змінюється прикус і виникають естетичні та психологічні проблеми у пацієнтів. Своєчасне відновлення єдності зубного ряду веде до нормалізації естетики, функції та запобігає вторинні деформації.

Розробка нових типів оперативних втручань призводить до того, що створені біомеханічні системи (БМС) для ушкоджених кісток кінцівок та щелепи людини можуть бути технічно складними, багатокomпонентними за структурними елементами і унікальними за своїми конструкційними характеристиками, що визначаються особливостями клінічної ситуації у конкретного хворого.

Структура кісток нижньої щелепи людини (рис. 1) має змінний поперечний перетин по всій її довжині [1]. Анатомічно складна будова кістки має явно виражені лінії жорсткості вздовж кісток, зубні чашки та кровоносні канали. З основних шарів нижньої щелепи можна виділити кортикальний та спонгіозний. Кортикальна кістка служить для сприйняття функціональних навантажень, а спонгіозна для їх рівномірного розподілу по довжині кісткового каналу.

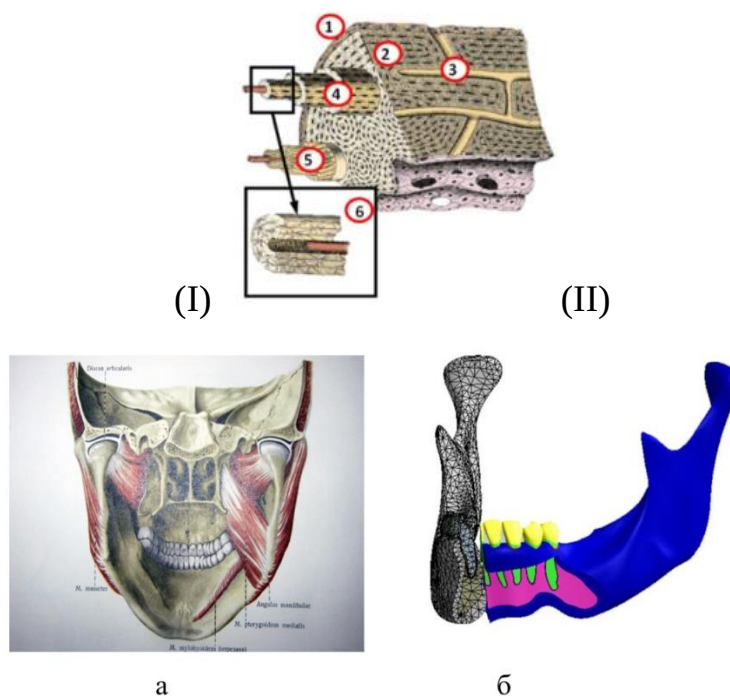


Рисунок 1. I-Структура кістки людини: надкісниця (1); зовнішня радіальна ламель (2); канал волкмана (3); остеони (4); гвинтова хода колагенових волокон (5); кровоносні судини (6); ендоста (7)

II-Анатомічна структура (а) та імітаційна модель (б) нижньої щелепи із зубним рядом

В структурі конструкції зубів щелепи людини анатомічно виділяють коронкову частину (видима частина зуба), шийкову і кореневу (знаходяться в щелепі). Всі зуби розташовані в кортикальних поглибленнях і утримуються за допомогою періодонтальних зв'язок, складних за структурою волокнистих тканин, які слугують для амортизації кінематичних переміщень зуба. За допомогою періодонтального зв'язкового апарату і рідинного вмісту її волокон корінь зуба і внутрішня кортикальна пластинка альвеоли щелеп максимально захищені від вертикальної і горизонтальної величини складової вектора силових перевантажень. Рецептори в тканинах пародонту дозволяють нормувати навантаження, створювану жувальними м'язами. Структурно виділяють наступні шари конструкції зуба: емаль, дентин, цемент, пульпа. Типи зубів в щелепі людини поділяють на різці, премоляри, моляри.

Макроскопічна будова зубів, різноманітна і визначається їх функцією, що сформувалася в процесі розвитку. У групі однокорневих зубів, розташованих в альвеолярному відростку щелепи, коронка різця має виражену долотоподібну форму і орієнтована на відкушування і розрізування шматків їжі. Різці мають більший корінь і коронку та пристосовані для дроблення їжі. Моляри мають два корені та більше і не менше чотирьох горбків на їх коронці, яка слугує для розтирання і пережовування їжі. Жувальні навантаження і прийом різноманітної їжі викликали подібну диференціацію зубів за типом конфігурації коронки зуба та кількості коренів. Найвіддаленіші зуби мають 3 корені і сприймають найбільші функціональні навантаження.

Основними біомеханічними вимогами [2–4] до конструкції зуба є:

- механічна міцність власне твердих тканин зуба; – зносостійкість робочої поверхні;
- стійка система кріплення тканин пародонта зубів і сприйняття ними опорних силових реакцій.

Сучасна стоматологія пропонує три варіанти вирішення проблеми: імплантація, непряма мостовидна конструкція і адгезивна мостовидна конструкція, виконана в прямій техніці. Всі три види протезування мають повне право на існування, вони широко використовуються в стоматологічній практиці. Всі вони мають свої переваги і недоліки.

В даний час для усунення малих включених дефектів пропонуються різні ортопедичні конструкції. Широко застосовуються традиційні мостовидні конструкції вимагають значного циркулярного препарування твердих тканин опорних зубів, а в деяких ситуаціях і їх депульпірованія. Важливе значення має показник товщини залишилося після препарування дентину, особливо в поєднанні з втратою дентину після ендодонтичного лікування. Якщо препарування призводить до витончення дентину на 20-30% від початкової товщини, ймовірність фрактура мінімальна.

Спад дентину на 40% викликає вертикальні фрактура коренів в 5 зубах зі ста, а на 50% 60% - в 7 зубах з ста. Часто зубопротезні конструкції травмують періодонт, причому травма може виникнути як на етапі препарування, так і при незадовільно летворітьельном крайовому приляганні вже за фіксованих конструкцій. Невирішеною залишається проблема жорсткого функціонування непрямих конструкцій, їх низька еластичність в порівнянні з природними зубами. Коронкова частина опорних зубів знерухомлена, і все оклюзійні навантаження передаються на тканини періодонта.

Периодонт з його численними нервовими закінченнями є потужною рефлекторної зоною. Сенсорика депульпірованих зубів знижена більш ніж в два рази в порівнянні з вітальними зубами. Зберегти зуб вітальним під будь-який вид реставрації важливо для того, щоб він не втратив своєї сенсорної функції, яка попереджає його перевантаження.

Існує можливість заміщення дефекту зубного ряду імплантатом. Імплантація є досить дорогою, витратною за часом операцією з певними критеріями успіху. Кісткова структура, особливості анатомії в зоні імплантації повинні відповідати певним вимогам. Такі конструкції працюють ефективно і виглядають досить естетично. Але цей метод вимагає тривалої реабілітації після оперативного втручання в кістку і високого рівня контролю стану здоров'я. Також існують обмеження можливості використання цього методу, пов'язані з віком пацієнта, наприклад, якщо ще не завершено повне формування кісток лицьового скелета, або наявністю загальносоматичних патологій, які впливають на прогноз імплантації. Існує ризик невдачі у пацієнтів з цукровим діабетом, захворюваннями крові, які зазнали опромінення, курців.

Альтернативою може стати виготовлення адгезивного мостовидного протеза в прямій техніці. Такі конструкції дозволяють повністю виключити або відстрочити традиційні методи непрямого

протезування, при яких відбувається велика втрата тканин опорних зубів. Вони можуть стати умовно тимчасовим або тимчасовим варіантом протезування на підготовчих або проміжних етапах імплантації.

Конструкція адгезивного мосту була вперше запропонована в Університеті штату Мері ленд, і тому такий вид протеза часто називають «Меріленд міст». Такий метод заміщення включеного дефекту пережив модифікацію, фотополімерні матеріали і армуючі елементи за останні десятиліття здійснили величезний еволюційний зростання, що дозволило значно удосконалити технологію.

Реставрація являє собою конструкцію, виконану фотополімерним матеріалом на основних складових елементах - скловолоконній балці, яка зафіксована в опорних зубах, в спеціально підготовлених пропилах. Балка фіксується на жувальній або оральній поверхні опорних зубів (в залежності від виду конструкції) в підготовлених порожнинах. Проміжна частина конструкції - імітація коронки відсутнього зуба - виконується з композиту з урахуванням всіх анатомічних параметрів.

Технічно метод полягає в підготовці опорних зубів, фіксації армуючої балки і відновленні проміжного штучного зуба. За рахунок адгезивного міцного з'єднання армуючої балки з тканинами зуба і композитом, внутрішнім розташуванням армуючої балки уздовж осі опорних зубів досягаються висока ступінь ретенції і рівномірний розподіл жувального навантаження на опорні зуби.

Такий напрям, як біомеханіка зубів і зубних рядів, розкриває питання, як працюють зуби під навантаженням, які еластичні зміни і деформації відбуваються в них і оточуючих тканинах під час функціонування. При змінюючи знання про біомеханіку, ми можемо підвищити якість і збільшити термін гарантованої роботи наших конструкцій.

Характер розподілу і сила жувального тиску, що припадає на проміжну частину мостовидної конструкції і передавального на опорні зуби, залежать від місця докладання, напрямки навантаження, протяжності і оклюзійної площі конструкції. Очевидно, що для живих органів і тканин людини закони механіки не абсолютні. Однак для стоматолога клініциста важливо знати не тільки реакцію пародонту на функціональну перевантаження опорних зубів, але і шляхи розподілу пружних напружень як у самій конструкції, так і в тканинах пародонта опорних зубів. Якщо функціональне навантаження падає на середину проміжної частини мостовидної конструкції, то вся конструкція і тканини пародонту навантажуються рівномірно і виявляються в зв'язку з цим в найбільш сприятливих умовах. Подібні умови в процесі розжовування їжі спостерігаються виключно рідко. Для попередження можливих змін в пародонті опорних зубів під мостовидні конструкціями тіло протеза повинно мати достатню товщину і не перевищувати граничної довжини.

При додатку жувального навантаження до одного з опорних зубів відбувається зміщення обох опор по колу, центром якої є протилежний, менш завантажений опорний зуб. Саме цим пояснюється тенденція опорних зубів до розбіжності, або дивергенції. У цих умовах функціональне навантаження також розподіляється нерівномірно в тканинах пародонта. При бічних рухах нижньої щелепи вертикальне навантаження трансформується через скати горбів на жувальних поверхнях в горизонтальне навантаження, зміщується опорні зуби в бік. У підсумку мостовидний протез піддається обертанню навколо поздовжньої осі.

Щоб уникнути помилок при плануванні і побудові адгезивної мостовидної конструкції необхідно враховувати основні біомеханічні принципи конструювання, які будуть детально висвітлені на кожному етапі побудови.

2.1. Опорні зуби

До початку побудови необхідно провести діагностику ситуації та планування, оцінити стан зубів, що обмежують дефект, про вірити оклюзійні взаємини і положення зубів антагоністів, визначити параметри форми, колірної конструкції, прозорості та мікрорельєфу.

Зуби, які обмежують дефект, можуть бути як інтактними, так і з наявними дефектами, вітальними або девітальними, але лише в тому випадку, якщо вони можуть сприйняти повноцінну адгезію прямої реставрації. При необхідності в опорних зубах проводиться ревізія корневих каналів з повним відновленням анатомічної форми.

Одним з переваг прямих конструкцій є менший ступінь препарування опорних зубів в порівнянні з традиційним препарування під коронки. Ступінь препарування під адгезивні мостоподібні конструкції становить в середньому 5,09%. Обробка під вкладки в середньому призводить до втрати 15,52% тканин, при обробці зубів під литі і металокерамічні коронки втрачається в середньому 44,27% видимої частини коронки зуба, що в 8,7 разів більше, ніж під пряму конструкцію.

Біомеханічно сприятливою умовою для виконання адгезивної конструкції є опорні зуби з клінічної коронкою середньої висоти. При високих клінічних коронках небезпека травматичної оклюзії в стадії компенсації істотно зростає. При низьких коронках утруднене побудова мостовидної конструкції через нестачу міс та для фіксації армуючої балки.

При відновленні опорних зубів потрібно пам'ятати про контактних пунктах між опорними і поруч стоять зубами. Це дозволить відновити безперервність зубної дуги і більш рівномірно розподілити жувальний тиск. Це допоможе зберегти стійкість опорних зубів і попередить їх нахил в мезіальному напрямку.

Після повноцінної підготовки опорних зубів, інтеграції їх в оклюзію можна приступати до створення порожнин, в яких будуть фіксуватися армуючі фрагменти балки. Довгострокове функціонування мостовидної конструкції можливо тільки при проведенні адекватного препарування опорних зубів. Незважаючи на незначний обсяг висічення твердих тканин, вид препарування зуба для фіксації балки і дизайн порожнини повинні бути продумані. Для стабілізації елементів армуючої балки найбільш раціональним типом препарування є виконання пропилів по типу порожнин класів II і III по Блеку. Інтактні бічні зуби доцільніше препарувати без втручання в крайової валик, по типу тунельного препарування з внутрішнім доступом в порожнині на контактних поверхнях через Триангулярная ямку зі збереженням контакту емалі і крайового валика.

Збереження «окклюзионного столу» зуба благотворно впливає на характеристики міцності конструкції. Втрата одного валика призводить до втрати міцності зуба на 20%, втрата двох крайових валиків призводить до зменшення його міцності на 60%. Збереження рельєфу оклюзійної по поверхні і інтактність крайового периметра благотворно впливають на стійкість зуба до розколу.

При препаруванні пропилів для поліпшення стабілізації армуючої балки враховують три основних параметри, що характеризують їх дизайн і положення на коронці зуба: протяжність, глибину, ширину / висоту. Далі будуть представлені характеристики порожнин в опорних іклі, премолярів і молярів

Протяжність - це площа, яку займає пропив на жувальній (в опорному молярі, премолярів) або піднебінної (в опорному іклі) поверхні коронки зуба. У мезіодістальному напрямку пропив не повинен заходити за середину коронки. При препаруванні майданчиків на бічних опорних зубах слід керуватися принципом «краще глибше і коротше, чим довше і більш поверхнево». Глибока порожнину

забезпечує більшу міцність, ніж дрібна, так як дозволяє розташувати більшу кількість волокон друг над другом. Щоб уникнути травматичного пульпіту необхідно точно визначити топографію порожнини зуба в опорних зубах, аналізуючи стан опорних зубів по рентгенівському знімку.

Розрахунок глибини пропила в опорних зубах необхідно робити таким чином, щоб в ділянках, що зазнають оклюзійну навантаження, над волокном був простір для 1-2 мм шару композиту. Не можна допускати поверхневої фіксації волокна. В опорних молярах і премолярах пропил виконується на глибину половини анатомічної коронки, з урахуванням рецесії ясен. В опорному іклі глибина пропила повинна досягати до половини товщини коронки на проксимальній по поверхні зуба в вестибулярно оральному напрямку. Рекомендовано дотримуватися приблизно однаковою глибини препарування під конструкцію у всіх опорних зубах.

Третій параметр - це ширина / висота пропила. Широка порожнину забезпечує більшу стійкість до торсійним навантажень, ніж звужена. При формуванні пропилів не можна точково звужувати зону контакту між опорним і штучним зубами. Це може привести до ослаблення опірності конструкції в цих позиціях до ротаційного впливу, яке розвивається під час програми інтенсивних навантажень на зуби в бічних відділах. Параметр ширини пропила розраховується як ширина фрагмента армуючої балки +1,5 мм, які потрібні для горизонтального (в бічному опорному зубі) або вертикального (у фронтальному зубі) позиціонування фрагментів балки. Орієнтиром середини висоти пропила в опорному іклі може бути точка проксимального контактного пункту.

В позначених параметрах на очищених опорних зубах м'яким олівцем рекомендується зробити начерк кордонів майбутнього

препарування, так як його можна проводити і під ізоляцією рабердаму, але при цьому стають недоступними орієнтири ясенного краю.

Армована балка

Роль армуючої балки - стабілізація конструкції в опорних зубах і армування периметра штучного зуба. Адгезія між волокном і композитом - основний фактор, що визначає якість армованої реставрації. Довговічність і функціональність конструкції залежить від міцності армуючого матеріалу.

Скловолоконні системи з преімпрегнацією адгезивного агента в структуру волокон в заводських умовах - це поки найдосконаліша група з армуючих систем. Досягнення сучасних стоматологічних технологій, застосовуваних у клініці, - результат високих інженерних розробок. Наука досягла величезних успіхів в області створення легких, міцних і біосумісних матеріалів на основі скріплених спеціальними складами скляних, керамічних, полімерних і вуглецевих волокон. Найбільшою міцністю (до 1500 МПа) мають скловолокна, наповнені композитної смолою промисловим способом, - завдяки повній однорідності після полімеризації і хімічного зв'язку з композитом.

Біомеханічно зуби концентрують жувальні навантаження в області шийки, куди передаються значні навантаження на вигин, внаслідок чого відбувається деформація зуба в цьому відділі на розтягнення - стиснення. А в зубі, виконаному на армуючої балці, який не має стабілізації коренем, при додатку на нього жувального навантаження ця сила буде трансформуватися в торсіонні, прокручувати навантаження в місцях контактних з'єднань.

З цієї причини ніколи не можна виконувати конструкцію на одній балці, використовуючи тільки один фрагмент скловолокна в одній площині, це може привести до біомеханічної нестійкості конструкції.

Для впевненої стабільності конструкції один з фрагментів повинен підсилювати вестибулярну стінку і горби, а другий - бути опорою орального периметра штучного зуба; при необхідності можливе використання додаткового третього фрагмента скловолокна (при відсутньому молярі).

2.2. Типи конструкцій протезних конструкцій, що застосовуються для відновлення функціональності щелепи людини

2.2.1. Дентальні внутрішньокісткові імпланти

Застосування дентальних внутрішньокісткових імплантатів відкрило нові можливості в конструюванні зубних протезів. Головною перевагою дентальної імплантації є створення умов для незнімного протезування, в тому числі при повній відсутності зубів або при значних дефектах зубних рядів. Крім того, внутрішньокісткові імпланти можуть використовуватися для підвищення якості фіксації знімних протезів [5,6](рис. 2).

Конструкції імплантатів, їх види.

Найзручнішою є класифікація імплантатів, яка ґрунтується на взаємовідношенні імплантата з м'якими і твердими тканинами організму:

1. *Ендодонто-ендоосальна імплантація* (ендодонтна чи ендоосальна, трансдентальна стабілізація). Імплантантом є штифт з різними елементами для фіксації його після того, як він проникає у кісткову тканину через канал зуба. Внутрішньокоренева поверхня імплантата рівна, внутрішньокісткова може бути з різьбою для вкручування. Ендодонто-ендоосальні імпланти виготовляють із титану, танталу, КХС, окису алюмінію.

2. *Ендоосальні* (ендоосальні, внутрішньокісткові) *імпланти*.

Фіксуються не тільки за рахунок механічних сил, але й завдяки процесам остеоінтеграції. Розрізняють внутрішньокісткові імпланти за Лінковим — пластинкові і за Бранемарком — циліндричні, гвинтові; останні завдяки наближеній до кореня природного зуба формі стали найпоширенішими у лікарській практиці. Після вживлення імплантата, якщо дотримані всі умови, починається процес остеоінтеграції, тобто імплантат, який може мати як циліндричну, так і гвинтову форму з отворами чи без них, закріплюється у кістці не тільки за рахунок форми, але й за рахунок утворення кісткової тканини безпосередньо на його поверхні — "відкладання" кісткової тканини на поверхні імплантата і "введення" її в структуру поверхні.

3. *Інсерт-імплантація* (внутрішньослизова) — це введення металевго імплантата кнопкової форми в слизову оболонку коміркового відростка чи частини.

4. *Субмукозна імплантація, чи підслизова*, — це введення магнітів у перехідну складку для досягнення клапанної зони і ретенції знімних протезів.

5. *Підокісні імпланти* (субперіостальні) — литі металеві каркаси із благородних сплавів чи нержавіючої сталі. їх виготовляють індивідуально на основі анатомічного відбитка, отриманого із коміркового відростка чи частини. Після припасування і встановлення на місце каркас покривають наперед відсепарованим слизово-окісним клаптом та ушивають. Крізь клапот у ротову порожнину випинаються металеві штифти, які можуть бути опорою для незнімних мостоподібних протезів чи додатковими ретенційними елементами для знімних протезів. їх можна використати як на верхній, так і на нижній щелепах, але в більшості випадків субперіостальні імпланти застосовують на нижній щелепі.



Рисунок 2. Типові зубні імплантати.

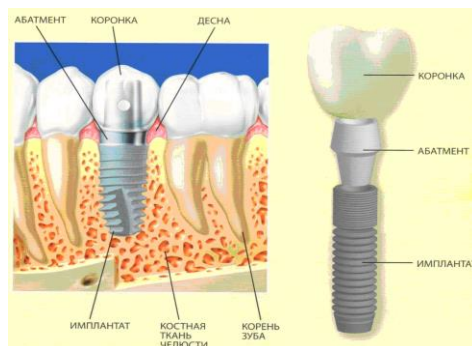


Рисунок 3. Структура внутрішньокісткового імплантату.

2.2.2. Штифтові конструкції

Штифтовим зубом називають незнімний протез, що цілком заміщає коронку природного зуба і укріплюється в каналі його кореня за допомогою штифта(рис. 4)

Переваги такої конструкції:

- коронку при зміні її кольору, пошкодженнях облицювання легко зняти і замінити без необхідності видалення штифта;

- можливе використання коренів, які знаходяться нижче рівня ясен, без гінгівектомії;

- при видаленні поряд стоячого зуба, зовнішню коронку можна зняти, а куксу використовувати для опори мостоподібних протезів;

- стає можливим протезування мостоподібними протезами дефектів, обмежених коренями, оскільки при непаралельності кореневих каналів і штифтів можна забезпечити можливість накладення мостоподібного протеза за рахунок паралельності стінок кукси.

Підготовка кореня залежить від ступеня руйнування коронки зуба: крихкі, стоншені, розм'якшені стінки коронки зішліфовують до рівня ясен. Якщо стінки кукси досить масивні, міцні і можуть протистояти

Використовують чотири способи створення штучної кукси з штифтом:

-безпосереднє створення її в порожнині рота з композиційного полімеру на штифті з металу або скловолокна;

-прямий спосіб моделювання з воску в порожнині рота з подальшою заміною металом;

-зворотний (непрямий) спосіб створення кукси зі штифтом на робочій моделі щелепи, в лабораторії;

-застосування стандартних заготовок металевої кукси зі штифтом .

Після створення штучної культі зі штифтом і фіксації її в каналі кореня звичайним способом проводять весь комплекс маніпуляцій в строгій відповідності із протезуванням штучною коронкою з того чи іншого матеріалу.

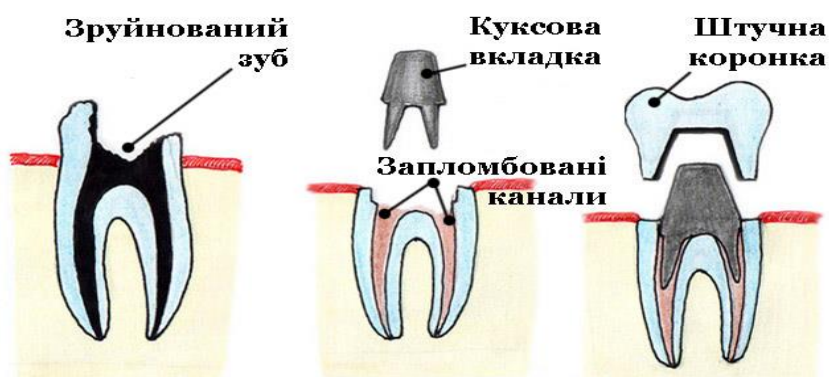


Рисунок 4. Графічне зображення штифтового зуба

2.2.3. Мостові протези

Адгезивними мостовидними протезами називають такі конструкції, які фіксуються на опорних зубах за допомогою адгезивних систем або композиційних цементів. Як і класичні мостовидні протези,

адгезивні складаються із проміжної частини та двох опорних елементів(вкладок). Для забезпечення необхідної жорсткості в конструкцію включають армуючі елементи. Армуючі елементи виготовляють із метала або волоконних систем. Коли сусідні з дефектом зуби мають каріозні порожнини, і ці порожнини прилягають до дефекту, то, видаливши карієс, ми отримуємо добре відпрепарований ложе для так званої вкладки, на якій і кріпиться штучна коронка, відновлює видалений зуб (Рис.2)

Преваги:

- а) природний зовнішній вигляд
- б) повне відновлення жувальної функції - до 4 зубів підряд;
- в) збереження дикції;
- г) термін звикання мінімальний - 8-12 годин;
- д) бюджетний і середній ціновий сегмент (в залежності від матеріалу)

Недоліки:

- а) обточування опорних зубів
- б) через підвищеного навантаження можлива травматична оклюзія опорних зубів.

Мостовидне протезування зубів виконується в кілька етапів. Спочатку проводиться візуальний огляд і діагностичні дослідження порожнини рота. При необхідності роблять депульпація, зміцнення і лікування зубів опори, їх обточують під коронки протеза. Вибирається колір, знімаються зліпки, на підставі яких в подальшому виготовляється міст. Після примірки за допомогою спеціальних стоматологічних матеріалів коронки цементують на опорах.

Показання для протезування зубів мостовидні протезами:

- а) малі і середні дефекти зубного ряду в бічних і передніх відділах (до 4 зубів);
- б) відсутність одного моляра в жувальній зоні.

У пацієнта повинні бути здорові опорні зуби, здатні витримати достатнє навантаження, в іншому випадку спочатку потрібно установка імпланта

Протипоказання:

- а) бруксизм – скрегіт зубами;
- б) гостре запалення ротової порожнини і горла (стоматит, гінгівіт, ангіна) (тимчасове протипоказання)
- в) відсутність більш одного моляра, трьох і більше премолярів або 4 зубів в «зоні посмішки»;
- г) патології прикусу;
- д) остеопороз і інші захворювання кісткової тканини щелепи;
- ж) пародонтоз у важкій формі;
- з) пародонтит;
- е) патологічна стертість зубів

Типи мостовидних протезів

- 1) Мостовидні протези зубів розрізняються за технологією виготовлення, матеріалу і ступеня фіксації.
- 2) Суцільнолиті конструкції, виготовлені в зуботехнічній лабораторії, мають найбільшу міцність.
- 3) Адгезивне протезування дозволяє моделювати міст безпосередньо в ротовій порожнині.
- 4) Штамповані і штампованно-паяні протези в сучасній стоматології практично не застосовуються через значну вагу і високого травматизму опорних зубів.

При протезуванні зубів мостовидні протези можуть виготовлятися з металу, кераміки, пластмаси, металокераміки і діоксиду цирконію. Естетична привабливість, вартість, міцність і довговічність конструкції безпосередньо залежать від обраного матеріалу.

- *Металеві* - практично не використовуються в даний час, оскільки не дивлячись на міцність і невелику вартість, володіють низькими

естетичними характеристиками і можуть призводити до руйнування опорних зубів.

- *Металокерамічні* - міцні, надійні і безпечні мостовидні протези зубів. Це керамічні конструкції на металевому каркасі. Вони мають природний зовнішній вигляд і володіють оптимальним поєднанням вартості та якості.

- *Пластмасові* - легкі, недорогі і гіпоалергенні конструкції, що встановлюються на невеликий термін. Мала міцність і висока швидкість виготовлення дозволяють застосовувати їх в якості тимчасового заходу при виправленні дефектів зубного ряду.

- *Цирконієві* - керамічні штучні зуби на каркасі з діоксиду цирконію, мають невелику вагу і хорошою міцністю. Такі протези надають мінімальний тиск на опорні зуби і здатні витримувати підвищені навантаження. Вони виглядають естетично і природно, гіпоалергенні і повністю біосумісні з тканинами людського організму.

Розрізняють три типи з'єднання проміжної частини протеза зі слизовою.

Промивний - під тілом протеза залишається вільний простір, що полегшує гігієнічний догляд.

Дотичне - штучні зуби стосуються слизової з одного боку.

Сідловидну - забезпечується щільний контакт стик в стик.



Рисунок 5. Міст на вкладках.

3. Матеріали, методи та навантаження

3.1. Матеріали

В табл.1 наведені деякі механічні властивості матеріалів що використовують при проектуванні моделей

Таблиця 1. Механічні властивості матеріалів

№ п/ п	Назва матеріалу	Модуль пружності Е, МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν	Міцність на розтяг, МПа
1	Кортикальна кістка	10000	0.25	100
2	Губчаста кістка	1000	0.3	11
3	Періодонт	35	0.47	-
4	Дентин	18000	0.28	17
5	Скловолоконна пластина (Interlig, Angelus)	85000	0,35	245
6	Скловолоконна балка (Jen-FiberBulk, Jendental)	50000	0,35	1250
7	Фото композит (Filtek Ultimate Flowable, 3M ESPE)	12000	0,3	142

Кортикальний шар - є найбільш щільним, основу його складають мінеральні солі. У нього часто імплантуються імпланти певного виду, які відразу ж можуть приймати на себе навантаження. Базальний шар - найщільніша частина кістки, яка розташована глибше всіх інших. Він містить в собі безліч перегородок і капілярів. Капілярів трохи, а

перегородки досить щільні і розташовані близько один до одного. Завдяки своїй міцності, при відсутності зубів він майже не деформується. При імплантації в базальному шарі відмінно закріплюються спеціальні коренеподібні імпланти, які так і називаються базальними. Ця технологія дозволяє вставити нові зуби, не нарощуючи кісткову тканину.

Губчастий шар - основа кісткової тканини щелепи її центральний відділ. Основна її частина - перегородки та капіляри. Перегородки надають шару твердість, а по капілярах в тканину надходить кров. Тут розміщені коріння зубів, завдяки яким при жуванні кістки отримують необхідну їм навантаження, що сприяє обмінним процесам, активного руху крові і насичення тканини киснем. Коли людина втрачає зуб, навантаження на кісткову тканину знижується, кровопостачання завмирає, а сама кістка згодом зменшується в розмірах. При імплантації зубів деформація виправляється шляхом нарощування кістки.

Залежно від місця розташування зубів, кісткова тканина під ними різна. Кость нижньої щелепи полягає, переважно з базального і кортикального шару. А у верхній щелепі провідну роль відіграє губчаста кістка

У перші роки розвитку імплантації зубів, лікарі основну увагу приділяли саме губчатому відділу. Саме в нього імплантувалися імпланти, і саме він замінювався штучними матеріалами. Сучасні технології дозволяють використовувати для цих цілей і інші шари. Активно відновлюються зуби за допомогою імплантів, закріплених в базальному і кортикальному відділах. Для цього використовуються лише кілька інших методики.

Периодонт - зв'язка, що утримує корінь зуба в кістковій альвеолі. Волокна періодонта натягнуті між цементом і стінкою зубної альвеоли

в вузької щілини (періодонтальна просторі). За рахунок звуження в середній третині кореня вона нагадує форму пісочного годинника. Таку форму можна пояснити мікрорухами зуба в лунці.

Волокна періодонта представлені переважно колагеновими волокнами у вигляді товстих пучків, простору між якими заповнені більш тонкими розгалуженим пучками, утворюють тривимірну мережу. В інтерстиції також лежать судини і нервові волокна, розташовуються острівці Малассі. Пучки колагенових волокон орієнтовані так, що сили, що діють на зуб, рівномірно розподіляються на стінку альвеоли. Вони підрозділяються на кілька груп:

1. Коса зубоальвеолярное - найчисленніша;
2. Верхівкова (апикальна);
3. Міжкорнева - тільки у багатокорневих зубів;
4. Горизонтальна - утворює циркулярну зв'язку. За допомогою цих волокон і кістки лунки окремі зуби об'єднуються в безперервний ланцюг -Зубний дугу, що діє як єдине ціле, в якій напруга або переміщення одного елемента викликає відповідну напругу і переміщення інших.

Функціональна орієнтування колагенових волокон періодонта є вродженою і формується в період прорезинування зубів. Однак характер функції окремих груп зубів, а так — індивідуальні особливості змикання зубних рядів і рід їжі можуть певним чином впливати на будову пародонту.

Основне аморфне речовина періодонта містить глікозаміноглікани і глікопротеїни і становить до 65% міжклітинної речовини.

Кровопостачання періодонта дуже рясно і здійснюється:

1. гілками верхньої і нижньої альвеолярних артерій;

2. гілками зубної артерії;
3. гілками супраперіостал'них артерій. Капіляри утворюють сплетіння навколо кореня.

Іннервація періодонта - нервові волокна відходять від зубного нерва до його входження в апікальний отвір. Нервові закінчення є переважно механорецепторами і больовими рецепторами (ноцицепторах-ми) і мають вигляд звивистих інкапсульованих тілець або (найчастіше) тонких деревовидних вільних закінчень.

Функції періодонта:

1. Опорна і амортизує - утримання зуба в альвеолі, розподілення жувального навантаження і регуляція тиску при жуванні.
2. Трофічна - пов'язана з жувальним тиском, стимулюючим за рахунок посилення кровотоку обмінні процеси в пародонті.
3. Рефлекторна - регуляція жувальних навантажень завдяки наявності в періодонті численних чутливих нервових закінчень.
4. Дотикальна - за рахунок нервових рецепторів.
5. Бар'єрна - перешкоджає проникненню мікроорганізмів і шкідливих речовин в область кореня.

Крім цього, він бере участь в прорізуванні зубів, регуляції механізмів адаптації зуба і його підтримує апарату до навантажень (гомеостатичес-кя функція), забезпечує відновлювальні процеси при переломі кореня зуба і розробці його поверхні.

Дентин - основна опорна тканину зуба. За своїм складом і міцності дентин близький до кісткової тканини. Містить 72% неорганічних, 28% органічних речовин і води. Дентин побудований з основної речовини (колагенові волокна і клеює речовина), пронизаного системою дентинних каналців. Розрізняють два шари дентину: зовнішній плащової, і внутрішній - околопульпарного.

Колагенові волокна дентину йдуть в радіальному і тангенціальному напрямках. Таке взаємне те волокон надає зубу особливу міцність. Усередині дентинних каналців залягають відростки одонтобластів, які закінчуються в периферичному шарі дентину, і емалі. Частина дентину, звернена до пульпи, носить назву «предентину», або «дентіногенний шар», тут йде освіту і зростання дентину (замісний дентин).

Дентин, який утворює коронку, покритий зубною емаллю, а дентин кореня - зубним цементом. Емаль коронки і цемент кореня з'єднуються в області шийки зуба.

Види з'єднань емалі з цементом:

- 1) з'єднання в стик;
- 2) перекривають один одного;
- 3) емаль не доходить до краю цементу і між ними залишається відкриту ділянку дентину.

Interlig (Інтерлінг) - смужки скловолоконні просочені композитом

просочення:

- Звільняє від необхідності просочувати волокно композитом
- Найкраща міцність на згин
- Не вимагає спеціальних ножиць для різання

високий опір

- Може бути використано для безпосереднього виготовлення тимчасових протезів

показання:

- Шинування в парадонтології і ортодонтії
- Шинування травматично пошкоджених зубів

- Посилення тимчасових і постійних мостів
- Посилення у випадках великих реставрацій

Jen Fiber Bulk Kit - високоестетичні балки зі скловолокна, що використовуються для формування адгезивних мостовидних протезів.

Характеристики:

- відмінна естетика
- складаються з волокон оптимальної прозорості, які пов'язані між собою епоксидним елементом
- епоксидної смоли і кварцові волокна близькі за індексом рефракції, це відмінно маскує їх в композитній реставрації
- пружність і еластичність складових Jen Fiber Bulk відповідає до показників характеризують дентин
- оптимальна шорсткість поверхні скловолоконних балок забезпечує мікромеханічними зчеплення компонентів адгезивного містка
- балки виробництва Jendental рентгеноконтрастні
- Джен Файбер Балк добре видаляються за допомогою бору
- володіють біосовместимостью

Filtek Ultimate Flowable Рідкотекучий композитний пломбувальний матеріал

Призначення:

- Реставрація невеликих порожнин
- Пломбування прішеєчних дефектів
- герметизація фісур
- тунельна техніка
- Ремонт найбільших дефектів в композитних реставраціях

- Створення суперадаптивного лайнерного шару під прямі композитні реставрації
- Починка акрилових і композитних тимчасових матеріалів

3.2. Метод розрахунків

Метод скінченних елементів (МСЕ) дозволяє приблизно чисельно вирішувати широкий спектр фізичних проблем [16], які математично формуються у вигляді системи диференціальних рівнянь або в варіаційної постановки. Цей метод можна використовувати для аналізу напружено деформованого стану конструкцій, для термічного аналізу, для вирішення гідротазодінамічних завдань і задач електродинаміки. Можуть вирішуватися і пов'язані завдання.

Історичними попередниками МСЕ були різні методи будівельної механіки та механіки деформованого твердого тіла, що використовують дискретизацію, зокрема, метод сил і метод переміщень [17]. Основні ідеї та процедури МСЕ вперше були використані Курантом [18] в 1943 р при вирішенні задачі про кручення стрижня. Але тільки з 50-х років почався активний практичного застосування МСЕ, спочатку в області авіації і космонавтики, а потім і в інших напрямках. Термін «кінцеві елементи» (КЕ) ввів в.

1960 році Клаф [19]. Розвитку цього методу сприяло вдосконалення цифрових електронних обчислювальних машин.

Область застосування МСЕ значно розширилася, коли для його обґрунтування стали застосовуватися методи зважених нев'язок - Гальоркіна і найменших квадратів [20, 21]. МСЕ перетворився в універсальний спосіб вирішення диференціальних рівнянь.

Вихідним об'єктом для застосування МСЕ є матеріальне тіло (в загальному випадку - область, яку займає суцільний середовищем або полем), яке розбивається на частини -Звичайно елементи. В результаті розбивки створюється сітка з меж елементів. Точки перетину цих кордонів утворюють вузли. На кордонах і всередині елементів можуть бути створені додаткові вузлові точки. Ансамбль з усіх кінцевих елементів і вузлів є основною кінцево-елементної моделі тіла, що деформується. дискретна модель повинна максимально повно покривати область досліджуваного об'єкта. Вибір типу, форми і розміру кінцевого елемента залежить від форми тіла і виду напружено-деформованого стану.

Стрижневою КЕ застосовується для моделювання одновісного напруженого стану при розтягуванні (стисканні), а також в задачах про крученні або вигині. Плоский двовимірний КЕ у вигляді, наприклад, трикутної або чотирикутної пластини використовується для моделювання плоского напруженого або плоского деформованого стану. Об'ємний тривимірний КЕ у вигляді, наприклад, тетраедра, шестикутника або призми служить для аналізу об'ємного напруженого стану. КЕ у формі кільця застосовується в разі асиметричного напруженого стану. Для розрахунку вигину пластів береться відповідний плоский КЕ, а для розрахунку оболонки, використовується оболончатий КЕ або також згинається плоский елемент. У тих зонах тіла, що деформується, де очікуються великі градієнти напружень, потрібно застосовувати більш дрібні КЕ або елементи більшого порядку.

Кінцеві елементи наділяються різними властивостями, які задаються за допомогою констант і опцій. Наприклад, для стрижневого фермового КЕ вказується площа поперечного перерізу, а якщо моделюється трос, який працює тільки на розтягання, то призначається

відповідна опція. Для плоских непохитних КЕ може вказуватися товщина і задаватися вид напруженого стану: плоске напружено, плоске деформований або асиметричного. Для плоских зігнутих і оболонкових КЕ повинна задаватися товщина.

Всі елементи і вузли нумеруються. Нумерація вузлів буває загальною (глобальною) для всієї звичайно-елементної моделі і місцевою (покальною) всередині елементів. Нумерацію елементів і загальної нумерації вузлів бажано проводити так, щоб трудобмкость обчислень була найменшою. Існують алгоритми оптимізації цієї нумерації. Повинні бути визначені масиви зв'язків між номерами елементів і загальними номерами вузлів, а також між місцевими і загальними номерами вузлів

Для розрахунку полів різних фізичних величин за допомогою

МСЕ в даній області необхідно визначити матеріали: елементів і задати їх властивості. У завданнях деформування, перш за все, потрібно вказати пружні властивості - модуль пружності і коефіцієнт Пуассона. Якщо передбачається пластичне протягом, то необхідно поставити справжні діаграми деформування, які апроксимуються білінійну або мультилинейной кривими. Коли тіло нерівномірно підігрітий, зазначені вище механічні властивості потрібно задати для ряду температур і, крім того, потрібно ввести коефіцієнт теплового розширення.

У стаціонарних задачах теплопровідності для обраного матеріалу тіла повинен бути заданий коефіцієнт теплопровідності. При нестационарної теплопровідності потрібно додатково знати щільність матеріалу і його теплоємність. Якщо розглядається нелінійна задача теплопровідності, то зазначені фізичні властивості потрібно визначати як функції температури.

Стан тіла характеризується кінцевим числом незалежних параметрів, визначених в вузлах звичайно-елементної сітки. Такі параметри називаються ступенями свободи. У розглянутих нижче деформаційних завданнях як ступенів свободи застосовуються переміщення вузлів, серед компонентів яких можуть бути і кутові переміщення. У завданнях теплопровідності ступенями свободи є температури вузлів.

Координати вузлів, переміщення вузлів і довільних точок елементів, сили та інші об'єкти можуть визначатися в різних системах відліку (системах координат). В алгоритмі МСЕ використовуються загальна (глобальна) система координат, прив'язана до всієї кінцево-елементної моделі, і місцеві (локальні) системи координат, пов'язані з конкретними кінцевими елементами, в силу чого їх називають елементними системами відліку. Перехід від однієї системи звіту до іншої проводиться допомогою матриць перетворення.

У деформационній завданню число ступенів свободи одного вузла залежить від типу завдання і від системи відліку. вузол, який має в загальній системі координат x, y, z = три ступені свободи, складових вузловий вектор ступенів свободи (переміщень). У загальній системі координат цей вектор може бути записаний у вигляді:

$$U_i = \{U_i\} = \begin{Bmatrix} u_{ix} \\ u_{iy} \\ u_{iz} \end{Bmatrix}. \quad (1)$$

Якщо вузол i має n_i ; ступенів свободи, а кінцевий елемент включає n_e п. вузлів, то число ступенів свободи одного елемента дорівнює $n_e * n_i$. Число ступенів свободи всієї моделі, що має n однотипних вузлів одно $N = n * n_i$. Набір всіх ступенів свободи моделі становить загальний (глобальний) вектор ступенів свободи (тобто узлових перемещень моделі), в якому нумерація ступенів свободи

може бути загальною (глобальною) або за номерами вузлів з додаванням індексу вузловий ступеня свободи

$$\{U\} = \left\{ \begin{matrix} u_i \\ \dots \\ u_q \\ \dots \\ u_N \end{matrix} \right\} = \left\{ \begin{matrix} U_1 \\ \dots \\ U_i \\ \dots \\ U_n \end{matrix} \right\}, \quad (2)$$

де $\{U_i\}$ - підматриця, складена з усіх n компонентів переміщення вузла i . Зокрема, для тривимірної задачі при використанні загальної декартової системи координат x, y, z ця підматриця є вектором переміщень вузла. Перехід від вузлової нумерації до загальної очевидний. Наприклад, для розглянутого вище випадку трьох ступенів свободи у вузлі формули перетворення мають наступний

ВИГЛЯД: $u_{ix} = u_{3i-2}, u_{iy} = u_{3i-1}, u_{iz} = u_{3i}$.

Дослідження проводилось за методом кінцевих елементів (FEM), використовуючи об'ємну трьохвимірну модель зубців абатмента та фіксовану реставрацію, створену на комп'ютері за допомогою ANSYS 10. Трьохвимірні моделі нижньощелепних премолярів та першого моляра були виготовлені на основі анатомічних даних, взятих з літератури. Для розрахунку модель була поділена на 220 000 кінцевих елементів. У дослідженні використовували 4 комп'ютерних моделей. Кожну модель піддавали трьом варіантам навантаження силою 100Н.

3.2.1 Компоновка імітаційної моделі

Імітаційна модель складається з таких структурних елементів:

- 1) Кортикальний шар кістки(рис. 6)

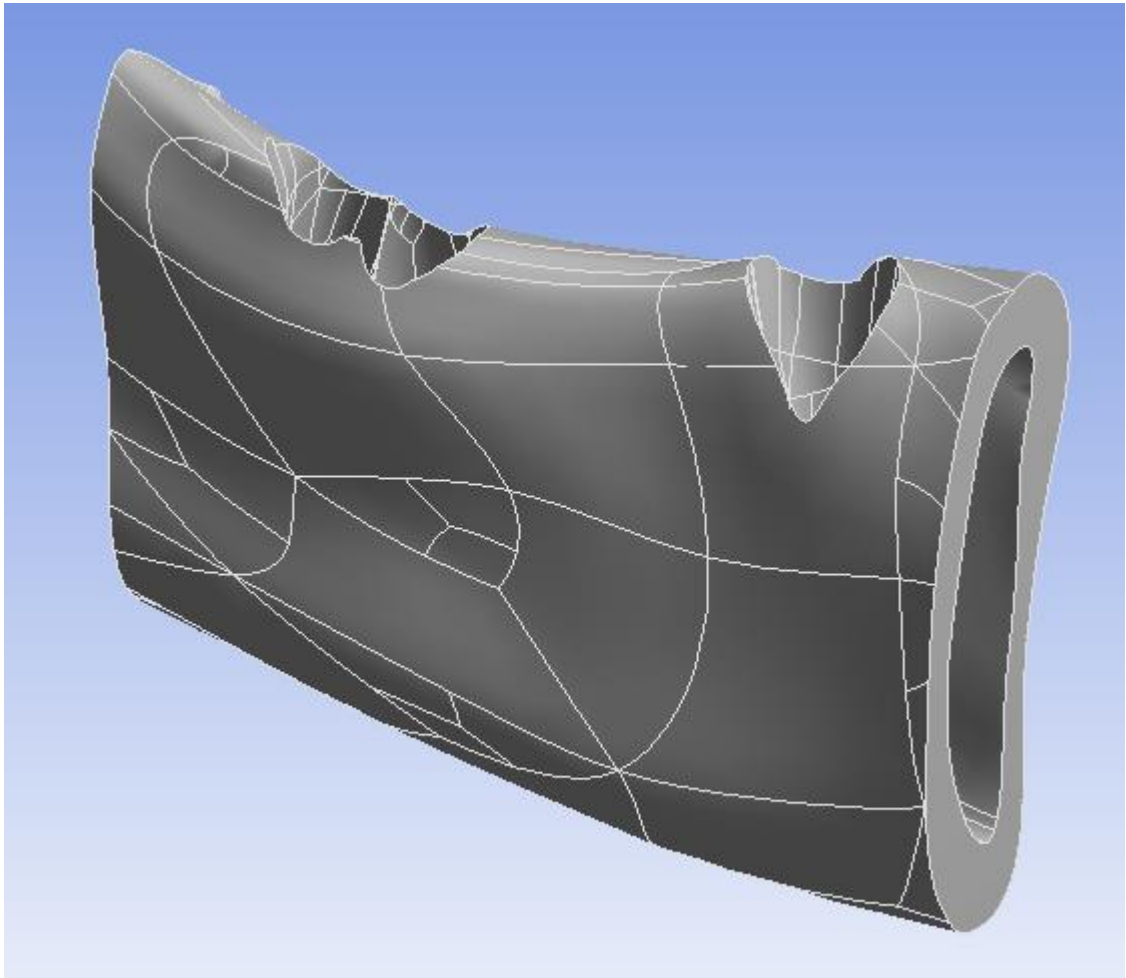


Рисунок 6. Імітаційна модель кортикального шару щелепи людини

2) Губчатий шар кістки(рис. 7)

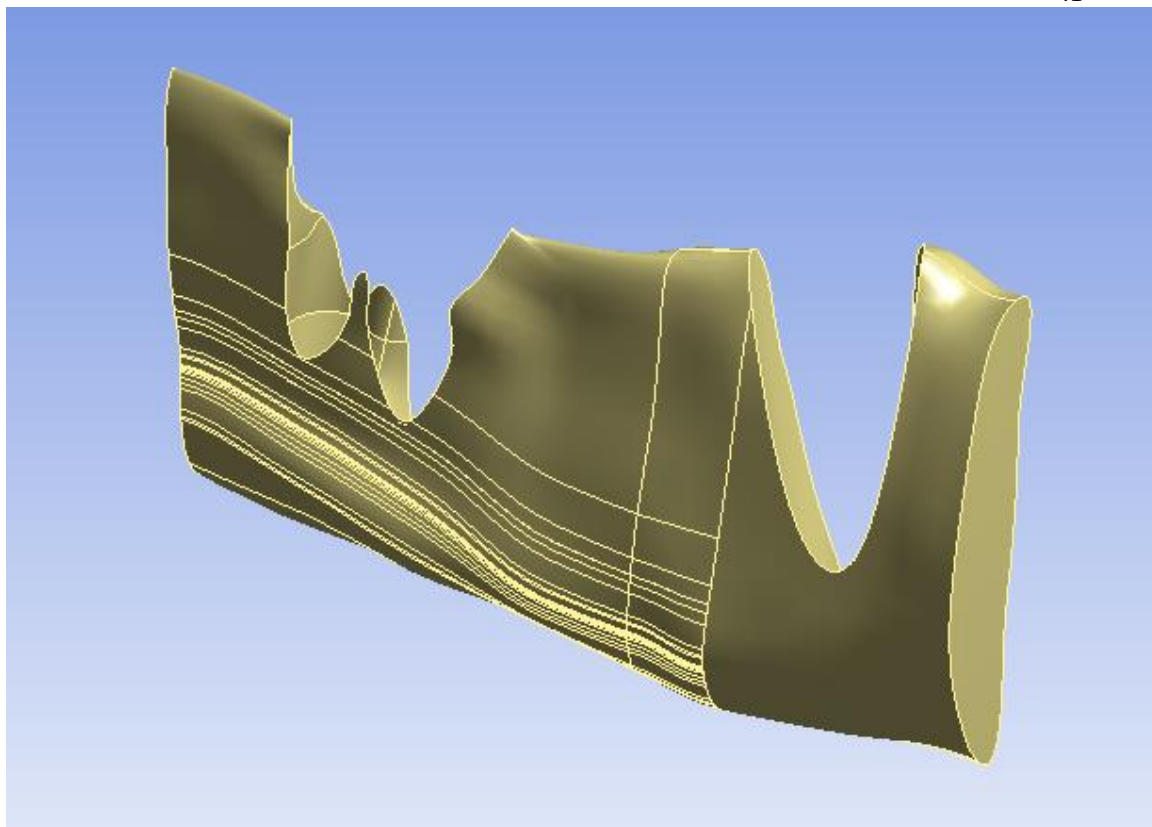


Рисунок 7. Імітаційна модель губчатого шару щелепи людини

3) Періодонт(рис. 8)

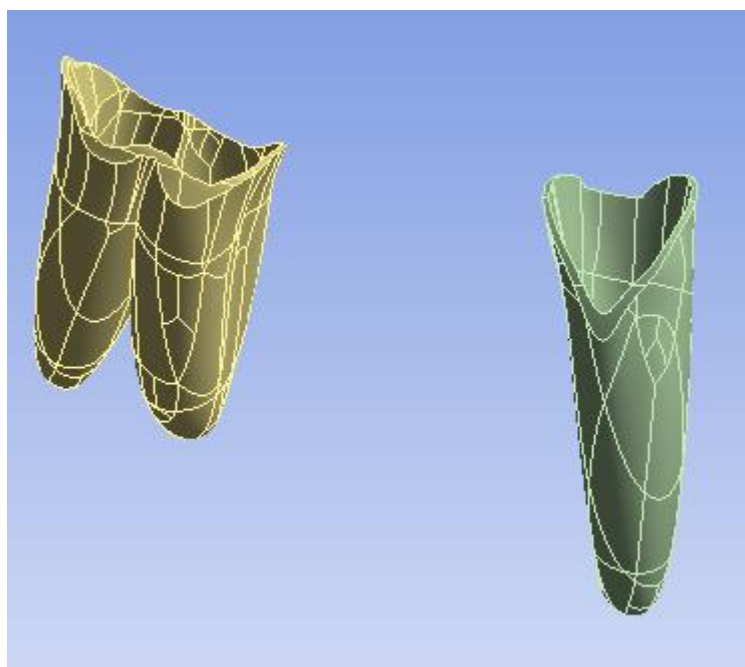


Рисунок 8. Імітаційна модель періодонта щелепи людини

4) Дентин(рис. 9)

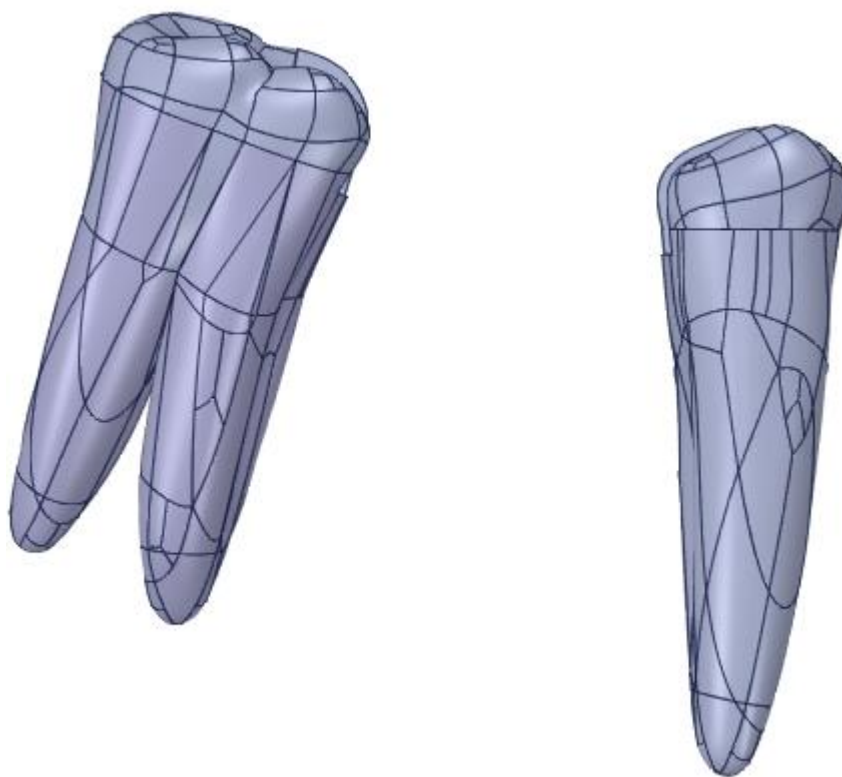


Рисунок 9. Імітаційна модель дентину щелепи людини

3.2.2. Спрощення імітаційної моделі

Так як в даній роботі нас цікавить розгляд саме аналіз мостоподібного протеза, то задля оптимізації розрахунків було проведено роботу над спрощенням імітаційної моделі.

Було прикладено одиничну силу до коренів зубів(рис. 11, 12). Отримавши переміщення кожного кореня, ми знайшли жорсткість кожного зуба окремо за допомогою формули(3)

$$C_{n_i} = \frac{F}{\delta}, \quad (3)$$

де F – сила, що прикладається до моделі; δ – переміщення викликане силою F ; C_{n_i} – жорсткість.

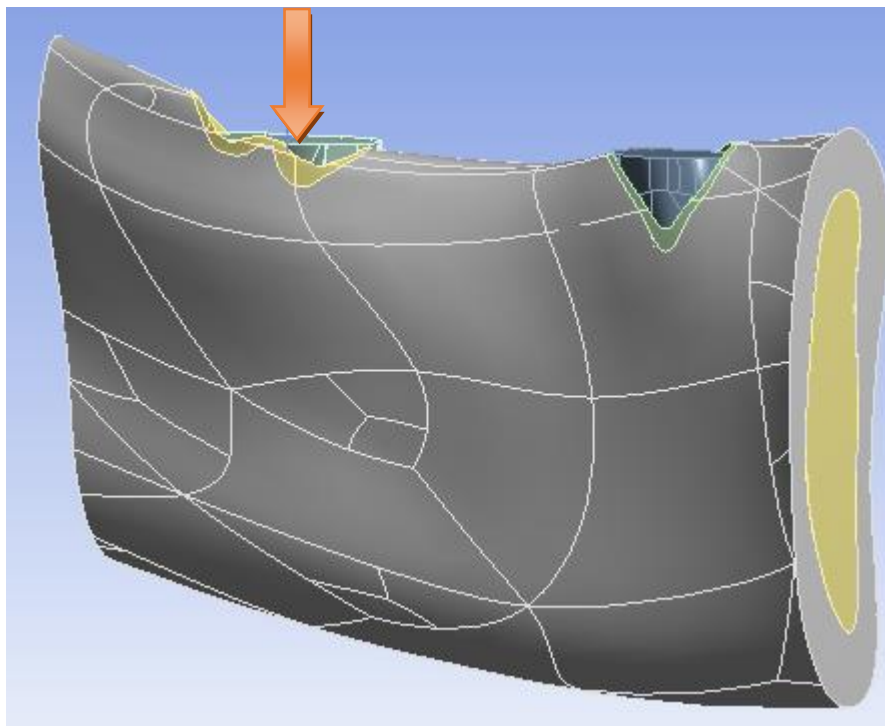


Рисунок 10. Навантаження на 1й двокорневий моляр

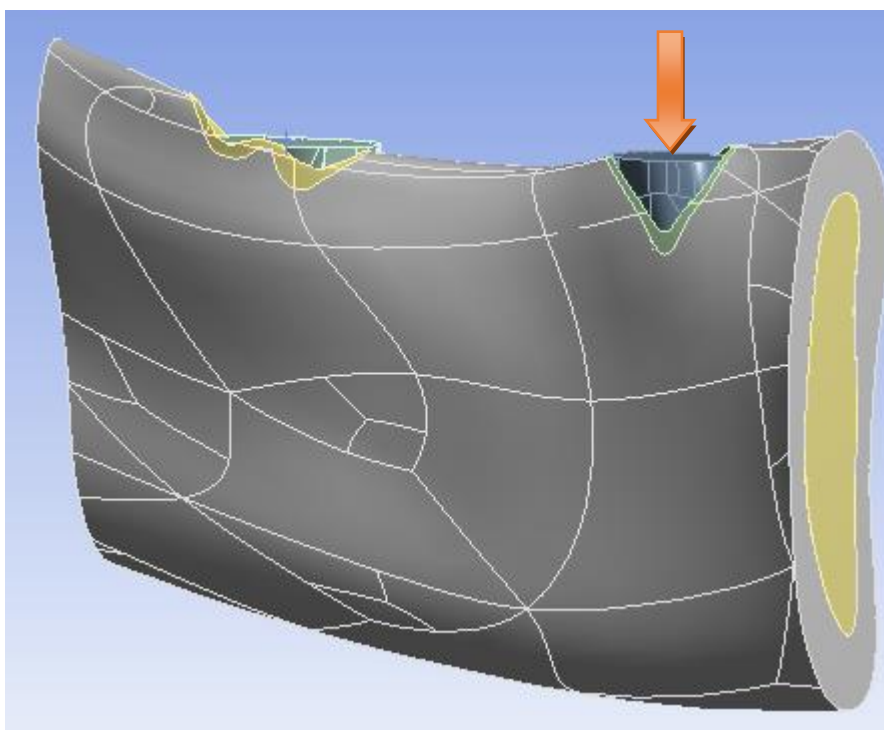


Рисунок 11. Навантаження на 1й однокорневий премоляр

Результати розрахунків наведені в табл. 2

Таблиця 2. Результати розрахунків

	Однокорневий зуб	Двокорневий зуб

Сила, F (Н)	1	
Переміщення, δ (мм)	0,000097145	0,000066274
Коефіцієнт жорсткості, C_n	10293,89058	15088,87346

3.3. Навантаження

Силіві навантаження зуба/імплантата щелепи людини також представляють собою складний циклічний процес. Фізіологічно можливі варіанти силового навантаження зуба/дентального імплантату характеризується деформаціями розтягу- стиску, зсуву, згину та кручення, що приводять до складного виду напружено-деформованого стану кістки щелепи [1, 7].

Дослідження даних жувального циклу людини, що опубліковані в роботах [8–9], дозволило отримати статистичні дані про амплітудно-частотні силового навантаження щелепи. Вважається, що кожен індивід має в середньому три фази жування на день, кожна фаза триває 15 хвилин з частотою 60 циклів за хвилину (1 Гц). Це рівносильно 2700 жувальним циклам в день і приблизно 106 циклам в рік. Амплітуду та частоту силового навантаження представлено на рис. 5

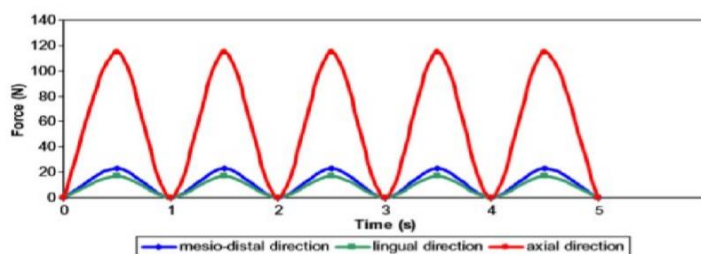


Рисунок 12. Графік силових навантажень зуба в 5-ти хвилинному діапазоні жувального циклу щелепи людини

Характер розподілу і величина жувального тиску, який падає на проміжну частину мостоподібного протеза і передається на опорні

зуби, залежить перш за все від прикладання та напрямки навантаження, довжини і ширини проміжної частини протеза. Важливо знати не тільки реакцію пародонту на функціональне навантаження опорних зубів, але і шляхи розподілу пружних напружень як в самому мостовидних протезів, так і в тканинах пародонта опорних зубів.

Необхідно розглянути різні варіанти прикладання навантаження на мостовидний протез:

1. навантаження посередині проміжної частини мостовидного протеза, коли вся конструкція, а також пародонт навантажується рівномірно і в зв'язку з цим виявляється в найбільш сприятливих умовах;

2. при збільшенні довжини проміжної частини або недостатньо виражених пружних властивостей сплаву проміжна частина протеза може прогинатися і викликати додаткову функціональну перевантаження у вигляді зустрічного, або конвергуючого, нахилу опорних зубів.

3. при додатку навантаження до одного з опорних зубів проходить зміщення обох опорних зубів, настає зсув обох опор по колу, центром якого є протилежний, менш напружений опорний зуб;

4. при вираженій сагітальній оклюзійної кривої або при значній деформації оклюзійної поверхні зубних рядів, коли частина вертикального навантаження трансформується в горизонтальну. Подібні умови виникають і при використанні в якості однієї з опор рухомих зубів;

5. вертикальні навантаження, падаючі на проміжну частину мостоподібного протеза з односторонньою опорою викликають нахил опорного зуба в бік відсутнього сусіднього. При бічних рухах нижньої щелепи під час жування виникає обертання опорного зуба - крутний момент, що посилює функціональну перевантаження пародонту.

6. при односторонній опорі, яка складається з двох опорних зубів, коли має місце занурення в альвеоли опорного зуба, сусіднього з штучним. Другий опорний зуб знаходиться під дією втягують зусиль.

Розподіл горизонтальних зусиль має відмінні риси:

1. при горизонтальній навантаженню, прикладеному до середньої частини тіла мостовидного протеза, опорні зуби випробовують рівномірний тиск і передають навантаження в пародонт з боку протилежної додатком сили альвеолярної стінки;

2. якщо тиск докладено до одного з опорних зубів, виникає зміщення цього зуба по колу, центром якого є інший опорний зуб з неушкодженим пародонтом.

Найбільш відомим методом дослідження є проєкційно-сіткові методи у формі методу скінчених елементів (МСЕ) [11–13]. Даний метод дозволяє звести вихідну крайову задачу біомеханіки до системи алгебраїчних рівнянь щодо дискретних значень шуканої функції у вузлах сітки, апроксимуючої задану область

Сучасні дослідження біомеханічних систем широко використовують томографічне обладнання. Основними різновидами даного обладнання є магніто-резонансна томографія (МРТ), об'єктом використання якої є м'які структури живого організму, та комп'ютерна томографія (КТ), розроблена для відтворення знімків кісткових щільних структур.

Окрему увагу в даний час привертають методи та програмне забезпечення для опрацювання знімків КТ/МРТ для відтворення реалістичних комп'ютерних моделей просторової та об'ємної геометрії об'єктів дослідження біомеханічних структур. Принцип дії оснований на опрацюванні послідовності знімків КТ/МРТ, створенні єдиної хмари точок, застосуванні інтерполяційних алгоритмів для формування поверхневого шару просторової геометрії та об'єму елементів біологічних структур. Вхідними даними є комп'ютерні формати

зображень з полями точок (у більшості випадків DICOM [14] – стандарт сканерів КТ/МРТ для передачі даних).

3.3.1. Прикладення навантажень

- 1) Навантаження в 100Н прикладається до вестибулярного бугра мостовидного протеза під кутом 90° (рис. 13).

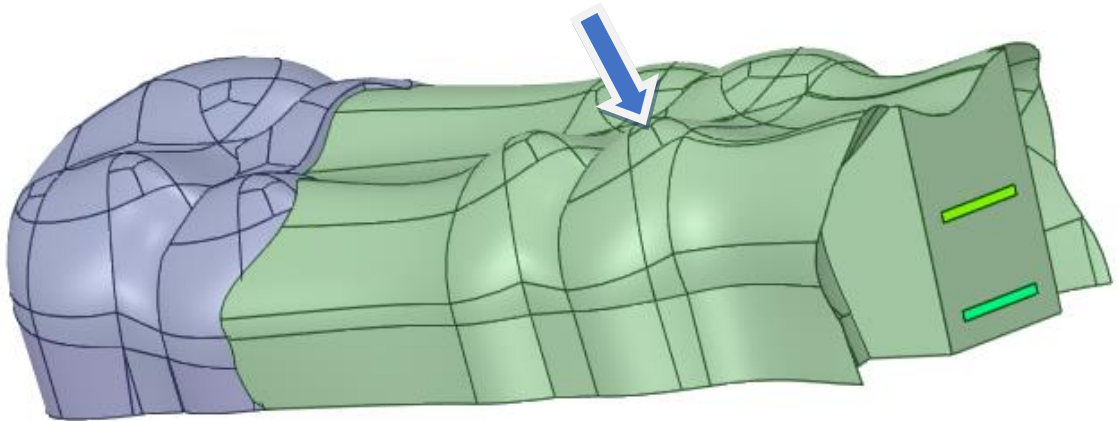


Рисунок 13. Навантаження до вестибулярного бугра під кутом 90°

- 2) Навантаження в 100Н прикладається до центра мостовидного протеза під кутом 90° .

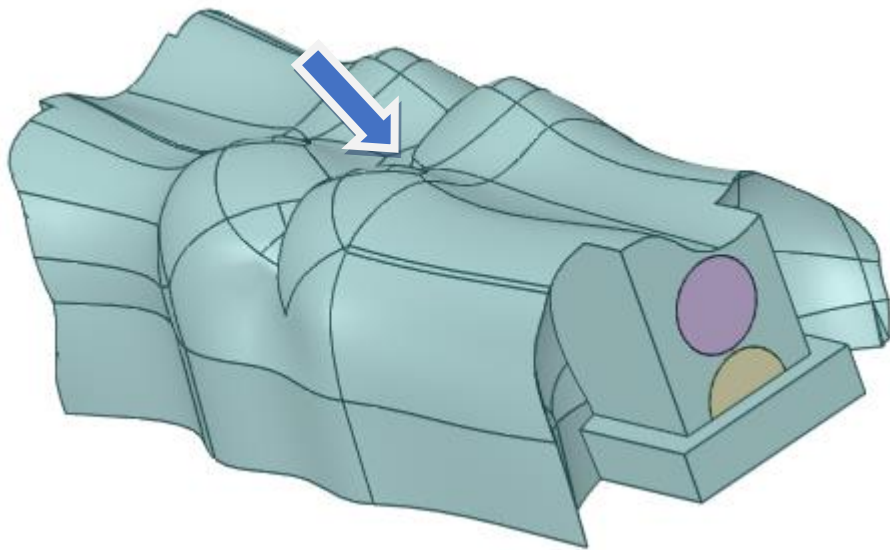


Рисунок 14. Навантаження до центра моста під кутом 90°

- 3) Навантаження в 100Н прикладається до вестибулярного бугра мостовидного протеза під кутом 75° .

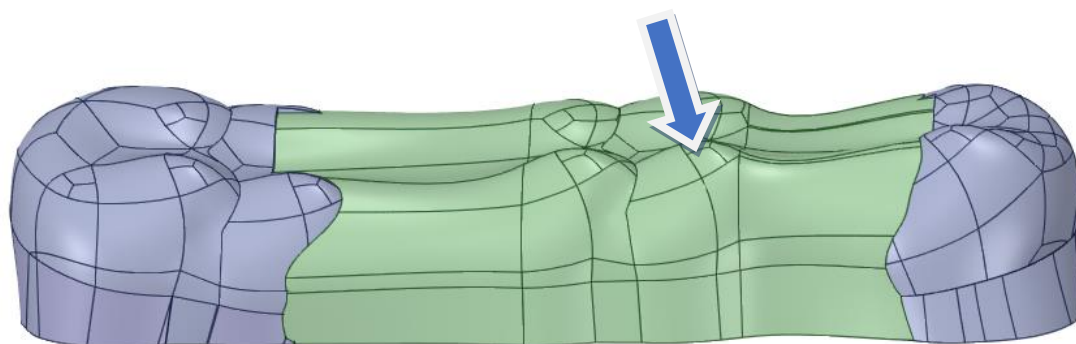


Рисунок 15. Навантаження до вестибулярного бугра під кутом 75°

3.4. Геометрія та компоновка комп'ютерних моделей

1) Мостовий протез з двома скловолоконними пластинами (Interlig, Angelus) (рис. 16)

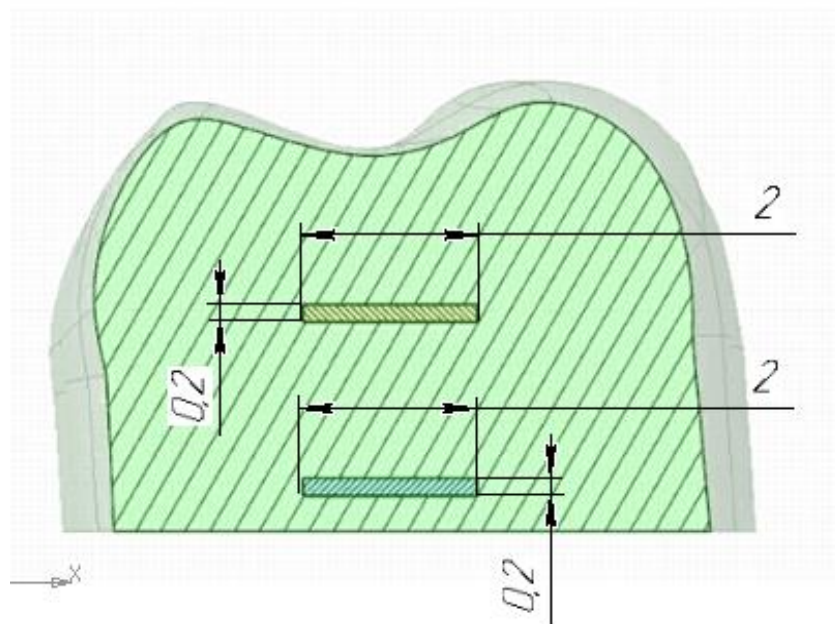


Рисунок 16. Мостовий протез з двома пластинами

2) Мостовидний протез з армуючою балкою (Jen-FiberBulk, Jendental) зверху, та з скловолоконною пластиною (Interlig, Angelus) знизу (рис. 17).

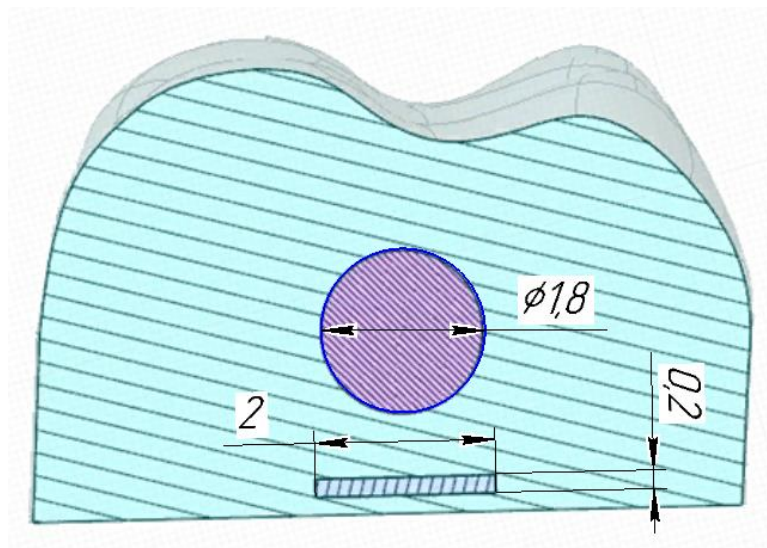


Рисунок 17. Мостовий протез з балкою та пластиною

3) Мостовидний протез з двома армуючими балками (Jen-FiberBulk, Jendental) (рис. 18).

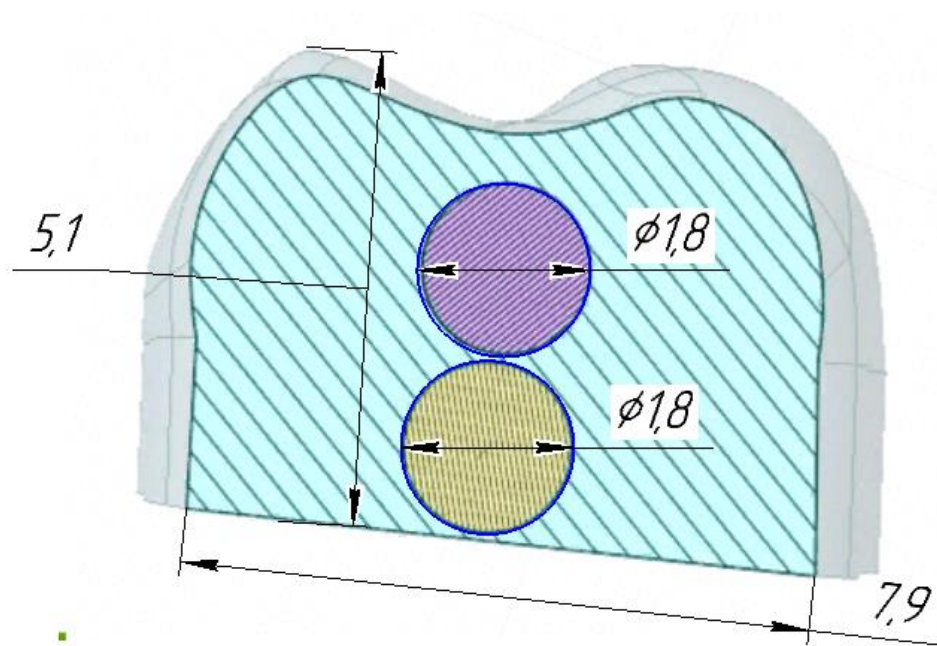


Рисунок 18. Мостовидний протез з двома балками

4) Мостовидний протез зі скловолоконною пластиною (Interlig, Angelus) знизу, та із армуючою балкою (Jen-FiberBulk, Jendental) зверху (рис. 19).

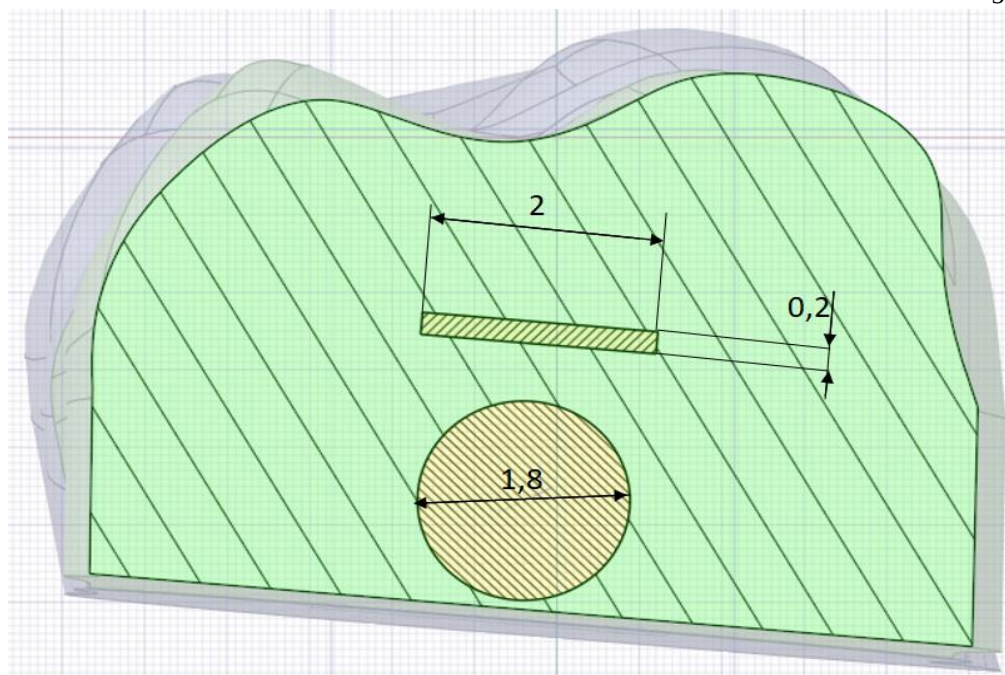


Рисунок 19. Мостовидний протез з пластиною та балкою

4. Результати дослідження

Результати були представлені у вигляді кольорових карт нормальних напружень x , y , z та зменшених напружень червоного кольору відповідно до гіпотези Губера-Мізеса-Хенкі. Що стосується ізотропних матеріалів з лінійними механічними характеристиками, ці значення напружень вказують на напруження матеріалу (тобто умови напруження в матеріалі, що створюють ризик виникнення матеріальних збитків) [37]. Кольоровий код, починаючи від темно-синього до червоного в легенді комп'ютерного друку, погоджується зі збільшенням значень напруги. Ідентичне забарвлення в заданій області математичної моделі вказує приблизно на однакове значення напруги.

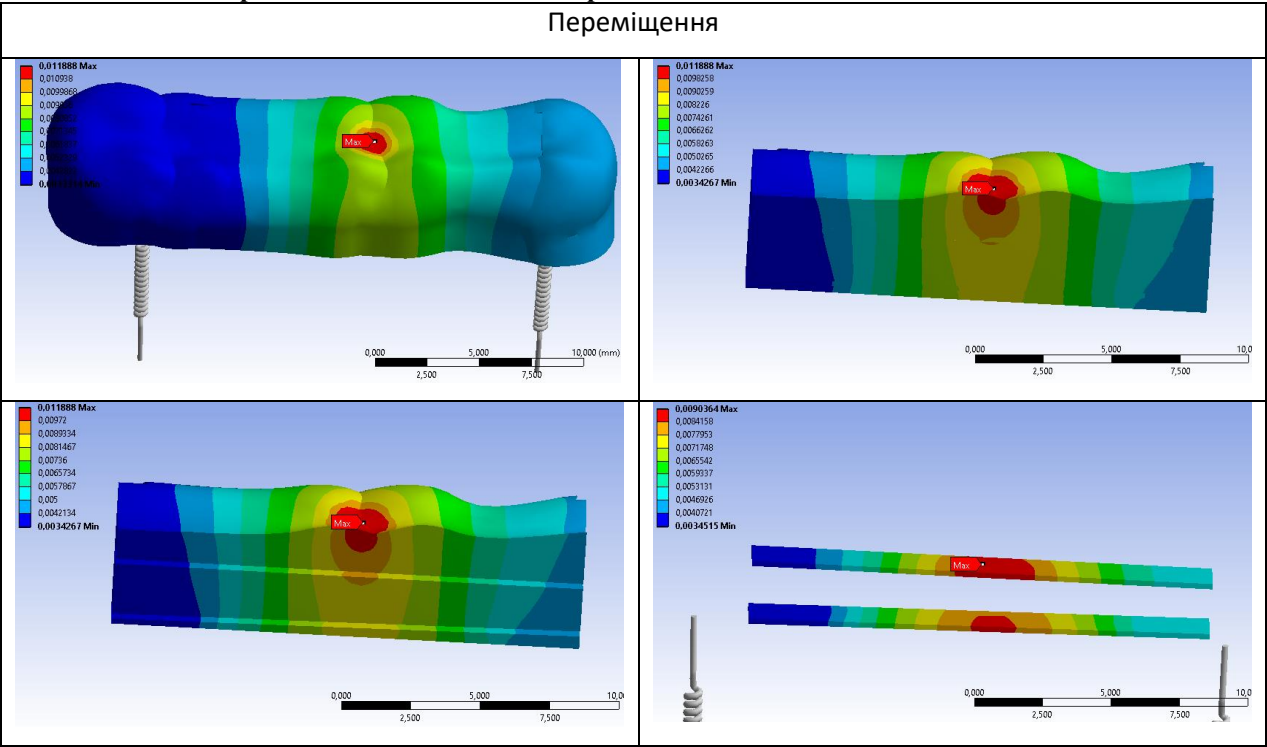
4.1. Результати дослідження для першої моделі

1-ша розрахункова схема – комп'ютерна модель № 1 мостоподібного протезу, у якій дві скловолоконні пластини (Interlig, Angelus). Навантаження у 100 Н прикладене до центра моста під кутом 90° . Результати дослідження (табл. 3-6):

Таблиця 3

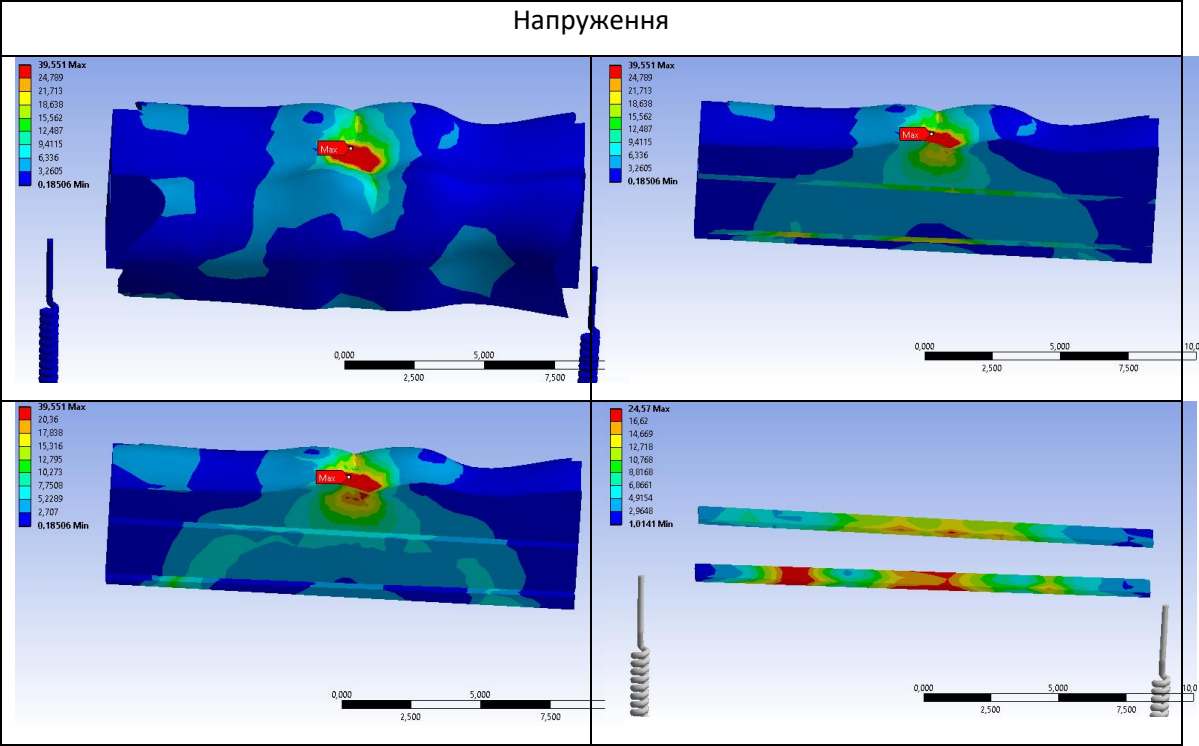
II(1) (100Н 90°)		Вся модель	Наповнювач	Армуючі елементи	Пластина(в.)	Пластина(н.)
Переміщення(мм)	Максимум	0,01191	0,01191	0,00906	0,0091	0,0086
	Мінімум	0,00343	0,00343	0,00345	0,0035	0,0035
Напруження(Мпа)	Максимум	39,11700	39,11700	24,03500	20,9550	24,0350
	Мінімум	0,19468	0,19468	0,86214	2,0059	0,8621

Таблиця 4. Переміщення мостоподібного протеза з двома скловолоконними пластинами



Розподіл напружень відповідно до гіпотези Мізеса

Таблиця 5. Напруження мостоподібного протеза з двома скловолоконними пластинами



Таблиця 6.

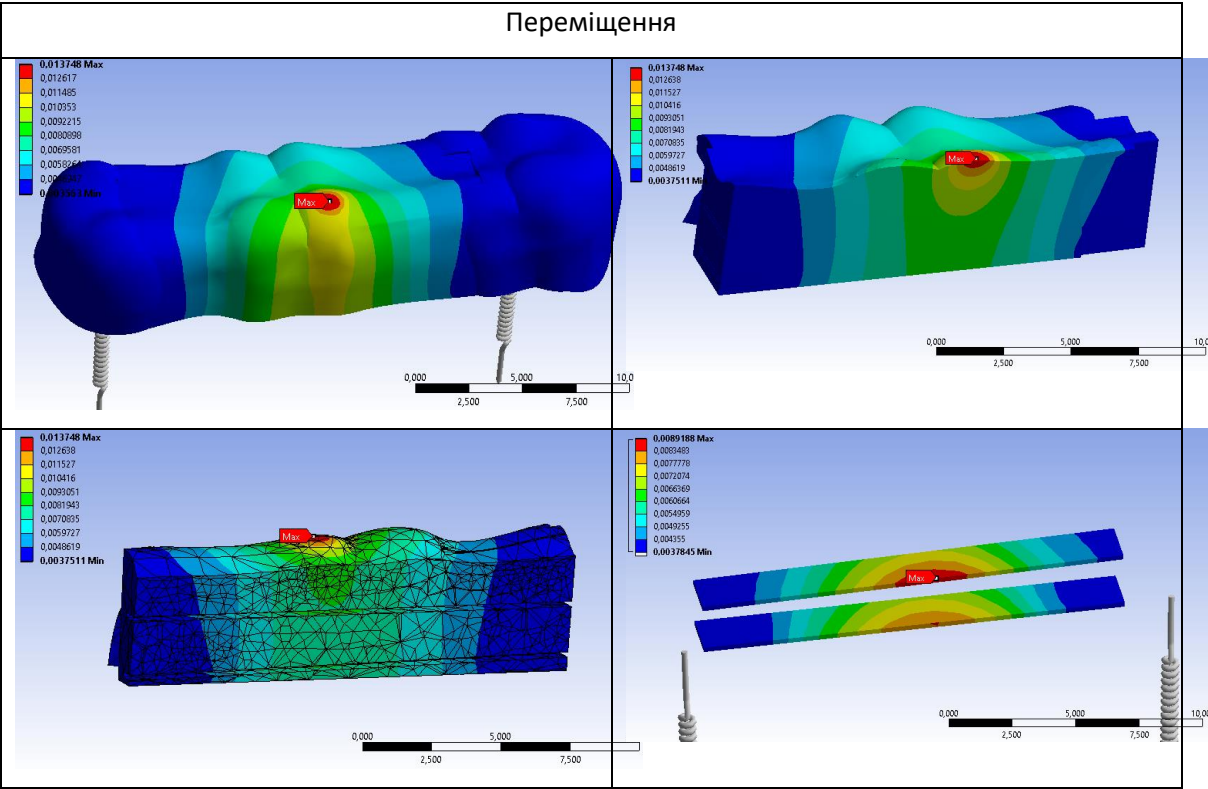
Елементи	51164
Вузли	75007

2-га розрахункова схема – компютерна модель № 1
мостоподібного протезу, у якій дві скловолоконні пластини (Interlig, Angelus). Навантаження у 100 Н прикладене до вестибулярного бугра моста під кутом 90°.Результати дослідження (табл. 7-10):

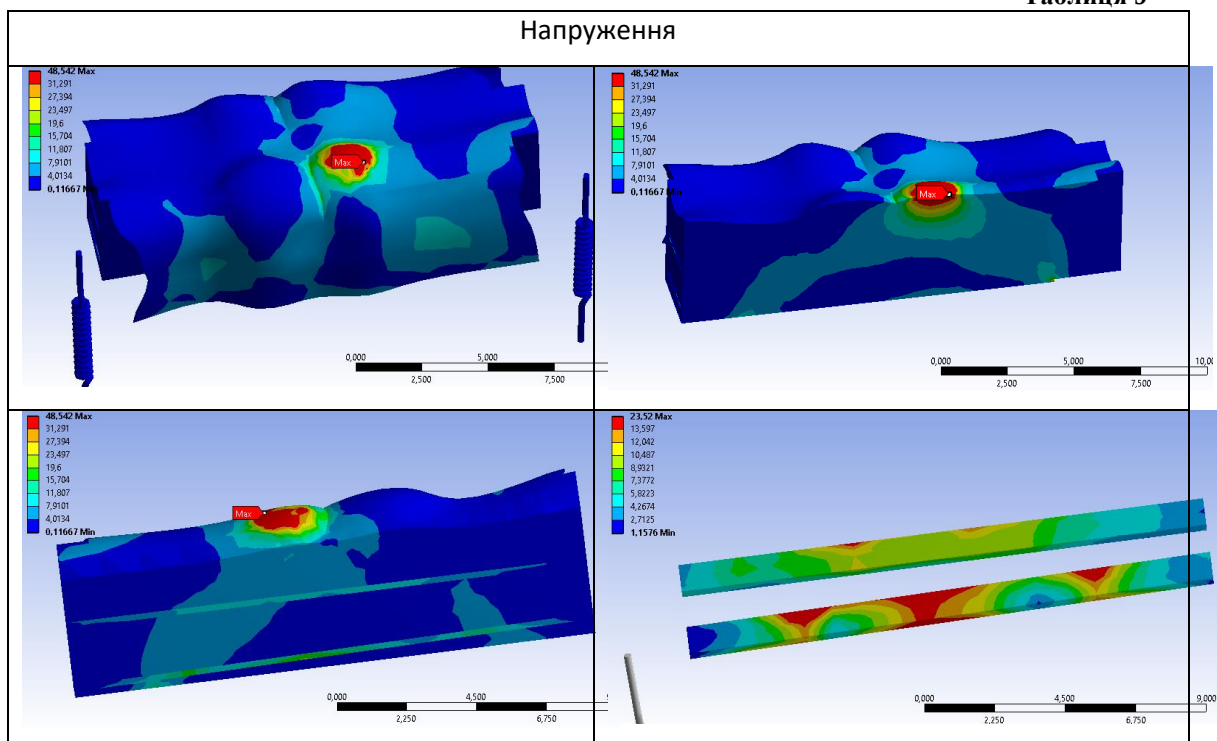
Таблиця 7.

II(2) (100Н 90°)		Вся модель	Наповнювач	Армуючі елементи	Пластина(в.)	Пластина(н.)
Переміщення(мм)	Максимум	0,01375	0,01375	0,00892	0,0089	0,0084
	Мінімум	0,00375	0,00375	0,00378	0,0038	0,0038
Напруження(Мпа)	Максимум	48,54200	48,54200	23,52000	16,1250	23,5200
	Мінімум	0,11667	0,11667	1,15760	1,9056	1,1576

Таблиця 8



Таблиця 9



Таблиця 10

Елементи	51164
Вузли	75007

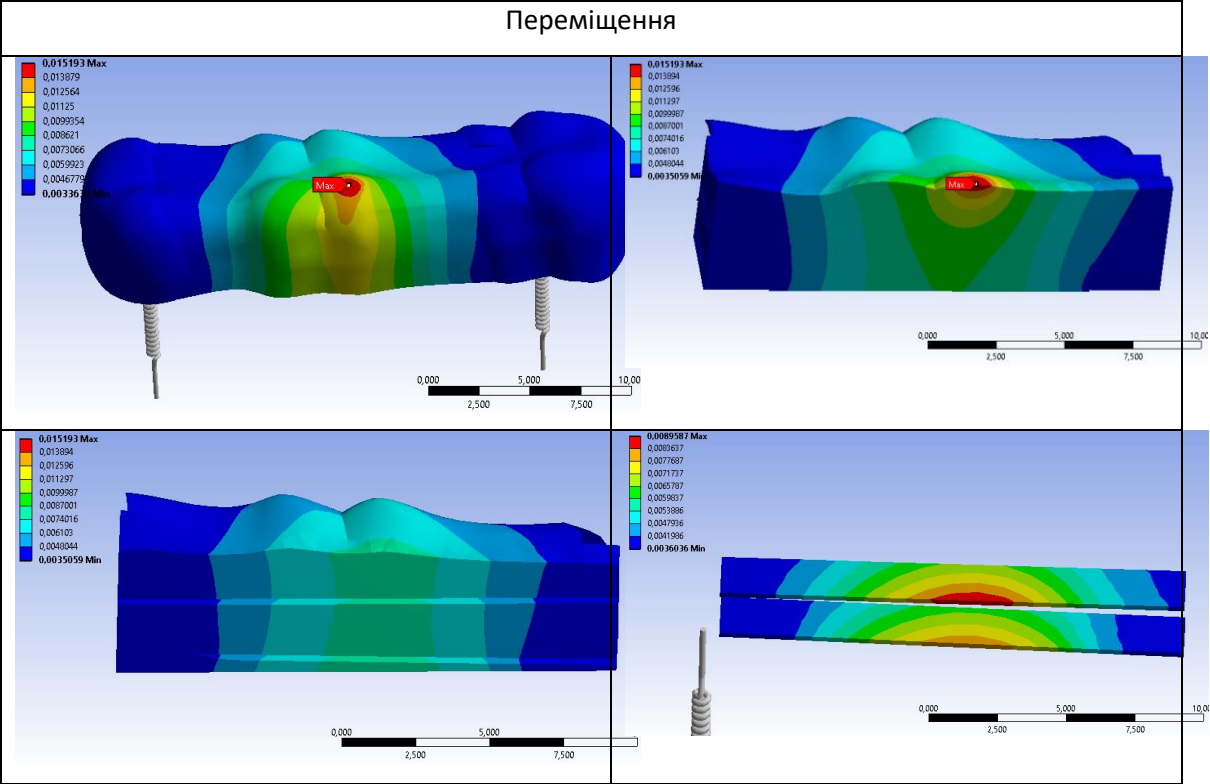
3-тя розрахункова схема – компютерна модель № 1
 мостоподібного протезу, з двома скловолоконними пластинами (Interlig, Angelus). Навантаження у 100 Н прикладене до вестибулярного бугра моста під кутом 75°. Результати дослідження (табл. 11-14):

Таблиця 11

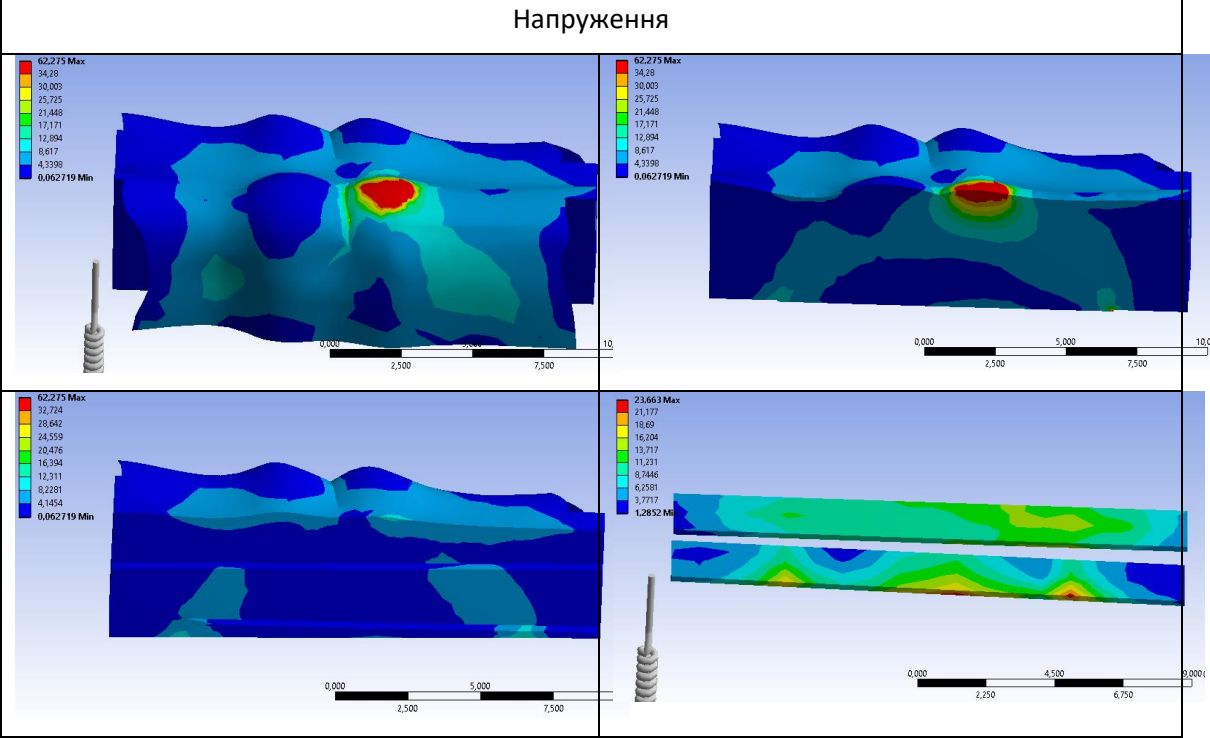
II(3) (100Н 75°)		Вся модель	Наповнювач	Армуючі елементи	Пластина(в.)	Пластина(н.)
Переміщення(мм)	Максимум	0,01519	0,01519	0,00896	0,0090	0,0082
	Мінімум	0,00351	0,00351	0,00360	0,0037	0,0036
Напруження(Мпа)	Максимум	62,27500	62,27500	23,66300	16,6230	23,6630

	Мінімум	0,06272	0,06272	1,28520	2,7917	1,2852
--	---------	---------	---------	---------	--------	--------

Таблиця 12



Таблиця 13



Таблиця 14

Елементи	51164
Вузли	75007

Результуючі гістограми по моделі № 1:



4.2. Результати дослідження для другої моделі

4-та розрахункова схема – компютерна модель № 2

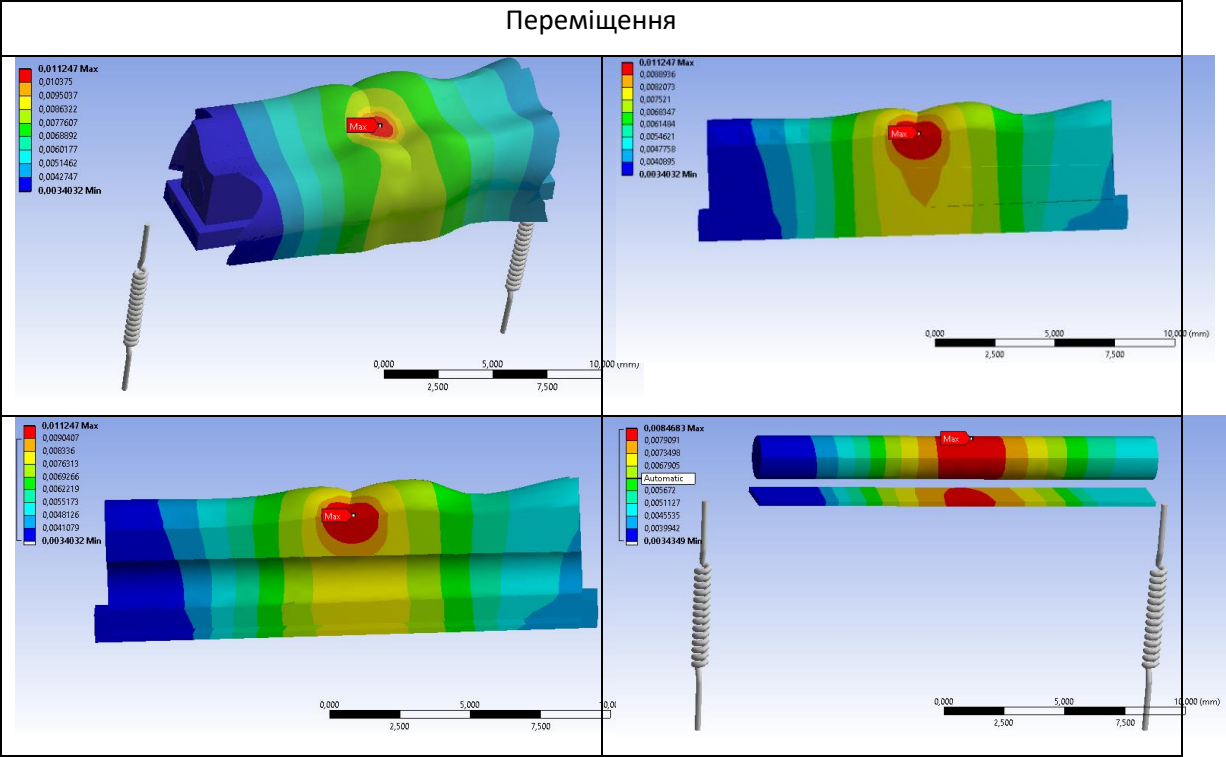
мостоподібного протезу, у якій скловолоконна пластина (Interlig, Angelus) розташована знизу, а армуюча балка (Jen-FiberBulk, Jendental) зверху. Навантаження у 100 Н прикладене до центра моста під кутом 90°.Результати дослідження (табл. 15-19):

:

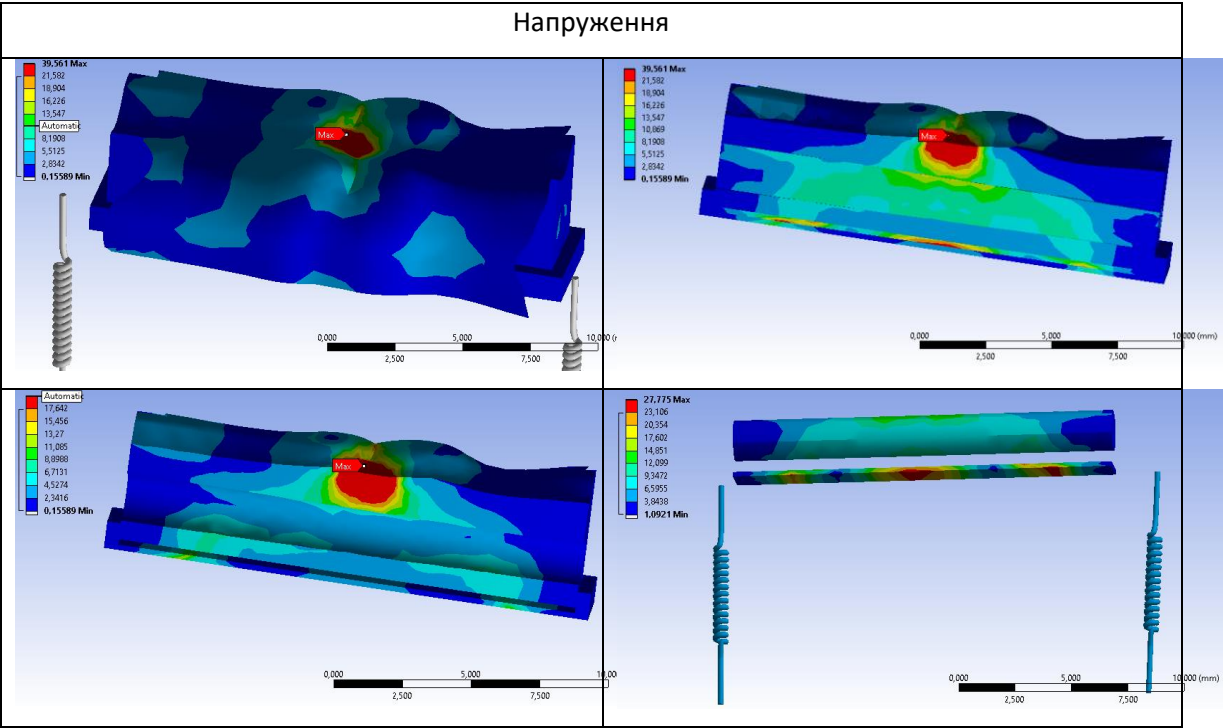
Таблиця 15

Ю(4) (100Н 90°)		Вся модель	Наповнювач	Армуючі елементи	Балка(в.)	Пластина(н.)
Переміщення(мм)	Максимум	0,01125	0,01125	0,00847	0,0085	0,0081
	Мінімум	0,00340	0,00340	0,00343	0,0034	0,0034
Напруження(Мпа)	Максимум	39,56100	39,56100	27,77500	18,3330	27,7750
	Мінімум	0,15589	0,15589	1,09210	1,5432	1,0921

Таблиця 16



Таблиця 17



Таблиця 18

Елементи	47972
Вузли	71035

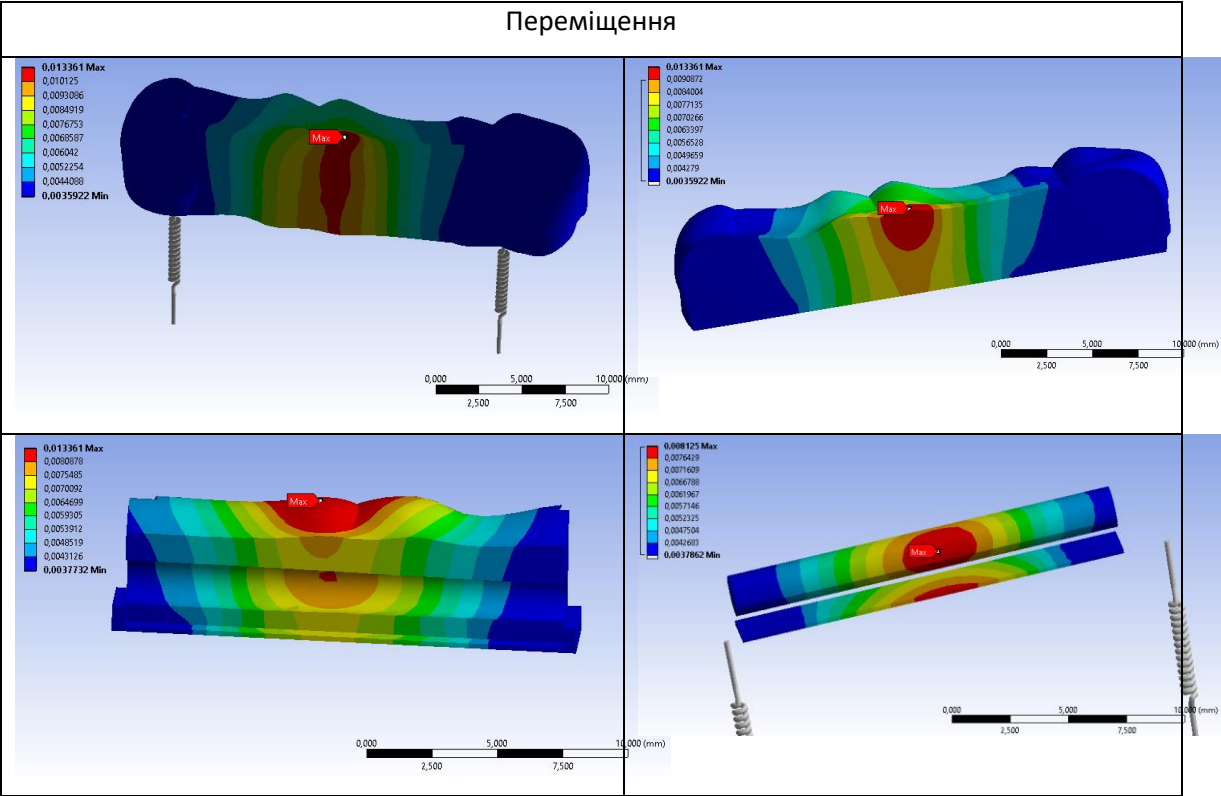
5-та розрахункова схема – комп'ютерна модель № 2 мостоподібного протезу, у якій скловолоконна пластина (Interlig, Angelus) розташована знизу, а армуюча балка (Jen-FiberBulk, Jendental) зверху. Навантаження у 100 Н прикладене до вестибулярного бугра моста під кутом 90°.Результати дослідження (табл. 19-22):

Таблиця 19

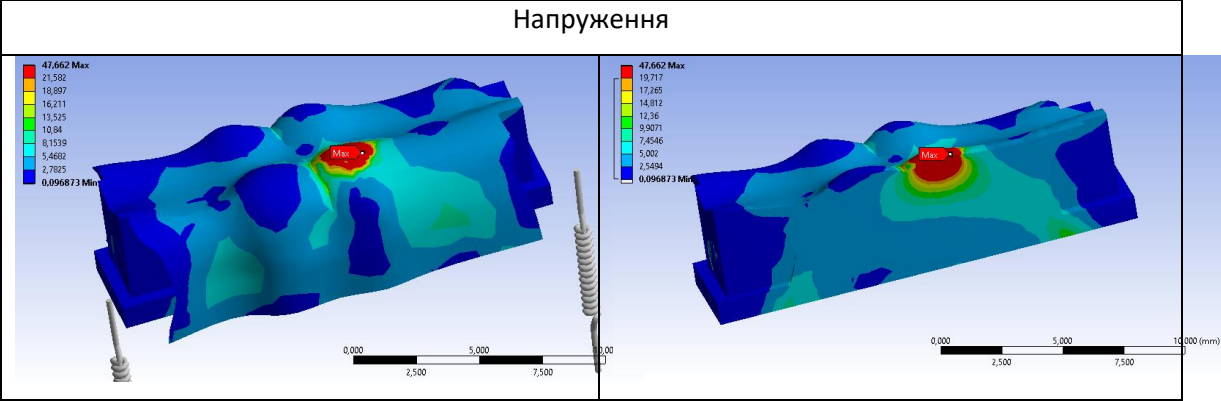
Ю(5) (100Н 90°)		Вся модель	Наповнювач	Армуючі елементи	Балка(в.)	Пластина(н.)
Переміщення(мм)	Максимум	0,01336	0,01336	0,00813	0,0081	0,0079
	Мінімум	0,00377	0,00377	0,00379	0,0038	0,0038

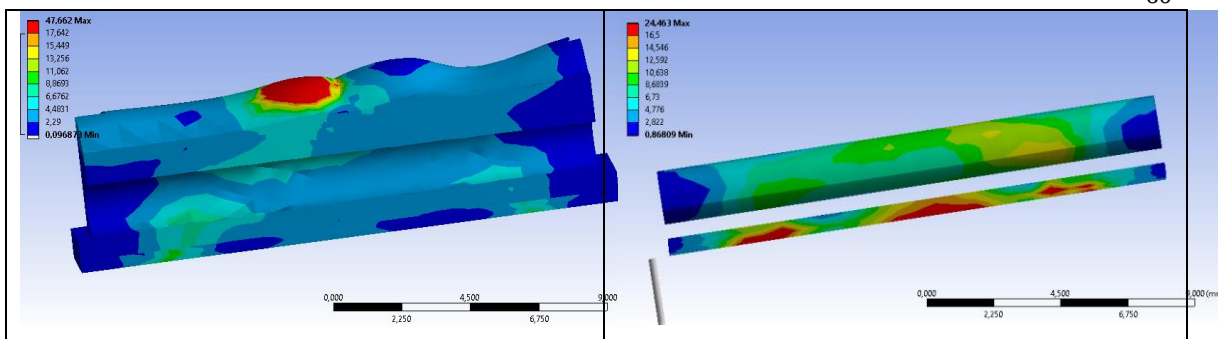
Напруження(Мпа)	Максимум	47,66200	47,66200	24,46300	14,4970	24,4630
	Мінімум	0,09687	0,09687	0,86809	1,5551	0,8681

Таблиця 20



Таблиця 21





Таблиця 22

Елементи	47972
Вузли	71035

6-та розрахункова схема – комп'ютерна модель № 2

мостоподібного протезу, у якій скловолоконна пластина (Interlig, Angelus) розташована знизу, а армуюча балка (Jen-FiberBulk, Jendental) зверху. Навантаження у 100 Н прикладене до вестибулярного бугра моста під кутом 75° . Результати дослідження (табл. 23-26):

Таблиця 23

Ю(6) (100Н 75°)		Вся модель	Наповнювач	Армуючі елементи	Балка(в.)	Пластина(н.)
Переміщення(мм)	Максимум	0,01487	0,01487	0,00812	0,0081	0,0078
	Мінімум	0,00350	0,00350	0,00361	0,0036	0,0036
Напруження(Мпа)	Максимум	62,05200	62,05200	25,68800	15,3250	25,6880
	Мінімум	0,06787	0,06787	1,14160	1,5619	1,1416

Таблиця 24

Переміщення

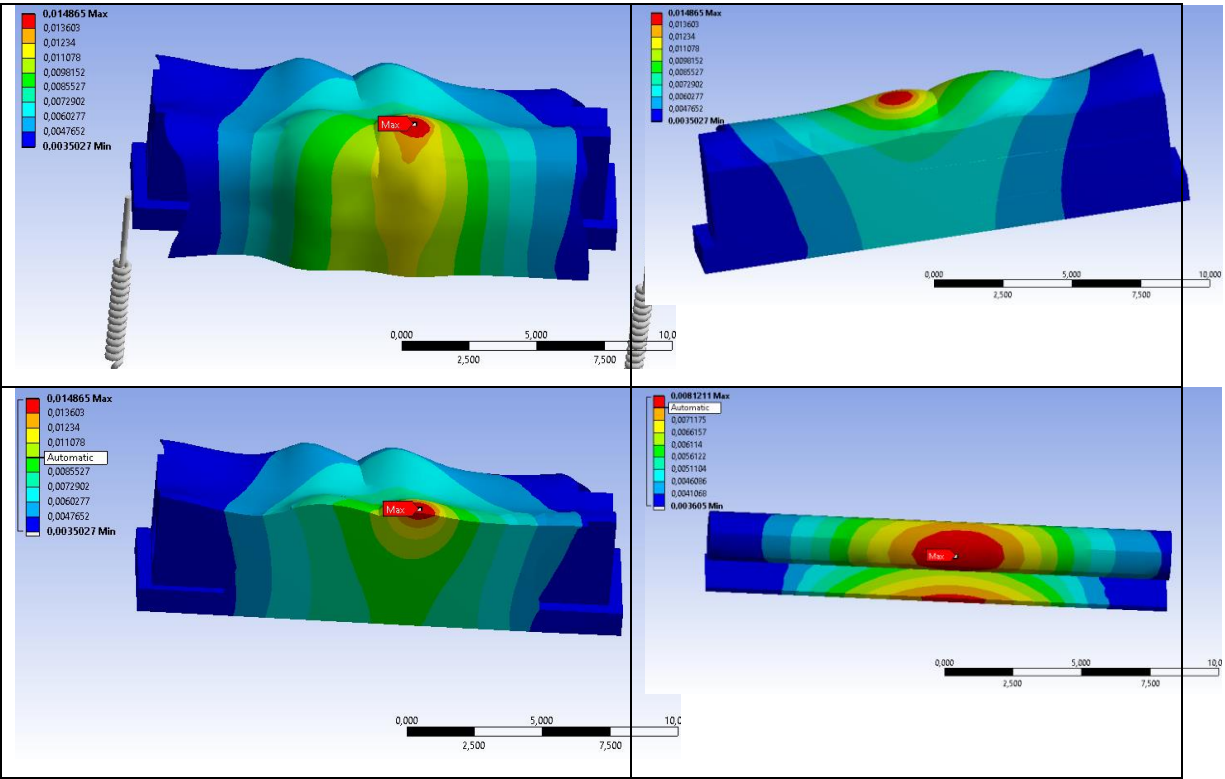


Таблица 25

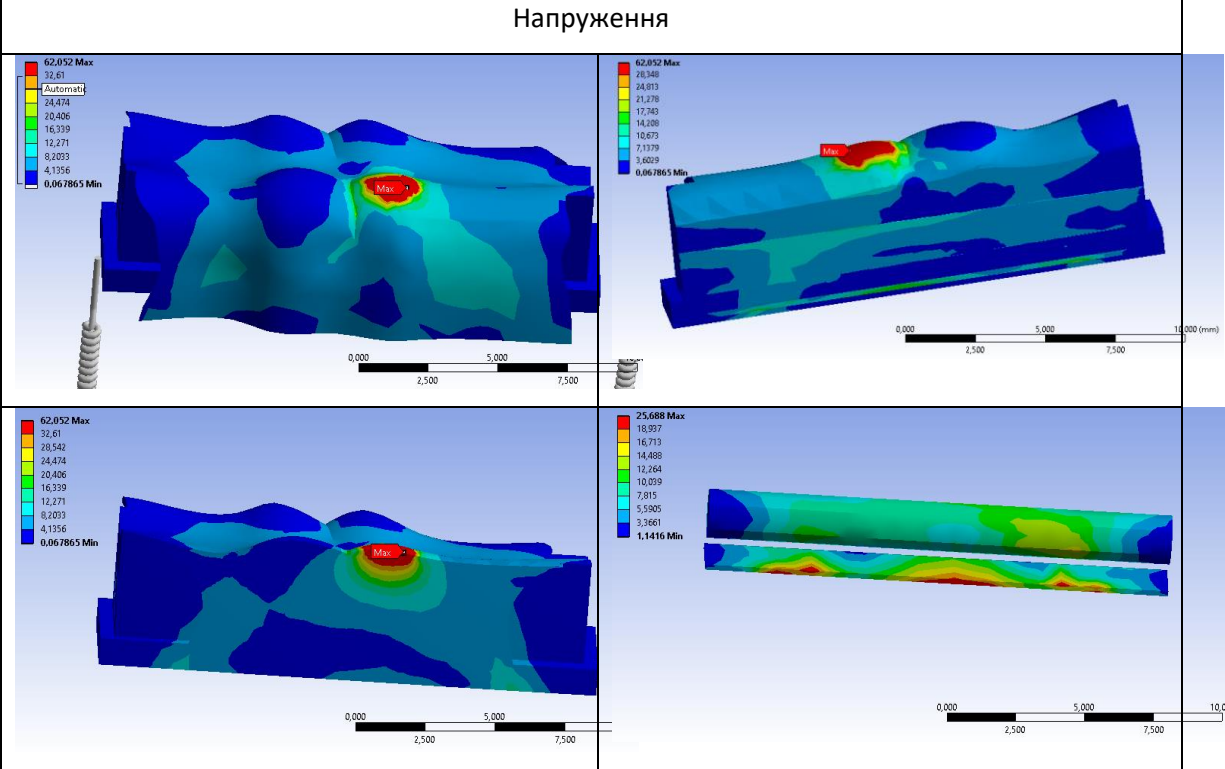
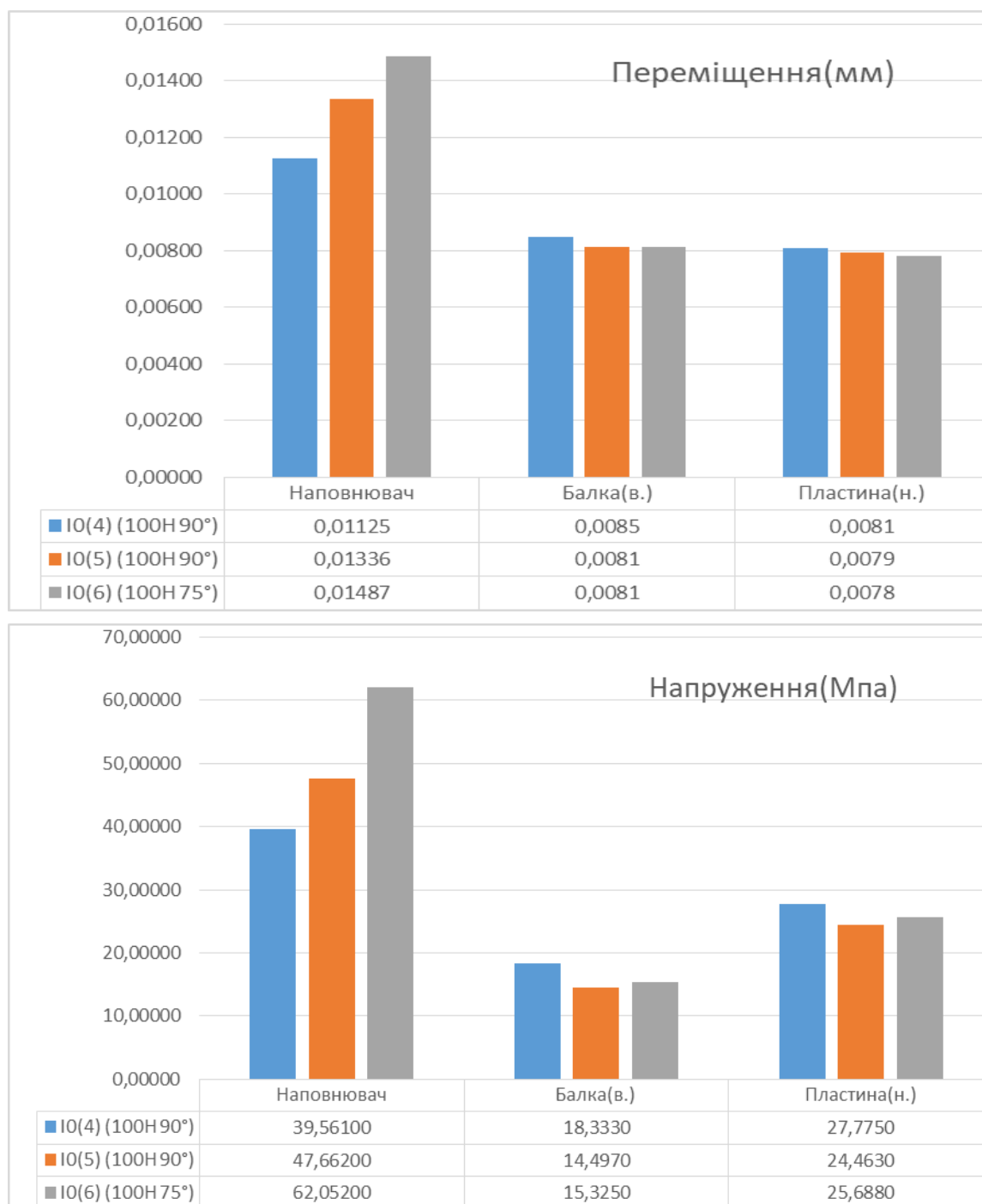


Таблица 26

Элементы	47972
Вузлы	71035

Результуючі гістограми по моделі з балкою зверху, та пластиною знизу:



4.3. Результати дослідження для третьої моделі

7-ма розрахункова схема – комп'ютерна модель № 3 мостоподібного протезу, у якій дві армуючі балки (Jen-FiberBulk, Jendental).

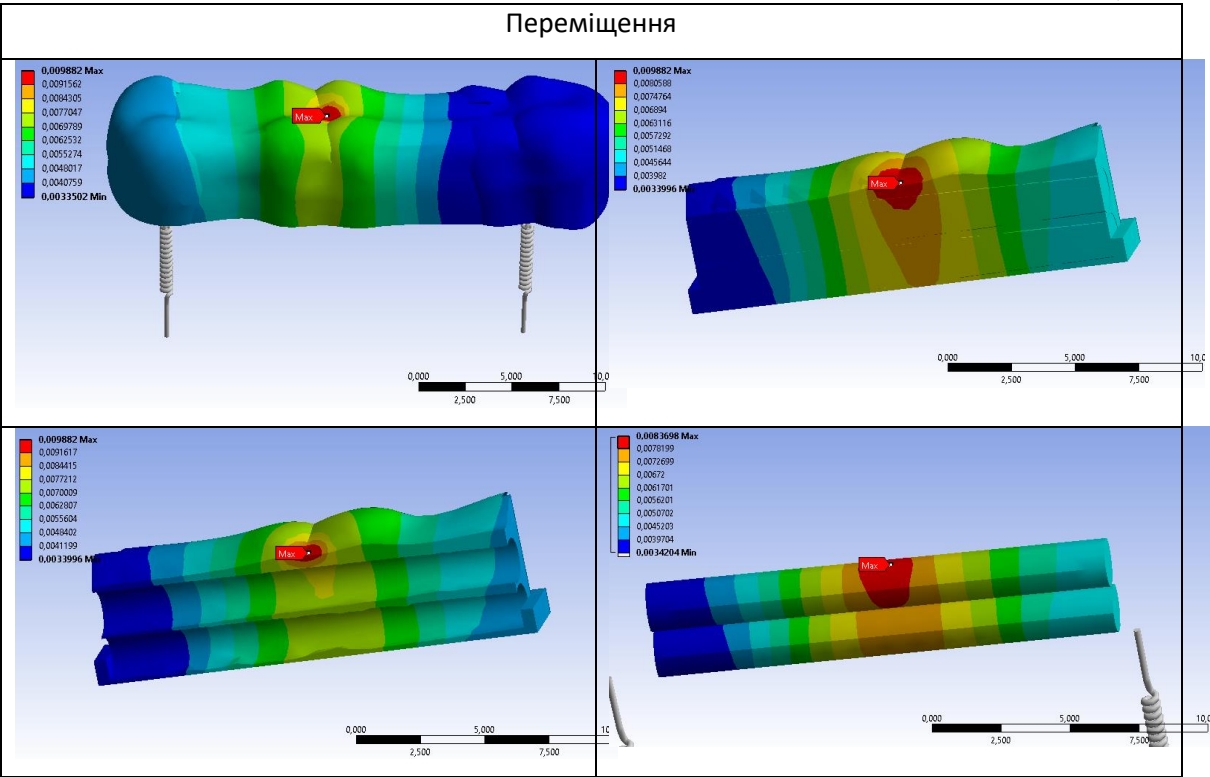
Навантаження у 100 Н прикладене до центра мостоподібного протеза під кутом 90°.Результати дослідження(табл. 27-30):

:

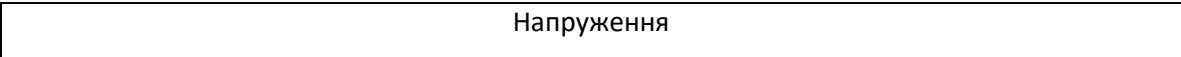
Таблиця 27

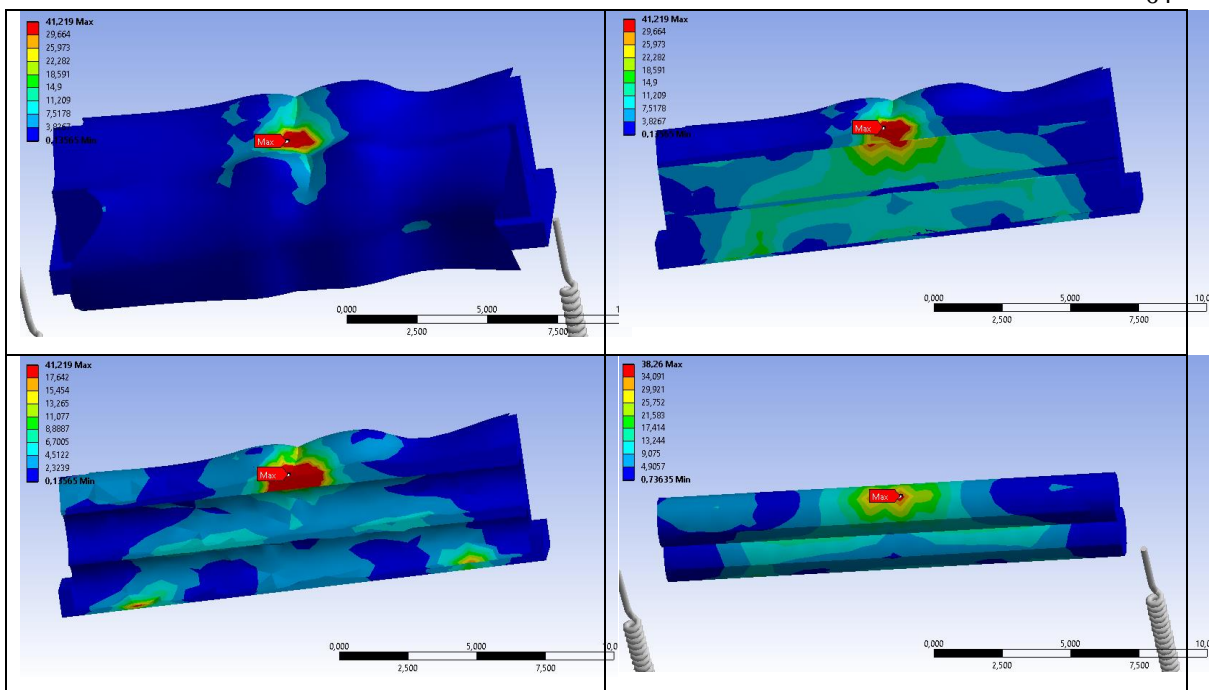
00(7) (100Н 90°)		Вся модель	Наповнювач	Армуючі елементи	Балка(в.)	Балка(н.)
Переміщення(мм)	Максимум	0,00988	0,00988	0,00837	0,0084	0,0077
	Мінімум	0,00340	0,00340	0,00342	0,0034	0,0034
Напруження(Мпа)	Максимум	41,21900	41,21900	38,26000	38,2600	20,3510
	Мінімум	0,13565	0,13565	0,73635	1,0759	0,7364

Таблиця 28



Таблиця 29





Таблиця 30

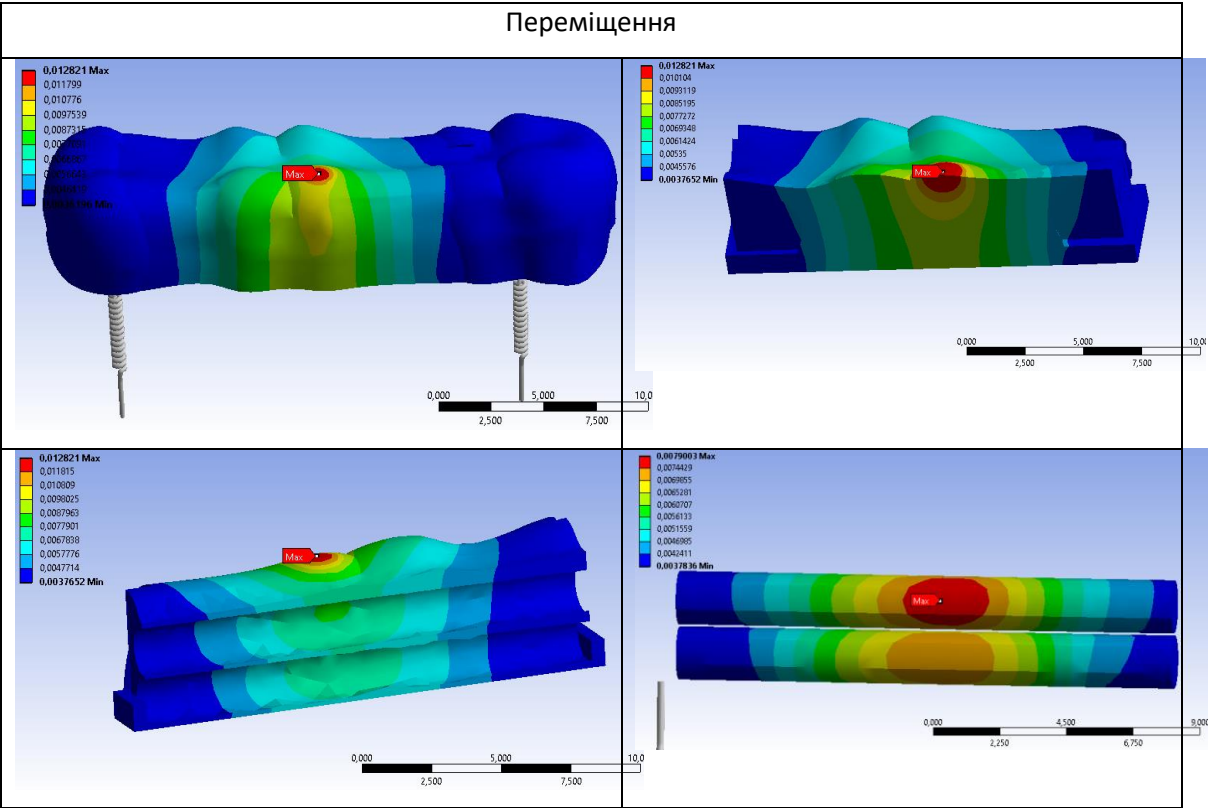
Елементи	45840
Вузли	68442

8-ма розрахункова схема – компютерна модель № 3 мостоподібного протезу, у якій дві армуючі балки (Jen-FiberBulk, Jendental). Навантаження у 100 Н прикладене до вестибулярного бугра під кутом 90°. Результати дослідження(табл. 31-34):

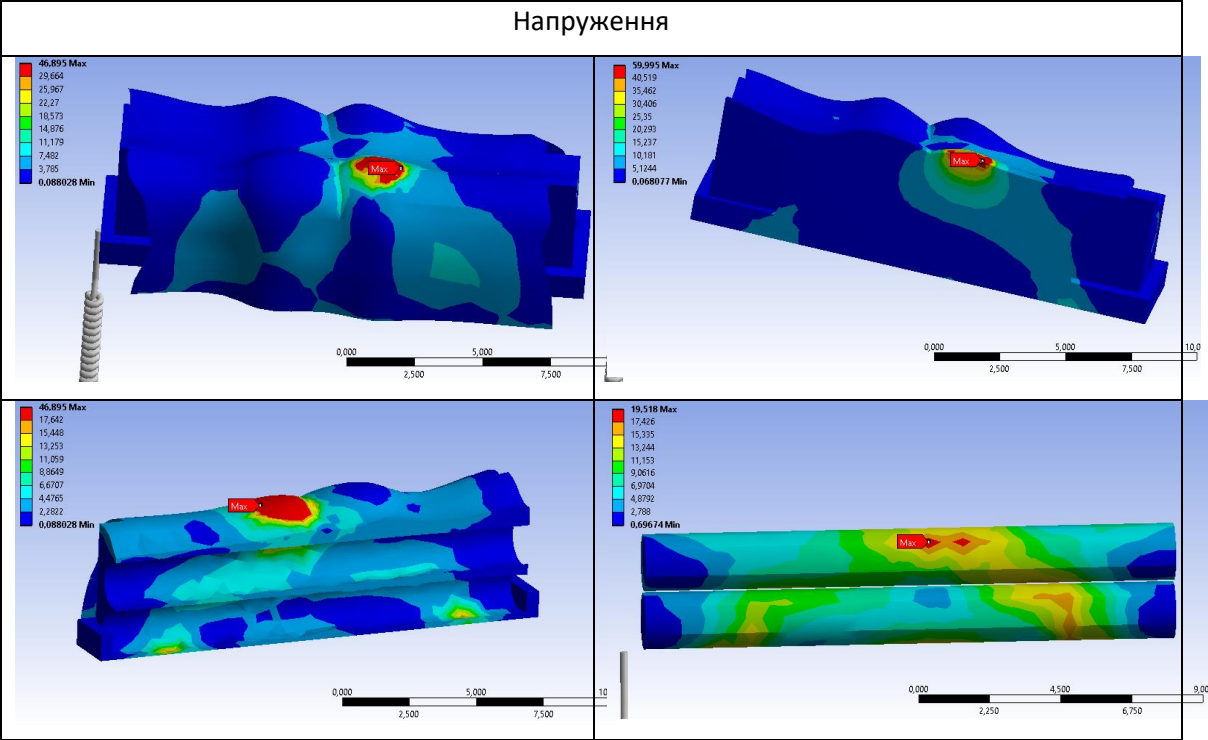
Таблиця 31

00(8) (100Н 90°)		Вся модель	Наповнювач	Армуючі елементи	Балка(в.)	Балка(н.)
Переміщення(мм)	Максимум	0,01282	0,01282	0,00790	0,0079	0,0074
	Мінімум	0,00377	0,00377	0,00378	0,0038	0,0038
Напруження(Мпа)	Максимум	46,89500	46,89500	19,51800	19,5180	17,6040
	Мінімум	0,08803	0,08803	0,69674	0,9744	0,6967

Таблиця 32



Таблиця 33



Таблиця 34

Елементи	45840
Вузли	68442

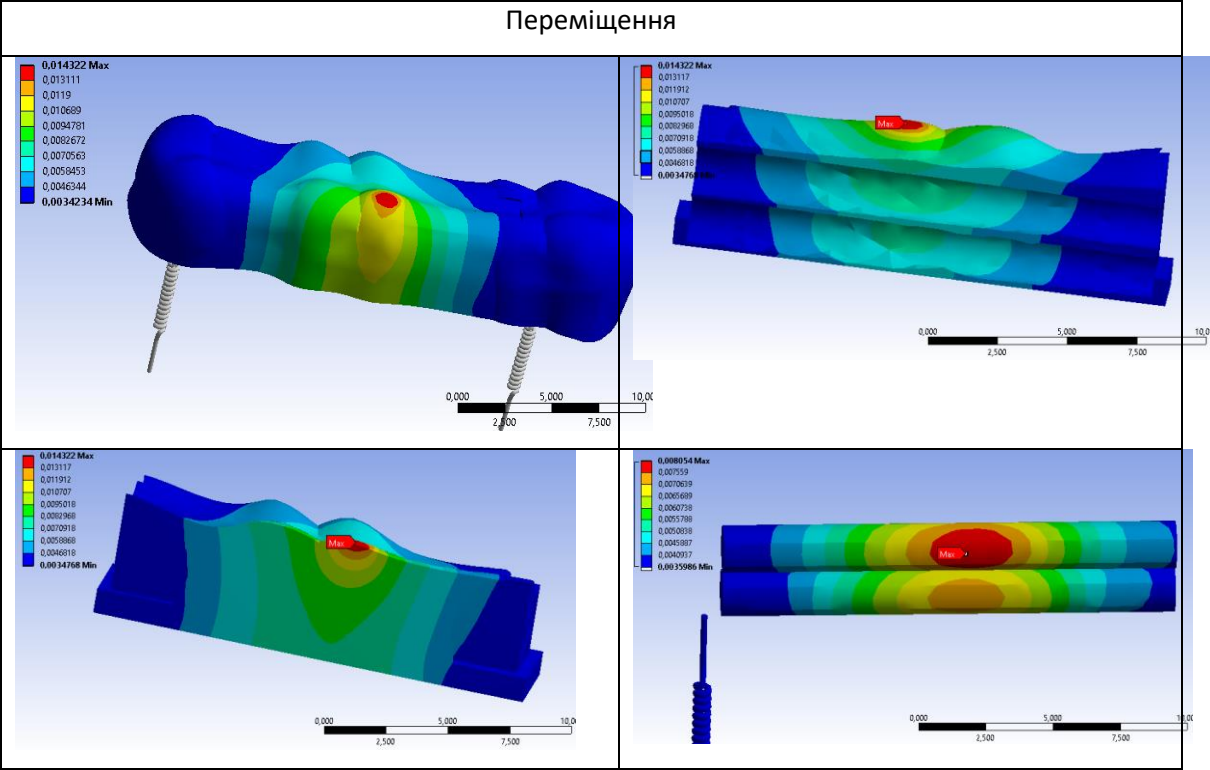
9-та розрахункова схема – комп'ютерна модель № 3 мостоподібного протезу, у якій дві армуючі балки (Jen-FiberBulk, Jendental). Навантаження у 100 Н прикладене до вестибулярного бугра під кутом 75°. Результати дослідження(табл. 34-38):

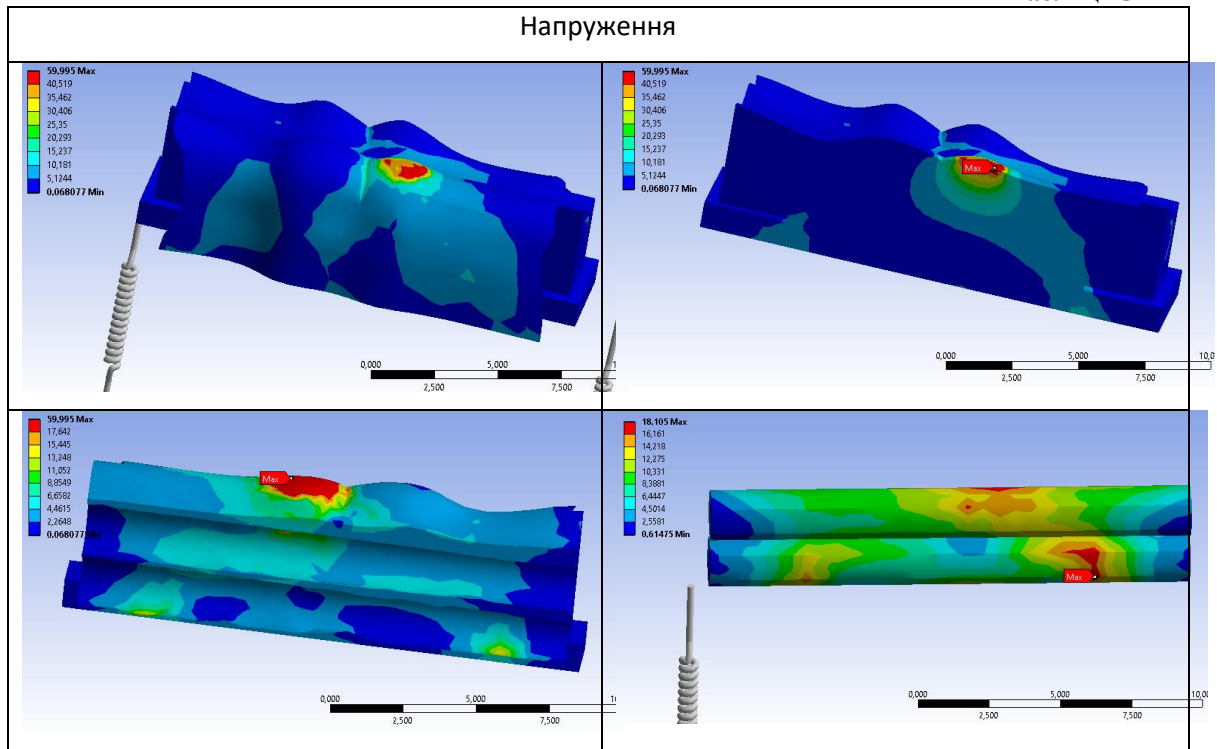
:

Таблиця 35

00(9) (100Н 75°)		Вся модель	Наповнювач	Армуючі елементи	Балка(в.)	Балка(н.)
Переміщення(мм)	Максимум	0,01432	0,01432	0,00805	0,0081	0,0074
	Мінімум	0,00348	0,00348	0,00360	0,0036	0,0036
Напруження(Мпа)	Максимум	59,99500	59,99500	18,10500	17,6830	18,1050
	Мінімум	0,06808	0,06808	0,61475	1,4552	0,6148

Таблиця 36

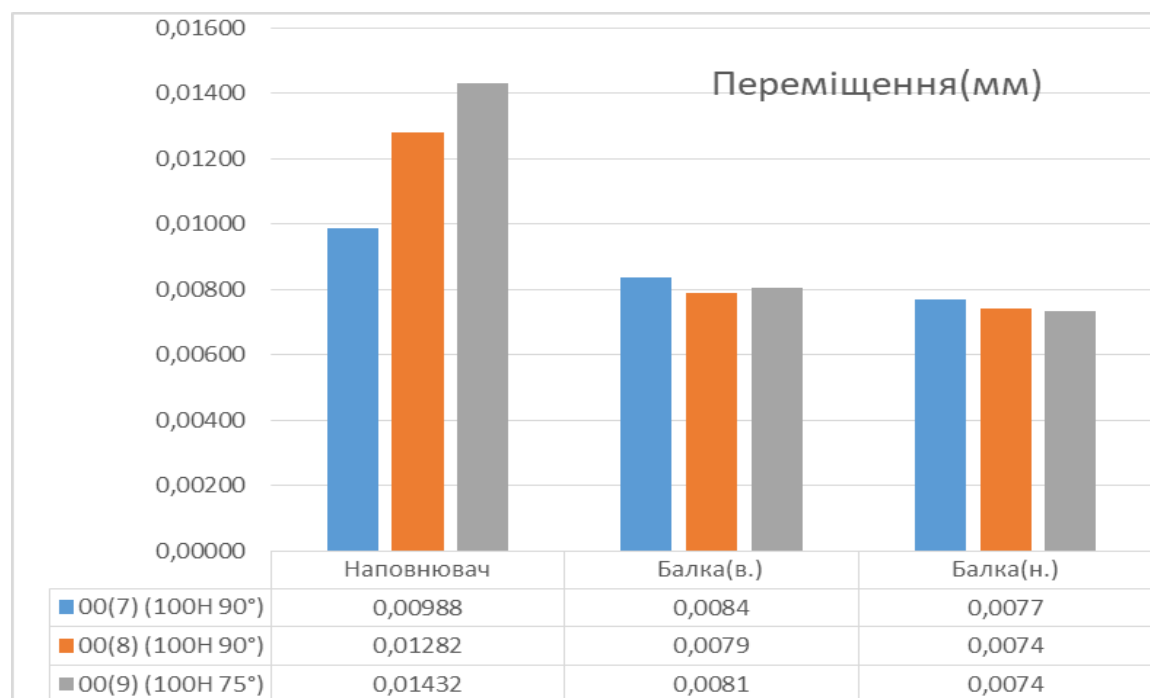


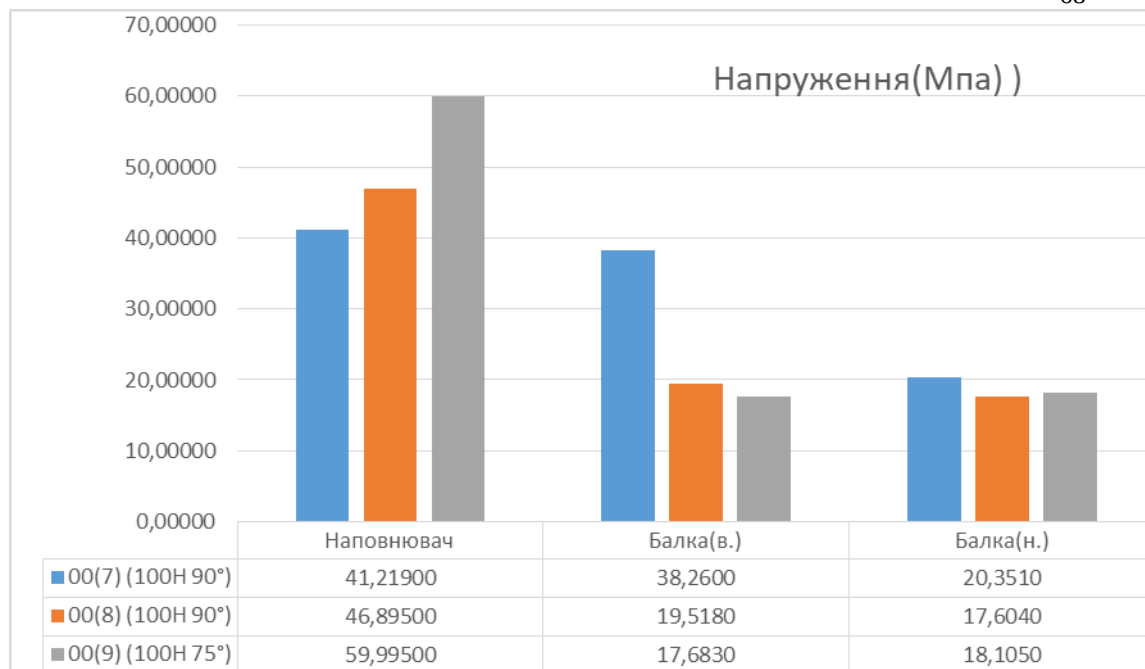


Таблиця 38

Елементи	45840
Вузли	68442

Результуючі гістограми по моделі з двома балками:





4.4. Результати дослідження для четвертої моделі

10-та розрахункова схема – комп'ютерна модель № 4

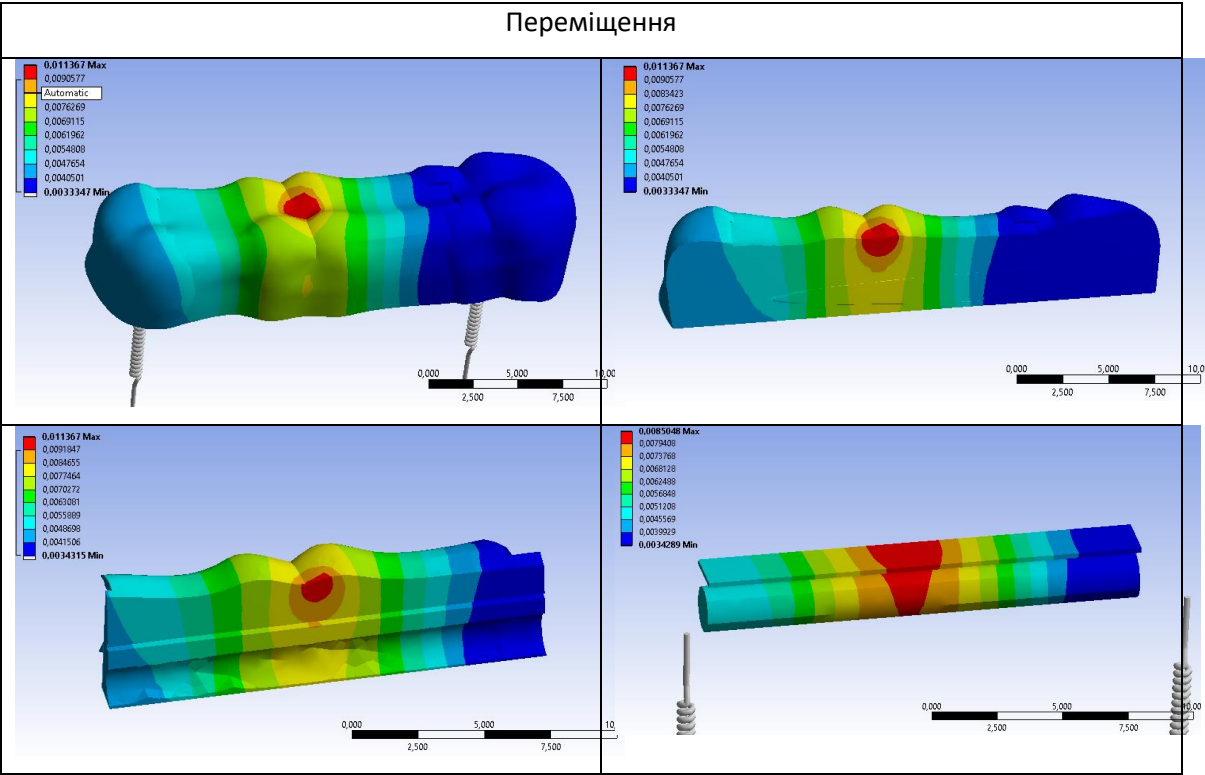
мостоподібного протезу, у якій скловолоконна пластина (Interlig, Angelus) розташована зверху, а армуюча балка (Jen-FiberBulk, Jendental) знизу. Навантаження у 100 Н прикладене до центра моста під кутом 90°. Результати дослідження(табл. 39-42):

:

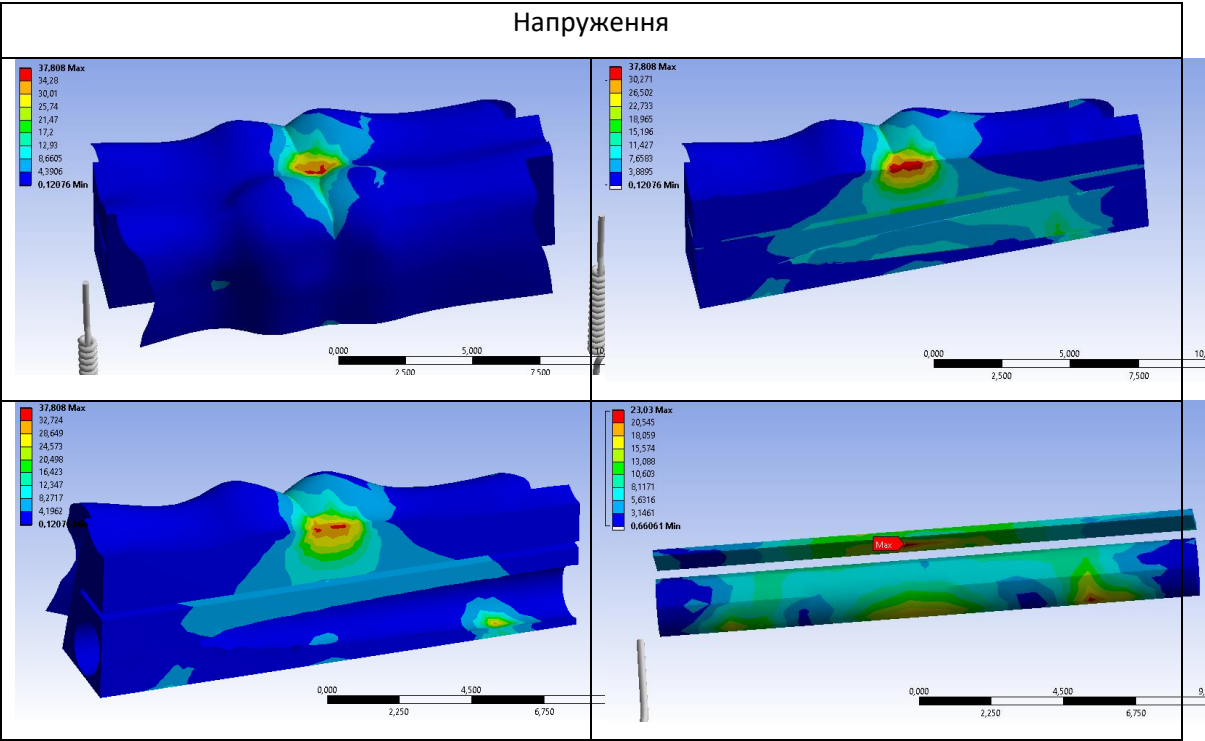
Таблиця 39

01(10) (100Н 90°)		Вся модель	Наповнювач	Армуючі елементи	Пластина(в.)	Балка(н.)
Переміщення(мм)	Максимум	0,01137	0,01137	0,00850	0,0085	0,0082
	Мінімум	0,00343	0,00343	0,00343	0,0035	0,0034
Напруження(Мпа)	Максимум	37,80800	37,80800	23,03000	23,0300	21,9390
	Мінімум	0,12076	0,12076	0,66061	1,7900	0,6606

Таблиця 40



Таблиця 41



Таблиця 42

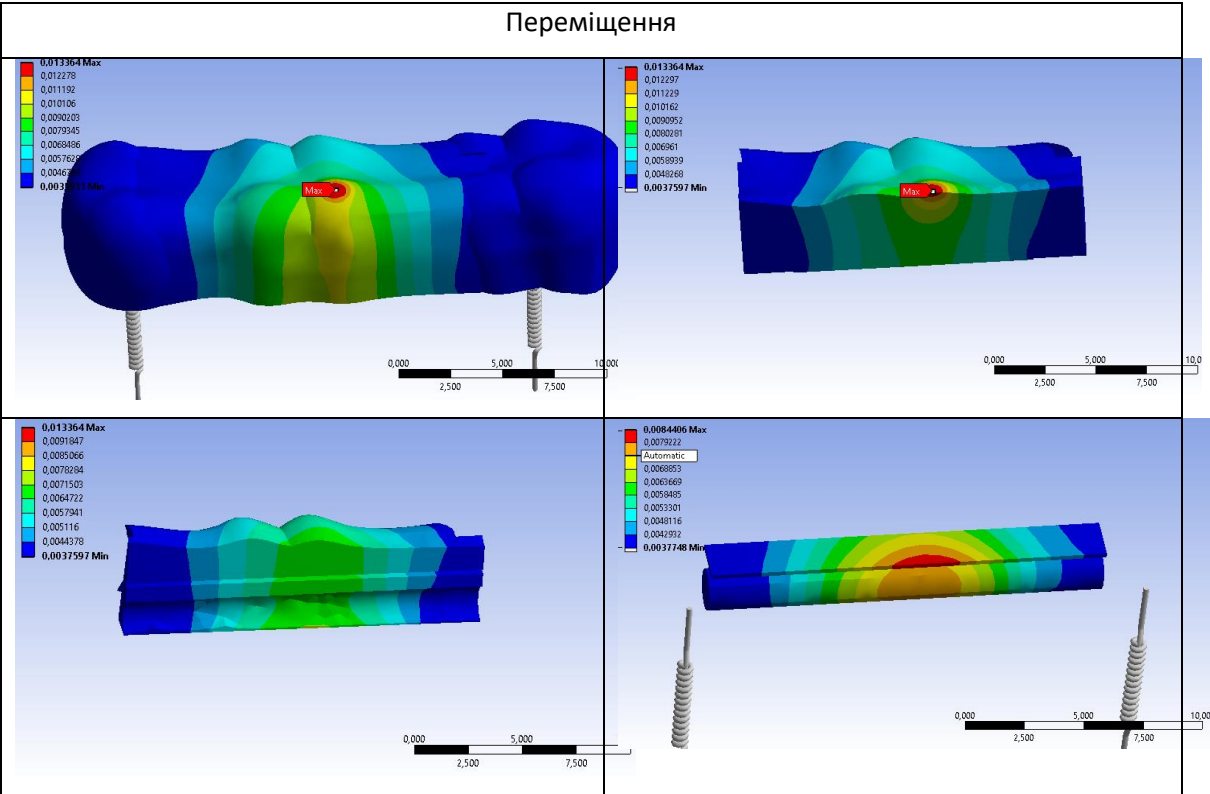
Елементи	50075
Вузли	73833

11-та розрахункова схема – компютерна модель № 4
мостоподібного протезу, у якій скловолоконна пластина (Interlig, Angelus) розташована зверху, а армуюча балка (Jen-FiberBulk, Jendental) знизу. Навантаження у 100 Н прикладене до вестибулярного бугра під кутом 90°. Результати дослідження(табл. 43-46):

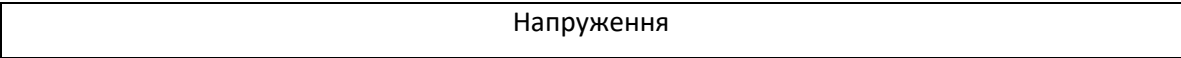
Таблиця 43

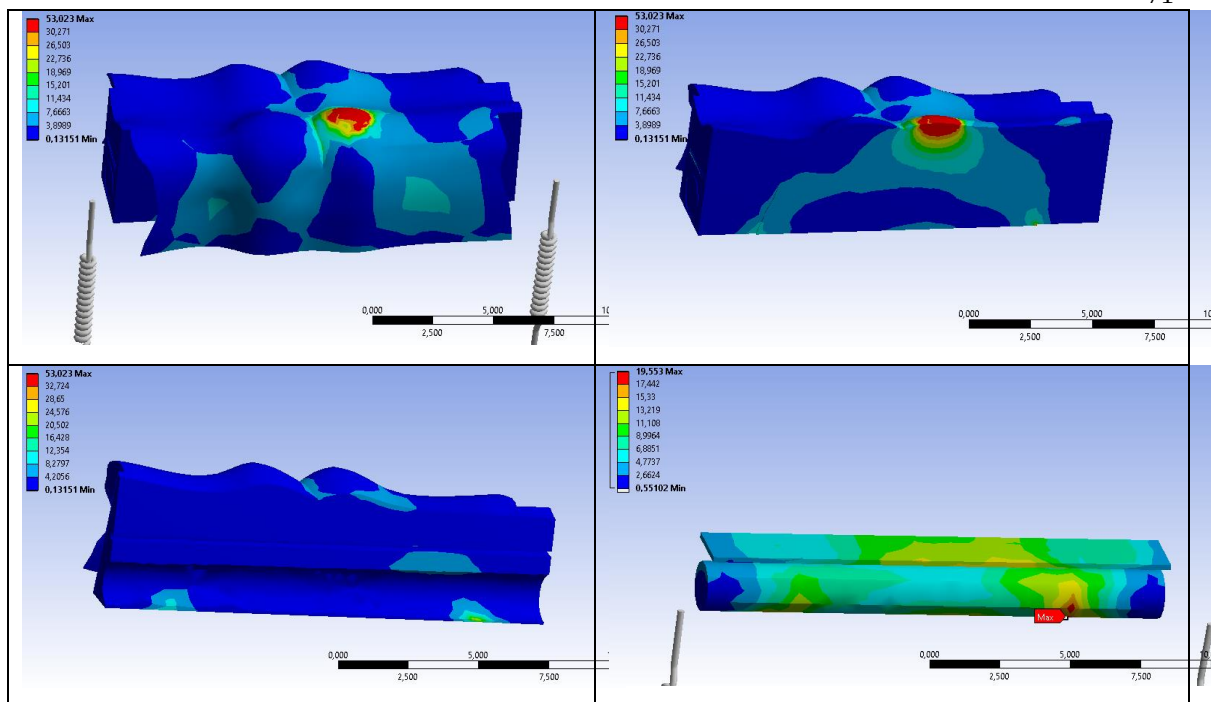
01(11) (100Н 90°)		Вся модель	Наповнювач	Армуючі елементи	Пластина(в.)	Балка(н.)
Переміщення(мм)	Максимум	0,01336	0,01336	0,00844	0,0084	0,0079
	Мінімум	0,00376	0,00376	0,00377	0,0038	0,0038
Напруження(Мпа)	Максимум	53,02300	53,02300	19,55300	15,3890	19,5530
	Мінімум	0,13151	0,13151	0,55102	2,1510	0,5510

Таблиця 44



Таблиця 45





Таблиця 46

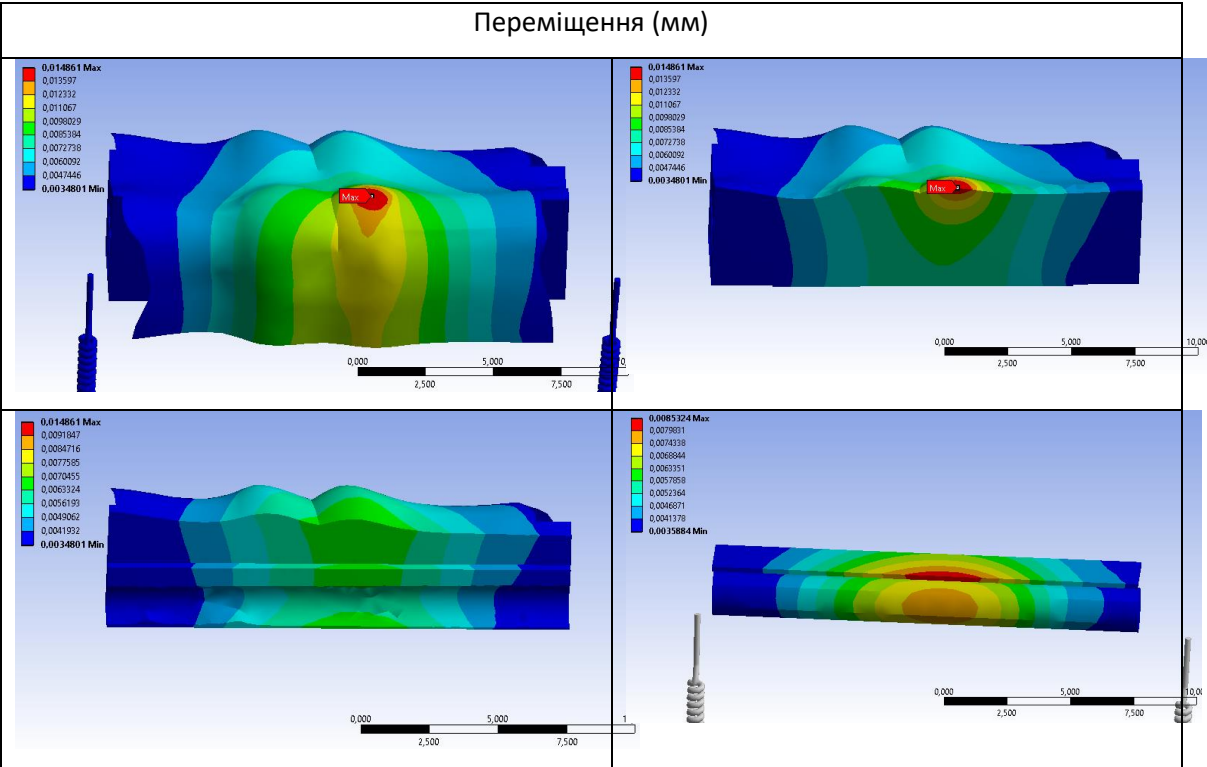
Елементи	50075
Вузли	73833

12-та розрахункова схема – комп'ютерна модель № 4 мостоподібного протезу, у якій скловолоконна пластина (Interlig, Angelus) розташована зверху, а армуюча балка (Jen-FiberBulk, Jendental) знизу. Навантаження у 100 Н прикладене до вестибулярного бугра під кутом 75° . Результати дослідження(табл. 47-50):

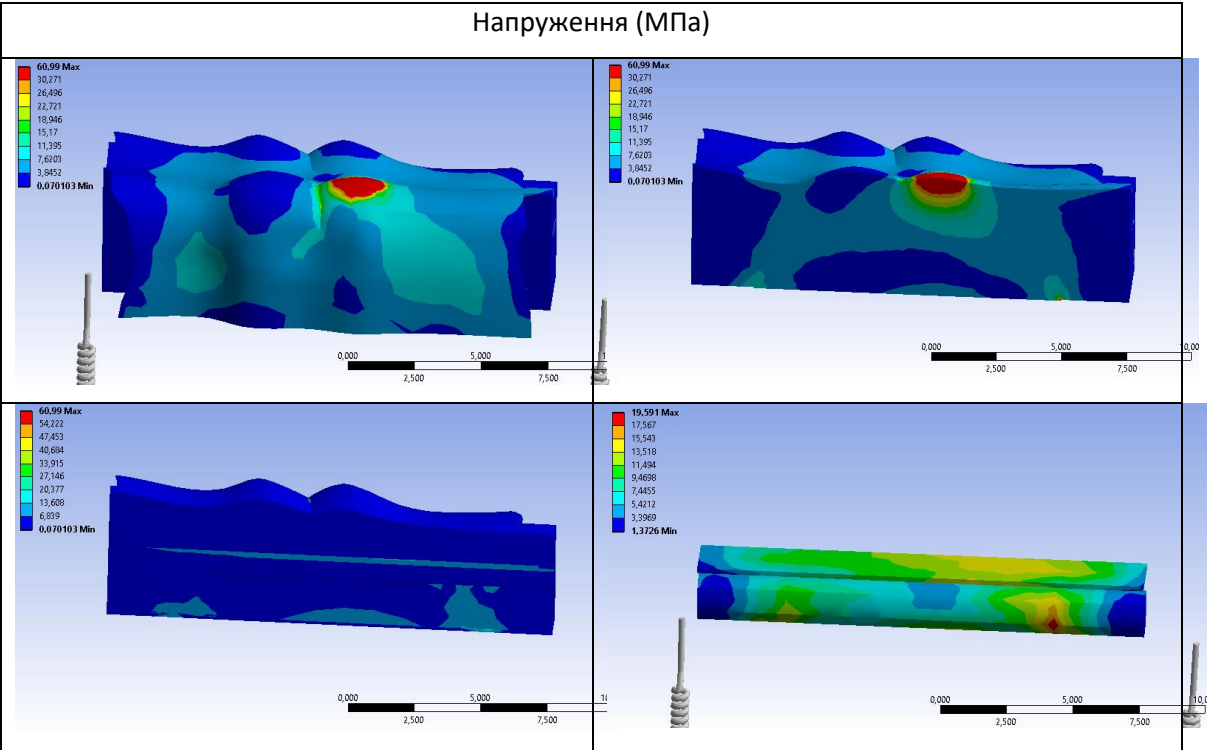
Таблиця 47

01(12) (100Н 75°)		Вся модель	Наповнювач	Армуючі елементи	Пластина(в.)	Балка(н.)
Переміщення (мм)	Максиму м	0,01486	0,01486	0,00853	0,0085	0,0078
	Мінімум	0,00348	0,00348	0,00359	0,0036	0,0036
Напруження (Мпа)	Максиму м	60,99000	60,99000	19,59100	15,2190	19,5910
	Мінімум	0,07010	0,07010	1,37260	2,4603	1,3726

Таблиця 48.



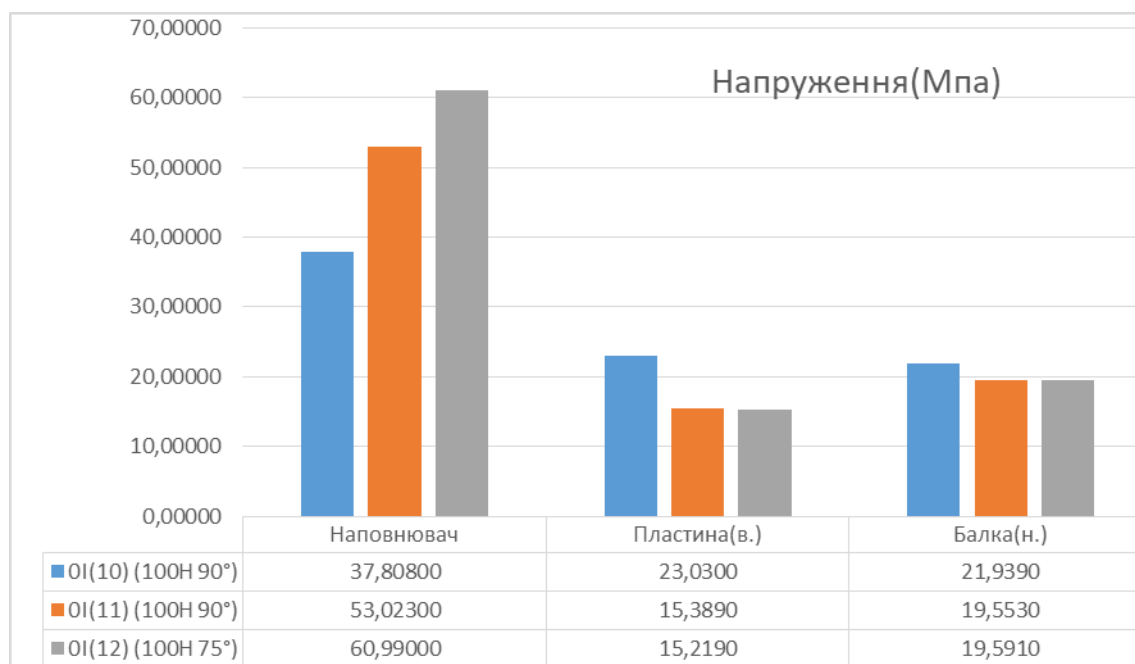
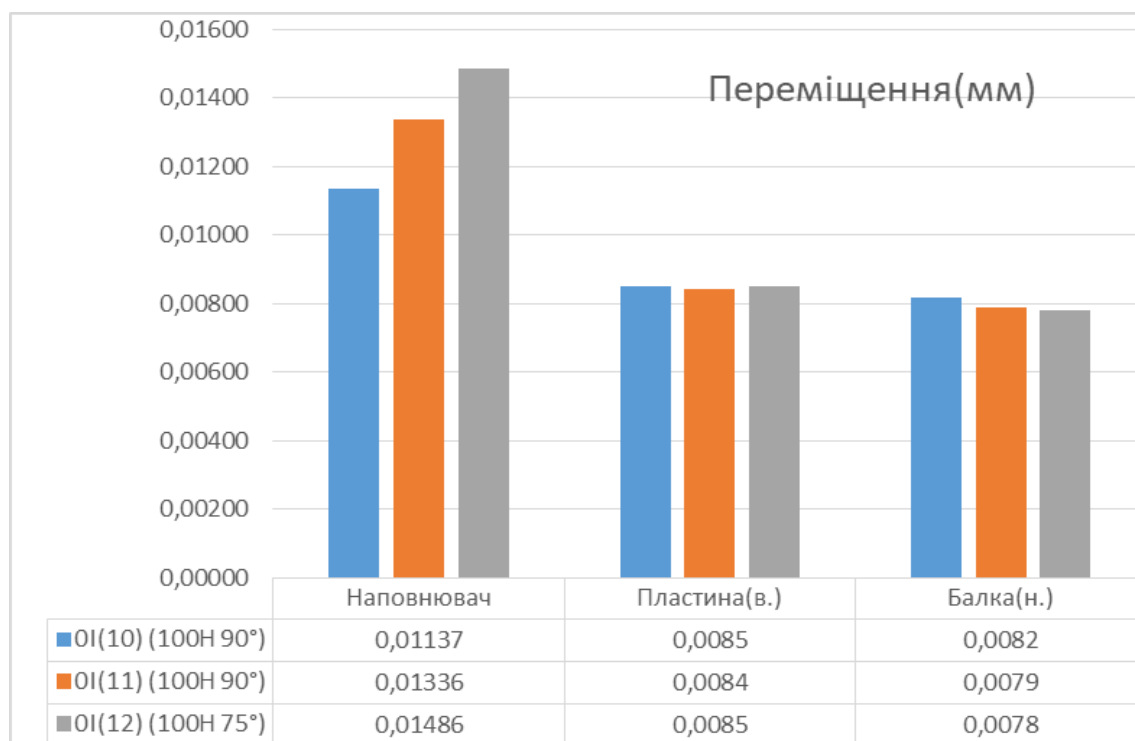
Таблиця 49.



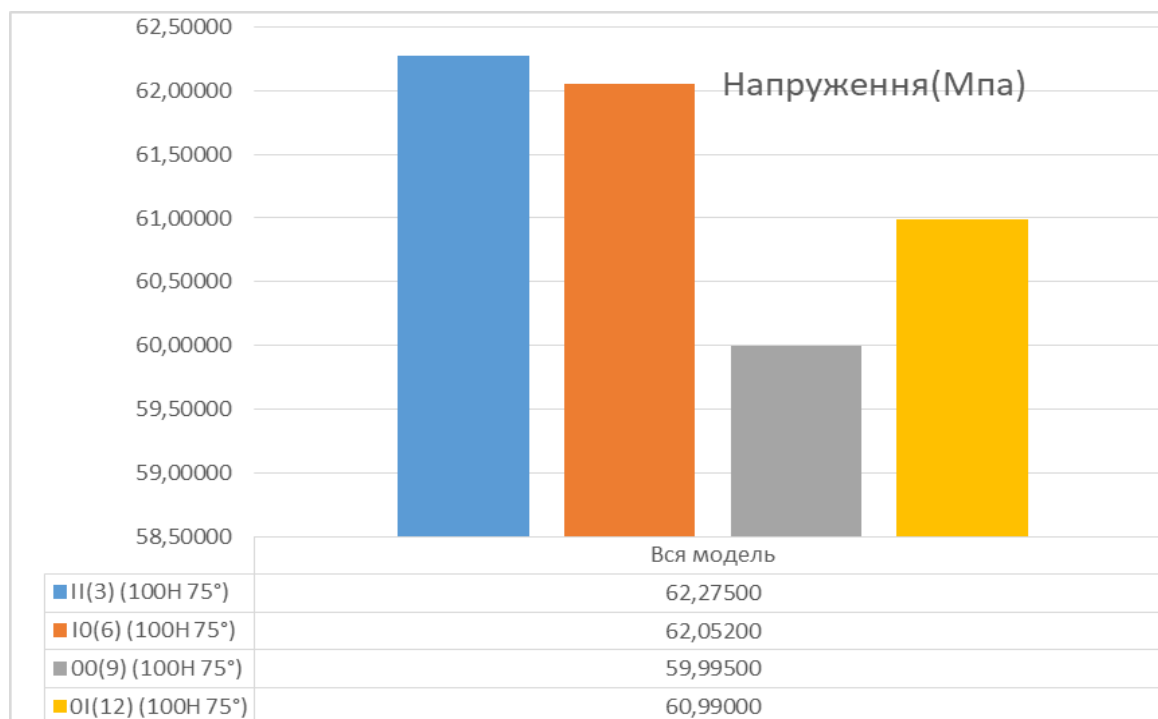
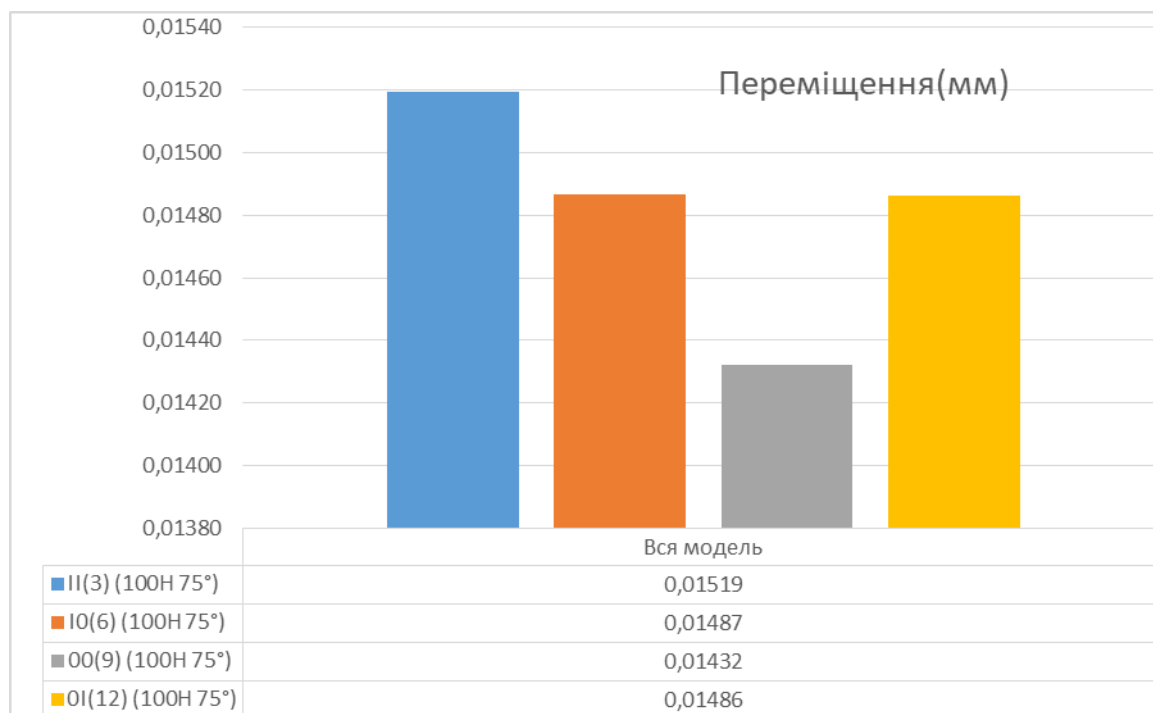
Таблиця 50

Елементи	50075
Вузли	73833

Результуючі гістограмми по моделі з пластиною зверху, та балкою знизу:



Порівняльні гістограми всіх моделей:



Як ми можемо бачити з гістограм еквівалентних за Мізесом напружень та переміщень, імітаційна модель №3 з двома армуючими скловолоконними балками(Jen-FiberBulk, Jendental) показує найжчі результати напружень та навантажень.

5. Розробка стартап-проекту

5.1. Опис ідеї проекту

В даній роботі проведено аналіз НДС індивідуального мостоподібного протезу, за допомогою імітаційної моделі біомеханічної системи нижньої щелепи людини зважаючи на реальні експлуатаційні навантаження та закони розподілу напружень. Дане дослідження не є фундаментальним для подальших досліджень, але конкретизує способи моделювання біомеханічної моделі та чисельні розрахунки моделі нижньої щелепи людини. Дослідження дає змогу оптимізувати вибір мостоподібного протезу, та збільшити ефективність. Ідею стартапу представлено в таблиці 5.1

Таблиця 5.1 Опис стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрями застосування	Вигоди для клієнта
Визначення оптимального мостоподібного протезу для зубного ряду нижньої щелепи людини	Медицина (Стоматологія)	Вибір оптимальної конструкції композитного мостоподібного протеза

Запропонована автором методика дослідження НДС мостоподібного протеза нижньої щелепи людини дозволяє ефективніше підібрати раціональну конструкцію для відновлення несучої спроможності щелепи людини, зменшеної шляхом втрати зуба.

Конкурентами до даної роботи є традиційні способи оцінювання ефективності мостоподібного протезу

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	—	Противник	Цей проект
2	Складність розрахунку	Противник	—	—
3	Точна оцінка НДС	Противник	—	Цей 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 методу оцінювання несучої спроможності індивідуальної імітаційної моделі для розрахунку оптимальної мостоподібної конструкції	Теоретичний розрахунок	€	€
		Практичне використання		
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 5.4 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.	Втрата несучої спроможності людини	Медична галузь (стоматологія)	Економічний стан	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 5.5 Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Збільшення термінів для вирішення проблеми	Винайдення нових методик	Вдосконалення вже існуючих методик
2.	Розробка покращеної методики		

Таблиця 5.6 Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Не потребує великих затрат на використання	Економічність	Підйом заробітної плати
2.	Підвищений попит	Покращення ефективності	Залучення методики для спрощення

	у галузях медицини	робіт	аналогічних проблем
--	--------------------------	-------	------------------------

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

Таблиця 5.7. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства
Чиста конкуренція	Існує декілька фірм конкурентів.	Підтримка якості продукту та постійні нововведення
За рівнем конкурентної боротьби: міжнародний	Фірми-конкуренти знаходяться не тільки в інших країнах	Покращення продукту як для вітчизняних так і для зарубіжних клієнтів.
За галузевою ознакою: внутрішньогалузева	Продукт використовується лише всередині даної галузі	Постійне вдосконалення продукту.
Конкуренція за видами товарів: товарно-родова	Види товарів однакові	Створити продукт, що враховує сильні і слабкі сторони конкурентів
За характером конкурентних	Вдосконалення протидій	Зниження ціни на продукт та підтримка його якості.

переваг: нецінова		
За інтенсивністю: марочна	Бренди існують і конкурують	Просування бренду, створення клієнтської бази

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

Таблиця 5.8. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Клієнти	Товари- замінники
	Немає	Бар'єрів впроваджен ня не значні	Медична галузь (стоматологія)	Загрози з боку замінників є
Висновки:	Мінімаль на інтенсивн ість	Є можливість входження в галузь	Диктують умови роботи на ринку. Така, як наявність потрібного програмного забезпечення	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 5.9. 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 5.10. 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	19					●		
3	Використання отриманих даних	20			●				
4	Точність розрахунку в	19				●			

	проекті								
--	---------	--	--	--	--	--	--	--	--

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 5.11. 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 5.12. 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	Середня	4 місяці
2	Публічне ознайомлення, перевірка на справжньому експерименті, державне	Висока	2 роки

	затвердження		
--	--------------	--	--

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).

Таблиця 5. 13

№ п/ п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачі в сприйняти продукт	Орієнтовни й попит в межах цільової групи	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Медична галузь (стоматологія)	Повністю готові	Високий	Середній	Середня

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

Таблиця 5.14. Визначення базової стратегії розвитку

Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
Альтернативна	Охоплення	Противник №1	Спеціалізація

	на 40-50 %		
--	------------	--	--

Далі виберемо стратегію конкурентної поведінки (табл.5.16).

Таблиця 5.15. 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 товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
Ні	Так	Так, метод розрахунку	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 проекті сучасних технологій;
- напрямок роботи лише у заданій ніші ринку.

5.4. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

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

Таблиця 5.16. 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	Час на вирішення проблеми
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 5.17. Формування системи збуту

Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система 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 5.18. 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

1. Встановлено, що розрахункова імітаційна модель №3 показала найнижчі показники переміщень та еквівалентні напруження за Мізесом, у порівнянні з моделями №1, №2, №4. Тим самим підтверджено, що модель з двома армуючими балками (Jen-FiberBulk, Jendental) є ліпшим варіантом для відновлення функціональної спроможності щелепи людини.
2. Встановлено, що методика по спрощенню розрахункової моделі показує похибку не більше 8%, що відповідає вимогам інженерних розрахунків.
3. Моделювання, за допомогою комп'ютерного програмного забезпечення, композитного мостоподібного протеза дозволяє більш детально розглянути вплив компонування та навантаження на НДС біомеханічної системи.
4. Перспектива подальших досліджень є дослідження при відсутності декількох зубів та компонування інших композитних матеріалів, для порівняння з уже отриманими результатами дослідження.

Список використаних джерел

1. 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.
2. 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.
3. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика: Учебник для вузов. – СПб.: Политехника, 2000. – 463 с.
4. 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.
5. Кирюшин М.А. Ортопедическое лечение больных с полным отсутствием зубов на нижней челюсти пластиночными протезами с дополнительной фиксацией на внутрикостных мини-имплантатах : автореф. дис. к-та мед. наук: спец. 14. 01. 22 «Стоматология» / М.А.Кирюшин – М., 2007. – 20 с.
6. Олесева В.Н. Сравнительное трехмерное моделирование напряженнодеформированного состояния кортикальной кости нижней челюсти при нагрузке имплантатов в боковом и фронтальном отделах зубного ряда / В.Н. Олесева, Г.Н. Журули, Ю.М. Магамедханов [и др.] // Материалы конференции ; Имплантация в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. – Минск, 2009. – С. 106.
7. Jurvelin J., Kiviranta I., Arokoski J., Tammi M., Helminen H. J. Indentation study of the biomechanical properties of articular cartilage in the canine knee. Engng Medicine. 1987, – pp. 15 – 22.
8. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont 1996; 9:511 – 9.
9. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. Int J Prosthodont 1995; 8:105 – 16.
10. Oguz K., Emir Y., Fehmi E. Static dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method
11. Цыбенко А.С., Лавриков С.А. Обобщенные схемы построения проекционносеточных методов. –Проблемы прочности. 1986, № 2. – С. 92 – 97.
12. Регирер С.А. Лекции по биологической механике, М., 1980.
13. Глазер З.Р. Очерк основ биомеханики, М., 1988.
14. <http://medical.nema.org/Dicom/about-DICOM.html>.
15. Имитационное компьютерное моделирование напряженнодеформированного состояния челюсти человека при функциональной нагрузке / М. Г.Крищук, В. А. Маланчук, А. В. Копчак, В. О. Єщенко. // Journal of Mechanical Engineering NTUU" Kyiv Polytechnic Institute". – 2010. – №59. – С. 55–58.
16. Зенкевич О. К.. Метод конечных элементов в технике / Пер. с англ. -М: Мир, 1975. - 541с.

17. Галлагер Р. Метод конечных элементов. Основы / Пер. с англ. - М: Мир, 1984. – 428 с.
18. Courant R. Variational Method for the Solution of Problems of Equilibrium and Vibration. Bull. Amer. Math. Soc., 49, 1943 p. 1-43.
19. Clough R. W. The finite element method in plane stress analysis. J. Struct. Div., ASCE. Proc. 2nd A.S.C.E. Conf. on Electronic Computarion, Sept. 1960, p. 345-378.
20. Олесова В.Н. Сравнительное трехмерное моделирование напряженнодеформированного состояния кортикальной кости нижней челюсти при нагрузке имплантатов в боковом и фронтальном отделах зубного ряда / В.Н. Олесова, Г.Н. Журули, Ю.М. Магамедханов [и др.] // Материалы конференции ; Имплантация в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. – Минск, 2009. – С. 106.
21. Binon PP, McNHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont 1996; 9:511 – 9.
22. Гаврилов Е.И. Деформация зубных рядов: М. Медицина, 1986. -96с.
23. Баннет А. Руководство по постановке коронок и мостовидных протезов. // Стоматолог. - 1998. - №5-6. - С. -73-80.
24. Жулев Е.Н. Несъемные протезы: Теория, клиника и лабораторная техника. - Н. Новгород: Изд-во НГМА, 1995. - 385с.
25. Онищенко В.С., Овчаренко О.М., Біда В.І. Препаровка твердих тканин коронок зубів та методи їх захисту // Современная стоматология. -1998. - №2. - С.46-47.
26. Щербаков А.С., Гаврилов Е.И., Трезубов В.Н., Жулёв Е.Н. Ортопедическая стоматология. С.-Пб.: ИКФ “Фолиант”, 1998. -576с.
27. Адамчик А.А. Одномоментное замещение единично отсутствующего зуба // Стоматолог. - 2001. - №8. - С.13.
28. Вутов М., Дечев Б., Ботушанов П. Вставки. - София: Медицина и физкультура. -1987. -152с.
29. Гожий А.Г., Сагателян Г.Р., Гожая Л.Д. Недостатки технологических процессов изготовления несъемных зубных протезов // Стоматология. -2001. - №3. - С.46-50.
30. Заліський Б.Н. Ортопедичне лікування хворих з частковими дефектами зубних рядів адгезивними мостоподібними протезами. Автореф. дис...канд.мед.наук:14.01.22/ Львівськ. Держ. мед. унів.-т.- Львів, 1994. -16с.
31. Копейкин В.Н. Ошибки в ортопедической стоматологии. -М.: Триада-Х., 1998. -175с.
32. Петрикас О.А. Современные и шадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов // Новое в стоматологии. -1998. - №5. - с.5-23.
33. Смердина Ю.Г., Смердина Л.Н. Ортопедическое лечение пациентов с включёнными дефектами зубных рядов с применением полимерных каркасов // Новое в стоматологии. -2001. - №4. - С.58-59.
34. Haastert B., Hickel R., Holste T. The factors affecting the risk for the loss resin-bonded bridges // Schweiz. Monatsschr. Zahmmmed. -1992. -Vol.102, №4. -P.416-437.
35. The use of adhesive metal-ceramic restorations as an alternative to conventional crown and bridge materials/ K. Bishop, D.Priestley, R.Deans, R. Joshi// Br.Dent.J.-1997. -Vol182, №3. -P.101-107.
36. Щербаков А.С., Петрикас О.А. Протезирование при частичной потере зубов адгезионными мостовидными протезами: /X/ обзор литературы // МРЖ Стоматология. -1988. - №11. - С.17-20.
37. Радлинский С.В. Адгезивные мостовидные конструкции // Дент-Арт. -1998. - №2. - С.28-40.

38. Creugers N.H. Resin-bonded bridges. A status report for the American Journal of Dentistry// Am.J.Dent.-1991.-Vol.4, №5.-P.251-256.
39. Ziada H.M., Barrett B.E. Case report: a non-zigid connector for a resin bonded bridge// Eur.J.Prostodont. Restor. Dent.-2000.-Vol.8, №2.-P.67-76.
40. Петрикас О.А., Ключев Б.С. Методика препарирования опорных зубов для адгезивных мостовидных протезов и адгезивных облицовок (виниров) и её анатомическое обоснование// Стоматология.-1997.-Т.76.№3.-С.46-50.
41. Ряховский А.Н. Ортопедическое лечение без искусственных коронок// Клиническая стоматология.-1999.-№3.-С.52-55.
42. Уманцева А.А. Изготовление коронки и мостовидного протеза без опилования зубов// Стоматология.-1959.-№5.-С.57-58.
43. Соловьёв М.Ф., Абдулин Р.М., Гомлякова О.С. Опыт изготовления адгезивных мостовидных протезов непосредственно в полости рта// Современная стоматология.-2000.-№1.-С.6-10.
44. Гумецкий Р.А., Завадка А.Е., Лобач А.О. Опыт применения адгезионных мостовидных протезов// Стоматология.-1987.-Т.66,№5.-С.57-59.
45. Гаджиев А.Г. Применение мостовидных протезов без препарирования зубов: Автореф. дис...канд. мед. наук:14.01.22/ Моск. мед. стомат. ин-т.-М.,1966.-16с.
46. Макеев В.Ф., Гумецкий Р.А., Мунтян Л.М. Досвід застосування адгезивних мостоподібних протезів// 36. тез III конгресу Всесвітньої федерації українських лікарських товариств. Київ-Львів, 1990.-С.46.
47. Benzer E.N. Retention am Maryland-Flugel durch Atzung und Waschkristalle// Dental Labor.-1985, 7.-N.4.-S.211-216.
48. Trentalancia M.C., Galliani G.C. Cementacio re dinette del metallo allo smalto: Durahinagmae e maryland // Dental Cadmos.-1985.-N.2.-S.33-35.
49. Бок В.И. О современных стоматологических композитах// Стоматология.-1998.-№4.-С.21-24.
50. Seltzer T. Mehanizmi obrane pulpodentinskog kompleksa: sklerosa, sekundarni dentin// Acta stomatol. Croat.-1983.-Т.17, №4.-С.311-322.
51. Овчаренко А.Н., Онищенко В.С., Иванов А.В. Профилактика изменений твёрдых и мягких тканей зубов, связанных с проведением их препарирования// Стоматология.-1990.-Вып.25.-С.94-96.
52. Ніконов А.Ю. Комплексна підготовка зубів та прикусу пацієнтів при лікуванні суцільнолитими нез'ємними протезами. Автореф. дис...канд.мед.наук:14.01.22./Укр. держ. мед. стомат. акад.-Полтава, 1998.-18с.
53. Жданов В.Е., Ковальчук И.С., Клёмин В.А., Озерова Т.Д. Обоснование конструкции адгезивных мостовидных протезов по границе соприкосновения с зубом// Вісник стоматології.-2001.-№3.- С. 18-20.
54. Чуйко А.Н. О возможностях конечно-элементарного моделирования в ортопедической стоматологии// Стоматолог.-2000.-№3.-С.37-38.
55. Шварц А.Д. Применение законов биомеханики и гнатологии при моделировании несъёмных протезов// Стоматология.-1995.-№3.-С.72-76.