

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва інституту/факультету)
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва кафедри)

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ **Владислав ШЛИКОВ**
(підпис) (Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

«__» _____ 2021 р.

Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»
(назва)

зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія»
(код та назва)

на тему: Модель корекції прикусу за допомогою вестибулярних брекетів

Виконала: студент 4 курсу, групи БМ-71
(шифр групи)

_____ **Савенок Богдан Юрійович** _____
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Керівник _____ **проф., д.т.н., проф. кафедри БМІ Лебедєв О.В.** _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Консультант 3 **доц. каф. ОППЦБ, к.т.н Демчук Гліб Вікторович** _____
(номер розділу)(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Нормоконтроль інженер 1 категорії Андрєсв Петро Іванович _____
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Рецензент ст. викл. каф. ТМБІ, Голембіовська Олена Ігорівна _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»**

Факультет (інститут)	<u>Біомедичної інженерії</u>
Кафедра	<u>Біомедичної інженерії</u>
Рівень вищої освіти	<u>Перший (бакалаврський)</u>
Спеціальність	<u>163 «Біомедична інженерія»</u>
Освітньо-професійна програма	<u>«Медична інженерія»</u>

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

(підпис)

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

« ____ » _____ 2021 р.

ЗАВДАННЯ
на дипломну роботу студентці
Савенка Богдана Юрійовича
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Модель корекції прикусу за допомогою вестибулярних
брекетів

Керівник роботи Лебедев Олексій Володимирович, проф., д.т.н., проф.
кафедри БМІ

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

затверджені наказом по університету від « 27 » травня 2021 р. №1361-с

2. Термін подання студентом роботи 04.06.2021,

3. Вихідні дані до роботи: підручники (в електронному вигляді), періодичні
видання з даного напрямку (в електронному вигляді); статті з цього напрямку
(в електронному вигляді).

4. Зміст роботи: провести цефалометричний аналіз для встановлення патології
та оцінки необхідності ортодонтичного втручання, створити одношарові та
багатошарові моделі кісток, створити моделі брекетів, дослідити взаємодії
моделей у середовищі SolidWorks.

5. Перелік ілюстративного матеріалу презентація у Power Point.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
3	Демчук Г.В., доцент кафедри охорони праці, промисловості та цивільної безпеки		

7. Дата видачі завдання 10.03.2021

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз літературних джерел	15.02.2021-23.04.2021	
2	Вибір програмного забезпечення	01.04.2021-12.04.2021	
3	Створення моделей кісток та брекетів	26.04.2021-30.04.2021	
4	Дослідження в середовищі SolidWorks	01.05.2021-12.05.2021	
5	Охорона праці	15.05.2021-31.05.2021	
6	Оформлення ПЗ	31.05.2021-04.06.2021	
7	Отримання рецензії та відгуку	04.06.2021-06.06.2021	
8	Здача роботи на нормоконтроль	04.06.2021	
9	Захист дипломної роботи	19.06.2021	

Студент

(підпис)

Богдан САВЕНОК

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Керівник роботи

(підпис)

Олексій ЛЄБЄДЄВ

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

АНОТАЦІЯ

Тема роботи: «Модель корекції прикусу за допомогою вестибулярних брекетів».

Обсяг дипломної роботи становить 57 сторінок, містить 30 ілюстрацій, 13 таблиць. Загалом опрацьовано 40 джерела.

Метою роботи є отримання порівняльної моделі ефективності корекції прикусу за допомогою вестибулярних брекетів.

Актуальність роботи базується на порівнянній моделі взаємодії брекетів із моделями багатошарових кісткових структур ротової порожнини та одношарових. Таке порівняння дасть можливість оцінити різницю результатів цих моделей та ефективність кожної з них.

Задачі:

- Дослідити сучасний стан вивчення, аналізу та моделювання у ортодонтії;
- Провести цефалометричний аналіз для встановлення патології та оцінки необхідності ортодонтичного втручання.
- Створити одношарову та багатошарову моделі кісток.
- Створити модель брекетів.
- Дослідити взаємодії моделей у середовищі SolidWorks.

Основні результати: проаналізовані літературні джерела в області ортодонтії, систем моделювання в ортодонтії та їх принципів роботи. Створена та проаналізована порівняльна модель взаємодії брекетів із одношаровою та багатошаровою моделями кісткових структур ротової порожнини.

Ключові слова: вестибулярні брекети, прикус, зуби, цефалометрія, КПКТ, ТРГ.

ABSTRACT

Title: “Bite correction model with vestibular braces.”

The volume of the explanatory note is 57 pages, contains 30 illustrations, 13 tables. In total, 40 sources have been processed.

The aim of the work is to obtain a comparative model of the effectiveness of occlusion correction using vestibular braces.

Relevance of the work is based on a comparable model of interaction of braces with models of multilayered bone structures of the oral cavity and single-layer. This comparison will make it possible to assess the difference between the results of these models and the effectiveness of each of them.

Tasks:

- to investigate the current state of study, analysis and modeling in orthodontics;
- to do a cephalometric analysis to establish the pathology and assess the need for orthodontic delivery.
- to create single-layer and multilayer bone models.
- to create a model of braces.
- to explore model interactions in SolidWorks.

Main results: analyzed literature sources in the field of orthodontics, modeling systems in orthodontics and their principles of work. A comparative model of the interaction of braces with single-layer and multilayer models of bone structures of the oral cavity is created and analyzed.

Key words: vestibular braces, occlusion, teeth, cephalometry, CBCT, TRG.

ЗМІСТ

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА	10
1.1 Діагностика	10
1.2 Рентгенологічна діагностика.....	10
1.3 Ортодонтичні апарати.....	14
1.4 Класифікація ортодонтичних апаратів.....	14
1.5 Основні конструкції внутрішньоротових ортодонтичних апаратів механічної дії	15
1.5.1 Апарат Енгеля.....	15
1.5.2 Апарат Ейнсворта.....	17
1.5.3 Апарат Айзенберга-Гербста.....	19
1.5.4 Апарат Лурі.....	20
1.5.5 Апарат Позднякової	21
1.5.6 Апарати Топеля	22
1.5.7 Апарат Гербста-Кожохару.....	23
1.5.8 Апаратура А. М. Шварца.....	23
1.6 Комп'ютерне моделювання в ортодонтії.....	24
Висновки до розділу 1	25
РОЗДІЛ 2 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА	26
2.1 Цефалометричний аналіз.....	26
2.2 Моделювання кісток	30

					БМ71.16. 2705.1361ПЗ							
Вим	Лист	№ докум.	Підпис	Дат	Модель корекції прикусу за допомогою вестибулярних брекетів				Лім.	Лист	Листів	
Розробив	Савенок Б.Ю.											
Перевірів	Лебедев О.В.											
Реценз.	Голембіовська О.І.								КПІ ім. Ігоря Сікорського ФБМІ БМ-71			
Н. Контр.	Андреев П.І.											
Затвердив	Шликов В.В.											

2.3 Моделювання брекетів	31
2.4 Симуляція у SolidWorks	35
Висновки до розділу 2	40
РОЗДІЛ 3 ОХОРОНА ПРАЦІ	41
3.1. Характеристика приміщення при проведенні рентгенологічних досліджень.....	41
3.2 Оцінка потенційних небезпек та шкідливих факторів	43
3.2.1 Небезпека враження людини від рентгенівського випромінювання...	43
3.2.2 Небезпека враження людини електричним струмом.	45
Висновки до розділу 3	46
ВИСНОВКИ.....	47
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ.....	48

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

КПКТ – конусно-променева комп'ютерна томографія;

ТРГ – телерентгенограма;

ОПТГ – ортопантомограма.

					БМ71.16. 2705.1361ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Лист		8

ВСТУП

Сучасна ортодонтична допомога стає доступною для все більш широкого кола населення. Нині інструменти, які використовують лікарі у своїй роботі, дозволяють спроектувати ортодонтичне втручання та зробити прогноз його наслідків. Вдосконалення технологій проектування та прогнозування є ключовою метою новітніх впроваджень у цій галузі медицини. Дана робота базується на порівнянні моделей багатошарових кісткових структур ротової порожнини та одношарових. Таке порівняння дасть можливість оцінити різницю результатів цих моделей та ефективність кожної з них.

Метою роботи є отримання порівняльної моделі ефективності корекції прикусу за допомогою вестибулярних брекетів, що дозволить оцінити застосування багатошарової та одношарової моделей у проектування ортодонтичних втручань.

Для досягнення мети були поставлені наступні завдання:

- дослідити сучасний стан вивчення, аналізу та моделювання у ортодонтії;
- провести цефалометричний аналіз для встановлення патології та оцінки необхідності ортодонтичного втручання;
- створити одношарову та багатошарову моделі кісток;
- створити модель брекетів;
- дослідити взаємодії моделей у середовищі SolidWorks.

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Діагностика

Щоб визначити етіологію порушення прикусу, слід оцінити структурний патерн пацієнта і вище розміщені м'які тканини. Це допоможе визначити анатомічні обмеження будь-якого запропонованого лікування. Крім того, ключова мета всього ортодонтчного лікування – домогтися естетичного вигляду посмішки та позбавити пацієнта дискомфорту. Хороша посмішка – це не тільки рівні зубні ряди і хороший прикус. Необхідно враховувати співвідношення зубних рядів і губ, а оцінка естетичності посмішки повинна бути частиною будь-якого ортодонтчного обстеження [1].

Пацієнта слід обстежувати як анфас, так і в профіль.

Для забезпечення точної оцінки скелетного патерна важливо переконатися, що голова пацієнта знаходиться у природньому положенні. Це ж природнє положення голови також має бути використано для отримання цефалометричних рентгенограм, щоб забезпечити узгодженість між усіма методами обстеження.

Ключем до екстранормального дослідження є знання нормальних пропорцій обличчя і здатність виявляти відхилення від цих пропорцій. Екстраоральне обстеження пацієнта проводять: анфас (оцінка в вертикальній і поперечній площинах) в профіль (оцінка в передньозадній і вертикальній площинах). Повинні бути також проведені оцінка естетики посмішки, м'яких тканин (губи і язик) і обстеження СНЩС.

1.2 Рентгенологічна діагностика

					БМ71.16. 2705.1361ПЗ	Лист
						10
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Лист		

Одними із засобів ортодонтичного обстеження найпоширенішими є рентгенологічні та томографічні методи. Для точності встановлення клінічної картини, визначення плану та прогнозування лікування зубної недостатності, для моніторингу динаміки змін тканин пародонта, для моніторингу стабілізації отриманих результатів вони є найбільш вживаними [2, 3, 4, 5].

Для вирішення проблеми в конкретному випадку, враховуючи особливості, переваги та недоліки, важливо використовувати правильний метод рентгенологічного дослідження.

Внутрішня рентгенографія – метод обстеження для вивчення конкретної ділянки зубів і щелепної кістки: відсутність кількості зубів - залоз або скупчень, а також їх розташування в кістках щодо коренів сусідніх зубів. підтримка зубів та їх положення; показник якості формування коронок і коренів зубів; клінічні потреби до пластичного втручання на стремінці верхньої губи, якщо його волокна додані до кріплення середньої губи та перешкоджають видаленню простору між внутрішньоротовими структурами.

Панорамне рентгенологічне зображення (рис. 1.1) робить можливим отримання зубних, альвеолярних та базальних дуг, зображень верхньої та нижньої щелепи, елементів СЩНС та інших черепних структур.



Рисунок 1.1 – ОПТГ [1]

Варто зазначити, що при отриманні розгортки, зображення є збільшеним в 1,8 – 2 рази.

Ортофантомографія – це панорамна томографія, розроблена Паатеро для плоских зображень сферичних контурів щелепи та лицьового скелета. Таким чином вивчаються:

- розмір тіла щелепної кістки, гілок та країв нижньої щелепи, асиметрія обличчя та його кісток;
- пропорції зубів;
- положення СЩНС;
- патології пазух черепа;
- вроджена анатомія альвеолярного відростка та верхньої щелепи.

Ортопантомограма допомагає вимірювати лінійні та кутові розміри, які є пропорційними окремим частинам лицьового скелету. Вивчення ортопантомограм дуже важливо для планування ортодонтичного лікування або суміщеного лікування пацієнтів із пошкодженням зубної системи.

Телерентгенографія. Велика робота з вивчення латеральних рентгенограм черепа зроблена європейцем – Нофром та американцем - Родбентом. Вони вивчали генезис, що має місце під час росту та розвитку черепа, який є критичними для ортодонтичної практики.

Форма щелепи, як відомо, може бути: широка, середня та вузька. Також форма може буди подібною до наступних фігур: коло, квадрат, усічений конус або шестикутник. Профіль обличчя здатен набувати наступних типів: опуклий, увігнутий та середній. Для ортодонтів важлива точність будови черепа та лицьового скелета, незважаючи на індивідуальні відмінності [6, 7].

Бродбент і Берк зазначають, що конструкція скелету черепа не змінюється в міру старіння людини.

Де Костер, Коггауз, Бьорк, Даунз, травень, Лузі, Лукчезе, Шварц, А.А. Ель Нофелі, Фганкель, Л.М. Демнер та ін. – ці автори представили найважливіші методи та прийоми аналізу рентгенологічних зображень.

Згідно Бреді та Конінга у другій половині минулого століття було понад 130 методів аналізу латеральних рентгенологічних зображень. Методики різняться залежно від типу вимірювання, точки, обраної лікарем для лінійних та кутових вимірювань, для визначення структурних пропорцій окремих частин черепа; площинами, які зазнають незначних змін при генезисі черепного скелету (рис. 1.2).

Найважливішими методами аналізу телерадіографії за типом вимірювання є:

- визначення розмірних величин лінії між певними точками та їх відношення;
- визначення кутів;
- дослідження пропорційності кісток скелета обличчя та їх окремих частин.



Рисунок 1.2 – Телегентенограма [1]

Використовуються змішані методи аналізу, де, враховуючи лінійні та кутові розміри, потрібно визначити взаємозв'язок скелетної структури обличчя.

1.3 Ортодонтичні апарати

Аномалії роботи зубної та щелепної системи дуже різні, тому дії, що застосовуються для їх лікування, повинні бути однаково різними. Ці дії можна використовувати на окремих зубах, групах зубів, ряді зубів в цілому, а також до конкретних ділянок ротових кісток. Сили, що діють на різні частини ротової порожнини, можуть відрізнятися за розміром і тривалістю дії.

Враховуючи, що в різному віці та з етіологією аномалій слід віддавати перевагу певним методам втручання, стає зрозумілим, чому стільки ортодонтичних пристосувань та ортодонтичних апаратів збирається у фахівців [8, 9, 10].

1.4 Класифікація ортодонтичних апаратів

У літературі відзначено різне ортодонтичне обладнання, із відмінними механізмами дії, способами кріплення, застосуванням та ін. Втім є можливість виділити певні об'єднання структур, і принцип цього розподілу та об'єднання є розгляд механізму виникнення і зміни сил, а також їх використання при використанні певного пристрою.

Певні ортодонтичні рішення дають можливість вирішити лише одну проблему чи патологію – переміщення зубів лише в одному векторному спрямуванні. Це можна назвати моноцільовими рішеннями. Решта пристроїв є більш-менш гнучкими у застосуванні, з їх допомогою можливо рухати зуби та змінювати будову у різні напрями – це вказує на належність до багатоцільових груп [11, 12, 13].

Розмаїття зубних патологій зумовило появу багатьох ортодонтичних рішень, які їх усувають. Класифікація ортодонтичних застосунків враховує просторові механічні принципи роботи та конструктивні характеристики.

					БМ71.16. 2705.1361ПЗ	Лист
						14
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Лист		

Повний перелік класифікацій ортодонтичного обладнання та інструментарію зробила Ф. Я. Хорошилкіна.

Відповідно до принципу дії виділяють 4 групи ортодонтичних апаратів: механічно діючі, функціонально направляючі, функціонально діючі, змішані.

За способом і місцем дії монощелепні, монощелепні із міжщелепною дією, двосторонні, позаоральні, змішані.

За видом опори реципрокні, стаціонарні.

За місцем розташування: внутрішньоротові та позаротові.

Внутрішньоротові:

- оральні (піднебінні, язикові);
- вестибулярні,;
- назубні.

Позаротові:

- головні (лобно-потиличні);
- шийні;
- щелепні (верхньогубні, нижньогубні, підборідні, підщелепні, на кути нижньої щелепи);
- комбіновані.

За способом фіксації незнімні, знімні, комбіновані.

За видом конструкції дугові, капшові, пластинкові, блокові, каркасні, еластичні.

Конструкція будь-якого ортодонтичного приладу включає в себе роз'єми, функціональні та допоміжні елементи. Його назва та характеристики визначаються з урахуванням наведеної класифікації [14, 15, 16].

1.5 Основні конструкції внутрішньоротових ортодонтичних апаратів механічної дії

1.5.1 Апарат Енгеля

					БМ71.16. 2705.1361ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Лист		15

Конструкція пристрою включає коронки або кільця на перших постійних молярних зубах (опорні елементи), дугу тамбура (активний елемент), гільзи, зшиті горизонтально від поверхні губи (допоміжні елементи), як показано на рис. 1.3.

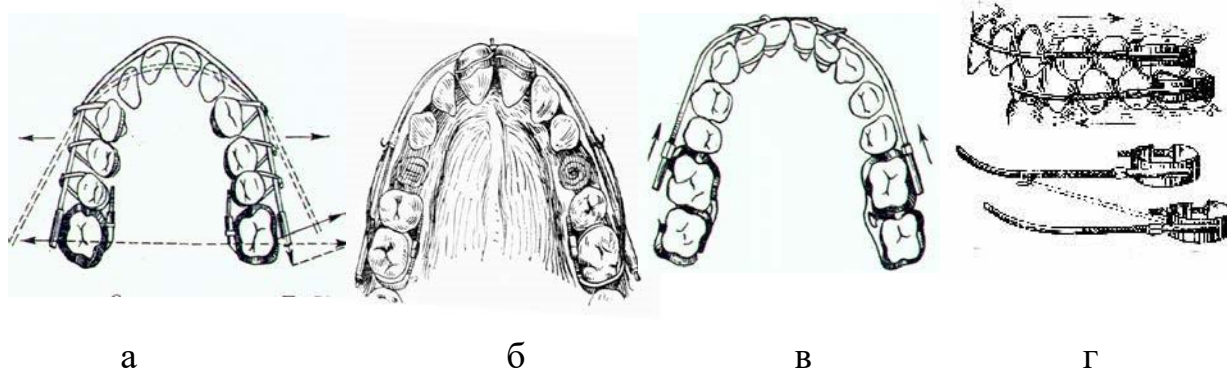


Рисунок 1.3 – Апарати Енгеля: а) експансивний; б) змінний; в) стаціонарний; г) два стаціонарних апарата з міжщелепною косою еластичною тягою [1]

На думку Ф. Я. Хорошилкіної – це механічної дії пристрій, монощелепний. Якщо арки Енгеля, які зміцнені у верхньому та нижньому рядах, впливають на пружину або гумову тягу, такий подвійний пристрій має внутрішній стискаючий ефект.

Існує три основних типи пристосувань: змінна, еластична та стаціонарна.

Змінна дуга Енгеля діє в сагітальній площині. Її активним елементом, крім вестибулярної скорочувальної арки, є також еластична сила. В результаті арка може використовуватися для зменшення ширини зубного ряду та нахилу вестибулярно локалізованих зубів. Зменшення ширини дуги досягається закриттям проміжків або видаленням окремих зубів відповідно до рішення лікаря. Сила натягу при розтягуванні локалізується між кільцями сторонами вестибулярної дуги [17].

Статична арка. Застосовується для руху одиничних зубів або їх груп. Одночасне використання двох статичних пристроїв із середніми гумовими стержнями може спричинити рух, вертикальне та горизонтальне. Особливістю пристрою є те, що він згинається у вигляді протеза і стикається

з вестибулярною поверхнею зубів, правильно розміщеною. Незвично розміщені зуби малюють сліди на носі.

Широку арку Енгеля можна використовувати на двох рівнях: вертикальному та поперечному. Тоді, на відміну від фіксованого лука, довгий лук згинається довше або нижче, вужче або ширше протеза. При згинанні його ставлять навіть тоді, коли напрямок забезпечує необхідний рух. У цьому випадку зуби, які були аномально розміщені, також кріпляться до нього через зв'язки [18].

1.5.2 Апарат Ейнсворта

Пристрій містить вестибулярну гумову дугу, виготовлену з дроту з нержавіючої сталі діаметром від 0,9 мм до 1,2 мм (рис. 1.4). Він посилений у вертикальних трубках на вестибулярному рівні опорних кілець або коронок, які прикріплені до прополісу або зубів верхньої щелепи. Дотичні стержні, подані в шийну частину перехідних зубів, пришиті до поверхні другої дотичної.

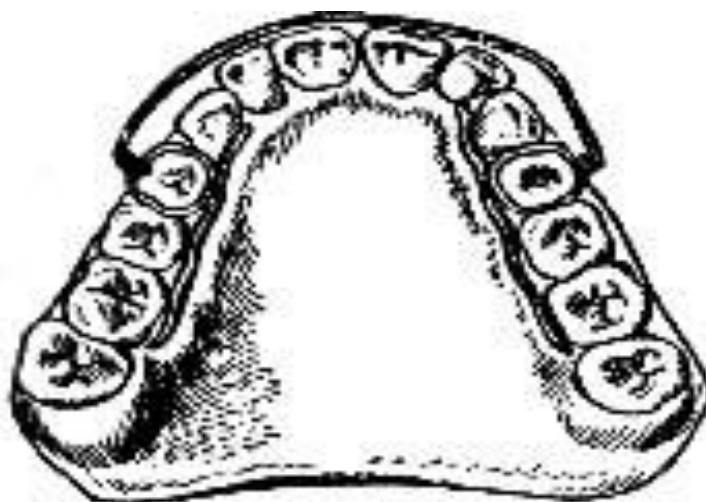


Рисунок 1.4 – Апарат Ейнсворта на моделі [1]

Робота пристрою Ейнсворта базується на використанні механічної сили. Збільшується пружною дугою. Цей пристрій призначений для лікування

спазмів щелепи в очах собак та в зоні до очей. Діє в поперечному, сагітальному, вертикальному напрямку.

Поперечно – бічні зуби рухаються в бік черевного м'яза під впливом еластичного натягу дуги. Зігніть його так, щоб він знаходився на невеликій відстані від зуба, що рухається, і активуйте його, вирівнюючи перед тим, як проникнути в трубку.

Завдяки своїй еластичності лук наносить удари, прагнучи повернутися до своєї первісної форми, а в свою чергу дотикові стержні несуть зуби [19, 20]

Сагітальний - апарат переміщує верхні передні зуби на відстань. Щоб рухати зуби в дальньому напрямку, необхідно зігнути кільця Побразного в дузі. Середня частина повинна бути близько до поверхні зуба. Тиск пружини, який спрацьовує натисканням кілець, служить джерелом живлення, яке рухає зуби в напрямку назад.

Вертикальний – пристрій забезпечує короткість або довжину передніх зубів. Рух зубів у цих напрямках досягається виготовленням додаткових пристосувань у вигляді мідних кілець з горизонтальними борозенками на передніх зубах. У цих місцях зберігання є цибуля. Активуючи середню його частину, згинаючи її у вертикальному напрямку, ви створюєте напругу, яка рухається крізь кільця у змінюються зубах.

Міцність на розрив і стиск, що розвивається цим пристроєм, працює безперервно, збільшується після активації дуги і сповільнюється через кілька днів. Тому часник слід регулярно активувати. Величина сил, що розвиваються дугою Ейнсворта, невелика, і тому величина цих сил не є визначальною.

Арка Ейнсворта використовується для ортодонтичного лікування розладів, виправлених англійським обладнанням. Але він має ряд специфічних властивостей, найважливішим з яких є рух тіл гвинтів, якого неможливо досягти за допомогою обладнання Angel.

Затосування арки Ейнсворта не включає використання лігатур, і в результаті число сеансів ортодонта є меншим. Сила, що діє на рухомі зуби, значно менша, ніж сила суглоба, коли використовуються англійські крила.

					БМ71.16. 2705.1361ПЗ	Лист
						18
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Лист		

1.5.3 Апарат Айзенберга-Гербста

Пристрій будується з коронок або кілець (рис. 1.5), які розміщені в дужках або молярах, поверхня губ яких – горизонтальні балки довжиною 1 см - 1,5 см. Вільні кінці останніх зігнуті у вигляді кронштейнів, призначених для посилення гумового стрижня [21].

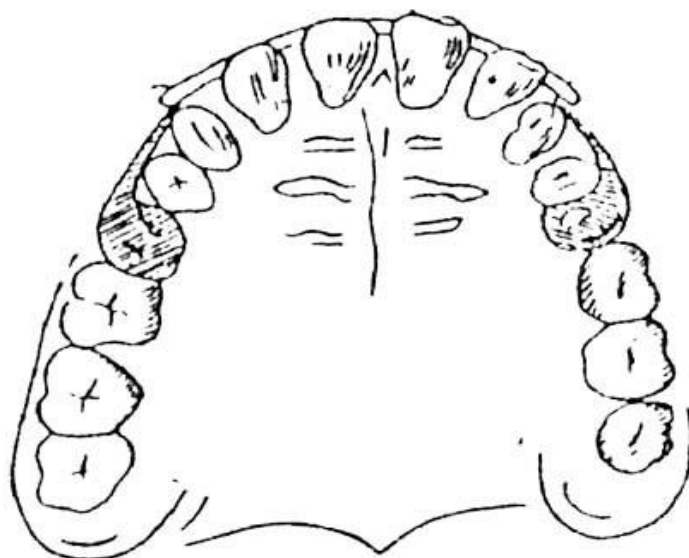


Рисунок 1.5 – Апарат Айзенберга-Гербста при застосуванні енглевських дуг [1]

Робота пристрою заснована на застосуванні сили, яка розвивається за допомогою гумки, закріпленої між пристроями. Призначений для лікування деформацій передньої частини. За допомогою цього пристрою ви можете переміщати окремі зуби та їх групи у таких напрямках:

- сагітальний – середній і периферичний, якщо місця достатньо для переміщення зубів.
- вертикальні – вгору і вниз, для яких зуби повинні рухатися, кільця з горизонтальними зрізами або дужки, які служать точками утримання еластичного кільця.

Балки та конструкції горизонтального положення також згинаються вертикально вгору і вниз залежно від типу деформації.

Щоб досягти повороту вертикальної осі в регульованому зубі. Для кріплення гумової панелі за допомогою гачка. Оскільки міцність на розрив визначається еластичністю гуми, її налаштування складається у виборі каучукових чи гумових кілець певної довжини та товщини.

1.5.4 Апарат Лурі

Це вестибулярний апарат, розташований над пришийковою зоною зубів (рис. 1.6).

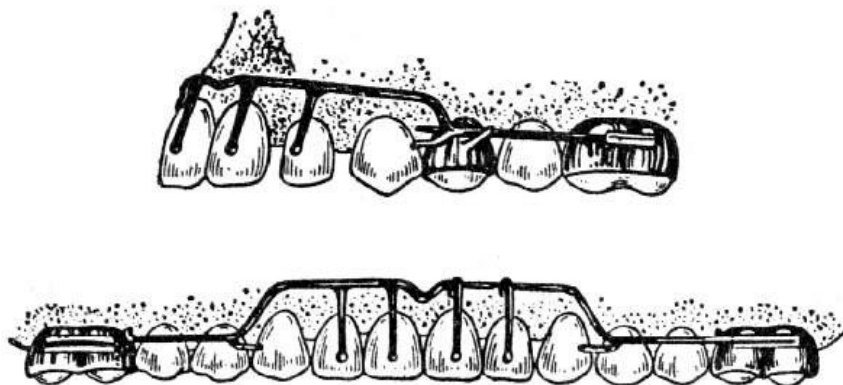


Рисунок 1.6 – Апарат Лурі [1]

Робота пристрою заснована на застосуванні механічної сили, що розвивається пружними процесами. Він надходить до зуба при безпосередньому контакті відростка з коронками цих зубів.

Тиск, який виробляє пристрій, незначний. Терапевтичний ефект досягається із застосуванням цього пристрою.

Міцність процесу на стиск не перевищує 0,196 Н на 1 см². Апарат працює в сагітальному напрямку і тисне на передні зуби верхньої щелепи. Він використовується як фаза лікування прогностичного характеру [8].

1.5.5 Апарат Позднякової

Використовується у клінічній практиці для одиничного зміщення зубів (рисунок 1.7). За потреби перемістити 3-й зуб в дистальне положення кріплення конструкції роблять на першому молярі, щоб зміцнити коронку, а дотичні прикріплюються з обох боків і розміщуються в дужках, що відкриваються в районі першої руки здалеку. Коронка посилена зверху 3-го зубу, з обох сторін прикріплені кронштейни. Між коронками знаходиться довгий гумовий стрижень.

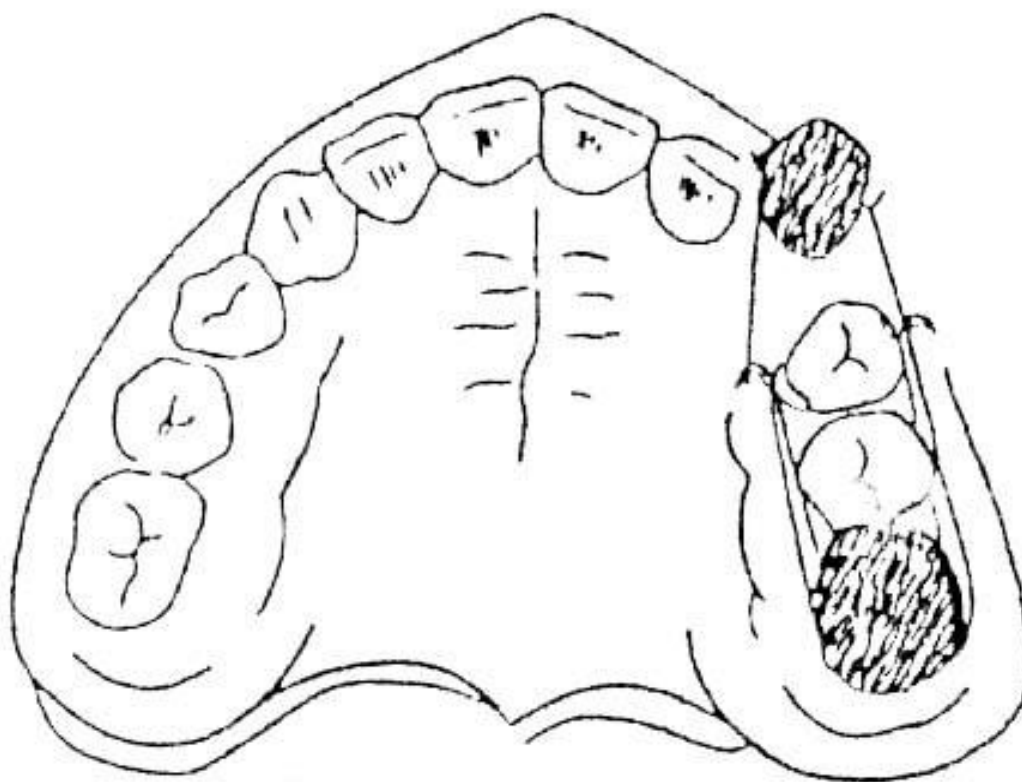


Рисунок 1.7 – Апарат Позднякової [1]

Для переміщення 3-х зубів із піднебіння до першого моляра коронка була посилена привареною дотичною видолинкою на вестибулярній стороні. На коронку третього зубу, що рухається, кріпиться гумове кільце між коронкою з гачком і дотичною.

1.5.6 Апарати Топеля

Пристрій для антеріального зміщення верхніх передніх зубів. Пристрій складається із знімної пластини, яка поміщається в рот передніми коронками або зубами. На лицьовій стороні пластини дві труби приварені Т-подібними стрижнями із привареними видолинками (рис. 1.8).

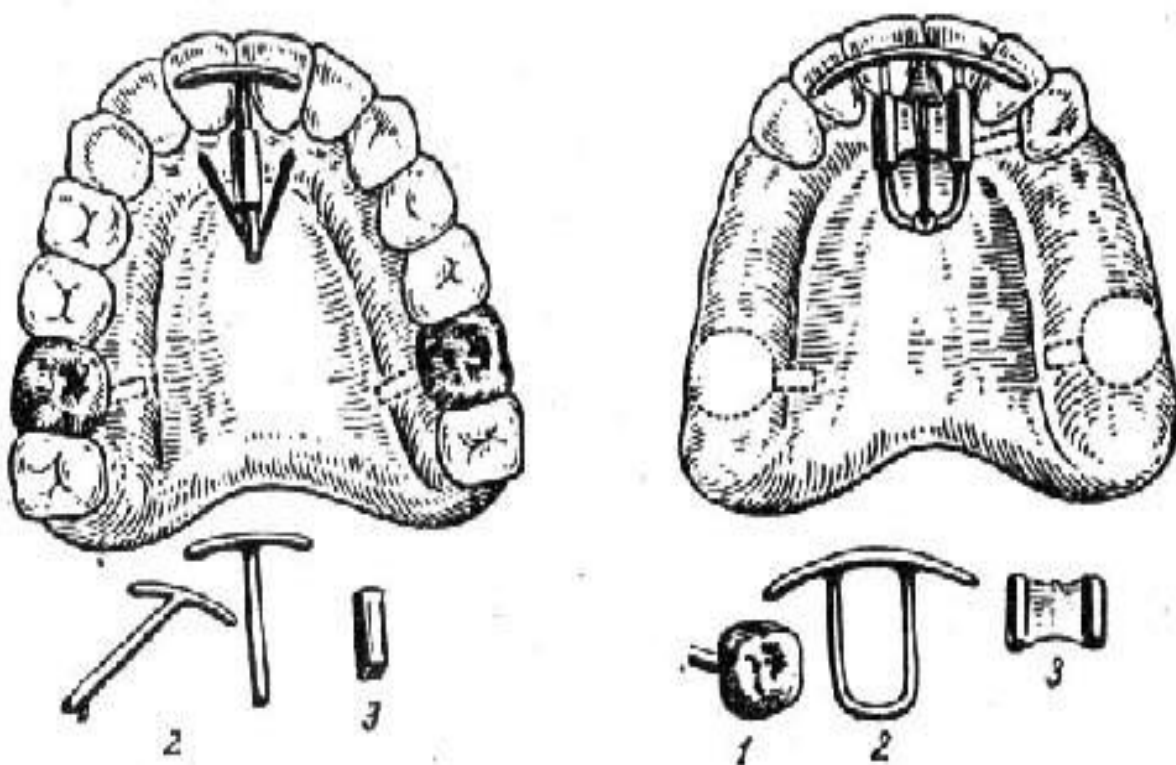


Рисунок 1.8 – Апарат Топеля [1]

На площині, яка знаходиться ближче до перших зубів, між трубочками розміщений припаяний гачок, що відкривається мзиально. Між прутами і гачком натягується гумове кільце. Завдяки своїй еластичності еластичне кільце штовхає Т-подібний стрижень вперед, рухаючи тим самим передні зуби в напрямку губ [10].

1.5.7 Апарат Гербста-Кожохару

Кільця готуються з відкритими здалеку руками для перших постійних зубів верхньої та нижньої щелепи. На передніх зубах обох щелепи готують кільця та кріплення, відкриті у верхній частині догори та на нижній частині щелепи донизу (рис. 1.9).

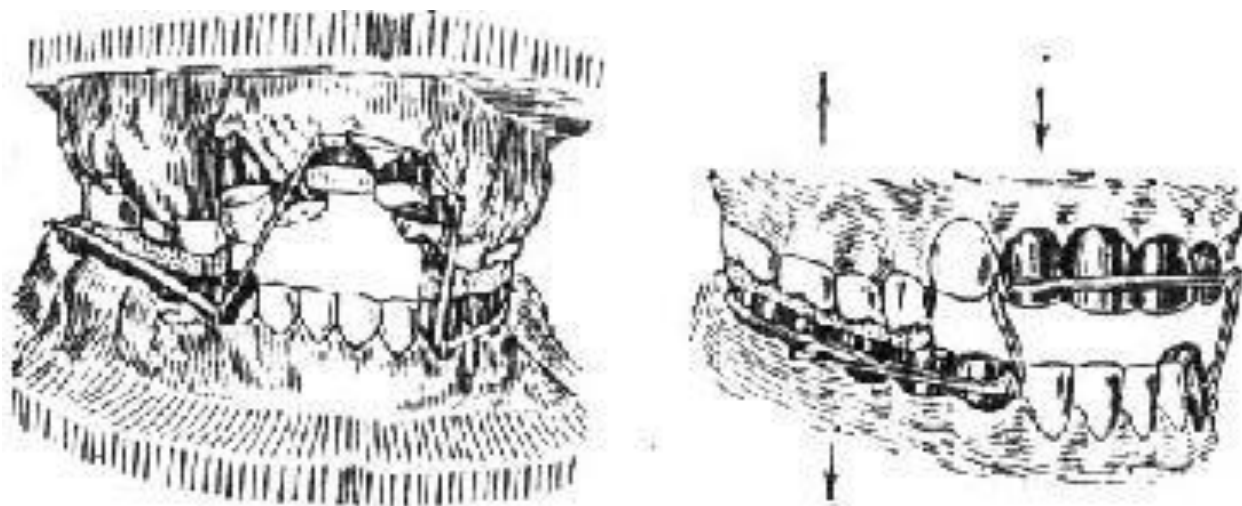


Рисунок 1.9 – Апарат Гербста-Кожохару [1]

Після того, як кронштейн гумового стрижня прикріплений до перших постійних молярних кілець, гума кріпиться крізь кронштейни до кілець на передніх зубах протилежної щелепи. Так тяга спрямована вертикально та/або сагітального.

1.5.8 Апаратура А. М. Шварца

Шварц першим створив систему конструкцій і описав різні конструкції механічних знімних пристроїв з висувними гвинтами, звідси і назва пристроїв. Вони поділяються на три головні групи: пристрої, що випинають зуб, пристрої, що висувають зуб, і пристрої, що висувають і висувають зуб (рисунок 1.10).

Використання цих пристроїв в опорних пластинах у різних пристроях дає хороший терапевтичний ефект. Окрім виступаючих гвинтів або пружин,

додайте, якщо необхідно, еластичні різьбові елементи у вигляді тамбура, натягувача або пружин до конструкції пристрою. Рушійна сила обумовлена пружністю дроту, гвинта, а іноді і лігатур.

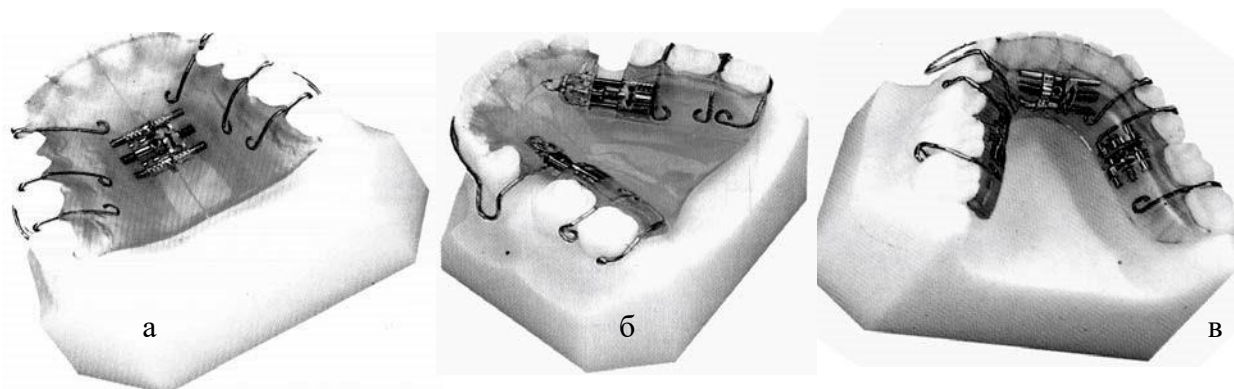


Рисунок 1.10 – Апарати Шварца: а) розширює зубний ряд, б) подовжує зубний ряд, в) розширює і подовжує зубний ряд [1]

Використовуючи пристрій Шварца, розширення, обертання, нахил і рух зубів можна вирішити за допомогою гумових кабелів та різних установок (трубки, гачки) у кільцях або обручах. Лігатура майже не використовується [12]. Апарати можуть розширювати зубний ряд, використовуючи їх для медіальної транспортації, при відкритих оклюзіях.

1.6 Комп'ютерне моделювання в ортодонтії

Комп'ютерне моделювання є корисним методом біомеханічного моделювання для розміщення безперервної дуги в ортодонтичних скобах. Можливість побачити розподіл напруги з урахуванням анатомії і відповідних пристосувань дозволяє краще зрозуміти ортодонтичну біомеханіку.

Прогнозування сил і моментів, що передаються на зубний ряд по безперервному дроті, зазвичай обмежується двомірною діаграмою сил, що містить тільки 2 або 3 зуба без точної анатомії [22]. Діаграми вільного тіла, які передбачають рух твердого тіла дуг і зубів, використовувалися для оцінки сил і моментів. За межами цієї точки система часто стає невизначеною [23].

Нові досягнення в тривимірних технологіях, такі як комп'ютерне проектування та комп'ютерна томографія, дозволяють більш точно описувати анатомію зубів. Хоча пов'язана з цим передача сили через зубний ряд під час ортодонтичного лікування часто є статично невизначеною, ці системи можуть бути вирішені шляхом включення принципів механіки твердого тіла. Однак поточний аналіз методом кінцевих елементів, який може передбачити прикладені сили з безперервною дугою, рідко поєднується з тривимірними системами з декількома зубами [24, 25, 26, 27].

Сучасне спрощене моделювання методом кінцевих елементів часто застосовує точкову силу для моделювання ортодонтичних пристосувань, а не включає їх [26, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34].

Висновки до розділу 1

Таким чином, сучасна ортодонтія базується на застосуванні новітніх методів комп'ютерного моделювання для отримання прогнозів втручання. Попередньо проведена діагностика дозволяє виявити порушення, що потребують втручання, та скласти план їх корекції, а технології моделювання на її основі дає змогу побачити результат.

РОЗДІЛ 2

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

2.1 Цефалометричний аналіз

Перш за все перед встановленням брекетів або проведенням будь-яких інших стоматологічних втручань проводиться діагностика. Нині широкого попиту набула діагностика КПКТ (конусно-променева комп'ютерна томографія) завдяки швидкості проведення досліджень та низькому рівню дози опромінення при експозиції.

Для проведення діагностики пацієнтів ортоданти України зазвичай використовують двовимірні знімки (телерентгенограми у латеральній та фронтальній проекціях, а також ортопантомограму), значно рідше у даному напрямленні застосовується КТ.

Проте застосування КТ у ортодонтичній діагностиці має низку переваг: це зменшує витрати часу, кількість сканувань, дозу опромінення та вартість діагностики. Для розгляду найповнішої клінічної картини із двовимірними знімками необхідно провести декілька процесів рентгенологічних досліджень, сумарна доза опромінення від яких виявляється вищою, ніж від проведення КПКТ (особливо на найсучасніших апаратах). Також, якість знімку може бути зіпсована нерівним встановленням пацієнта у апараті, але КТ – це тривимірне зображення із набору окремих знімків, структури на зображенні не накладаються, як при рентгенограмах.

Отже перед встановленням брекетів необхідно провести діагностику пацієнта для виявлення патологій та встановлення клінічної картини. Ортоданти застосовують цефалометричний аналіз за методиками різних авторів.

Для даного етапу було обрано аналіз за Штейнером.

					БМ71.16. 2705.1361ПЗ	Лист
						26
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Лист		

Рентгенівські знімки та комп'ютерна томограма були отримані за допомогою конусно-променевого томографу Planmeca ProMax 3D Mid із цефалостатом. Наявна ТРГ у латеральній проекції, що була зроблена за допомогою цефалостату, (рис. 2.1) має незначний нахил голови пацієнта, тому для проведення аналізу було вирішено вивести нову ТРГ у латеральній проекції із КПКТ (рис. 2.2).

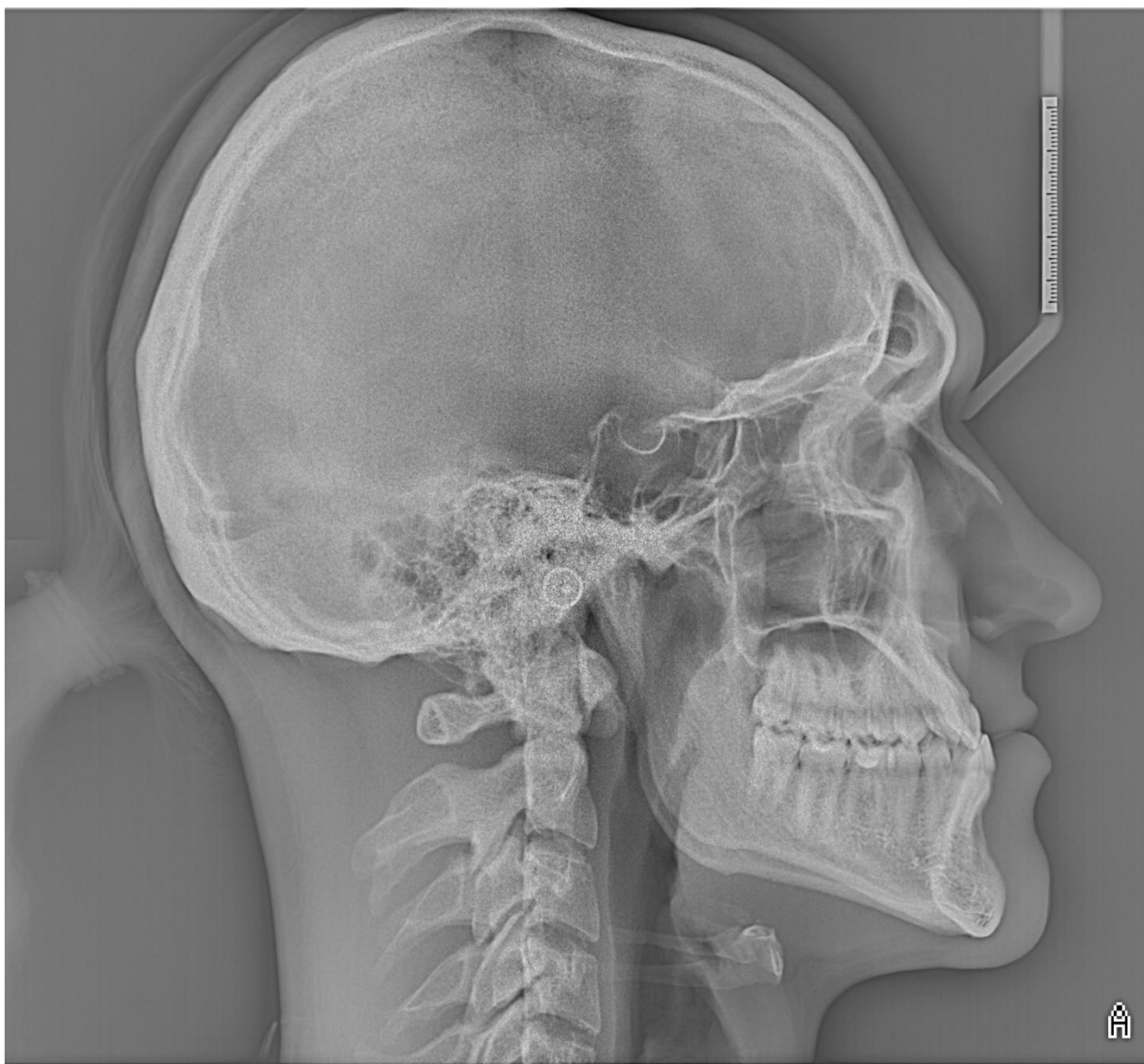


Рисунок 2.1 – ТРГ пацієнта у латеральній проекції із незначним нахилом голови



Рисунок 2.2 – ТРГ у латеральній проекції створена із КПКТ пацієнта у програмному середовищі Planmeca Viewer за допомогою віртуального цефалостату. Зображення відцентровано та відкореговано для збереження симетрії структур та їх максимальної деталізації.

Аналіз (табл. 2.1) проводився за допомогою програмного середовища Blue Sky Plan (рис. 2.3).

Цефалометричний звіт Blue Sky Plan

Аналіз: Steiner

					БМ71.16. 2705.1361ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Лист		28

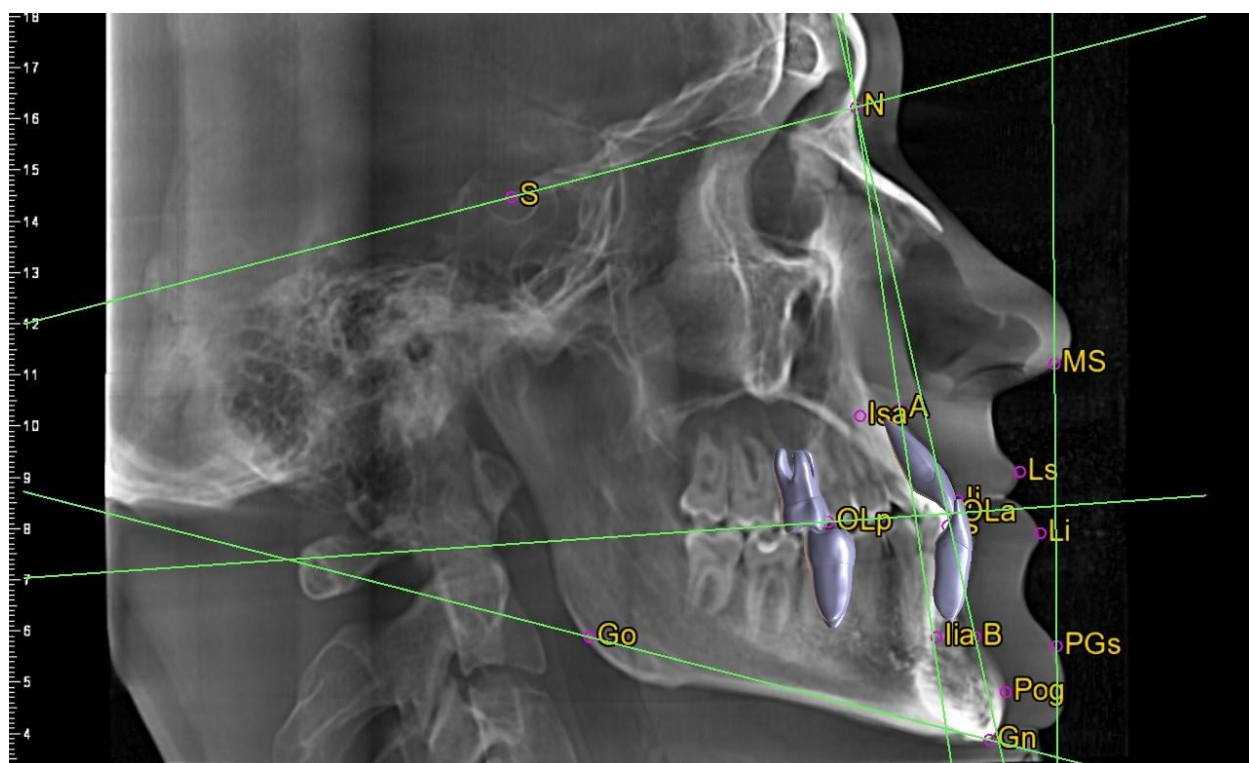


Рисунок 2.3 – Цефалометричний аналіз

Таблиця 2.1 – Цефалометричний аналіз

Название	Значение	Норма	Степень
ANB	4.41 °	2 °	
ILi/NB	21.58 °	25 °	
ILs/NA	30.25 °	22 °	
Ii-NB	2.50 мм	4 мм	
Ii-Pog//NB	-0.89 мм	0 мм	+ -2 мм
InterIncisal	132.58 °	130 °	+ -6 °
Is-NA	5.85 мм	4 мм	
Li-SL	2.97 мм	0 мм	
Ls-SL	6.78 мм	0 мм	
ML/NSL	29.02 °	14 °	
OL/NSL	10.61 °	14 °	
Pog-NB	3.40 мм	4 мм	
SNA	83.66 °	82 °	
SNB	88.07 °	80 °	

За класифікацією Енгеля спостерігається третій клас аномалії прикусу – мезіальний прикус, що характеризується переднім положенням нижніх

перших постійних молярів по відношенню до верхніх при перекритті нижніми передніми зубами ріжучих країв верхніх.

2.2 Моделювання кісток

Виконання цього етапу практичної частини полягало у сегментації в програмному середовищі 3D Slicer. Для сегментації обрано ділянку верхньої щелепи (рис. 2.4, 2.5).

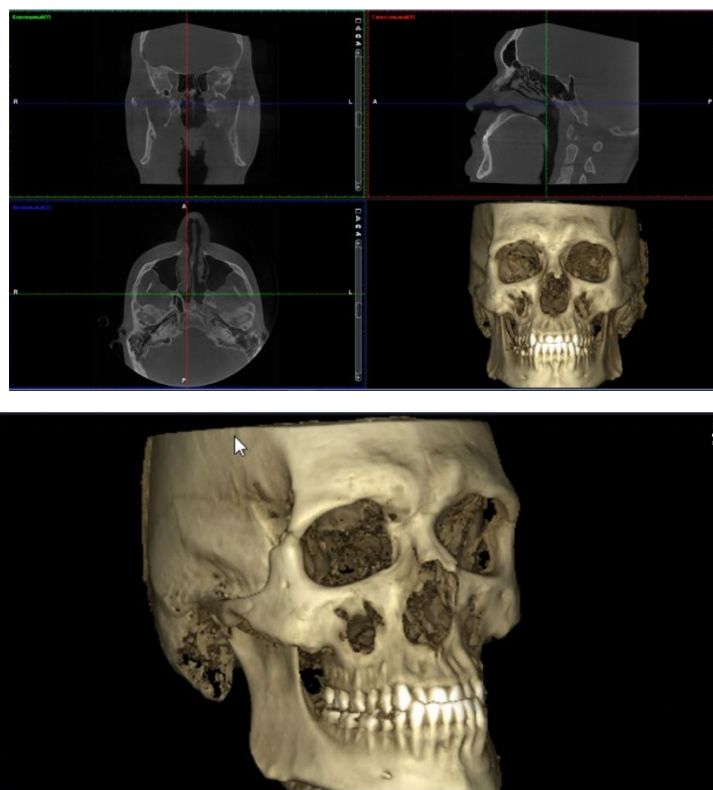


Рисунок 2.4 – Попередня побудова моделі у програмному забезпеченні Planmeca Viewer

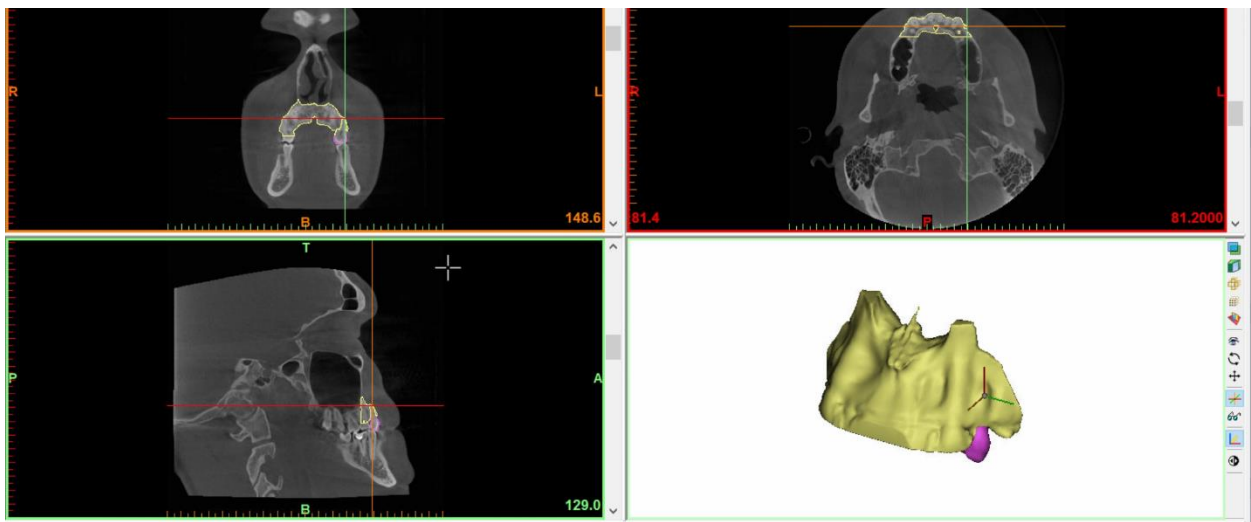


Рисунок 2.5 – Процес створення моделей частини верхньої щелепи та зубів

Для даної роботи створюється дві моделі зубного ряду: одношарова (яка використовується в сучасному програмному забезпеченні ортодонів) та багатошарова. Ці шари моделюються окремо і при проведенні симуляцій кожному компоненту буде надано власні фізичні характеристики, що дозволить точніше відтворити механічний процес, який відбувається під час носіння брекетів. Для одношарової моделі обрано середні фізичні характеристики із джерел (рис.2.6).

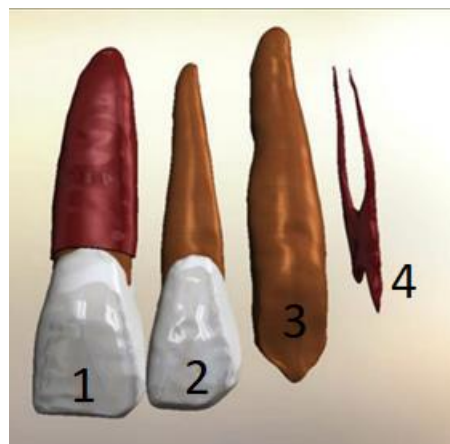


Рисунок 2.6 – Модель зуба із окремими шарами, де 1) повна збірка лівого бічного різця з усіма шарами (верхній шар – періодонт), 2) лівий бічний різець без періодонту, 3) дентин, 4) пульпа.

2.3 Моделювання брекетів

Для цього етапу застосовувалось програмне забезпечення Blue Sky Plan. Програмний пакет Orthodontics дозволяє створити модель розміщення різних ортодонтичних засобів та змодельовати ортодонтичне втручання.

Для побудови брекетів на зубах необхідно імпортувати модель зубного ряду в програмне середовище та маркувати зуби для їх розпізнавання програмою (рис. 2.7, 2.8).

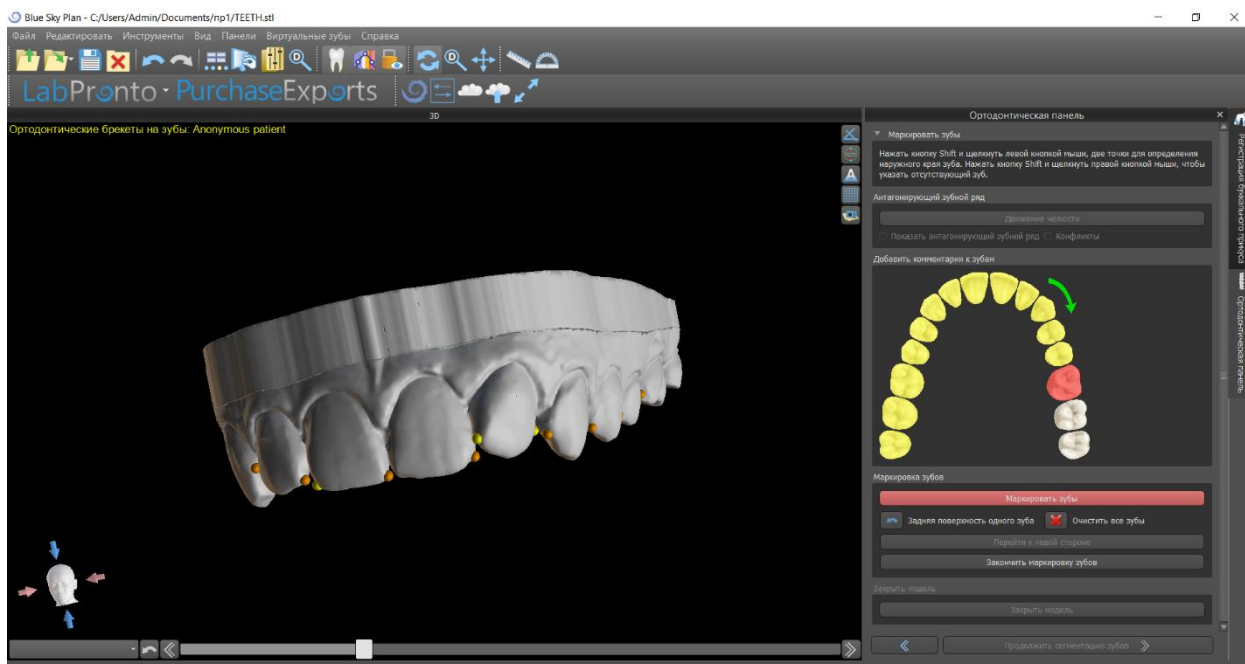


Рисунок 2.7 – Маркування країв зубів верхньої щелепи

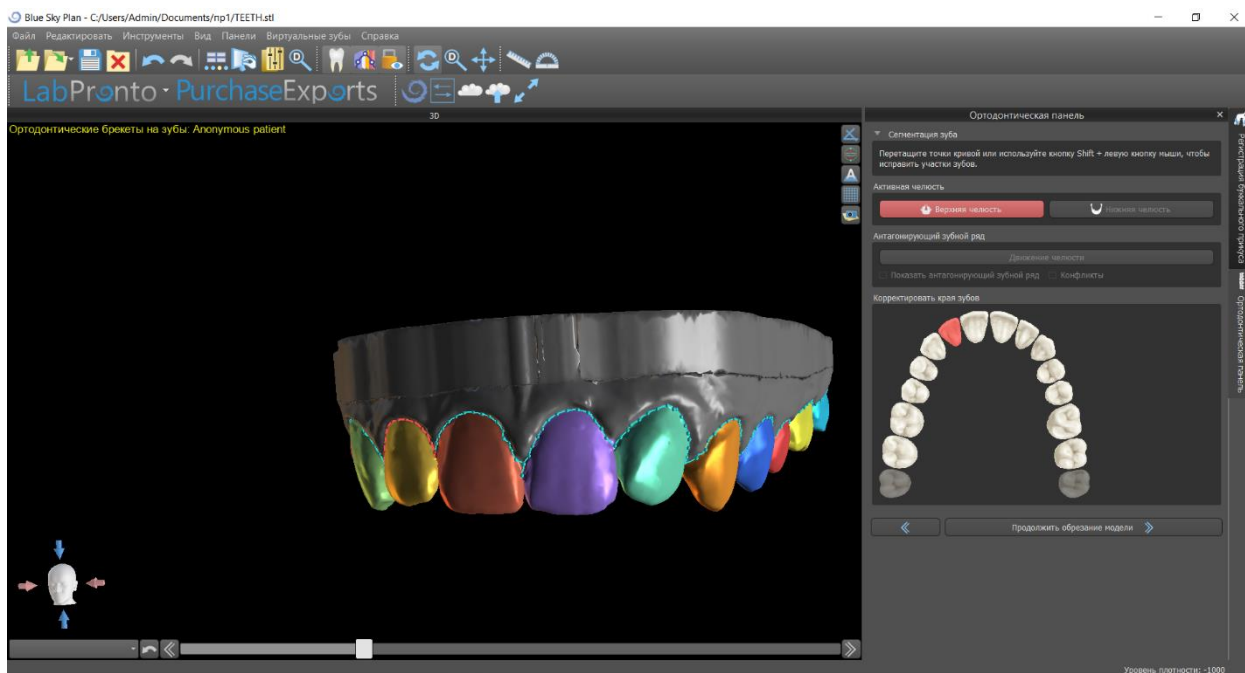


Рисунок 2.8 – Маркування коронок

Далі модель обрізається перед встановленням брекетів (рис. 2.9).

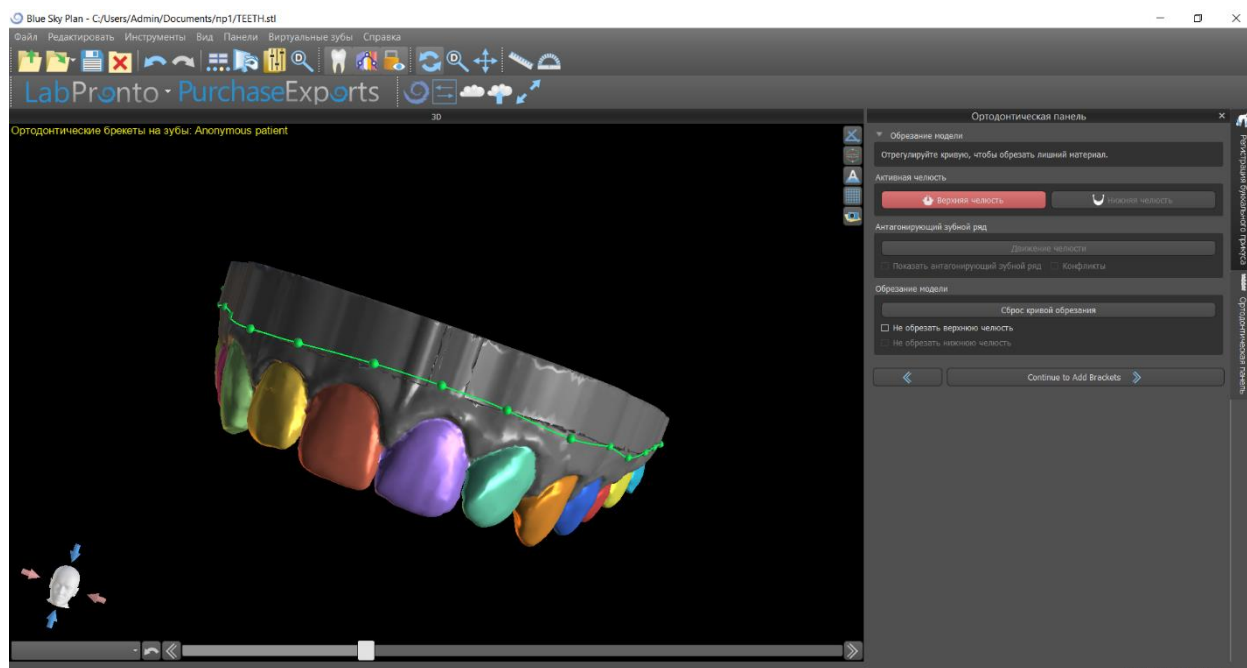


Рисунок 2.9 – Обрізання моделі

Потім згідно заотриманою клінічною картиною обираємо систему розміщення брекетів MBT із запропонованої бібліотеки (рис. 2.10).

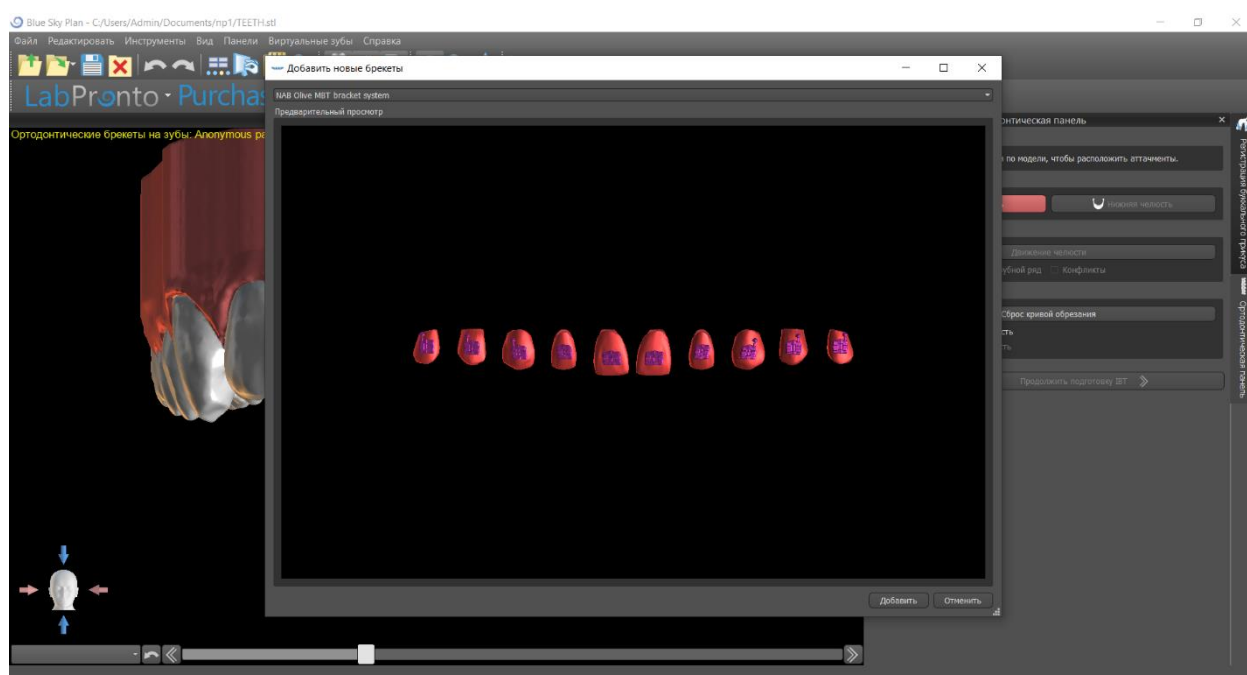


Рисунок 2.10 – Вибір брекетів

В подальшому було розміщено брекет на частині зубного ряду (при симуляції весь ряд не буде використовуватись) (рис. 2.11, 2.12, 2.13).

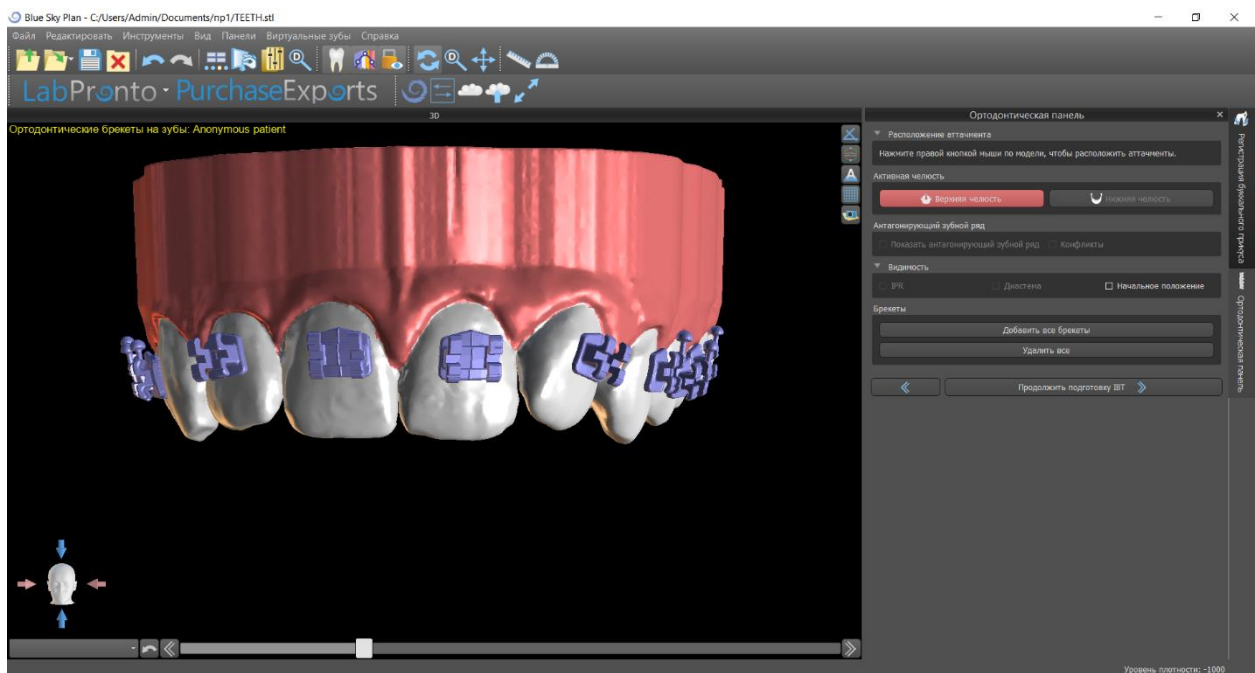


Рисунок 2.11 – Розміщення брекетів

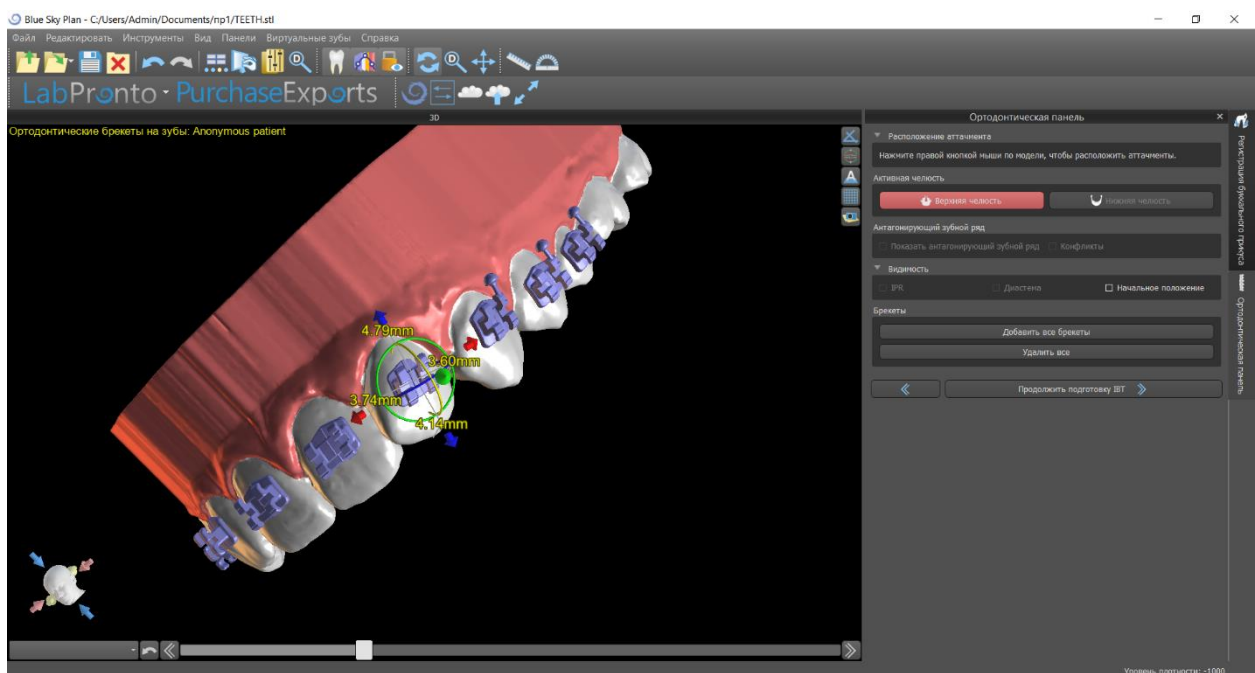


Рисунок 2.12 – Корекція позиціонування

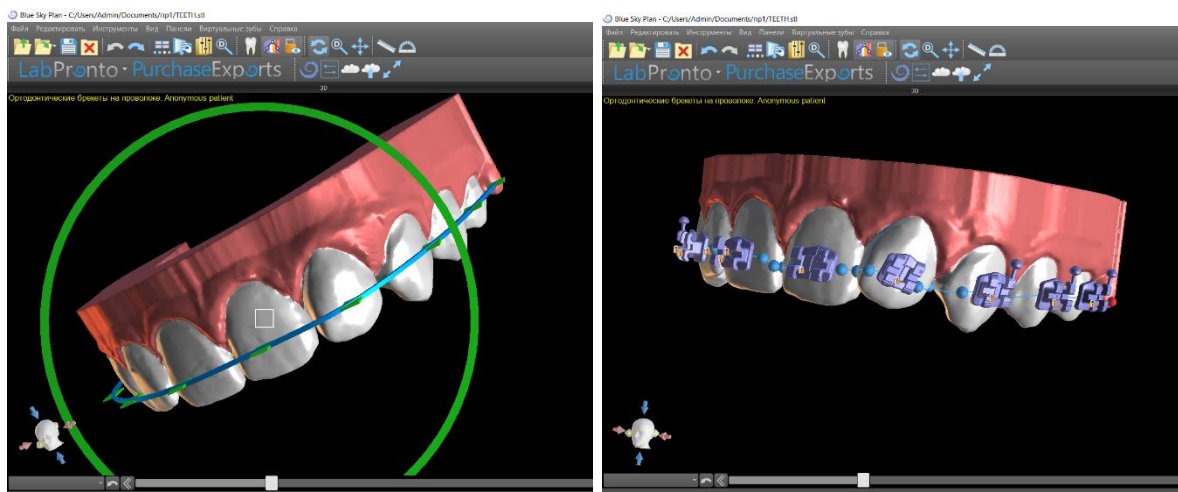


Рисунок 2.13 – Розмітка кривої під ортодонтичну дугу

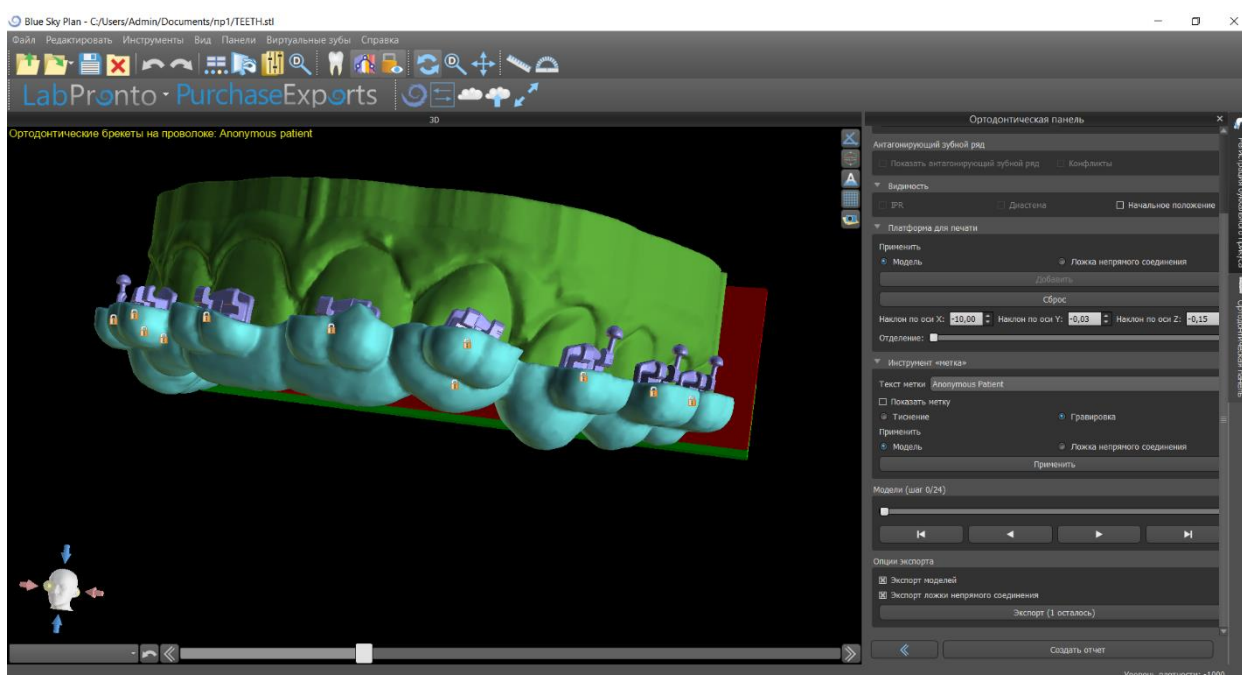


Рисунок 2.13 – Позиційна капа

Для подальшого позиціонування системи брекетів на пацієнті програма створює спеціальну капу.

2.4 Симуляція у SolidWorks

Для моделювання механічного процесу носіння брекетів файли зубів, щелепи та брекетів були імпортовані у програмне середовище SolidWorks (2.14).

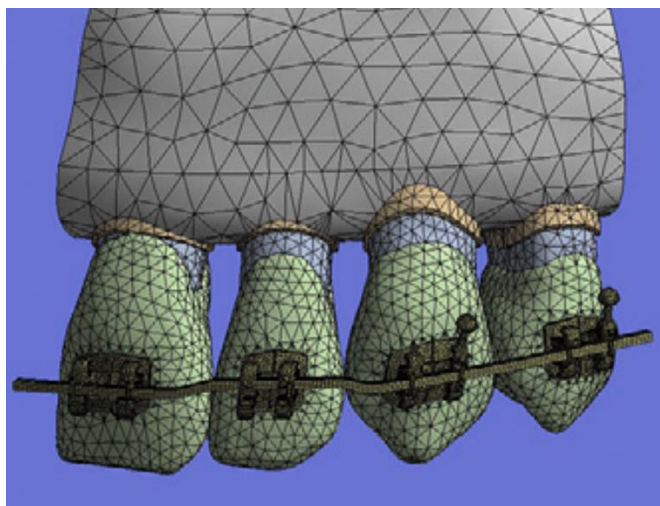


Рисунок 2.14 – Імпортована збірка моделей

Кожній моделі були присвоєні фізичні характеристики, що наведені у таблиці 2.2 [35, 36, 37, 38, 39, 40].

Таблиця 2.2 – Фізичні характеристики матеріалів

	Коефіцієнт Пуассона	Модуль Юнга (Па)
Емаль	0,41	8,00E + 10
Дентин	0,31	1,80E + 10
Пульпа	0,3	1,75E + 08
Періодонт	0,3	1,75E + 09
Кортикальна кістка	0,31	1,37E + 10
Губчаста кістка	0,3	1,37E + 09
Нержавіюча сталь	0,3	2,00E + 11
Зуб (усереднене значення)	0,322	1,273E + 11

Після того, як було виконано імпорт моделей у програмне середовище та надано фізичні характеристики, стає можливим проведення механічного дослідження.

При симуляції у зоні контакту було помічено наступні відмінності розподілі навантаження (табл. 2.3):

- одношаровій моделі дріт більше навантажує бічний різець;
- у багатошаровій моделі високі навантаження спостерігаються в центральному різці і брекетах кликів (рис. 2.15).

Таблиця 2.3 – Сили реакції брекет-дріт (Н)

Модель	Центральний різець	Бічний різець	Клик
Одношарова	19,1	21,9	19,9
Багатошарова	40,1	0	18,8

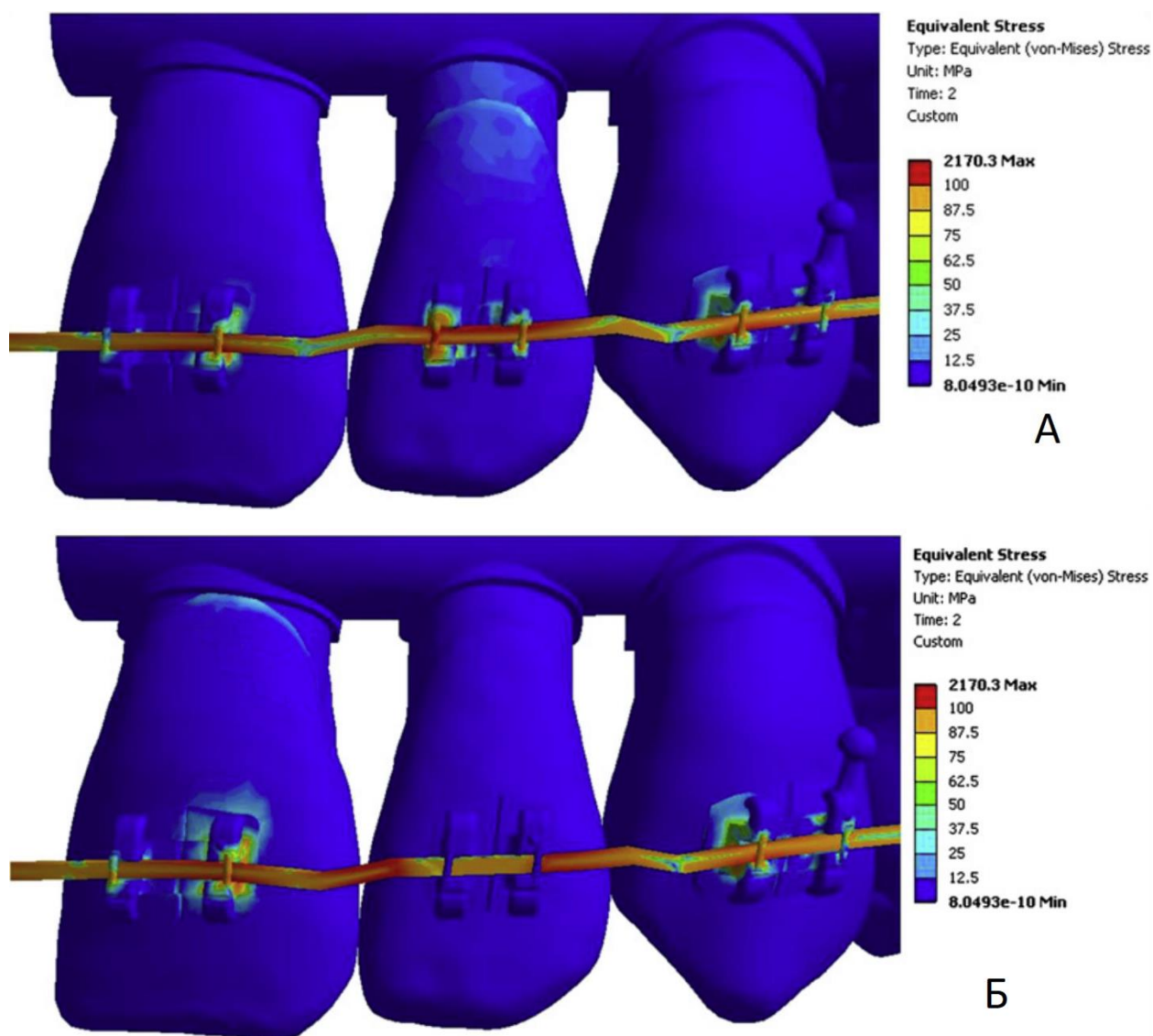


Рисунок 2.15 – Еквівалентна напруга за Мезісом на контакті дротута брекетів: А – у моделі одношаровій, Б – у багатошаровій моделі

Результатом даного дослідження є демонстрація зміщення та деформації моделей після взаємодії елементів (табл. 2.4, рис. 2.16).

Таблиця 2.4 – Порівняння напруги в альвеолярній кістці

Показник	Модель	
	Одношарова	Багатошарова
Мінімальне еквівалентне напруження за Мезісом (МПа)	0,2	0
Максимальне еквівалентне напруження за Мезісом (МПа)	9,89	6,87
Мінімальна напруга на розтяг (МПа)	-1,64	-1,31
Максимальна напруга на розтяг (МПа)	10,94	7,35
Мінімальне стискаюче напруження (МПа)	-9,48	-7,25
Максимальне тискаюче напруження (МПа)	1,66	1,16

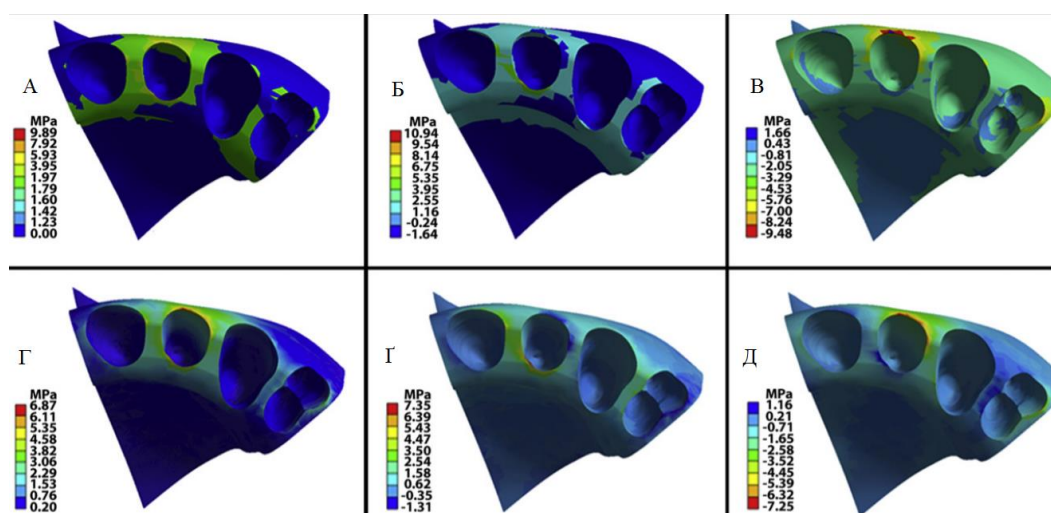


Рисунок 2.16 – Розподіл напруги (МПа) в альвеолярній кістці та зубних ямках; зуби, дужки, дріт і періодонт приховані. Модель одношарова (А – В) показала вищий рівень напруженості, ніж модель багатошарова (Г – Д). А і Г, еквівалентні напруження (за Мезісом); Б і Г, напруги на розтяг; В і Д, стискаючі напруження.

Розподіл напруги у кістці був різним в двох моделях. Модель одношарова показала стискуючу напруга (1 МПа – 2 МПа), рівномірно розподілену по щічній кортикальній кістці по всім 4 зубам, але багатошарова модель показала розтяжне напруження в щічній кістці в області центрального різця й ікла. В обох моделях стискуюче напруження концентрувалось на

щічної стороні біля бокового різця, при цьому показники для одношарової моделі були на 19% вище. Напруги розтягнення, зосереджені в язичному альвеолярном гребені бокового різця, були на 40% більше в одношаровій моделі, ніж в багатошаровій. В результаті показники стресу за Мезісом були на 47% вищими для одношарової моделі (рис. 2.17, 2.18).

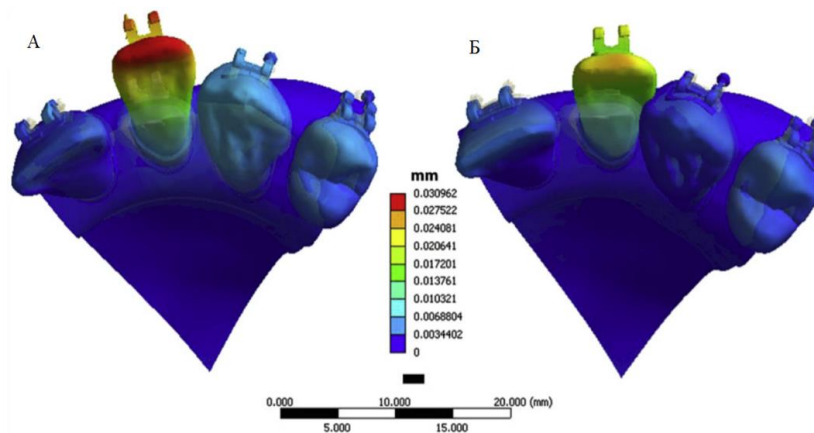


Рисунок 2.17 – Результат зміщення на сегменті (а – одношарова модель, б – багатошарова модель). Загальне переміщення (мм) показано графічно та збільшено у 200 разів.

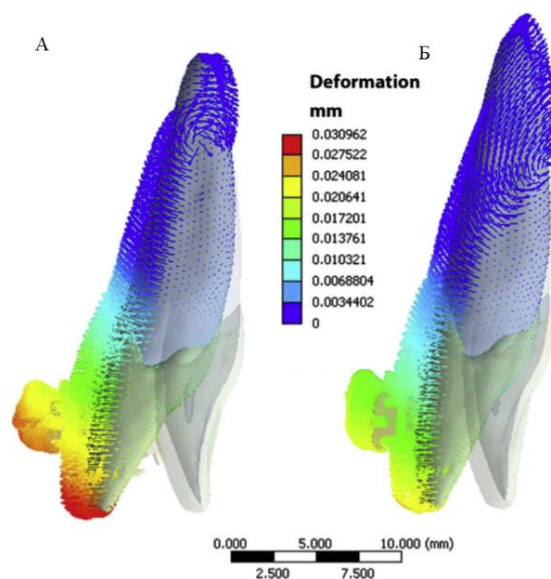


Рисунок 2.18 – Результат зміщення різця (а – одношарова модель, б – багатошарова модель). Загальне переміщення (мм) показано графічно та збільшено у 200 разів.

Результати симуляції багатошарової моделі показали значні відмінності від моделі одношарової. По-перше, загальне зміщення було на 28% менше при багатошаровій структурі (0,031 мм, а в одношаровій – 0,024 мм). Центральний

різець, бічний різець і ікло – зміщені далі в лицьову сторону в одношаровій моделі. У багатошаровій моделі бічний різець також знаходився трохи дистально, можливо, тому, що скоба була трохи дистальніше центру опору. Однак центри обертання бокового різця у двох моделей розрізнялися. Центр обертання багатошарової моделі переміщався апікально в порівнянні з одношаровою.

Таким чином було одержано дві моделі взаємодії вестибулярних брекетів та зубів пацієнта, а також спрогнозовано результати цієї взаємодії для кожної з них. Зміщення структур і напруження у двох випадках є різним.

Висновки до розділу 2

Першим етапом проведення практичного завдання стало виведення двовимірною рентгенологічного зображення із томограми та цефалометричне дослідження, яке показало, що пацієнт має виражений третій клас аномалії прикусу мезіальний прикус, згідно класифікації Енгеля, тож даний клінічний випадок потребує ортодонтичного втручання.

Далі було проведено сегментацію моделі зубів та кістки верхньої щелепи за допомогою програмного пакету 3D Slicer, проведено розміщення вестибулярних брекетів у програмному середовищі Blue Sky Plan та симуляцію механічної взаємодії брекетів та двох моделей кісткових структур у SolidWorks. Результати симуляцій для обох моделей різні.

Наявні результати показують, що врахування багатошаровості кісткових структур та анатомічних особливостей інтегрального розподілу фізичних характеристик дало значні відмінності у результатах аналізу, порівняно зі спрощеною одношаровою моделлю. Виходячи з цього, можна говорити про більшу відповідність симульованих фізичних процесів багатошарової моделі реальним процесам біомеханіки ортодонтичного втручання, ніж у випадку з одношаровою моделлю.

					БМ71.16. 2705.1361ПЗ	Лист
						40
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Лист		

РОЗДІЛ 3

ОХОРОНА ПРАЦІ

3.1. Характеристика приміщення при проведенні рентгенологічних досліджень

Для виконання дипломної роботи застосовано КЛКТ та інші рентгенологічні знімки для створення анатомічних моделей. У даному розділі буде розглянуто приміщення для діагностики: рентгенкабінет комп'ютерної томографії. Кабінет комп'ютерної томографії являє собою два окремих світлих сухих приміщення: апаратну та пультову, що вкриті побілкою та вкриті лінолеумом. Вентиляція: комбінація природної та штучної. Характеристики кабінету наведено в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Характеристики та обладнання кабінету КТ

№	Найменування	Основні характеристики	К-ть	Позиція на рисунку
1.	Розміри всього приміщення	7000x3000x3000; S = 21, V = 63		-
2.	Кількість працівників	Рентгенлаборант, рентгенолог	2	-
3.	Розміри апаратної	4000x3000x3000; S = 12; V = 36		-
4.	Розміри пультової	3000x3000x3000; S = 9; V = 27		-
5.	Штучне освітлення	ЛПБ 80		-
6.	Двері процедурної	1200x2000	1	-
Обладнання і оснащення				
7.	КЛКТ Planmeca ProMax 3D Mid	Габаритні параметри: 1366x2075x2390 мм Об'єм сканування: Ø200x170 мм Потужність: 250 Вт Струм рентгенівської трубки: 14 мА Діапазон напруг рентгенівського генератора: 60 – 90 кВ Вага: 136 кг	1	1

Продовження таблиці 3.1

8.	Стационарний комп'ютер Acer Aspire TC-780	Intel Core i3-6100 (3.7 ГГц) / RAM 4ГБ / HDD 1 ТБ / Nvidia GeForce GT730, 2 ГБ / LAN 442.8x175x397.9 мм	2	4, 5
		Монітор 18.5" AOC e970Swn: Діагональ дисплея 18.5" Максимальна роздільна здатність дисплея 1920x1080 156x437.4x336.8 мм	2	4, 5
9.	Робочий стіл RoKo БЮ102	1132x630x750 мм	1	3
10.	Шафа ОН-23/1-20	550x220x800	2	2
11.	Пожежний сповіщувач	200x200 мм	1	10
12.	Вогнегасник	600x150x150мм	2	8

План приміщення для проведення КТ зображено на рисунку 3.1.

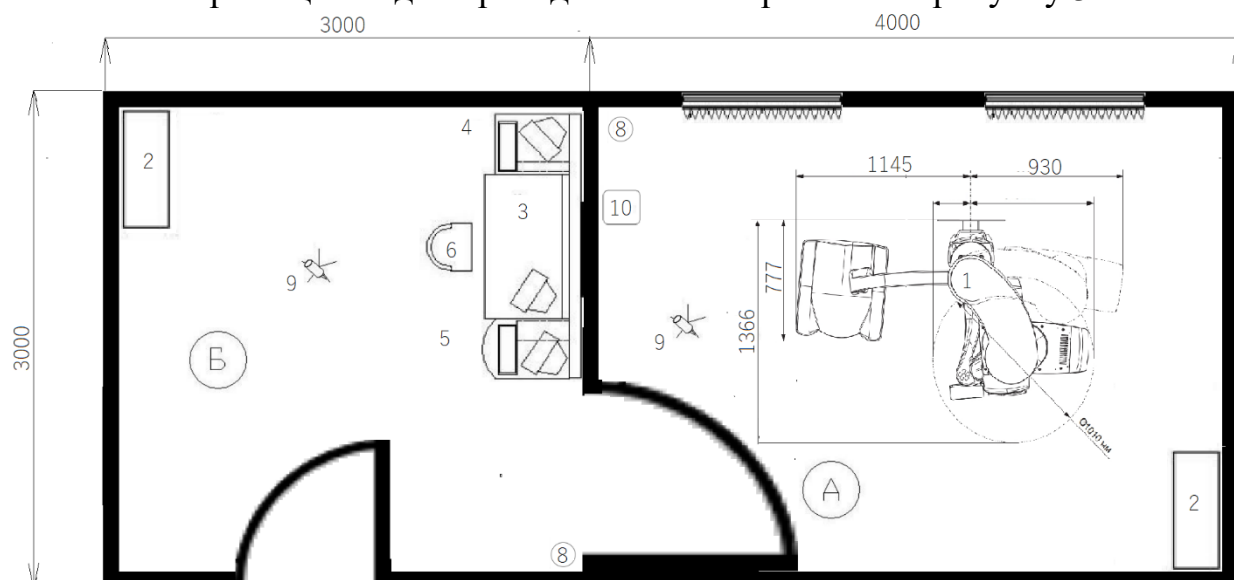


Рисунок 3.1 – План приміщення КТ

В таблиці 3.2 порівнюються реальні та нормативні значення параметрів кабінету комп'ютерної томографії.

Таблиця 3.2 – Реальні та нормативні характеристики приміщення і розміщення технологічного обладнання

№	Параметр приміщення	Реальне значення	Нормативне значення
1.	Площа на 1 працюючого	10,5 м ²	4,5 м ²
2.	Об'єм на 1 працюючого	31,5 м ³	15 м ³
3.	Мінімальна ширина проходу	1,5 м	1,5 м
4.	Ширина дверного проходу процедурної	1,2 м	≥ 1,2м
5.	Висота дверного проходу процедурної	2 м	≥ 2 м

Реальні значення площі та об'єму на одного працюючого відповідають нормативним вимогам. Згідно з наказом МОЗ України № 294 "Про

затвердження Державних санітарних правил і норм "Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур"" ширина дверей процедурної рентгенодіагностичного кабінету, кабінету комп'ютерної томографії і рентген-операційної має бути не менше за 1,2 м при висоті 2,0 м (пункт 2.30).

3.2 Оцінка потенційних небезпек та шкідливих факторів

Згідно ГОСТ 12.0.003-74 за природою дії небезпечні та шкідливі виробничі чинники поділяються на 4 групи (табл. 3.3).

Таблиця 3.3 – Небезпечні та шкідливі фактори

Фізичні	Рентгенівське випромінювання, електронезбезпека
Хімічні	Відсутні
Біологічні	Відсутні
Психофізіологічні	Відсутні

3.2.1 Небезпека враження людини від рентгенівського випромінювання

При роботі томографа генерується рентгенівське випромінювання. Згідно Норми радіаційної безпеки України (НРБУ-97) річна доза опромінення не має перевищувати 2400 мкЗв для населення (ефектна доза 1мЗв), ефектна доза для персоналу категорії А – 20 мЗв/рік, для категорії Б – 2 мЗв/рік (табл. 3.5, 3.6).

Таблиця 3.4 – Фактори і наслідки небезпек від джерел випромінювання

№	Найменування обладнання	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	КЛКТ Planmeca ProMax 3D Mid	Рентгенівське випромінювання	Недотримання часової тривалості процедури чи збільшення кількості сеансів, несправність приладу та стаціонарних захисних засобів	Вплив на імунну, нервову, ендокринну систему, опіки

Таблиця 3.5 – Реальні і нормативні значення випромінювання для персоналу категорії А, що постійно чи тимчасово контактує безпосередньо із джерелами випромінювання

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1	Ефективна доза	14,7 мЗв за рік	20 мЗв за рік у середньому за будь-які послідовні 5 років, але не більше 50 мЗв за рік

Для мінімізації шкідливого впливу на організм вживаються наступні заходи захисту від іонізуючого електромагнітного випромінювання, що наведені у таблиці 3.6.

Таблиця 3.6 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Апаратні: звуковий сигнал при експозиції, повідомлення на планшеті управління та моніторі у пультовій, аварійне виключення апарату при непередбачуваних ситуаціях. Для приміщення: просвинцювання бункеру (кабінету) товщиною 0,5 мм; зовнішня сигналізація про проведення експозиції замикання входних дверей у апаратну.	Захист від опромінення
2.	Організаційні заходи	Плановий інструктаж з експлуатації кожен рік	Навчання з питань безпеки при експлуатації приладу
		Перевірка справності рентгеновської трубки кожні 4 місяці	Контроль показників випромінювання
3.	Режимні	Не передбачені	-
4.	Експлуатаційні	Регулярне технічне обслуговування кожні 4 місяці	Контроль працездатності апаратури
5.	ЗІЗ	Фартух захисний одно- або двосторонній, комір захисний, фартух для захисту гонад або спідниця захисна, шапочка захисна для захисту області голови, окуляри захисні, рукавички захисні	Захист від опромінення

Засоби індивідуального захисту підібрані згідно державних санітарних правил і норм № 6.6.3-150-2007 «Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгеновських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур».

3.2.2 Небезпека враження людини електричним струмом.

Основною небезпекою є контакт людини зі струмопровідними елементами із пошкодженою ізоляцією або елементами, що знаходяться під напругою (табл. 3.7, 3.8, 3.9).

Таблиця 3.7 – Основні небезпеки електричного характеру

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	КЛИКТ Planmeca ProMax 3D Mid	Мережевий кабель, внутрішні елементи мікросхем	Пошкодження ізоляції, неполадки елементів	Ураження електричним струмом

Таблиця 3.8 – Реальні та нормативні фактори електробезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Лінійний струм	8 – 17 А	Контакт тривалістю 1 с зі 60 мА змінним струмом – збій в роботі серцевого м'язу

Таблиця 3.9 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні засоби	Апаратні: ізоляція контактів, щільне з'єднання елементів корпусу, використання двох змінних запобіжників 100 – 220 В~ / 16А FF H 500В, 230 – 240 В~ / 8А FF H 500В типу 195100 ELU. Для приміщення: ізоляція кабелів живлення, розміщення попереджувальних знаків, використання запобіжників та ДПЖ.	Запобігання ураження електрострумом, ураження від перепаду напруги та унеможливлення випадковому дотику до струмоведучих частин
2.	Організаційні заходи	Проведення інструктажу з експлуатації та техніки безпеки раз на рік	Навчання з питань безпеки при експлуатації приладу
3.	Режимні	Знеструмлення при перевірці несправностей	Унеможливлення електробезпечного контакту
4.	Експлуатаційні	Повірка цілісності ізоляції, технічне обслуговування приладу	Забезпечення додаткової безпеки при роботі з об'єктом
5.	ЗІЗ	Не передбаченні	-

У таблиці 3.9 наведено необхідні заходи для попередження електронебезпеки при роботі у рентгенкабінеті.

Висновки до розділу 3

Було розглянуто та оцінено потенційні небезпечні та шкідливі фактори, що можуть виникнути при виконанні рентгенологічного дослідження. У даному приміщенні електронебезпека та радіологічна безпека були зведені до мінімуму.

					БМ71.16. 2705.1361ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Лист		46

ВИСНОВКИ

При виконанні практики було виконано всі поставлені завдання. Було проведено діагностику пацієнта. Для цього пацієнт пройшов рентгенологічні дослідження, що показали перевагу використання томограми перед телерентгенограмою.

За цефалометричним аналізом пацієнт має третій клас аномалії прикусу мезіальний прикус. Ортодонтичне втручання при цій клінічній картині є виправданим.

Створено комп'ютерні моделі кісток та розміщено брекети них. Подальше проведення дослідження дало різні результати зміщення зубів при ортодонтичному втручанні на двох структурно різних моделях.

Недоліком цього дослідження є припущення відсутності тертя між дугою та кронштейном. Додавання тертя при моделюванні кількох зубів збільшує складність обчислень, що залишає простір для майбутніх досліджень. Відсутність тертя могла б недооцінити дистальні та мезіальні сили впливу на сусідні зуби. Тим не менше, модель вже передбачала дистальне зміщення бічного різця. Така інформація є клінічно важливою. Проведення дослідження для усієї дуги та моделі повного зубного ряду сприятиме кращому відображенню ортодонтичної біомеханіки.

Тим не менше, наявні результати показують, що врахування багат шаровості кісткових структур та анатомічних особливостей інтегрального розподілу фізичних характеристик дало значні відмінності у результатах аналізу, порівняно зі спрощеною одношаровою моделлю. Виходячи з цього, можна говорити про більшу відповідність симульованих фізичних процесів багат шарової моделі реальним процесам біомеханіки ортодонтичного втручання, ніж у випадку з одношаровою моделлю.

					БМ71.16. 2705.1361ПЗ	Лист
						47
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Лист		

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Митчел Л. Основы ортодонтии / Лаура Митчел., 2017. – 376 с.
2. Ортопедическая стоматология детского возраста / А. И. Бетельман, А. И. Позднякова, А. Д. Мухина, Ю. М. Александрова. – К., 1965. – 405 с. – (Здоров'я).
3. Дистель В. А. Пособие по ортодонтии / В. А. Дистель, В. Г. Сунцов, В. Д. Вагнер. – М.: НГМА, 2000. – 216 с.
4. Ильина-Маркосян Л. В. Зубное и челюстное протезирование у детей / Л. В. Ильина-Маркосян. – М., 1951.
5. Ортодонтия: Учебное пособие для студентов стоматологического факультета, врачей-интернов / [В. И. Куцевляк, А. В. Самсонов, С. А. Скляр та ін.]. – Харьков: ХГМУ, 2005. – 516 с.
6. Дорошенко С. И. Основы телерентгенографии / С. И. Дорошенко, Е. А. Кульгинский. – Киев: Здоров'я, 2007.
7. Kelley C. T. Solving nonlinear equations with Newton's method, no. 1 in Fundamentals of algorithms. / Kelley. – Philadelphia, 2003. – (SIAM).
8. Proffit W. R. Contemporary orthodontics / Proffit. – St Louis, 2007. – (Mosby).
9. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude / L. R. Iwasaki, J. E. Haack, J. C. Nickel, J. Mrton. // Am J Orthod Dentofacial Orthop. – 2000. – №117. – С. 175 – 183.
10. Fung Y. C. Biomechanics: mechanical properties of living tissues. / Fung. – New York: Springer-Verlag, 1984.
11. Brosh T. Deformation/recovery cycle of the periodontal ligament in human teeth with single or dual contact points / T. Brosh, I. H. Machol, A. D. Vardion. // Arch Oral Biol. – 2002. – №47. – С. 85 – 92.

12. Biomechanical re-evaluation of orthodontic asymmetric headgear / [L. Chi, M. Cheng, H. G. Hershey та ін.]. // Angle Orthod. – 2012. – №82. – С. 682–690.
13. Колесов А. А. Стоматология детского возраста / А. А. Колесов. – М.: Медицина, 1991.
14. Калвелис Д. А. Ортодонтия (зубочелюстные аномалии в клинике и эксперименте) / Д. А. Калвелис. – Ленинград: Медицина, 1964. – 237 с.
15. Каламкаров Х. А. Клиника и лечение зубочелюстных аномалий у детей / Х. А. Каламкаров. – Ташкент, 1978.
16. Евдокимов А. И. Руководство по ортопедической стоматологии / А. И. Евдокимов, Л. В. Ильина-Маркосян. – М., 1974.
17. Калвелис Д. А. Биоморфологические основы ортодонтического лечения / Д. А. Калвелис. – Рига, 1961.
18. Гаврилов Е. И. Ортопедическая стоматология: Учебник / Е. И. Гаврилов, А. С. Щербаков. – М.: Медицина, 1984. – 576 с.
19. Бушан М. Г. Справочник по ортодонтии / М. Г. Бушан, З. С. Василенко, Л. П. Григорьева. – Кишинев, 1975. – 182 с.
20. Володацкий М. П. Комбинированный способ исправлений деформаций зубочелюстной системы у подростков / М. П. Володацкий, Ю. Д. Христофорандо. – М.: Медицина, 1991.
21. Гаврилов Е. И. Ортопедическая стоматология / Е. И. Гаврилов, М. И. Оксман. – М.: Медицина, 1978.
22. Burstone C. J. Creative wire bending — the force system from step and V bends / C. J. Burstone, H. A. Koenig. // Am J Orthod Dentofacial Orthop. – 2008. – №93. – С. 59 – 67.
23. Kusy R. P. Influence of force systems on archwire-bracket combinations. / Kusy. // Am J Orthod Dentofacial Orthop. – 2015. – №127. – С. 333 – 342.

24. Huiskes R. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. / R. Huiskes, E. Y. Chao. // J Biomech. – 2013. – №16. – С. 385 – 409.

25. Lin C. L. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach / C. L. Lin, C. H. Chang, C. C. Ko. // J. Oral Rehabil. – 2011. – №28. – С. 576 – 585.

26. Cattaneo P. M. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. / P. M. Cattaneo, M. Dalstra, B. Melsen. // J. Dent Res. – 2015. – №84. – С. 428 – 433.

27. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model / [C. Field, I. Ichim, E. Chan та ін.]. // Am J Orthod Dentofacial Orthop. – 2019. – №135. – С. 174 – 181.

28. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement / [H. H. Ammar, P. Ngan, R. J. Crout та ін.]. // Am J Orthod Dentofacial Orthop. – 2020. – №139. – С. 59 – 71.

29. Cattaneo P. M. Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: a finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens / P. M. Cattaneo, M. Dalstra, B. Melsen. // Am J Orthod Dentofacial Orthop. – 2018. – №133. – С. 681 – 689.

30. Cattaneo P. M. Strains in periodontal ligament and alveolar bone associated with orthodontic tooth movement analyzed by finite element / P. M. Cattaneo, M. Dalstra, B. Melsen. // Am J Orthod Dentofacial Orthop. – 2019. – №12. – С. 120 – 128.

31. Tanne K. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. / K. Tanne, M. Sakuda, C. J. Burstone. // Am J Orthod Dentofacial Orthop. – 2007. – №92. – С. 499 – 505.

32. Kim K. Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method. / K. Kim, M. Sakuda, N. Kim. // Am J Orthod Dentofacial Orthop. – 2017. – №137. – С. 639 – 647.

33. Factors controlling anterior torque during C-implant-dependent en-masse retraction without posterior appliances / [S. S. Mo, S. H. Kim, K. R. Chung та ін.]. // Am J Orthod Dentofacial Orthop. – 2011. – №140. – С. 72 – 80.

34. Effective en-masse retraction design with orthodontic mini-implant anchorage: a finite element analysis / S. J. Sung, G. W. Jang, Y. S. Chun, Y. S. Moon. // Am J Orthod Dentofacial Orthop. – 2020. – №137. – С. 648 – 657.

35. Simulation of orthodontic tooth movements. A comparison of numerical models / [C. Bourauel, D. Freudenreich, D. Vollmer та ін.]. // J Orofac Orthop. – 1999. – №60. – С. 136 – 151.

36. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject / [M. L. Jones, J. Hickman, J. Middleton та ін.]. // J Orthod. – 2011. – №28. – С. 29 – 38.

37. Poppe M. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models / M. Poppe, C. Bourauel, A. Jäger. // J Orofac Orthop. – 2012. – №63. – С. 358 – 370.

38. Toms S. R. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading / S. R. Toms, A. W. Eberhardt. // Am J Orthod Dentofacial Orthop. – 2013. – №123. – С. 657 – 665.

39. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading / S. R. Toms, J. E. Lemons, A. A. Bartolucci, A. W. Eberhardt. // Am J Orthod Dentofacial Orthop. – 2012. – №122. – С. 174 – 179.

40. Numerical simulation of the biomechanical behavior of multi-root teeth / [A. Ziegler, L. Keilig, A. Kavarizadeh та ін.]. // Eur J Orthod. – 2015. – №27. – С. 333 – 339.