

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
імені О. О. БОГОМОЛЬЦЯ

На правах рукопису

САВИЧУК АНАТОЛІЙ ОЛЕКСАНДРОВИЧ

УДК: 616.314.004.67:616–74

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-КЛІНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ
КОНСТРУКЦІЇ ВНУТРІШНЬОКАНАЛЬНИХ ШТИФТІВ ДЛЯ
ВІДНОВЛЕННЯ ЕНДОДОНТИЧНО ЛІКОВАНИХ ЗУБІВ

14.01.22 – стоматологія

Дисертація на здобуття наукового ступеня
кандидата медичних наук

Науковий керівник:
Борисенко Анатолій Васильович
доктор медичних наук, професор

Київ – 2014

ЗМІСТ

Вступ	5
Розділ 1 Огляд літератури	14
1.1 Обґрунтування вибору конструкції внутрішньоканальних штифтів для відновлення ендодонтично лікованих зубів в умовах експерименту	14
1.2 Сучасні підходи використання штифтових конструкцій в умовах клініки	15
1.3 Фактори ризику при відновленні різців нижньої щелепи з використанням внутрішньоканальних штифтів	18
1.4 Сучасні критерії діагностики при відновленні зубів з використанням внутрішньоканальних штифтів. Фізико-механічні властивості штифтів	19
1.5 Ступінь руйнування коронкової частини зуба та ферул ефект	24
1.6 Аналіз результатів досліджень за методами, що використовувались у даній роботі	26
Розділ 2 Об'єкти, матеріали та методи досліджень	34
2.1 Характеристика клінічних досліджень	34
2.1.1 Методика відновлення анатомічної форми ендодонтично лікованих зубів	38
2.2 Методика математичного моделювання пружньо-деформованого стану фронтальних зубів нижньої щелепи, відновлених з використанням штифтових конструкцій, шляхом аналізу тривимірних моделей на основі метода скінченних елементів	38
2.3 Методика експериментального дослідження по визначенню величини руйнуючих сил різців нижньої щелепи, відновлених з використанням різних штифтових конструкцій	44
2.4 Статистичні методи дослідження	51

Розділ 3 Математичне моделювання пружньо-деформованих станів зубів фронтальної групи нижньої щелепи, відновлених з використанням різних штифтових конструкцій шляхом аналізу тривимірних моделей методом скінченних елементів	52
3.1 Аналіз зображень напружень, що виникали у моделях різців	54
3.1.1 Аналіз напружень на поверхні елементів моделей різця	54
3.1.2 Зображення полів напружень на поперечних зрізах моделей різця	60
3.2 Аналіз зображень напружень, що виникали у моделях іклів	61
3.2.1 Аналіз напружень на поверхні елементів моделей ікла	61
3.2.2 Зображення напружень на поперечних зрізах моделей іклів	67
3.3 Аналіз величини абсолютних значень напруження Мізеса	68
3.4 Висновки дослідження по математичному моделюванню пружньо-деформованих станів зубів фронтальної групи нижньої щелепи, відновлених з використанням різних штифтових конструкцій шляхом аналізу тривимірних моделей методом скінченних елементів	76
Розділ 4 Результати дослідження максимальної руйнуючої сили у різцях нижньої щелепи, відновлених з використанням різних штифтових конструкцій	78
4.1 Висновки по визначенню максимальної руйнуючої сили у різцях нижньої щелепи, відновлених з використанням різних штифтових конструкцій	107
Розділ 5 Визначення клінічної ефективності диференційованого вибору типу штифтової конструкції залежно від ступеня збереження коронкової частини різців нижньої щелепи	108
5.1 Висновки дослідження по визначенню клінічної ефективності диференційованого вибору типу штифтової конструкції залежно від ступеня збереження коронкової частини різців нижньої щелепи.....	126

Аналіз та узагальнення результатів дослідження	128
Висновки	141
Практичні рекомендації	143
Список опублікованих праць за темою дисертації	144
Список використаних джерел	146

ВСТУП

Актуальність теми

Під час ендодонтичного лікування та препарування зуба внаслідок карієсу видаляється до 65 % об'єму твердих тканин коронки [7, 12, 13]. У разі створення мезіо–оклюзійно–дистальної порожнини у поєднанні з ендодонтичним лікуванням однокореневий зуб втрачає 68 % його міцності [236–239]. Анатомічні особливості, як у випадку різців нижньої щелепи, ускладнюють спроби збереження та покращення механічних властивостей ендодонтично лікованих зубів при їх відновленні [275].

Як свідчать дані літератури реставрація ендодонтично лікованих зубів лише пломбувальними матеріалами малоефективна, і в більшості випадків призводить до появи ускладнень вже після першого року експлуатації [224, 233]. Для відновлення таких зубів більш доцільним є застосування різноманітних штифтових конструкцій [141, 236]

Обговорення доцільності використання різних типів внутрішньоканальних штифтових конструкцій триває у науковій стоматологічній літературі вже кілька десятків років [38-45, 142, 236–239], і на сьогодні, незважаючи на застосування нових матеріалів, залишається актуальною проблемою в Україні та за її межами. Клінічна ефективність даної методики та біомеханічні аспекти взаємодії різних типів штифтів з залишковими твердими тканинами ендодонтично лікованих зубів, зокрема різців нижньої щелепи, в умовах негативних наслідків девіталізації зубу і досі є не повністю вирішеною проблемою [14–24, 144]. Зокрема важливим є вивчення впливу типу внутрішньоканального штифта на механічні властивості різців нижньої щелепи, та особливостей взаємодії елементів комплексу «тканини зуба – реставраційна конструкція» в умовах обмеженого об'єму тканин при функціональному навантаженні.

Забезпечення стабільності усього комплексу в умовах значної втрати тканин коронкової частини різців нижньої щелепи ставить перед клініцистом

комплексну задачу, змушуючи переглянути загальноприйняті аспекти та методики відновлення зубів з використанням штифтових конструкцій [159].

Витривалість реставраційної конструкції ендодонтично лікованого зуба залежить від низки чинників. До них відносять ступінь руйнування коронкової частини зуба, групова приналежність зуба, матеріал штифта, штучної куksi та коронки зуба [164].

Серед цих чинників велике значення має ступінь збереження коронкової частини зуба. При наявності збереженими 2 мм висоти коронкової частини зуба, виникають умови для створення так званого «ферул ефекту» [154, 245]. Під цим терміном в стоматології розуміють клінічний прийом, при якому штучна коронка одночасно охоплює залишки дентину коронкової частини зуба та штучну куksу, відіграючи роль зміцнювального ободу. Використання «ферул ефекту» підвищує здатність комплексу «тканини зуба – реставраційна конструкція» протистояти функціональним навантаженням, запобігаючи утворенню тріщин та переломів кореня зуба [53, 54, 279, 280].

В ідеальних умовах, штифтова система повинна мати механічні властивості, які здатні протидіяти більш значному, ніж середнє значення, жувальному навантаженню. Одночасно вона повинна оптимізувати розповсюдження навантажень у системі, розподіляючи його рівномірно та запобігаючи виникненню необоротних дефектів твердих тканин зуба та елементів реставрації.

З аналізу літератури відомо що одні автори вважають, що конструкція з жорсткого матеріалу, зокрема литого металевого штифта зі штучною куksою з кобальтохромового сплаву, повинна зміцнювати відновлюваний зуб і забезпечувати рівномірний розподіл напружень у всій конструкції [10, 30]. З іншого боку було показано, що при значних жувальних навантаженнях, штифти з високою жорсткістю спричиняють ускладнення у вигляді вертикальних та навскісних переломів кореня зуба, що призводить до єдиного можливого клінічного результату – їх видалення [9, 252, 253]. Таким чином літературні дані є суперечливими.

Клінічні спостереження показують, що литі металеві штифти зі штучною металевою куксою мають низку переваг, зокрема: точна відповідність форми штифта відпрепарованому простору кореневого каналу, висока міцність та пружність, наявність тривалих клінічних спостережень з високим відсотком ефективності. Водночас вони мають і низку недоліків: значна різниця між механічними властивостями тканин зуба і матеріалу штифта, низька естетичність, значні затрати часу на його виготовлення та технічна чутливість методики. Значна розбіжність механічних властивостей підвищує імовірність виникнення незворотних ускладнень, зокрема, перелом кореня зуба внаслідок високого модуля еластичності сплаву штифта [8, 158].

Скловолоконні штифти мають механічні параметри ближчі до властивостей тканин зуба. Вони мають здатність до адгезивного з'єднання з елементами реставраційної системи та твердими тканинами зуба, більш економічні у часі та володіють високими естетичними характеристиками.

Згідно даних досліджень [172–174, 218–220, 2000], сприятлива механічна сумісність скловолоконних штифтів дозволяє запобігати катастрофічні ускладнення, такі як перелому кореня, навіть у випадку значного руйнування коронки зуба. За результатами інших досліджень, при використанні скловолоконних штифтів з відновленням кукси композиційним матеріалом, геометрія перелому кореня не відрізняється від такої у випадку литих штифтів. А інколи внаслідок високої гнучкості скловолоконного штифта та високої еластичності штучної кукси це може привести до більш тяжких наслідків.

При використанні внутрішньоканальних штифтів штучна кукса є невід'ємною частиною реставраційного комплексу. Вона відтворює зруйновану коронкову частину зуба та виконує роль опори для штучної коронки. Металевий штифт з куксою є неподільною конструкцією, а у разі використання скловолоконного штифта, опорна конструкція складається з власне штифта та кукси, відтвореної найчастіше композитним матеріалом [254–256].

Для експериментального вивчення впливу штифтових опорних конструкцій серед проведених досліджень використовували різні групи зубів.

Лише в деяких з них вивчались різці нижньої щелепи, у яких обмежений об'єм твердих тканин у порівнянні з усіма іншими зубами становить додаткові складнощі при відновленні зуба та спробі забезпечити довготривалий терапевтичний ефект [23, 25, 275]. Особливості анатомії даного типу зубів формує складну задачу при виборі типу штифтової конструкції, особливо у разі значного руйнування зуба. Враховуючи те що зуби цієї групи при висуванні нижньої щелепи беруть участь у реалізації різцевого шляху, часто піддаючись високим навантаженням, знаходяться у естетичній зоні і є найменшими серед усіх зубів, біомеханічне дослідження методів їх зміцнення та відновлення є важливою задачею. Вплив ступеня збереження тканин коронкової частини ендодонтично лікованих різців нижньої щелепи на їх механічну витривалість у разі використання різних штифтових конструкцій може мати вирішальне значення під час обирання методу реставрації.

Біомеханічні дослідження *in vitro* [55–57, 83, 103, 119], що проводилися і у нашому дослідженні, незважаючи на високу інформативність, володіють рядом недоліків, такими, як втрата оригінальних властивостей тканин зубів під час їх накопичення, зберігання, та препарування для досліджень, складність відтворення фізіологічних умов при функціонуванні, відсутність абсолютної еквівалентності досліджуваних зразків, обмежена візуалізація та обмеження пов'язані з використанням вимірювальних приладів [71–76, 146, 148, 149].

Використання біомеханічних досліджень на основі методу скінченних елементів (МСЕ) дозволяє уникнути більшості труднощів, пов'язаних з іншими лабораторними дослідженнями. Даний метод базується на математичному моделюванні та узагальненні геометричних параметрів, механічних властивостей матеріалів та умов прикладення навантажень на досліджувану структуру. Найбільшою перевагою даного методу є можливість візуально зобразити розподілення навантажень, деформації та зміщення у будь-якій точці трьохмірної досліджуваної моделі [71–76, 160].

Таким чином, питання розробки раціональних методів відновлення ендодонтично лікованих зубів з використанням різних типів опорних штифтових конструкцій є досить актуальним.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Проведена наукова робота є частиною планової наукової роботи кафедри терапевтичної стоматології Національного медичного університету імені О. О. Богомольця «Особливості діагностики, лікування та профілактики карієсу, захворювань пародонта та слизової оболонки порожнини рота, що розвиваються на фоні соматичної патології», реєстраційний № 0104U000449, шифр теми ІН 30.00.0033.97.

Мета дослідження. Підвищення ефективності реставрації ендодонтично лікованих зубів шляхом експериментально-клінічного обґрунтування вибору типу штифтової конструкції залежно від його матеріалу та ступеня збереження коронкової частини зуба.

Для досягнення мети дослідження були поставлені наступні завдання:

1. За допомогою методу тривимірного моделювання та математичного аналізу тривимірних моделей фронтального сегменту нижньої щелепи оцінити поля та величини напружень комплексів «реставраційна конструкція–збережені тканини зуба».

2. Вивчити в експериментальних умовах моделювання механічних навантажень, що відтворюють реальні умови у порожнині рота, максимальну руйнуючу силу та жорсткість комплексів «реставраційні конструкції з різними типами штифтів – збережені тканини зуба».

3. Вивчити в експериментальних умовах типи деформацій та дефектів, що виникають у ендодонтично лікованих зубах нижньої щелепи під впливом максимальної руйнуючої сили.

4. Обґрунтувати критерії вибору типу штифтової конструкції в різцях нижньої щелепи після ендодонтичного лікування з різним ступенем збереження коронкової частини зуба.

5. Визначити клінічну ефективність диференційованого вибору типу штифтової конструкції залежно від ступеня збереження коронкової частини зуба в найближчі та віддалені терміни спостережень.

Об'єкт досліджень: комплекс «реставраційна конструкція–збережені тканини зуба», 67 пацієнтів з різними реставраційними конструкціями нижніх різців.

Предмет дослідження: витривалість до механічних навантажень комплексу «реставраційна конструкція–збережені тканини зуба»; обґрунтування та розробка різних реставраційних конструкцій ендодонтично лікованих зубів.

Методи дослідження. Для вирішення поставлених задач були застосовані: метод математичного аналізу тривимірних моделей фронтального сегменту нижньої щелепи з інтактними чи відновленими різцями та іклами методом скінчених елементів; метод аналізу діаграми деформування та величини руйнуючого навантаження анатомічно не ушкоджених та відновлених різців нижньої щелепи *in vitro*; рентгенологічне дослідження для визначення локалізації дефектів реставрованих зубів в умовах експерименту; обстеження пацієнтів із використанням клінічних та рентгенологічних методів; статистичні методи.

Наукова новизна одержаних результатів. За допомогою математичного аналізу методом скінчених елементів тривимірних моделей повністю відтворених фронтальних сегментів нижньої щелепи вперше визначено конфігурації полів високого напруження у різцях нижньої щелепи, залежно від типу внутрішньоканального штифта, матеріалу штучної кукси та ступеня збереження тканин коронкової частини зуба. Встановлено, що в різцях виникають більші напруження, які залежать від типу штифта. У разі наявності збереженої 2 мм пришийкової частини коронки (ферул ефект) у моделях різців нижньої щелепи величини напружень у тканинах зуба значно знижуються.

Виявлено значні показники напруження у цементі, за допомогою якого фіксується штифт, особливо при використанні литих металевих штифтів з куксою та повністю зруйнованою коронковою частиною зуба. Подібний

розподіл напружень може свідчити про вищу імовірність даної конструкції до розцементування в клінічних умовах. При використанні скловолоконних штифтів найбільші значення напруг і більш рівномірний розподіл напруг виявлено у композитній куксі, особливо у разі повністю зруйнованої коронкової частини зуба.

Показано, що наявність збереженої коронкової частини зуба (ферул ефекту) забезпечує більшу стійкість реставраційної конструкції до достовірно підвищених величин руйнуючих навантажень, незалежно від типу штифта. У випадках застосування штучних коронок, найбільшу жорсткість та стійкість до руйнуючих навантажень виявлено при використанні реставраційних конструкцій з литими штифтами.

Встановлено позитивний вплив наявності 2 мм збереженої коронкової частини (застосування ферул ефекту) на клінічну ефективність відновлення різців нижньої щелепи з використанням скловолоконних штифтів з композитною куксою чи литих металевих штифтів зі штучною куксою у найближчі та віддалені терміни спостереження. У разі повного руйнування коронкової частини різців (відсутність ферул ефекту) вища клінічна ефективність була виявлена при використанні литих металевих штифтів зі штучною куксою.

Практичне значення одержаних результатів. В результаті досліджень розроблено оригінальні математичні моделі зубів (зокрема різців та іклів нижньої щелепи), що дозволяють визначати конфігурації полів напружень, зокрема при відновленні різців нижньої щелепи з використанням різних штифтових конструкцій. Запропоновано експериментальні моделі для визначення руйнуючих напруг в твердих тканинах зубів та елементах реставраційних конструкцій. Результати експериментальних досліджень дають змогу раціонально обрати тип внутрішньоканальної штифтової конструкції при різному ступені збереження коронкової частини ендодонтично лікованих різців нижньої щелепи .

Обґрунтовано критерії вибору типу штифтової конструкції залежно від ступеня збереження коронкової частини різців нижньої щелепи. З'ясовано, що

при наявності 2 мм збереженої коронкової частини різця нижньої щелепи (ферул ефект) ефективність лікування практично не залежить від типу штифтової конструкції. У разі повністю зруйнованої коронкової частини, вищу клінічну ефективність забезпечує використання литого металевго штифта зі штучною куксою. Систематизація ускладнень при використанні штифтових конструкцій дозволяє покращити планування конструкції у ендодонтично лікованих різцях нижньої щелепи.

Отримані результати стосовно раціонального застосування різних реставраційних конструкцій у ендодонтично лікованих зубах впроваджено в лікувальний процес Стоматологічного медичного центру Національного медичного університету імені О. О. Богомольця.

Матеріали дисертації використовуються у навчальному процесі кафедри терапевтичної стоматології Національного медичного університету імені О. О. Богомольця, кафедри ортопедичної стоматології Національної медичної академії післядипломної освіти імені П. Л. Шупика.

Особистий внесок здобувача. Дисертаційна робота є завершеним науковим дослідженням автора. Дисертантом особисто проведено патентно-інформаційний пошук, вивчено та проаналізовано літературні джерела з обраної теми. Самостійно здійснено обстеження та лікування хворих, виконано клінічні та лабораторні дослідження, здійснено статистичну обробку та аналіз отриманих результатів. Під керівництвом наукового керівника визначені мета та задачі дослідження, проведене узагальнення і аналіз отриманих результатів, сформульовані висновки та практичні рекомендації.

Лабораторні, експериментальні та клінічні дослідження виконані у співпраці з науковцями кафедри опору матеріалів Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут» (м. Київ) та кафедри незнімного протезування та протезування на імплантатах Університету Аристотеля (м. Салоніки, Греція)*.

* Автор висловлює щире подяку співробітникам вищезазначених установ за допомогу та сприяння у проведенні досліджень, а також за науково-консультативну допомогу.

Апробація результатів дисертації. Основні положення та результати дослідження доповідались та обговорювались на: I Європейсько-Середземноморській студентській дослідницькій мульти-конференції (м. Салоніки, 2009 р.); 47-му щорічному Симпозіумі Грецької Асоціації Стоматологів (м. Кількіс, Греція, 2010 р.); 35-му щорічному Конгресі Європейської Асоціації Ортопедичної Стоматології (м. Берн, Швейцарія, 2011 р.); 2-ій Міжнародній науковій конференції молодих учених «Інноваційні технології – у практичну стоматологію» (м. Київ, 2012 р.), I Національному стоматологічному конгресі (м. Київ, 2012 р.); I-му Українському міжнародному симпозіумі квінтесенції – Пародонтологія та відновна стоматологія (м. Київ, 2012 р.)

Публікації. За темою дисертації опубліковано 10 наукових праць, зокрема 6 у фахових виданнях МОН України, 1 – у закордонному виданні, 3 – у вигляді тез у матеріалах науково-практичних конференцій та з'їздів.

Обсяг і структура дисертації. Дисертаційна робота, складається зі вступу, огляду літератури, характеристики матеріалів та методів дослідження, трьох розділів власних досліджень, аналізу та узагальнення результатів, висновків, практичних рекомендацій, списку використаної літератури. Дисертація викладена на 175 сторінках друкованого тексту, ілюстрована 24 таблицями та 53 малюнками. Список використаної літератури містить 282 джерела, з них 126 вітчизняних і 156 зарубіжних.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1 Обґрунтування вибору конструкції внутрішньоканальних штифтів для відновлення ендодонтично лікованих зубів в умовах експерименту

Незважаючи на існування загальних принципів відновлення зубів, з використанням різних штифтових конструкцій, реставрація різців нижньої щелепи, що зазнали значного руйнування є більш комплексною задачею і вимагає додаткового дослідження. Визначення належної схеми препарування різців нижньої щелепи, враховуючи їх анатомічні особливості, та зміна механічних властивостей різців внаслідок використання різноманітних штифтових конструкцій, набувають особливого значення у намаганнях забезпечити високий рівень клінічного успіху при їх відновленні [51, 120]. У літературі, серед досліджень механічних властивостей однокорневих зубів, описані лише декілька, що фокусують свою увагу на різцях нижньої щелепи, відновлених з використанням штифтових конструкцій [275].

Зміни біомеханічних властивостей зуба, що повністю сформувався без патології, найчастіше пов'язані з втратою тканин унаслідок карієсу, травми, патологічного стирання та стоматологічних оперативних втручань [91, 105, 113]. Створення доступу до порожнини зуба з метою подальшого ендодонтичного лікування знижує механічні властивості зуба лише на 5 % [121, 268]. Інструментальна обробка каналу кореня зуба та подальша obturacja не мають значного впливу на його механічні показники, та залежать від об'єму видалених тканин та дотримання рекомендацій щодо використання ендодонтичних іригантів [36, 62, 63, 115, 176]. З лабораторних досліджень відомо, що при збільшенні термінів впливу іригантів та їх концентрацій чи температури, послідовності використання та стимуляції їх ефекту, вплив на втрату механічних властивостей зуба може мати катастрофічний характер [116, 145, 246, 252]. Найбільші втрати механічних властивостей відбуваються внаслідок препарування каріозних порожнин, 14 %–20 % при однобічних

порожнинах та досягаючи максимуму у випадку формування мезіо–оклюзійно–дистальної порожнини (44 %–63 %), а у поєднанні з наслідками ендодонтичного лікування, може сягати 68 % [100, 141, 150, 203].

Циклічні різновекторні навантаження, що виникають під час функціонування, формують складну задачу при спробі забезпечити належну механічну витривалість комплексу зуба та реставраційної конструкції. Вищезгадані навантаження посилюються у разі патології прикусу чи скронево–нижньощелепного суглобу, міопатій, та направлені на еластичні згинання зуба, створюючи у товщі дентину кореня ділянки стискання, розтягнення, та їх комбінацій [26, 52, 102, 185, 186, 233].

Різці нижньої щелепи, у нормі, володіють найменшим об'ємом тканин серед усіх інших зубів, маючи найменший діаметр перерізу та довжину. Обмежена кількість тканин у різцях нижньої щелепи не дозволяє застосувати належним чином додаткові ретенційні та антиротаційні елементи, а часто навіть унеможлиблює дотримання рекомендованих масштабів препарування кукси при використанні литих металевих штифтів у поєднанні з штучною металокерамічною коронкою. Естетичні вимоги в цій ситуації обмежують перелік можливих клінічних рішень. Пошук найбільш ефективного методу реставрації з використанням різних штифтових систем, залежно від ступеня збереження коронкової частини різців нижньої щелепи допоможе підвищити тривалість їх успішного лікування.

1.2 Сучасні підходи використання штифтових конструкцій в умовах клініки

Штифтові конструкції, що у своєму різномайті широко використовуються у буденній стоматологічній практиці є зручним та надійним методом при відновленні зубів, що зазнали значного руйнування. Для використання штифтів необхідні: наявність герметичної кореневої пломби після якісного ендодонтичного лікування, відсутність рентгенологічно виявлених патологічних процесів у ділянці верхівки кореня, біфуркації, бічних поверхонь,

та сприятлива перспектива щодо ліквідації наявних дефектів зубних рядів [92–95, 261]. Додатковими умовами при відновленні зубів з використанням штифтових конструкцій є своєчасна оцінка ступеня збереження його тканин, з подальшим вибором адекватного методу відновлення [61, 79, 89, 97, 128].

Комерційний попит та роки досліджень призвели до появи широкого вибору штифтових систем. Залежно від методу виробництва, штифти поділяються на індивідуальні та стандартні, або промислово виготовлені. Індивідуальні штифти можуть бути створені зі сплавів металів чи керамічних матеріалів. Залежно від методу виробництва, індивідуальні штифти можуть бути отримані прямими та непрямими методами. Стандартні, або промислово виготовлені штифти, залежно від матеріалу, найчастіше бувають металеві, керамічні, скловолоконні та вуглецеві. Залежно від форми, вони бувають конічні гладкостінні, конічні зубчасті, штифти з різьбою, паралельностінні штифти з гладенькими стінками, паралельностінні з зубцями чи різьбою [251]. Найдоцільнішою визнана комбінована форма штифта з конічними стінками у апікальній третині та паралельними стінками у середній та коронковій третині.

В літературі існує низка рекомендацій що до принципів застосування внутрішньоканальних штифтів [172–174]. Для забезпечення міцності конструкції, штифт має бути занурений на $2/3$ глибини кореневого каналу. Залишкова товщина стінок кореня має бути не меншою ніж 1 мм. У випадку захворювання тканин пародонту, що супроводжується втратою висоти альвеолярного паростку чи частини, штифт має бути занурений на $1/2$ довжини кореня, що оточений збереженою кістковою тканиною. У разі значного руйнування зуба, штифт має бути занурений у кореневий канал на глибину не меншу ніж висота відновлюваної коронки зуба. При створенні штифтового ложа рекомендовано зберігати апікально 5 мм, а у разі короткого кореня до 3 мм внутрішньоканальної пломби [1, 117, 127, 234]. Під час створення штифтового ложа, має бути проаналізована анатомія кореня конкретного зуба для попередження надмірного витончення його стінок в апікальній частині при використанні паралельностінних штифтів, або під час препарування

еліпсоподібних у перерізі каналів для круглих у перерізі штифтів [198]. Потрібно пам'ятати, що розміри найбільш широко вживаних розгортки Gates–Glidden та Reeso–Reamer не відповідають розмірам стандартних штифтів. Використовувати ріжучі інструменти слід на низьких обертах, з належним охолодженням, починаючи з найменшого їх розміру, послідовно збільшуючи діаметр робочої частини, для попередження перегрівання та перелому інструменту, а також для попередження пошкодження дентину унаслідок додаткових термічних циклів [201].

Найвищі навантаження виникають у пришийковій та периапікальній ділянках. У цих ділянках має бути збережена максимально можлива кількість дентину. Використання штифтів з вищим модулем еластичності дозволяє ефективно використовувати штифти менших діаметрів і зберігати тим самим великий об'єм твердих тканин зуба [33, 212]. Штифти з паралельними стінками розподіляють навантаження рівномірніше, ніж штифти з конічними обрисами. Так чи інакше, перші генерують вищі навантаження у периапікальній ділянці, а останні концентрують його у місці початку звуження штифта. Необхідно уникати гострих кутів при препаруванні, що можуть концентрувати високі навантаження. Штифт має заходити в канал вільно, але не балансувати в ньому. Існують припущення, що штифт безпосередньо не зміцнює зуб, проте впливає на його міцність завдяки утримувannya штучної кукси та реставраційної надбудови [24, 178]. Також існують рекомендації використання штифтових конструкцій тільки у випадках, коли висота збереженої коронкової частини менша, ніж 4 мм. Доведено, що штучна коронка, не залежно від типу матеріалу та ступеня збереження коронкової частини зуба, має важливе значення для забезпечення міцності та цілісності зуба та реставраційної конструкції [34, 48, 131, 151].

У літературі досі не визначено, які типи штифтів та матеріалів для відбудови штучної кукси, в залежності від конкретної клінічної ситуації, можуть слугувати найбільш ергономічним клінічним рішенням [3, 99, 141; 132; 155]. Враховуючи дані, отримані внаслідок літературного огляду, можна

стверджувати про наявність великої кількості рекомендацій на користь використання різних видів штифтових конструкцій, що часто призводить до суперечливих заключень [35, 66, 80, 260]. Переважна більшість авторів схиляються до ідеї використання матеріалів, чії механічні властивості максимально наближені до властивостей тканин зуба [67-70, 85, 86, 98, 114, 192, 262–267, 279, 280]. Найбільш поширеними є клінічні рішення з використанням індивідуальних литих металевих штифтів зі штучною куксою та скловолоконних штифтів з композитною куксою.

1.3 Фактори ризику при відновленні різців нижньої щелепи з використанням внутрішньоканальних штифтів

Факторами що впливають на механічні властивості ендодонтично лікованих зубів відновлених з використанням різних штифтових систем є: дизайн та матеріал штифта і штучної кукси, дизайн та матеріал штучної коронки, групова приналежність зуба та ступінь руйнування коронкової частини зуба [5, 11, 28, 50, 81, 82, 106, 202].

В ідеальних умовах, штифтова система повинна володіти такими механічними властивостями, щоб протистояти навантаженням вищим аніж середні значення жувальних сил, мінімізувати навантаження на залишкові тканини зуба, рівномірно його розподіляючи та попереджувати виникнення перелому кореня зуба. Переломи що виникають вище лінії сполучення емалі коронки та цементу кореня зуба та вище кісткового краю зубної лунки можуть розцінюватись як більш сприятлива клінічна ситуація, так як залишається змога повторно відновити зруйнований зуб. Переломи штифта чи кореня зуба нижче вказаної ділянки формує несприятливу клінічну ситуацією, унеможливаючи подальше використання залишкових тканин для відновлення зуба, та призводять до необхідності його видалення.

1.4 Сучасні критерії діагностики при відновленні зубів з використанням внутрішньоканальних штифтів. Фізико-механічні властивості штифтів

Товщина стінок зуба після ендодонтичного втручання чи створення штифтового ложа обумовлює ймовірність виникнення переломів кореня зуба під впливом функціональних сил чи сил, що виникають внаслідок патологій прикусу, нейро-мязових розладів та патологій скронево-нижньощелепного суглобу. Експериментально було доведено, що при збереженій товщини стінки зуба 1 мм, він стає значно більш піддатливий до переломів, ніж у разі збереження 2 та 3 мм товщини [261]. Штифти з матеріалу, що володіє вищим еластичним модулем, дозволяє зменшити діаметр штифта та зберегти більший об'єм кореневого дентину. Водночас, при спробі збільшити діаметр штифта з метою розширення площі розподілу навантажень відбувається стоншення стінок кореня зуба що призводить до підвищення навантажень на одиницю об'єму збереженого дентину [277]. Існує припущення, що матеріал штучної кукси має більший вплив на міцність та витривалість зуба та реставраційної конструкції, ніж діаметр штифта [37, 257–259].

Модуль еластичності внутрішньоканального штифта обумовлює природу його взаємодії з тканинами зуба, часто визначаючи тип ускладнень, що виникають [192–194]. У разі використання скловолоконних штифтів, завдяки еластичним властивостям, при навантаженнях деформації виникають одночасно у штифті та дентині кореня зуба, фіксуєчному цементі та матеріалі штучної кукси зуба. Як наслідок, найчастіше виникають такі ускладнення, як перелом штучної кукси чи перелом штифта, що може бути виправлене шляхом повторної реставрації. У *in vitro* дослідженнях було виявлено, що при використанні штифтів з високою жорсткістю, вироблених з таких матеріалів, як сплав металів чи керамічна маса, частота навскісних та вертикальних переломів кореня зуба різко зростає, призводячи до єдиного можливого клінічного рішення – видалення зуба [49, 107, 190, 269–271].

Глибина фіксації штифта у каналі зуба та дизайн самого штифта є вагомими факторами ризику виникнення ускладнень [112, 113, 135; 261]. Деякі дослідження вказують, що довші штифти розподіляють тиск на більшу площу та змінюють кут прикладання сили до залишкових тканин кореня зуба, цим самим зменшуючи ризик утворення тріщин та розломів [129; 188]. Конусні штифти можуть мати розклинюючий ефект при їх фіксації у каналі кореня зуба. З іншого боку, штифти циліндричної форми передають вертикальні складові навантаження безпосередньо на апікальну частину кореня, де спостерігається зменшення товщини стінок, що оточують кореневий канал, що може підвищувати ймовірність ускладнень у цій ділянці [244]. У пошуках компромісу були створені штифти, які поєднували позитивні властивості обох вищезгаданих типів стандартних штифтів. У коронковій частині було збережено паралельність стінок, які у середній чи апікальній третині каналу починали звужуватись у напрямку апексу, таким чином розподіляючи напруження рівномірно по всій довжині штифтового ложа [190; 166; 235].

Переваги використання композитних цементів та адгезивних систем подвійної полімеризації при фіксації скловолоконних штифтів відмічені у низці досліджень [247; 214–216]. Модуль еластичності даних цементів є ближчим до еластичного модулю дентину кореня зуба, ніж у інших цементів. Адгезивно з'єднуючись з матеріалом штифта та дентином, створюється своєрідна внутрішньоканальна трубка, що здатна зміцнювати стоншені стінки кореня зуба. Негативною стороною при використанні стандартних штифтів є факт того, що просвіт каналу кореня зуба має бути змодельований відповідно з формою наявного штифта. Інколи переріз кореневого каналу після механічної обробки має еліпсоподібну форму, що змушує використати кілька стандартних штифтів одночасно. На противагу цьому, при використанні індивідуальних штифтів, штифтове ложе може бути створене з урахуванням анатомії конкретного зуба та дозволяючи зменшити об'єм видалених тканин [261].

Велике різноманіття матеріалів та дизайнів штифтів було запропоновано виробниками у намаганні підвищити механічні властивості ендодонтично

лікованих зубів [84, 90, 96, 104, 122, 241]. Вважалось що штифт та штучна кукса з більш жорсткого матеріалу повинна краще укріплювати відновлюваний зуб і забезпечувати рівномірний розподіл напружень у всій конструкції [46, 210, 202]. Проте пізніше було доведено, що при високих навантаженнях, що можуть виникати у зубощелепній системі, штифти з високою жорсткістю спричиняють катастрофічні ускладнення у вигляді вертикальних та косих переломів кореня зуба, що локалізуються нижче емалево-цементної лінії [152, 153]. Металеві литі штифтові конструкції володіють багатьма позитивними якостями: точна відповідність форми штифта відпрепарованому простору штифтового ложа у зубному каналі та здатність додавати жорсткості усій реставраційній конструкції. Водночас існує ряд відносних недоліків, таких, як висока вартість реставраційної конструкції, особливо у разі використання дорогоцінних чи напівдорогоцінних сплавів металів, часова витратність та ймовірність виникнення ускладнень, що можуть призвести до значного руйнування відновленого зуба [47, 221]. Більш гнучкі штифти можуть згинатись при високих навантаженнях, що призводить до перелому самого штифта чи штучної кукси, або розцементування конструкції, проте такі ускладнення є виправними і не вимагають видалення зуба, у протизагаду жорстким штифтам [109, 139]. Різні види сплавів, що входять до складу однієї конструкції можуть піддаватись корозійним процесам внаслідок гальванічних явищ [111, 226]. Сплави недорогих металів активно піддаються корозії в умовах ротової порожнини, внаслідок впливів мікробіологічної плівки, низького вмісту кисню, та різності електричних потенціалів [230, 136, 137].

Скловолоконні штифти володіють механічними параметрами найближчими до властивостей зуба за модулем Юнга (дентин – 14–18 ГПа, скловолоконні штифти – 9–50 ГПа, Золото – 80–100 ГПа, недорогі сплави – 180–380 ГПа, кераміка на основі діоксиду цирконію – 200 ГПа, кераміка на основі оксиду алюмінію 350–400 ГПа), мають здатність створювати більш ефективну адгезію до елементів реставраційної системи, більш економічні у часі і фінансових затратах, та володіють високими естетичними

характеристиками [191, 225]. Сприятлива механічна сумісність дозволяє попереджувати катастрофічні ускладнення, такі як розлам кореня, навіть у випадку коли зуб значною мірою зруйнований [146]. На противагу цьому, за результатами деяких досліджень, при використанні скловолоконних штифтів з відновленням кукси композитним матеріалом, перелом кореня може бути навіть більш тяжким [2, 190; 163, 133]. Таке твердження пояснюється тим, що скловолоконному штифту притаманна гнучкість, а композитний матеріал для відтворення штучної кукси є достатньо пружним, для того щоб не перебирати на себе значне напруження, що в результаті приводить до передачі усього навантаження стінками штучної коронки на тканини зуба.

Незважаючи на індивідуальні переваги, кожен із зазначених методів являється не більше, ніж паліативним, так як не в змозі відновити фізіологічні механічні властивості зуба. Нехтування фактом того, що стабільність усієї системи залежить не тільки від властивостей штифта, але і кожного окремо взятого її елемента, потенційно може приховати справжню природу розподілу навантажень і виникнення дефектів у даній системі, як наслідок, причину виникнення різноманітних ускладнень. Враховуючи різноманітність результатів та висновків щодо ефективності використання волоконних штифтів, порівняно з литими металевими штифтами, та клінічну потребу у високоестетичних методах реставрації ендодонтично лікованих зубів, необхідні подальші дослідження у цьому напрямку.

Метод відновлення коронкової частини є одним з критичних факторів при спробі створення надійної реставраційної конструкції що володітиме високою витривалістю [124, 125, 182]. При використанні композитного реставраційного матеріалу, внаслідок його гнучкості, головним типом ймовірних ускладнень є перелом композитної реставрації або її розцементування по лінії адгезивного шару.

Метод відновлення коронкової частини є одним з критичних факторів при спробі створення надійної реставраційної конструкції що володітиме високою витривалістю [170; 254]. При використанні композитного реставраційного

матеріалу, внаслідок його гнучкості, головним типом ймовірних ускладнень є перелом композитної реставрації або її розцементування по лінії адгезивного шару.

Різні типи коронок запропоновані у літературі як метод зміцнення конструкції. У одному з досліджень навіть стверджується, що при використанні коронки зникає різниця у локалізації ділянок високого напруження, незалежно від матеріалу штифта [6, 118, 123, 126, 249, 250]. У дослідженні стверджується, що штифт не впливає на частоту виникнення переломів в однокорневих зубах, не зміцнює зуб, відповідаючи тільки за фіксацію штучної кукси у разі його відновлення штучною коронкою.

Тип зуба також впливає на ймовірність виникнення ускладнень, при його відновленні з використанням штифтових конструкцій. Це обумовлено не тільки особливостями його анатомічної будови, але й функції. Зуби жувальної групи зазнають вищих жувальних навантажень, ніж зуби фронтальної групи. Відповідно, розподіл напруг відбувається по різному. Саме тому такі фактори як довжина штифта, його діаметр, ступінь збереження коронкової частини, що досліджувались в експериментах з жувальними зубами, можуть по іншому впливати на успіх лікування зубів фронтальної групи [179, 197; 222, 223, 245; 280].

Опорні зуби для мостоподібних конструкцій великої протяжності, незнімних конструкцій з консольною частиною, знімних ортопедичних конструкцій, переносять значно більші навантаження, ніж ті, що відновлені одиничними коронками. Горизонтальна та обертаюча складові жувальних сил призводить до підвищення ризику перелому ендодонтично лікованих зубів, відновлених з використанням штифтових конструкцій.

Зміни у дентині також можуть впливати на успішність даного методу лікування. Внаслідок склерозування просвіту дентинних трубочок, зменшення їх концентрації у апікальній частині кореня змінюються механічні властивості дентину. Існує припущення, що накопичення кристалів всередині трубочок є наслідком перерозподілу мінералів у дентині, а саме процесам їх розчинення

у інтертубулярному дентині та репреципітації у дентинних трубках. Як наслідок зменшується еластичність дентину, та змінюються механізми протидії виникнення мікротріщин. Також зміни у дентині призводять до пониження його адгезивних властивостей.

1.5 Ступінь руйнування коронкової частини зуба та ферул ефект

Вплив збереження 2 мм висоти коронкової частини зуба, для створення так званого «ферул ефекту», коли штучна коронка відіграє роль зміцнюючого ободу що одночасно охоплює залишки дентину коронкової частини зуба та штучну куксу, було виявлено у низці досліджень [88, 110, 130, 255, 228]. Слово «Ferrule» (Ферул) перекладається з англійської як муфта або металеве захисне кільце. Дане поняття швидше за все походить від двох латинських слів – Ferrum (залізо) та Viriola (браслет), і у сфері стоматології означає кільце з металевого сплаву навколо залишкових тканин коронки зуба та штучної кукси. Кільцем як правило виступає штучна коронка [78, 138, 229]. Захисний ефект «ferrule», який також називають «ferrule-ефект» обумовлений підвищенням здатності протистояти важільним силам, та розклинюючому впливу штифтів, при навантаженні, що виникають під час функціонування [255]. Цей концепт був запропонований у 1961 році [240].

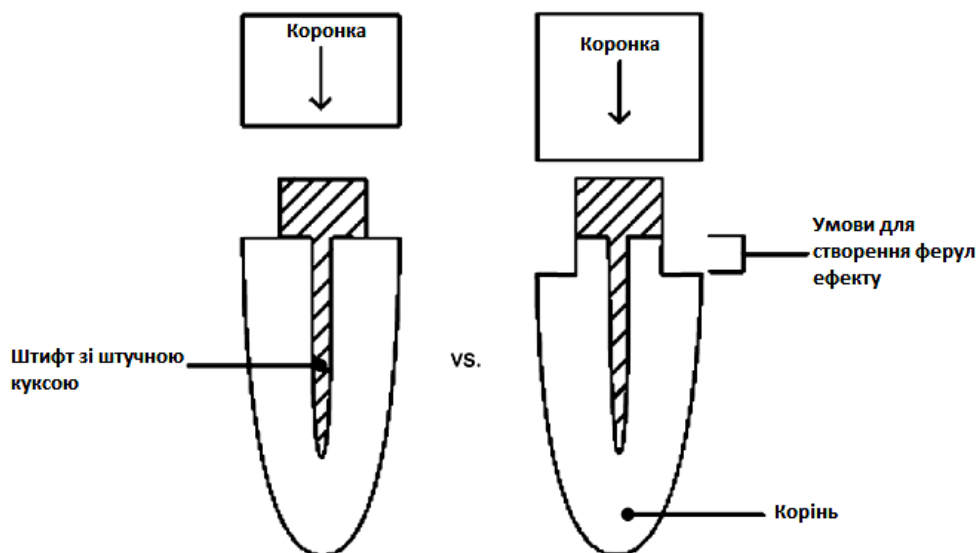


Рис. 1.1 Загальне зображення ферул ефекту

Ферул ефект підвищує здатність комплексу «реставраційна конструкція– залишкові тканини зуба» протистояти високим механічним навантаженням, попереджуючи утворення тріщин та переломів кореня зуба [222]. Було доведено, що внаслідок ферул ефекту напруження у товщі зуба перерозподіляються на його поверхневі ділянки у коронковій третині кореня, підвищуючи ймовірність утворення перелому саме у цій зоні [245]. Таким чином зменшується ймовірність виникнення вертикального чи косоного перелому кореня зуба, і він, у разі утворення дефекту, ймовірніше підлягатиме повторному відновленню. У випадку відсутності ферул, як у літературі називають збережену частину коронкової частини зуба, що слугує фундаментом для штучної кукси і яку охоплює штучна коронка, напруження при навантаженні передається безпосередньо на штифт [169, 279]. Відповідно, штифт розподіляє напруження через шар цементу на поверхні штифтового ложа, що у разі нерівномірності полів напружень може призвести до концентрації надмірних навантажень та перелому внутрішньоканального штифта чи кореня зуба [143]. Доведено, що при збільшенні висоти «ферул» підвищується витривалість зуба, проте, повністю попередити виникнення косих чи вертикальних переломів залишається неможливим [222, 223]. У дослідженні [206] визначався вплив висоти залишкових тканин коронкової частини або ферул на ступінь зміцнення зуба. 25 латеральних різців верхньої щелепи розділили на 5 груп: контрольна та зразки з ферул довжиною 0,5, 1,0, 1,5, та 2 мм. Використовували литі металеві штифти зі штучною куксою. Контрольна група та групи з 1,5 і 2 мм ферул продемонстрували кращу опірність до переломів. Автори підсумували, що мінімальною довжиною ферул може бути 1,5 мм. Цю ж мінімальну довжину було визначено як мінімальну рекомендовану використовуючи циклічні навантаження [32, 169]. McLean [213] рекомендує мінімальне ферул 2 мм. У клінічних випадках, коли створити належу довжину ферул навіть при опущенні країв коронки сублінгвально неможливо, рекомендовано використовувати хірургічне подовження коронкової частини або ортодонтичну екструзію.

Створення ферул ефекту в ендодонтично лікованих зубах, відновлених з використанням різних штифтових систем зменшувало напруження у тканинах зуба та елементах реставрації [31, 261]. При цьому, було виявлено різну величину зміни напружень, залежно від еластичного модулю штифта, що використовувався. Нестача інформації що до комбінованого впливу факторів таких як присутність ферул ефекту та величина еластичного модулю матеріалу штифта та штучної кукси настановлює на думку про необхідність подальшого вивчення комбінованого впливу наведених факторів на показники міцності комплексу «реставраційна конструкція–залишкові тканини зуба».

1.6 Аналіз результатів досліджень за методами, що використовувались у даній роботі

Визначаючи величину руйнуючої сили у фронтальних зубах [272], відновлених з використанням індивідуальних литих металевих штифтів зі штучною куксою, титанових чи волоконних штифтів з композитною штучною куксою, автори приділяли значну увагу величині збережених тканин кореня зуба у зразках. Було створено 36 зразків, по 12 у групах зі штифтами кожного типу. Статистичної різниці у параметрах опору до руйнування у даному дослідженні між групами виявлено не було. Було визначено, що у групі з литими металевими штифтами, переломи кореня локалізувались у апікальній третині або мали вертикальний напрямок, призводячи до руйнувань, що не піддаються реконструкції. У групі з волоконними штифтами, навантаження призводили до дефектів у коронковій частині або до розцементування відновлюваної конструкції. Скловолоконні штифти у дослідженнях *in vitro* проявили себе як надійне потенційне клінічне рішення у разі обмеженої кількості збережених тканин зуба.

У іншому дослідженні [243] зі схожим протоколом, що використовували центральні різці верхньої щелепи, серед 3 підгруп, по 12 зразків визначали опір до руйнування у разі використання індивідуальних литих металевих штифтів зі штучною куксою, цирконієвих та скловолоконних штифтів з композитною

куксою. Були визначені середні та максимальні значення критичних навантажень: для литих металевих штифтів – 803 Н (макс. – 1631 Н), для цирконієвих – 348 Н (макс. – 513 Н), та 390 Н (макс. – 789 Н) у випадку волоконних штифтів. У групі зубів, відновлених з використанням литих металевих штифтів, величина руйнуючої сили була найвища. Проте, 92 % переломів локалізувались у ділянці кореня. У групах різців з цирконієвими штифтами та скловолоконними штифтами, статистичної розбіжності у результатах виявлено не було, а переломи здебільшого виникали у товщі штучної композитної кукси. Автори зазначили, що дефекти які виникають у зубах з волоконними штифтами є більш сприятливі при спробі повторного лікування.

У іншому дослідженні [142] визначався вплив довжини скловолоконного штифта у каналі центральних різців верхньої щелепи на величину руйнуючої сили. Штифти фіксувались у каналі кореня зуба з зануренням на глибину 12 мм, 8 мм, 4 мм. Створювалась штучна композитна кукса, що покривалась литою металевою коронкою. Проводилось визначення величини руйнуючої сили. При порівнянні отриманих результатів, у групах з глибиною фіксації 12 мм ($129,72 \pm 12.14$ Н) та 8 мм ($154,3 \pm 12.08$ Н) не було виявлено статистично вагомої різниці. Проте, у третій групі, опір до перелому був нижчим ($100,5 \pm 8,07$ Н). Автори підсумували, що глибина занурення штифта впливає на міцність зуба та цілісність відновлюваної конструкції.

Аналіз методом скінченних елементів – це числова техніка знаходження розв'язків інтегральних та часткових диференціальних рівнянь, з метою дослідження напружень, що виникають у віртуальних моделях, шляхом узагальнення механічних властивостей тіл та природи їх взаємодії.

Методологія дослідження базується на математичному моделюванні пружно-деформованих станів та аналізі їх чисельних результатів, візуального зображення ділянок напружень у товщі віртуальних моделей та порівняння отриманих даних.

Створення двохвимірних чи тривимірних моделей проводиться у середовищі спеціалізованого програмного забезпечення і як правило базується на оригінальних стереолітографічних даних, відтворюючи елементи анатомічної ділянки та клінічну ситуацію що досліджується.

Незважаючи на спрощення ввідних механічних параметрів реставраційних матеріалів та біологічних тканин, даний метод дозволяє уникнути переважної більшості похибок, що виникають в лабораторних дослідженнях, і є значно інформативним візуально, що спричинило його поширеність як методу біомеханічних досліджень, у тому числі у стоматології.

Аналіз методом скінченних елементів, як правило, проводиться на двохвимірних та трьохвимірних віртуальних моделях. Аналіз двохвимірних моделей проводиться швидше, проте є менш інформативним, у порівнянні з аналізом тривимірних моделей. В одному з досліджень [227], що використовують цей метод, було виявлено, що у випадку литих металевих штифтів зі штучною куксою, концентрації вищих навантаження виникають на поверхнях штифта та дентину у середній та апікальній третинах штифтового ложа. У випадку використання скловолоконних штифтів з композитною куксою, найвищі напруження виникали в ділянці шийки зуба, а найнижчі виявлені на поверхні штифтового ложа, що пояснювалось близькими механічними властивостями штифта та дентину. У іншому дослідженні [278] було виявлено, що крім матеріалу виготовлення штифта та штучної кукси велике значення має глибина занурення штифта у канал зуба. Зокрема, було виявлено, що найбільш виправданою глибиною занурення штифта з метою максимального зміцнення зуба та реставраційної конструкції є $2/3$ довжини кореня. Самим вагомими факторами виникнення перелому було визначено товщину штифта та напрямок діючої сили. Останнє твердження виправдовує використання волоконних штифтів, враховуючи анізотропні властивості дентину та волоконного штифта. Також автор зауважує, що один окремо взятий параметр, такий як діаметр штифта, чи його матеріал, глибина занурення, тощо, не може бути визначальним у створенні чітких клінічних рекомендацій.

У аналізі методом скінченних елементів тривимірних моделей різців нижньої щелепи, відновлених з використанням різних штифтових систем, Lertchirakarn [204, 205] стверджував що ймовірність виникнення перелому у зубі визначається в першу чергу кривизною кореня зуба.

У іншому дослідженні було виявлено зниження напружень у дентині в ділянці шийки зуба при використанні штифтів з високим еластичним модулем, навіть у разі значно зруйнованої коронкової частини зуба. Також був виявлений позитивний вплив ферул на зміцнення зуба. Автори стверджували, що зміцнюючий ферул ефект був настільки вираженим, що нівелював вплив матеріалу штифта на властивості комплексу залишкові частини зуба – реставраційні матеріали.

У іншому дослідженні було виявлено, що найвище напруження зсуву у зубах, відновлених з використанням різних штифтових конструкцій, відзначалось в середній третині кореня зуба, і зростало, якщо глибина занурення штифта зменшувалась. Напруження при розтягненні чи здавлюванні не продемонстрували такої ж залежності. Найвищі навантаження виникали з лабіального боку [108].

Інші дослідники стверджували, що найбільш підходящими реставраційними матеріалами при відновленні фронтальних зубів, що зазнали значного руйнування є ті, чий модуль Юнга ближчий до такого у дентині, рекомендуючи до використання композитні матеріали та скловолоконні штифти [64, 77, 87, 101, 134, 188, 185, 186, 206].

Потрібно враховувати, що результати за даною методикою отримують завдяки спрощенню та усередненню параметрів та умов експерименту. У більшості наведених дослідженнях властивості усіх тіл приймалися як ізотропічні, незважаючи на яскраву анізотропію механічних властивостей дентину, альвеолярної кістки та волоконного штифта, що є далеким від дійсності і може впливати на точність отриманих даних. Через свою комплексну структуру, тканини зуба проявляють різні мікротвердість та еластичність у різних ділянках та залежно від напрямку діючої сили. Зокрема,

модуль Юнга та коефіцієнт Пуассона у інтертубулярному та перитубулярному дентині значно відрізняється [175, 199]. Так чи інакше, дана різниця виникає на мікроскопічному рівні [65, 207, 217, 276]. Зуб представляє собою макроскопічну структуру, в якій різниця механічних параметрів менш помітна, що дозволяє на макрорівні вважати його механічні параметри ізотропічними без значного впливу на інформативність і точність результатів [4, 58–60]. Крім того, у перспективі дослідження за даною методикою дозволять визначити властивості поведінки біологічних тканин та реконструкційних матеріалів під впливом багаторазових циклічних навантажень з урахуванням процесів на мікрорівні.

Беззаперечною перевагою даного методу сьогодні є можливість візуально вивчити та чисельно визначити напруження, що виникають у будь-якій точці простору тривимірної досліджуваної моделі, позбутись низки ускладнень, що часто виникають в умовах лабораторних досліджень, уникаючи похибок та спотворюючих чинників.

У порівняльних дослідженнях клінічної поведінки вітальних та ендодонтично лікованих зубів (18–23 роки), ризик виникнення ускладнень є вищим у зубах які зазнали ендодонтичного втручання. У дослідженнях тривалістю 9–11 років з залученням 400 зубів, відновлених з використанням адгезивних технологій та одиничних незнімних ортопедичних конструкцій, було виявлено зростання частоти ускладнень майже у 6 разів, у зубах не вкритих штучною коронкою [27, 29, 242].

У іншому дослідженні [211], зуби фронтальної групи, відновлені з використанням литого металевго штифта зі штучною куксою, що спостерігались у продовж 10 років, проявили рівень клінічного успіху у 82 %. Серед ускладнень, що виникли у дослідженні – розцементування конструкції відбувалось у 46 %, потреба у новій конструкції – у 32 %. У іншому десятирічному дослідженні, з групою у 50 зразків, 1 ускладнення виникло у разі використання індивідуального литого металевго штифта зі штучною куксою, та 2 випадки ускладнення у разі використання стандартного металевго штифта

та штучної кукси з композитного матеріалу, що разом склало 6 %. Автори даного дослідження рекомендують литу металеву конструкцію, як найбільш витривалу. У іншому дослідженні [167, 168] стандартні металеві штифти зі штучною куксою з композитного матеріалу продемонстрували ефективність на рівні 87,5 % впродовж 7,9 років. У п'ятирічному клінічному дослідженні 788 ендодонтично лікованих зубів, відновлених з використанням різних штифтових конструкцій, стандартні, циліндричні скловолоконні штифти зі штучною композитною куксою продемонстрували нижчий рівень ускладнень (8 %) ніж конусовидні індивідуальні литі штифти (15 %) [261]. У цьому дослідженні найпоширенішим ускладненням виявилось розцементування конструкції. Було виявлено, що тривалість успішного лікування залежить від довжини кореневої пломби, терміну після лікування, типу зуба, кореня та каналу кореня, у якому фіксується штифт.

Серед досліджень штифтів, що фіксуються з використанням адгезивних методик, у дослідженні 236 зубів, відновлених з використанням вуглецевих штифтів, з використанням металокерамічних та суцільно керамічних коронок, або реставрацією коронки композитним матеріалом, ускладнення у продовж 32 місяців були відсутні [165]. У дослідженні 1304 одиничних незнімних ортопедичних конструкцій, фіксованих на вуглецевих та кварцових штифтах, у продовж 6 роки частота ускладнень склала 3,2 % [159–161].

Досліджуючи динаміку клінічного успіху скловолоконних штифтів зі штучною композитною куксою, за 4 роки спостереження, у 95 % випадків з волоконними штифтами ускладнень виявлено не було. На противагу 84 % у разі використання індивідуальних литих металевих штифтів з штучною куксою [157]. У цьому ж випадку були виявлені ускладнення у вигляді перелому кореня.

У трирічному клінічному дослідженні 180 ендодонтично лікованих зубів, відновлених з використанням волоконних штифтів та суцільнокерамічної коронки [209], було виявлено 3 випадки ускладнень (1,7 %), у вигляді розцементування конструкції. Варто зауважити, що дане ускладнення є

виправним і легко усувається встановленням нової конструкції, і не призводить до втрати зуба, як у випадку з металевими штифтами.

Зважаючи на результати досліджень, що наведені вище, та беручи до уваги всебічний аналіз оглянутої літератури щодо клінічної поведінки ендодонтично лікованих зубів, відновлених з використанням різних штифтових конструкцій, терміном до 10 років, чітких клінічних рекомендацій по відновленню різців нижньої щелепи виявлено не було. Відомо, що щорічно відсоток виявлених ускладнень, що призводять до необхідності повторного звернення до лікаря складає від 0.5 % до 3 % [242]. У пошуках чітких причин виникнення ускладнень, варто враховувати, що різні за своїми механічними властивостями матеріали, що використовуються при відновленні значно зруйнованих зубів, не можуть демонструвати схожу клінічну поведінку. Беручи до уваги значні відмінності у протоколах клінічних досліджень, зокрема, принципи відбору пацієнтів, розмір груп, типи конструкцій, що входять у дослідження, тип реставраційного методу, різноманітність комерційних пропозицій матеріалів, досвід лікарів, що надають допомогу, їх кількість у дослідженні, можна пояснити складність співставлення та порівняння результатів розглянутих досліджень. Також потрібно пам'ятати про ймовірний вплив факторів, які не піддаються стандартизації, зокрема біомеханічний стан тканин зуба до і після лікування, індивідуальні анатомічні, гістологічні та вікові особливості структури тканин зуба, анізотропічність механічних властивостей дентину у різних ділянках зуба, ступінь збереження опорних тканин зуба, наявність дефектів зубного ряду, патології скроневого суглобу, оклюзії та прикусу. У перспективі, визначення впливу різних модифікацій техніки та протоколів надання послуг при відновленні значно зруйнованих ендодонтично лікованих різців нижньої щелепи, визначення оптимальних матеріалів що можуть бути рекомендованими до використання, залежно від клінічної ситуації, зможуть підвищити тривалість успішного лікування.

Таким чином, в сучасних наукових джерелах літератури досить широко вивчене питання вибору методу лікування, в тому числі типу штифтової

конструкції, у пацієнтів з депульпованими зубами. Однак, потребує подальшого вивчення проблема підвищення ефективності лікування депульпованих зубів фронтальної групи нижньої щелепи шляхом клініко-експериментального обґрунтування вибору типу штифтової конструкції залежно від ступеня збереження коронкової частини зуба. Для вивчення вказаного актуального для стоматологічної науки і практики питання необхідне: проведення комплексу клінічних і експериментальних досліджень, що дозволять з'ясувати витривалість комплексу «реставраційна конструкція–збережені тканини зуба–пародонт» до механічних навантажень в реальних умовах у порожнині рота; здійснення математичного аналізу механічної витривалості комплексу «реставраційна конструкція–збережені тканини зуба–пародонт» на основі томографічних зображень; обґрунтування вибору типу штифтової конструкції залежно від ступеня збереження коронкової частини зуба з використанням методу математичного аналізу та клінічних критеріїв вибору типу штифтової конструкції на основі отриманих експериментальних даних; визначення клінічної ефективності диференційованого вибору типу штифтової конструкції залежно від ступеня збереження коронкової частини зуба.

РОЗДІЛ 2

ОБ'ЄКТИ, МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1 Характеристика клінічних досліджень

У клінічному дослідженні визначали ефективність реставрації коронок та характер виникаючих ускладнень в ендодонтично лікованих різцях нижньої щелепи, відновлених з використанням різних штифтових конструкцій. Для клінічного дослідження було залучено 67 пацієнтів віком від 25 до 60 років, які відповідали умовам участі у клінічному дослідженні та з'явилися на контрольний огляд, в тому числі 37 (55,2 %) жіночої статі та 30 (44,8 %) чоловічої. Середній вік пацієнтів склав 42 роки, в тому числі 25 (37,3 %) пацієнтів раннього дорослого віку (25–35 років), 22 (32,8 %) – середнього дорослого віку (36–45 років) та 20 (29,9 %) – пізнього дорослого віку (46–60 років) (табл. 2.1).

Таблиця 2.1

Розподіл пацієнтів за віком і статтю

Вік (роки)	Жінки		Чоловіки		Разом	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%
25–35	15	60	10	40	25	37,3
36–45	11	50	11	50	22	32,8
46–60	11	55	9	45	20	29,9
Разом	37	55,2	30	44,8	67	100

В дане клінічне дослідження були включені пацієнти, які були обрані за наступними критеріями:

- в реставрованих різцях нижньої щелепи було гарантовано проведене якісне успішне ендотоничне лікування;
- пацієнти мали як мінімум один різець нижньої щелепи, коронки яких відновлювали наступними реставраційними системами: а) за допомогою скловолоконних штифтів з подальшим відновленням кукси композитним

матеріалом підвищеної міцності з подвійним типом полімеризації; б) литим металевим штифтом зі штучною куксою з кобальтохромового сплаву;

- в якості фінальної реставрації на різці нижньої щелепи були виготовлені поодинокі металокерамічні коронки або вони були частиною незнімної мостоподібної конструкції;

- у пацієнтів не було порушень прикусу і захворювань скронево-нижньощелепного суглоба;

- відсутні захворювання пародонту гострого чи загостреного перебігу.

- залучали пацієнтів з початковим пародонтитом та 1-шого ступеня пародонтитом.

- у пацієнтів були відсутні прояви локалізованого чи генералізованого пародонтиту та пародонтозу 2-го та 3-го ступеня, проявів захворювань слизової оболонки порожнини рота;

- у пацієнтів були відсутні хронічні декомпенсовані та субкомпенсовані загальносоматичні захворювання.

Включення пацієнта у дослідження здійснювали на підставі інформованої згоди пацієнта щодо протоколу лікування.

У подальшому пацієнти були розподілені на підгрупи згідно наявної клінічної ситуації (зі збереженими 2 мм коронкової частини зуба чи з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба).

Загальна кількість різців відновлених з використанням штифтових конструкцій склала 103 різців нижньої щелепи. Залежно від виду реставраційної системи вони були розділені на наступні підгрупи (табл. 2.2 і 2.3).

Серед зубів, відновлених з використанням скловолоконних штифтів 24 мали 2 мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефект наявний, група Fib+), та 24 відновлювались в умовах повністю зруйнованої коронкової частини зуба (ферул ефект відсутній, група Fib-). Аналогічно, у зубах, відновлених з використанням литих металевих штифтів зі штучною куксою, 27 мали 2 мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефект наявний, група

Cst+) та 28 зубів мали повністю зруйновану коронкову частину (ферул ефект відсутній, група Cst-).

Таблиця 2.2

Підгрупи зубів залежно від виду штифтової реставраційної системи

Підгрупа	Тип штифта	Наявність збереженої 2 мм коронкової частини зуба (ферул ефект)
Fib+	Скловолоконний з композитною куксою	Збережено 2 мм коронкової частини зуба
Fib-	Скловолоконний з композитною куксою	Наявність дефекту 2 мм кільця коронкової частини зуба
Cst+	Литий металевий штифт зі штучною куксою	Збережено 2 мм коронкової частини зуба
Cst-	Литий металевий штифт зі штучною куксою	Наявність дефекту 2 мм кільця коронкової частини зуба

Таблиця 2.3

Розподіл пацієнтів на підгрупи залежно від виду штифтової реставраційної системи

Підгрупа	Скловолоконний з композитною куксою		Литий металевий штифт зі штучною куксою		Разом	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Збережено 2 мм коронкової частини зуба	24	23,3	27	26,2	51	49,5
Зруйнована коронкова частина зуба	24	23,3	28	27,2	52	50,5
Разом	48	46,6	55	53,4	103	100

Обстеження та лікування пацієнтів здійснювали з дотриманням вимог «Медико-економічних критеріїв надання стоматологічної допомоги на I, II та III рівнях», затверджених наказом МОЗ України від 22.11.2000 р. № 305, «Протоколів лікування. Ортопедична стоматологія. Терапевтична стоматологія», затверджених наказом МОЗ України від 23.11.2004 р. № 566, «Стандартів надання медичної допомоги. Терапевтична стоматологія», затверджених наказом МОЗ України від 27.07.1998 р. № 226. Усі маніпуляції проводились за стандартною методикою, у відповідності з рекомендаціями виробників матеріалів.

Клініко-лабораторні дослідження проводили з урахуванням вимог Гельсінської декларації Всесвітньої міжнародної асоціації для лікарів по проведенню біометричних досліджень на людях [274].

Всім пацієнтам було проведене комплексне обстеження порожнини рота і ендодонтично лікованого зуба зокрема. Стан реставрації оцінювали згідно критеріїв USPHS [282]. В подальшому огляд пацієнтів був проведений у терміни 12, 24 та 36 місяців після реставрації.

При клінічному обстеженні аналізували скарги пацієнтів, проводили клінічне та рентгенографічне обстеження пацієнтів. При цьому визначали стійкість ретенції реставраційної конструкції, стан штифта (розцементування, розламування), стан кореня зуба (тріщина, розламування), наявність ендодонтичних ускладнень у вигляді періапикальних патологічних процесів, виникнення вторинного карієсу.

Рентгенологічне обстеження включало прицільну внутрішньоротову рентгенографію чи конусну променеву комп'ютерну томографію (ORTHOPHOS XG 3D, Sirona та програмного середовища SIDEXIS XG, GALAXIS та GALILEOS Implant) з точністю реконструкції тривимірних моделей 0,1 мм.

Отримані результати обробляли за допомогою статистичних методів для визначення та порівняння ефективності різних методів відновлення коронкової частини зуба, використання різних видів штифтових систем та їх впливу на тривалість успішного лікування.

2.1.1 Методика відновлення анатомічної форми ендодонтично лікованих зубів. Проводили препарування каріозної порожнини різця нижньої щелепи і здійснювали ендодонтичний доступ до корневих каналів. Ендодонтичну обробку та препарування каналу кореня зуба проводили за методикою степ-бек. В якості зрошувачів використовували 3 % розчин натрію гіпохлориту, 17 % розчин етилендіамінтетраоцтової кислоти, 0,2 % розчин хлоргексидину. Пломбування каналу здійснювали гутаперчевими штифтами із силером AN Plus за методикою латеральної конденсації.

У подальшому частину пломбувального матеріалу видаляли з кореневого каналу розгортками і створювали простір для розміщення штифта реставраційної конструкції. Відповідно до груп дослідження використовували скловолоконні штифти Glassix glass fibre composite posts (NORDIN), які фіксували композитним цементом LuxaCore Z Dual (DMG) у поєднанні з адгезивною системою подвійної полімеризації LuxaBond Total Etch (DMG) та Silane (DMG). Полімеризація проводилась упродовж 40 секунд з 4 сторін. З цього ж цементу формували й куксу зуба. У групах пацієнтів з індивідуальними литими металевими штифтами зі штучною куксою виготовлення штифта проводили прямим методом, з використанням самотвердіючої пластмаси для беззольних виплавлених моделей Pattern Resin LS (GC) та беззольних штифтів Burn Out Posts SDI. Отримані литі металеві штифти зі штучною куксою фіксували у каналі склоіономерним цементом Fuji Plus (GC). Відновлення коронкової частини зуба проводили металокерамічними коронками, які фіксували склоіономерним цементом Fuji Plus (GC).

2.2 Методика математичного моделювання пружньо-деформованого стану фронтальних зубів нижньої щелепи, відновлених з використанням штифтових конструкцій, шляхом аналізу тривимірних моделей на основі метода скінченних елементів

Методологія дослідження базується на розробці тривимірних комп'ютерних моделей, що повністю відтворюють анатомічні елементи

переднього сегменту нижньої щелепи, та клінічну картину при відновленні різців та іклів нижньої щелепи з використанням скловолоконних штифтів та литих металевих штифтів з штучною куксою. Дані моделі є асоційованими і складаються з наступних елементів (рис. 2.1): фронтальний сегмент нижньої щелепи, періодонт, тканини зуба, склоіномерний цемент чи композиційний цемент подвійної полімеризації для фіксації волоконного штифта та відновлення зруйнованої кукси зуба, скловолоконний чи литий металевий штифт зі штучною куксою, металокерамічна коронка.

Створення математичних моделей складалося з чотирьох етапів (рис. 2.2): 1) комп'ютерна томографія, на основі якої в подальшому створювали первинні тривимірні моделі; 2) розпізнавання твердих тканин на отриманих знімках та створення стерео літографічних (первинних) моделей у модулі Mimics STL+; 3) усунення артефактів та переформатування у програмному середовищі Системи автоматизованого проектування Geomagic Studio (Geomagic Studio 2009; Geomagic Inc, Research Triangle Park, NC); 4) створення вторинних моделей шляхом модифікації первинних та дизайн моделей компонентів системи реконструкції зуба з подальшим створення асоціації компонентів, у програмному середовищі SolidWorks (SolidWorks 2006; SolidWorks Corp, Concord, Mass) у форматі IGES.



Рис. 2.1 Тривимірні моделі анатомічних утворень та елементів реставраційної системи: а, б – литий металевий штифт зі штучною куксою; в, д – склоіномерний цемент для фіксації металевого штифта і металокерамічної коронки; г, е – металевий каркас та керамічне облицювання штучної коронки; є – модель фронтального сегменту нижньої щелепи; ж – скловолоконний штифт; з, і – штучна кукса з композиту підвищеної міцності; и, ї – залишкові тканини зуба

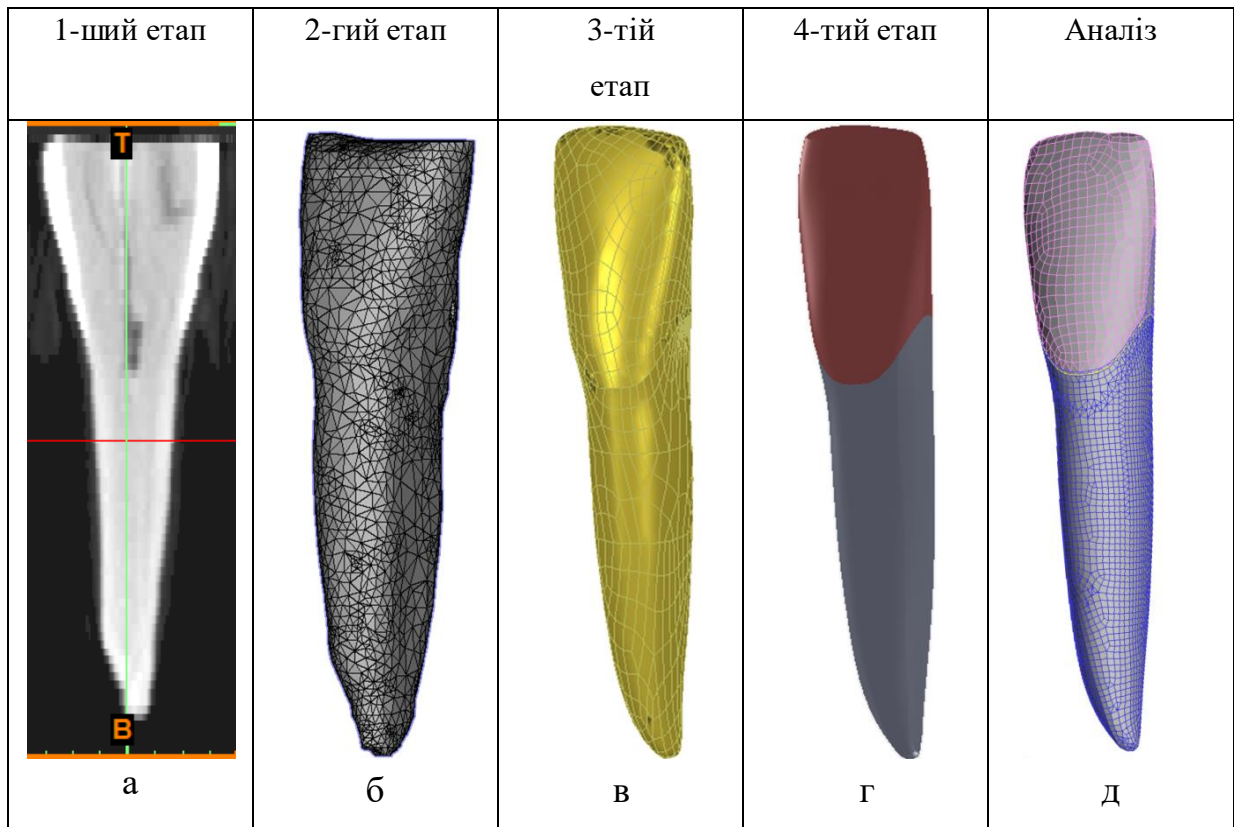
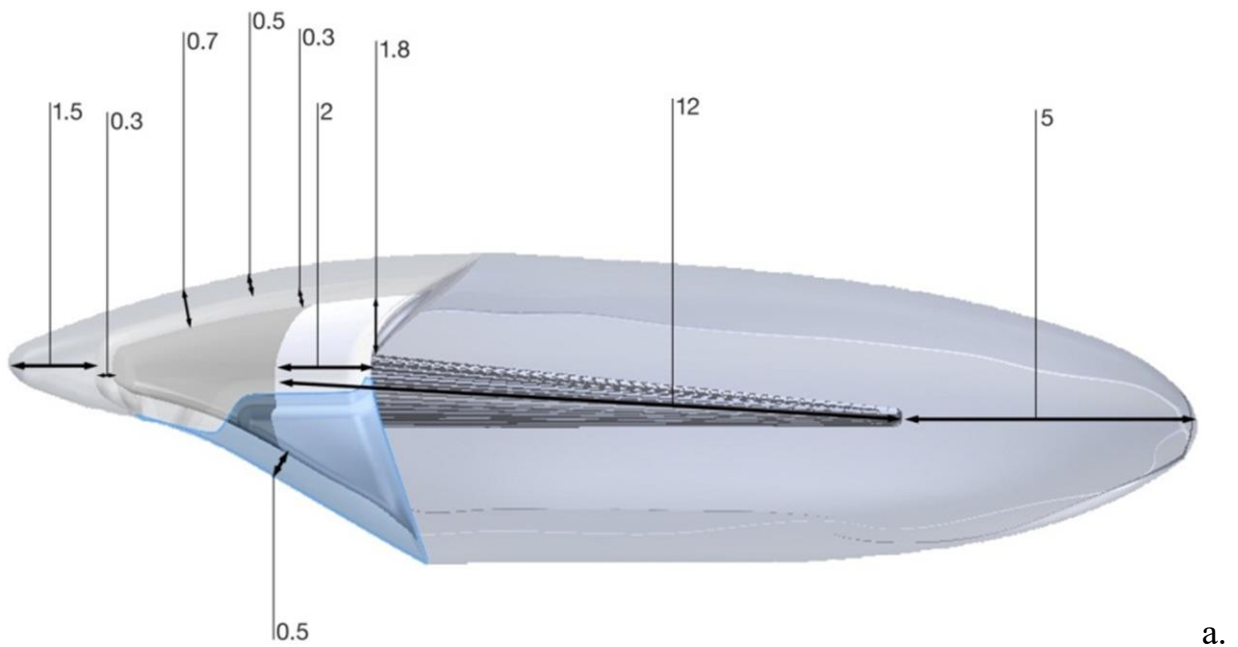


Рис. 2.2 Поетапне зображення модифікації та аналізу тривимірної моделі людського різця нижньої щелепи: а – Крос-секційні зображення різця нижньої щелепи; б – Первинна стерео літографічна модель; в – Усунення артефактів та пере форматування; г – Створення та дизайн вторинних моделей; д – Аналіз тривимірних моделей

Різці нижньої щелепи були змодельовані як інтактні (Int, контрольна група), ендодонтично ліковані (Endo), ендодонтично ліковані та реставровані із використанням скловолоконних штифтів з композитною куксою зуба (Fib), чи металевих литих штифтів зі штучною куксою (Cst). Кожна з груп різців, відновлених з використанням того чи іншого штифта відтворювала клінічні умови зі збереженням 2 мм коронкового дентину (F+) чи повністю зруйнованої коронкової частини (F-). Усі структури були спроектовані чітко з урахуванням класичних рекомендацій по препаруванню, розмірах елементів реставраційної конструкції та документації виробників стоматологічних матеріалів (рис. 2.3, а, б).



а.



б.

Рис. 2.3: а – Розміри та пропорції залишкових тканин зуба та елементів реставраційної системи; б – Зображення точки та напрямку прикладання сили

Репрезентація величин напруження була виконана на основі кольорової шкали, пов'язаної з потенціалом попередження виникнення критичних напруг та числових показників напружень у кожному окремо взятому елементі комплексу «тканини зуба – реставраційна конструкція». Напруження що виникали, вираховували в еквівалентних одиницях Мізеса.

Створення, обробка матричних моделей та аналіз пружно деформованих станів у них під час навантаження були проведені у програмному середовищі Algor (Algor 2006; Algor Inc, Pittsburg, Pa) (рис. 2.4).

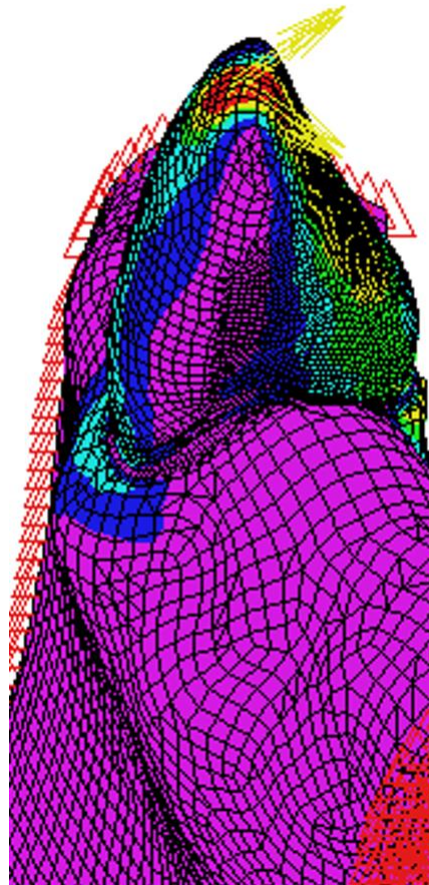


Рис. 2.4 Модель різця у програмному середовищі Algor

Механічні властивості усіх анатомічних та реконструктивних структур були взяті як гомогенні та ізотропічні (табл. 2.4), за винятком ортотропних властивостей скловолоконного штифта (табл. 2.5). Був проведений лінійний еластичний статичний структурний аналіз моделей.

Репрезентація величин напруження була виконана на основі кольорової шкали, пов'язаної з потенціалом попередження виникнення критичних напруг та числових показників напружень у кожному окремо взятому елементі відновленого зуба. Величини напружень та їх розповсюдження були визначені при прикладанні кутового навантаження на моделі силою 140 ньютонів, що відтворювало жувальне навантаження під кутом 135° по відношенню до осі зуба (рис. 2.3б).

Таблиця 2.4

**Ізотропічні механічні параметри досліджених тканин зуба тканин
і реставраційних матеріалів**

Матеріал	Модуль Юнга (МПа)	Коефіцієнт Пуассона
Дентин	18600	0,31
Кістка	13700	0,3
Пародонт	68,9	0,45
Облицювальна кераміка	96000	0.29
Кобальтхромовий сплав	200000	0,3
Композитний матеріал для створення штучної кукси зуба	12000	0,3
Склоіномерний цемент	4000	0,35
Композитний матеріал	7000	0,3
Гутаперча	0,69	0,45

Таблиця 2.5

Ортотропічні механічні параметри скловолоконного штифта

Модуль Юнга (МПа)	Коефіцієнт Пуассона	Модуль зсуву
X – 37	XY – 0,27	XY – 3,1
Y – 9,5	XZ – 0,34	XZ – 3,5
Z – 9,5	YZ – 0,27	YZ – 3,1

2.3 Методика експериментального дослідження по визначенню величини руйнуючих сил різців нижньої щелепи, відновлених з використанням різних штифтових конструкцій

Для дослідження були використані 48 інтактних різців, видалених внаслідок тяжких захворювань пародонту у хірургічному відділенні стоматологічного центру НМУ імені О. О. Богомольця. Видалені зуби зберігали у розчині штучної слини за методикою К. Ogushi, Т. Fusayama [281] в автоклаві

при температурі 37°C. Проміжок часу від видалення зубів до моменту проведення дослідження не перевищував 2 тижнів.

Після очистки, візуального, під світловим мікроскопом та рентгенологічного підтвердження відсутності дефектів у зразках, за допомогою електронного мікрометра визначали їх геометричні параметри на предмет відповідності до вимог включення у дослідження, та хаотично розподіляли на групи. Зразки не мали перевищувати у довжині $23,5 \pm 1,0$ мм та ширині $5,0 \pm 0,5$ мм. У дослідження долучалися виключно зразки з повністю збереженими усіма тканинами зуба.

Отримані різці розподіляли на наступні групи (рис. 2.5.):

1-а група (контрольна, Int) – Інтактні зуби (без ендодонтичного лікування).

2-а група (Endo). Ендодонтично ліковані зуби.

3-я група (Crn Fib F+). Ендодонтично ліковані зуби, з 2 мм збереженої коронкової частини зуба, скловолоконним штифтом та штучною куксою з композитного матеріалу, штучною металевою коронкою.

4-а група (Crn Fib F-). Ендодонтично ліковані зуби, з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба, скловолоконним штифтом та штучною куксою з композитного матеріалу, штучною металевою коронкою.

5-а група (Crn Cst F+). Ендодонтично ліковані зуби з 2 мм збереженої коронкової частини зуба, литим металевим штифтом зі штучною куксою, штучною металевою коронкою.

6-а група (Crn Cst F-). Ендодонтично ліковані зуби, з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба, литим металевим штифтом зі штучною куксою, штучною металевою коронкою.

7-а група (Res Fib F+). Ендодонтично ліковані зуби, з 2 мм збереженої коронкової частини зуба, скловолоконним штифтом та штучною куксою з композитного матеріалу, коронка реставрована композитом.

8-а група (Res Fib F-). Ендодонтично ліковані зуби, з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба, скловолоконним штифтом та штучною куксою з композитного матеріалу, коронка реставрована композитом. В кожній групі було по 6 піддослідних зубів.

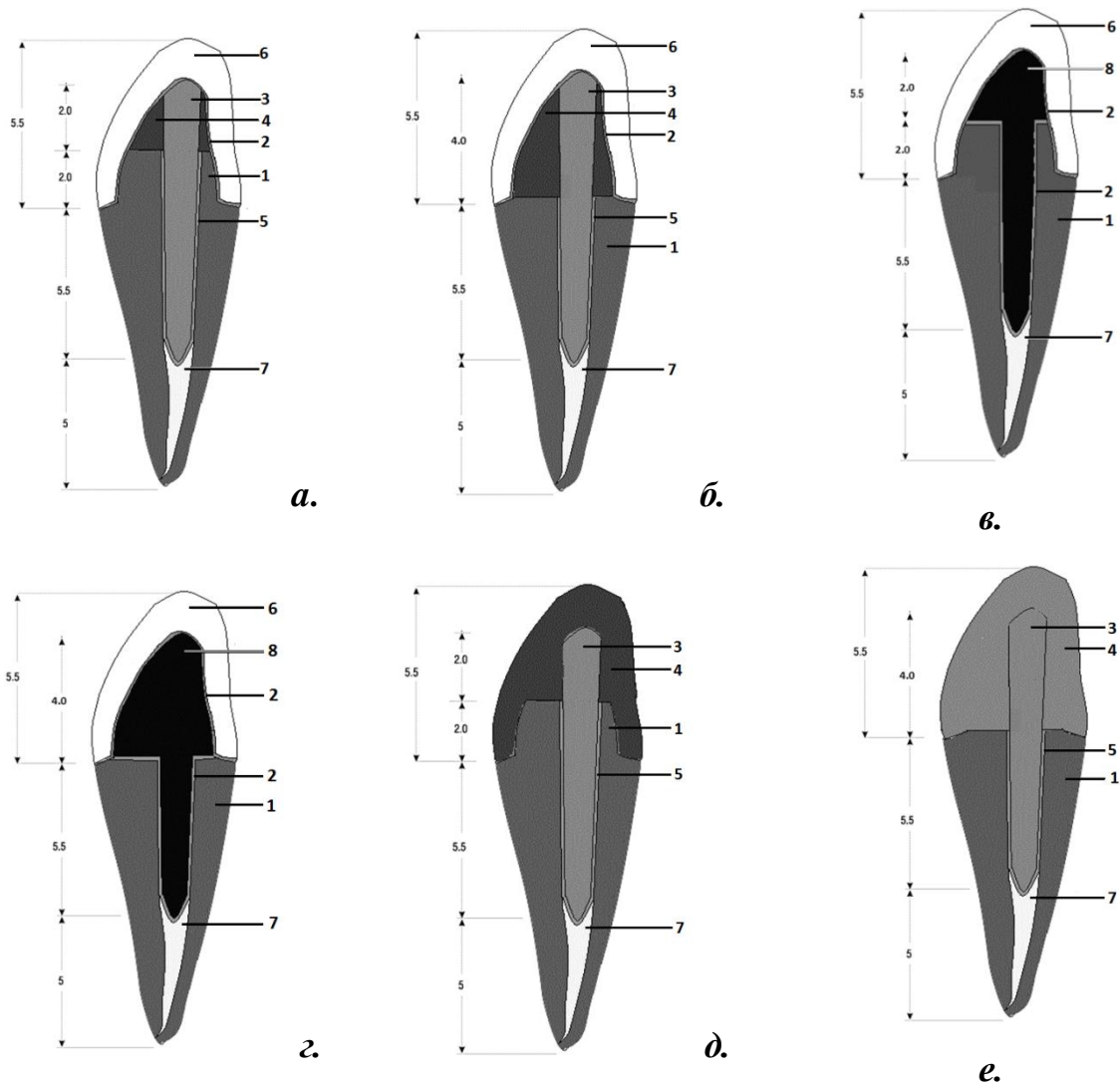


Рис. 2.5 Схеми лікування: а – Crn Fib F+; б – Crn Fib F– ; в – Crn Cst F+; г – Crn Cst F–; д – Res Fib F+; е – Res Fib F–: 1) залишкові тканини зуба; 2) склоіномерний цемент для фіксації литої металевої вкладки та штучної коронки; 3) скловолоконний штифт; 4) і 5) композиційний цемент для створення штучної кукси та фіксації волоконного штифта; 6) штучна металева коронка; 7) матеріал для пломбування кореневого каналу

Створення зразків у кожній з підслідних груп проводили у повній відповідності з методиками застосованими у клінічному дослідженні.

Зуби фіксували в основу у формі трикутної призми з самотвердіючої пластмаси Редонт-03 таким чином щоб вісь зуба знаходилася під кутом 135° по відношенню до напрямку діючої сили. Це дозволяло відтворювати напрямок

функціональних навантажень на різці нижньої щелепи, що виникають у ротовій порожнині в нормі (рис. 2.6, 2.7) [183, 272, 273].

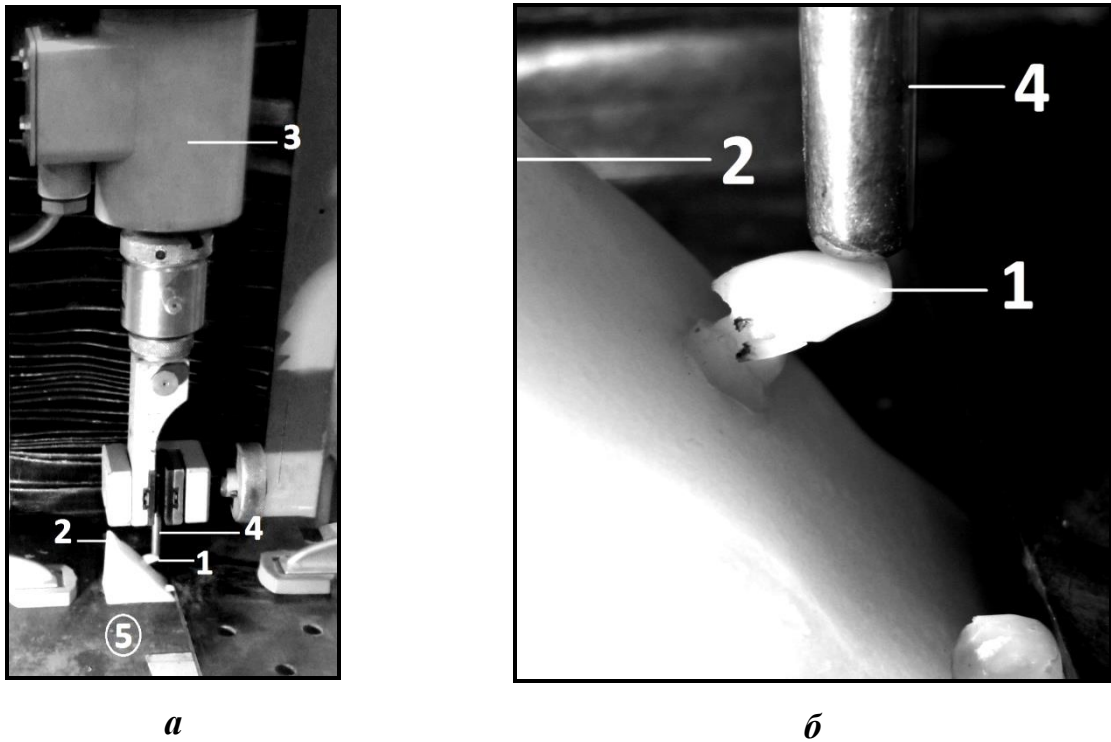


Рис. 2.6 Препарат на робочому столі випробувальної машини (а) та місце контакту навантажувального стрижня із зубом (б): 1 – зуб; 2 – полімерна утримуюча основа; 3 – динамометр; 4 – навантажувальний стрижень; 5 – робочий стіл

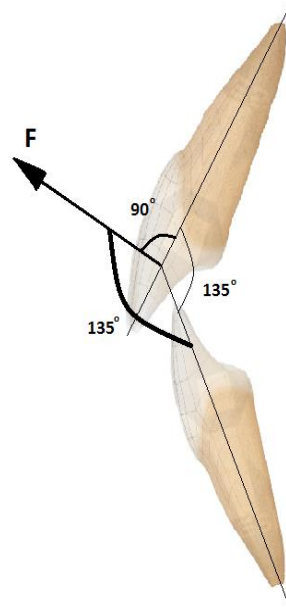
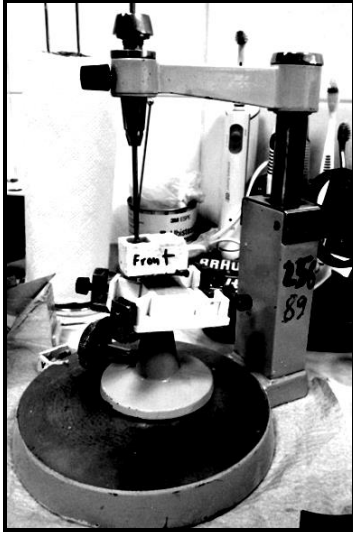


Рис. 2.7 Положення різців під час відкушування

Для забезпечення точного позиціонування зразка по відношенню до діючої сили, спеціально розробленим стержнем паралелометра, що заповнюється вінілполісилоксановим матеріалом, створювали індивідуальний позиціонувальний ключ (рис. 2.8а, 2.10).



а



б

Рис. 2.8 Підготовка препаратів: а – визначення повздовжньої вісі зуба; Б – різець, занурений у полімерну основу

Створювали позиціонувальний столик, у який встановлюється металева форма для відливання блоків з самотвердіючої пластмаси. Позиціонувальний столик дозволяє розмістити у просторі форму для блока так, щоб встановлений у неї зразок зуба, після відливання, набув точного нахилу у 135° (рис. 2.8б, 2.9).

Під час відливання блоку самотвердіючої пластмаси замість досліджуваного зразка у блок фіксували полівінілсилоксанову копію зуба для попередження перегрівання тканин досліджуваного зразка внаслідок нагрівання пластмаси. За допомогою ключа-відбитка копію зуба вкрити шаром воску, встановлювали у блок до повної полімеризації пластмаси. Рівень занурення був на 2 мм вищим від точки цемента-емалевої лінії.

Після полімеризації пластмаси з коронкової частини копії зуба і блоку з самотвердіючої пластмаси, на який наносяться направляючі мітки, знімається силіконовий ключ з метою позиціонування досліджуваного зуба у блоці. Копія

зуба видаляється, віск вимивається киплячою водою. Порожина у блоці заповнюється порцією свіжо замішаної самотвердіючої пластмаси. Справжній зуб поміщається у силіконовий ключ і позиціонується у блок, та поміщається у холодну воду. Таким чином забезпечується точність позиціонування зубів у блоці та запобігається перегрівання.

За допомогою стоматологічного паралелометра визначали вертикальну вісь зубів з губного та медіального боків (рис. 2.9, 2.10).

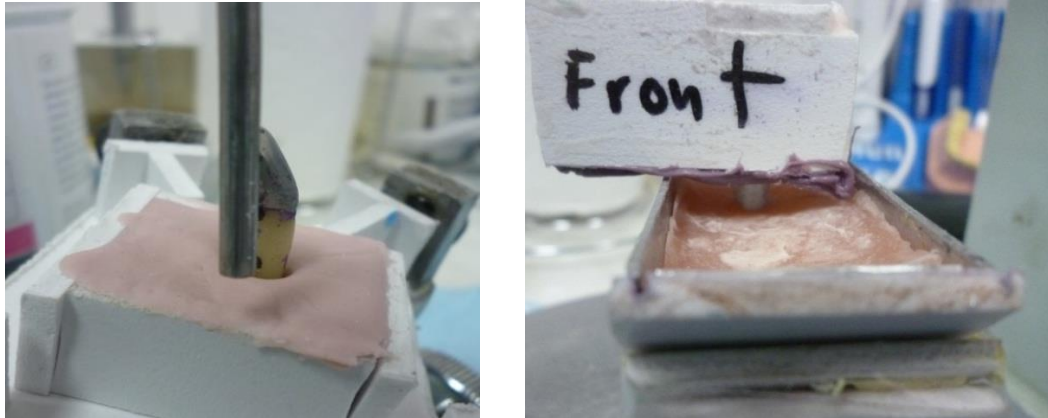


Рис. 2.9 Визначення вертикальної осі зуба на столику для позиціонування



Рис. 2.10 Створення позиціонувального ключа-відбитка з копії зуба

Для запису діаграм деформування препаратів 1 (рис. 2.6а) застосовували універсальну випробувальну машину TIRA-test 2151 з робочим столом 5, закріпленим на її рухомій траверсі. Трикутну призму 2 (полімерну утримуючу основу) з препаратом 1 фіксували на робочому столі за допомогою струбцин таким чином, щоб запобігти горизонтальному переміщенню дослідного об'єкту.

Навантаження передавали на поверхню зуба за допомогою сталевого стрижня 4 діаметром 6 мм (2.6б). Верхній кінець стрижня був закріплений у затискувачі, з'єднаному з динамометром 3 випробувальної машини. Динамометр дозволяє вимірювати навантаження у діапазоні 0–1000 Н з точністю $\pm 0,1$ Н. Нижній закруглений кінець стрижня контактував з поверхнею зуба, створюючи навантаження за рахунок вертикального переміщення робочого стола зі швидкістю 2 мм/хв до руйнування чи раптового падіння сили на діаграмі деформування ($\Delta 20$ Н). При зазначеній швидкості деформування загальний час одноразового навантаження складала від 15 до 100 секунд в залежності від жорсткості препарату.

У процесі навантаження зразків записували діаграми деформування у координатах «навантаження (Н) – загальна деформація системи (мм)». При подальшому аналізі діаграм деформування особливу увагу звертали на:

1. Початок нелінійної ділянки на діаграмі;
2. Раптові зниження сили, які можуть виникати за рахунок локальних пошкоджень, зокрема у місці контакту поверхні зуба з стрижнем;
3. Руйнуюче навантаження, як основну характеристику міцності всієї конструкції.

Для зручності аналізу результатів були розраховані жорсткості (питомі навантаження) C (Н/мм) як відношення навантажень до загальних деформацій системи.

Після проведення дослідження зразки піддавались рентгенологічному обстеженню. Визначали наявність та локалізацію дефектів та тріщин. Для візуального визначення локалізації тріщин та інших дефектів зразки

занурювали на 24 години у розчин барвника. Проводили порівняльний аналіз величин руйнуючої сили та жорсткості у досліджуваних зразках.

Тріщини та переломи класифікували наступним чином:

За клінічними наслідками

- такі, що дозволяють відновити зуб,
 - такі, що не дозволяють відновити зуб
- За формою перелому,
- перелом по межі реставраційної конструкції (розцементування коронки чи розцементування коронки зі штифтом),
 - горизонтальний перелом коронки,
 - вертикальний перелом кореня зуба,
 - косий перелом (у коронковій, середній, апікальній частині кореня).

2.4 Статистичні методи дослідження

Статистичний аналіз отриманих даних здійснювали з використанням рекомендацій Боровик В. П., Івченко Г. І. (2000), Реброва О. Ю. (2002), Новіков Д. А., Новогаров В. В. (2005) [119] та з застосуванням стандартних статистичних програм «Statistica 6.0» та «SPSS 14» (Stat Soft Inc.).

Кількісні показники представлені у вигляді $X \pm m$, де x – середнє значення, а m – стандартна похибка середнього значення. Для якісних показників вказували абсолютну кількість і відносну величину з визначенням стандартної похибки середнього значення.

Нормальність розподілу кількісних ознак визначали за критеріями Колмогорова-Смірнова. Для перевірки достовірності відмінностей отриманих даних використовували параметричні (Стюдента) та непараметричні критерії (Вілкоксона-Манна-Уїтні для кількісних та точний тест Фішера для якісних показників). Відмінності між показниками у групах і кореляційних зв'язків вважали статистично значимими при показниках $p < 0,05$.

РОЗДІЛ 3

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРУЖНЬО-ДЕФОРМОВАНИХ СТАНІВ ЗУБІВ ФРОНТАЛЬНОЇ ГРУПИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ, ВІДНОВЛЕНИХ З ВИКОРИСТАННЯМ РІЗНИХ ШТИФТОВИХ КОНСТРУКЦІЙ ШЛЯХОМ АНАЛІЗУ ТРИВИМІРНИХ МОДЕЛЕЙ МЕТОДОМ СКІНЧЕННИХ ЕЛЕМЕНТІВ

Моделювання пружньо-деформованого стану у тривимірних моделях на основі методу скінченних елементів проводили у програмному середовищі Algor (Algor; Algor Inc, Pittsburg, Pa). Тривимірні моделі фронтального сегменту нижньої щелепи відтворювали усі анатомічні структури, вони були створені на основі справжніх анатомічних препаратів нижньої щелепи зі збереженими фронтальними зубами, з використанням комп'ютерної томографії. Після обробки у програмах Mimics (Materialise NV, Leuven, Belgium) та Geomagic Studio (Geomagic Studio; Geomagic Inc, Research Triangle Park, NC), дизайн моделей зубів, відновлених з використанням скловолоконних та литих металевих штифтів зі штучною куксою, та компонентів системи реконструкції зуба, з подальшим створенням асоціації компонентів, проводили у програмному середовищі SolidWorks (SolidWorks 2006; SolidWorks Corp, Concord, Mass).

Внутрішня структура компонентів об'ємних моделей була відтворена за допомогою восьмипунктних паралелепіпедоподібних елементів, що складається з вузлів, розташованих на вершинах паралелепіпеду та об'єднуючих елементів, розташованих на його гранях. Середні значення структури моделей: 95296 вузлів, 198330 з'єднуючих елементів.

Механічні властивості усіх анатомічних та реконструктивних структур були взяті як гомогенні та ізотропічні, за винятком ортотропних властивостей скловолоконного штифта. Був проведений лінійний еластичний статичний структурний аналіз моделей.

Було створено 10 асоційованих моделей на основі різця та ікла, залежно від клінічної ситуації та методу відновлення зуба:

1. Моделі різця та ікла зі збереженими 2 мм коронкової частини; відновлені з використанням скловолоконного штифта, композитного матеріалу для відновлення кукси зуба, та литої металевій коронки (Група CrnFibF+);

2. Моделі різця та ікла з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба; відновлені з використанням волоконного штифта, композитного матеріалу для відновлення кукси зуба, та литої металевій коронки (Група CrnFibF-);

3. Моделі різця та ікла зі збереженими 2 мм коронкової частини зуба; відновлені з використанням литого металевого штифта з штучною куксою та литої металевій коронки (Група CrnCstF+);

4. Моделі різця та ікла з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба; відновлені з використанням литого металевого штифта з штучною куксою та коронки (Група CrnCstF-);

5. Моделі вітального різця та ікла, відновленого з використанням металокерамічної коронки (контрольна група).

6. Залежно від групи моделей, що відтворювали окрему клінічну ситуацію, до складу асоційованої моделі входили компоненти, що відтворювали: фронтальний сегмент нижньої щелепи, періодонт, тканини зуба, склоіномерний цемент, композиційний цемент подвійної полімеризації для фіксації волоконного штифта та відновлення зруйнованої кукси зуба, скловолоконний штифт, чи литий металевий штифт зі штучною куксою, металокерамічна коронка, гуттаперча чи пульпа зуба.

Напруження, що виникали в момент відтворення навантаження кожної окремої тривимірної моделі, вказані у вигляді графічного зображення напружень. Їх визначали на поверхні та у товщі зразків кожного з її компонентів окремо, на основі кольорової шкали. Числові значення напружень вказані в еквівалентних максимальних абсолютних одиницях напруження Мізеса, що впливають з теорії енергії дисторсій при руйнуванні і використовуються для розрахунку механічної надійності конструкції у комп'ютерній інженерії.

3.1 Аналіз зображень напружень, що виникали у моделях різців

Аналіз напружень був проведений на поверхні окремих елементів моделей різця та ікла та у товщі моделей на їх шліфах. Числові значення величин абсолютних значень напруження Мізеса були вказані у кожному з елементів асоційованих моделей (рис. 3.1). Аналіз результатів дослідження був проведений з урахуванням графічних та числових даних.

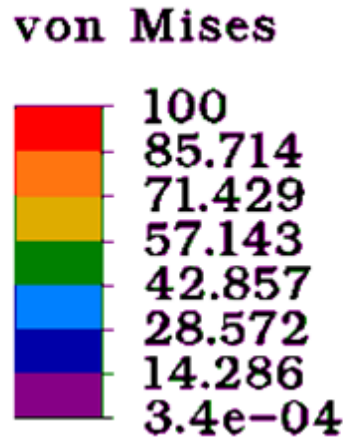


Рис. 3.1 Графічне зображення діапазонів напружень в одиницях Мізеса

3.1.1 Аналіз напружень на поверхні елементів моделей різця.

Зображення напружень на поверхні цілісних моделей різців (рис. 3.2) подібні. Незначні відмінності у геометрії меж полів напружень відмічаються на зображеннях язикової поверхні моделей, у ділянці шийки зуба.

Зображення напружень у цементі коронки (рис. 3.3) у моделях вітального зуба відновленого металокерамічною коронкою та моделей відновлених з використанням штифтових конструкцій принципово відрізняється. У останніх присутня ділянка високого напруження у проекції верхівки штучної кукси, яка більш виражена у зубах з металевими штифтами. У моделі зуба відновленого з використанням скловолоконного штифта і збереженими 2 мм коронкової частини виявлена ділянка напружень у проекції язикової поверхні кукси, ближче до шийки зуба. У моделі з металевим штифтом зі штучною куксою та повністю зруйнованою коронковою частиною помітна ділянка пониженого напруження з язикового боку, порівняно з напруженнями у групі з 2 мм збереженої коронкової частини.

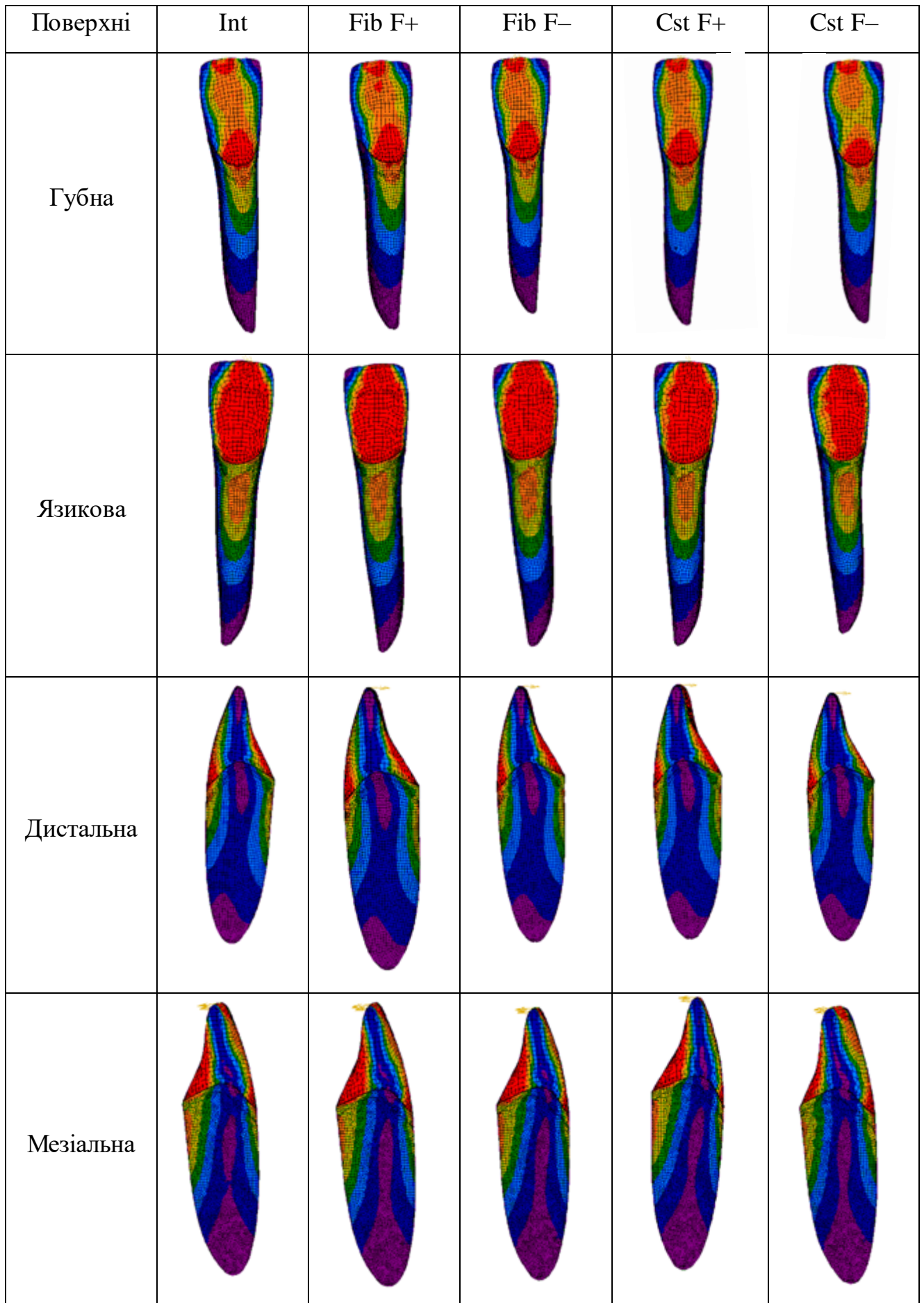


Рис. 3.2 Зображення напружень на поверхні цілісних моделей різців

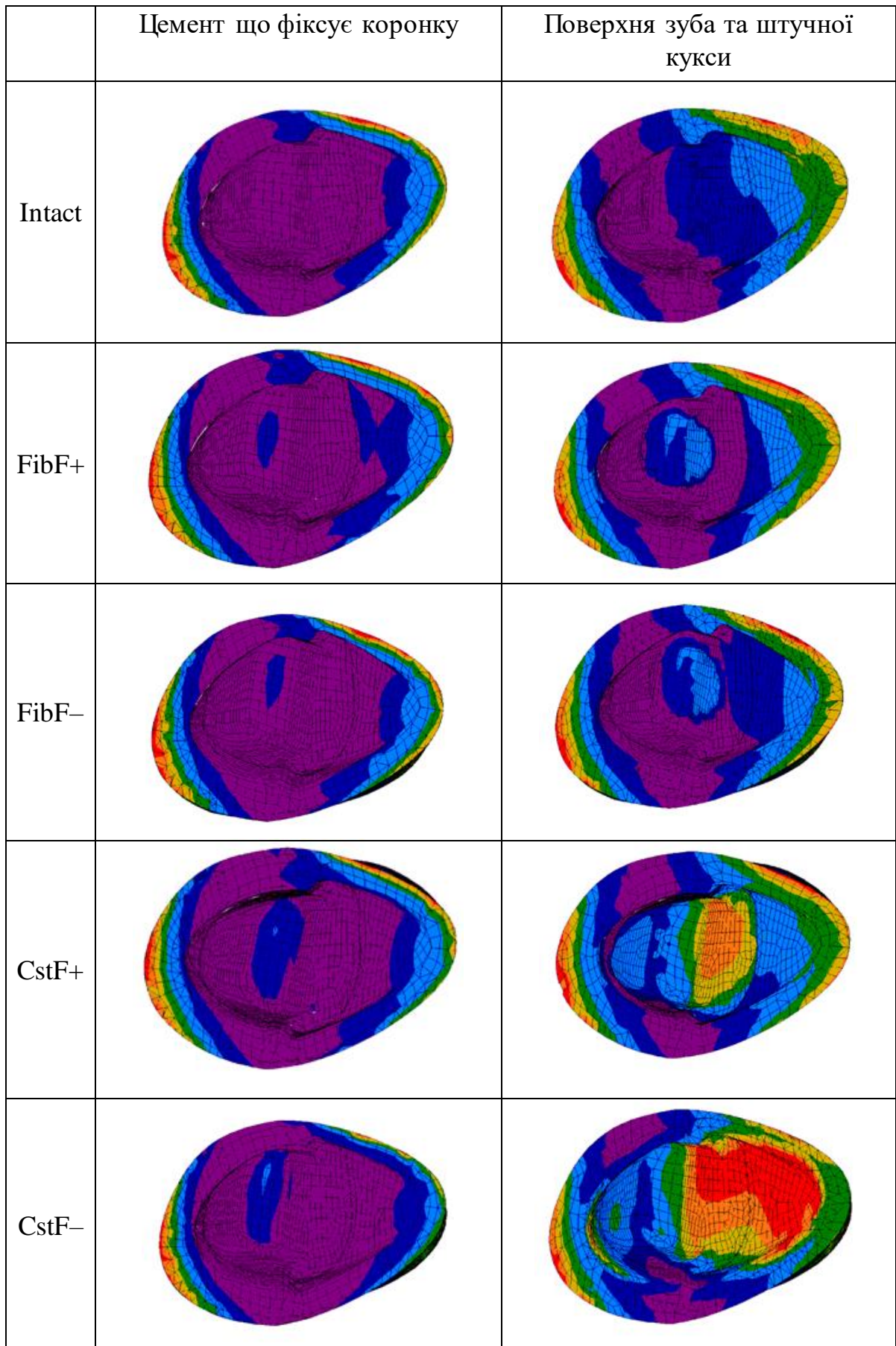


Рис. 3.3 Зображення напружень у цементі коронки та на поверхні зуба і штучної кукси у моделях різця

При порівнянні розподілу напружень на поверхні кукси (рис. 3.3) моделей різців найбільш рівномірний розподіл напружень спостерігається у моделі вітального зуба відновленого металокерамічною коронкою. У моделях різців з скловолоконними штифтами, спостерігається концентрація напружень на поверхні штифта. Також спостерігається збільшення площі підвищених напружень на язиковій поверхні кукси, у моделі з повністю зруйнованою коронковою частиною. У моделях з литими металевими штифтами спостерігається розширення полів високих напружень на поверхні 2 мм збереженої кукси зуба, з губного та язикового боків. Найвищі напруги виникають на поверхні штучної металевої кукси. У моделі з литими металевими штифтами зі штучною куксою і повністю зруйнованою коронковою частиною, з губного боку помітна поява ділянок високих напружень та зменшення полів напружень з язикового боку.

На поверхні штифтового ложа (рис. 3.4), у моделях з волоконними штифтами розподіл зображень напружень характеризується рівномірністю. У моделі з металевим штифтом із штучною куксою та 2 мм збереженої коронкової частини, відмічається ділянка високих напружень на губній поверхні кукси та язиковій поверхні штифтового ложа, у верхній третині штифтового ложа. Незалежно від типу штифта, спостерігається зростання полів високих напружень у разі повністю зруйнованої коронкової частини.

При порівнянні зображень полів напружень, що виникають на поверхні штифтів (рис. 3.5), найвищі напруження виникають на поверхні литих металевих штифтів, з язикового боку у коронковій та середній їх третинах. Потрібно відзначити підвищення напружень на поверхні штучної металевої кукси, з язикового боку, у випадку повністю зруйнованої коронкової частини зуба. На поверхні моделей волоконного штифта, зображення напруг, що виникали були приблизно однакові в обох моделях. Винятком є поява додаткової ділянки підвищеного напруження у верхній третині штифта у моделі зі збереженими 2 мм коронкової частини.

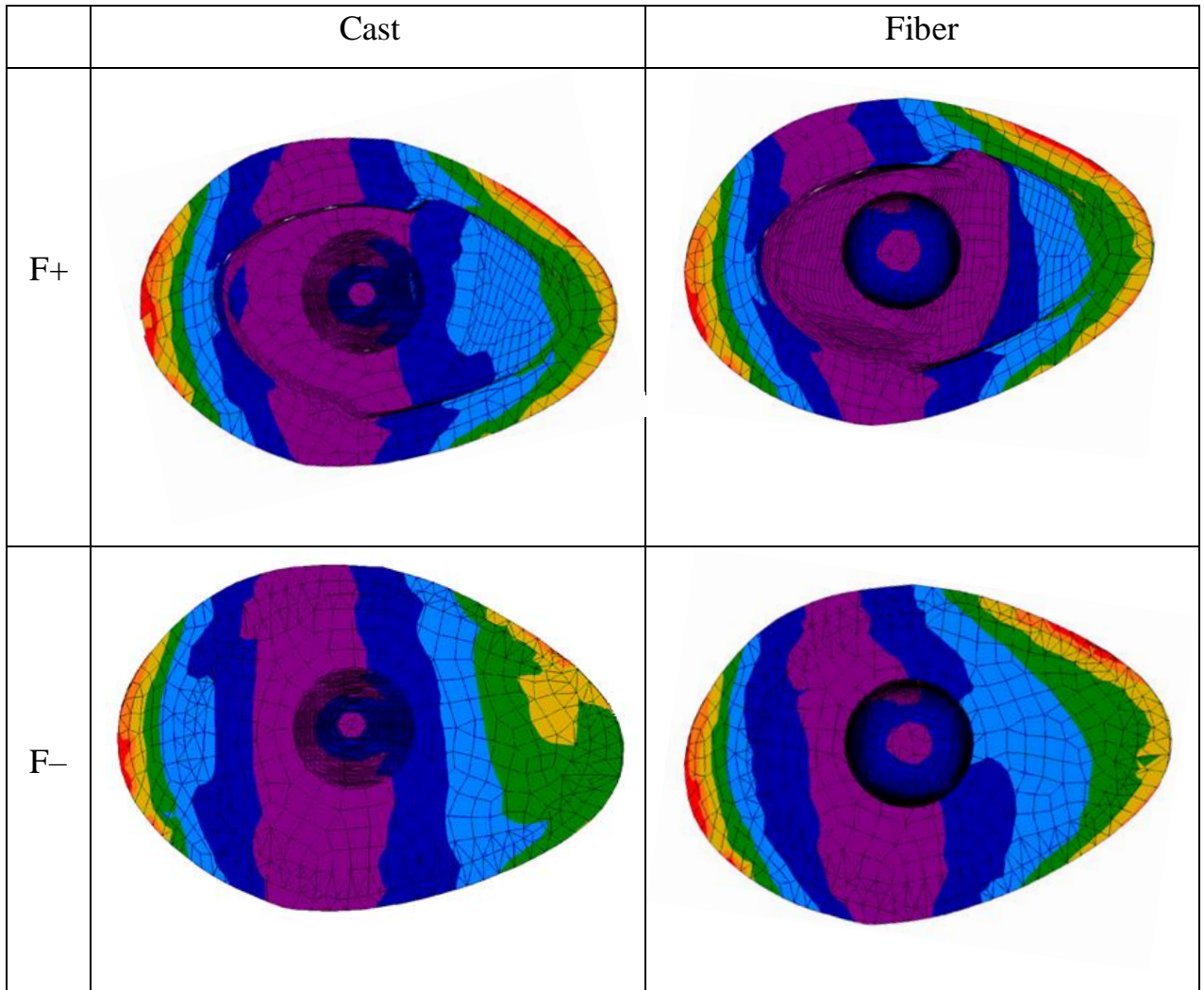


Рис. 3.4 Зображення напружень на поверхні штифтового ложа у моделях різців

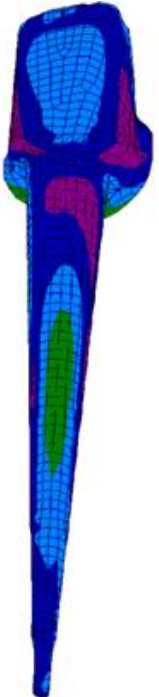
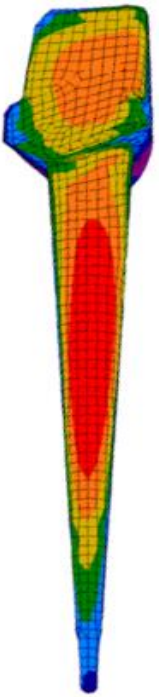
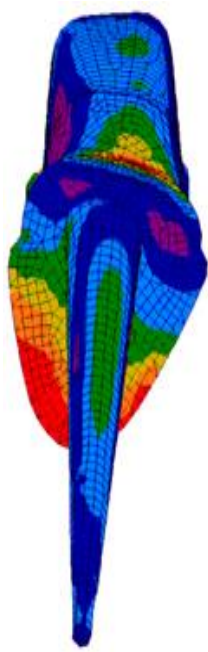
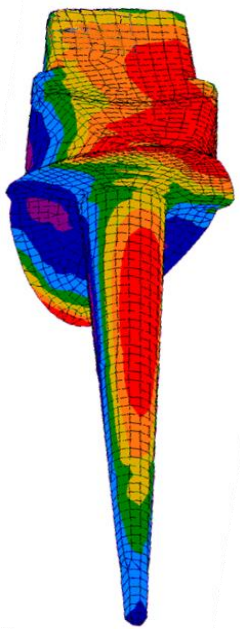

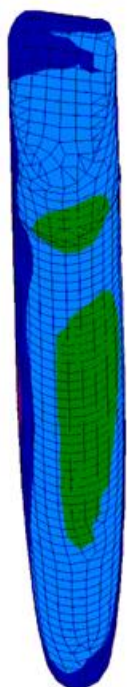
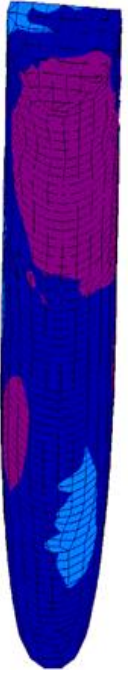
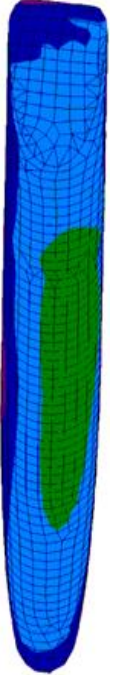
	Моделі штифтів у різцях з 2 мм збереженої коронкової частини		Моделі штифтів у різцях з повністю зруйнованою коронкою	
	Губна поверхня	Язикова поверхня	Губна поверхня	Язикова поверхня
Литі штифти				
Волоконні штифти				

Рис. 3.5 Порівняння полів напружень на поверхні штифтів

3.1.2 Зображення полів напружень на поперечних зрізах моделей різця.

У моделях різців відновлених з використанням металокерамічної коронки (рис. 3.6), відмічаються поля високих напружень, зосереджені по зовнішніх поверхнях моделі. Вони зменшуються у напрямку від шийки зуба до верхівки кореня на губній та язиковій поверхнях, тобто в зонах, що зазнають розтягнення та стискання. Поля найбільших напружень спостерігаються у коронковій та частково середній третинах кореня, і майже не виражені навколо кореневого каналу інтактного зуба. У ділянці кукси зуба виникають середньої величини напруження, що локалізуються на язиковій поверхні і зростають у напрямку до шийки зуба.

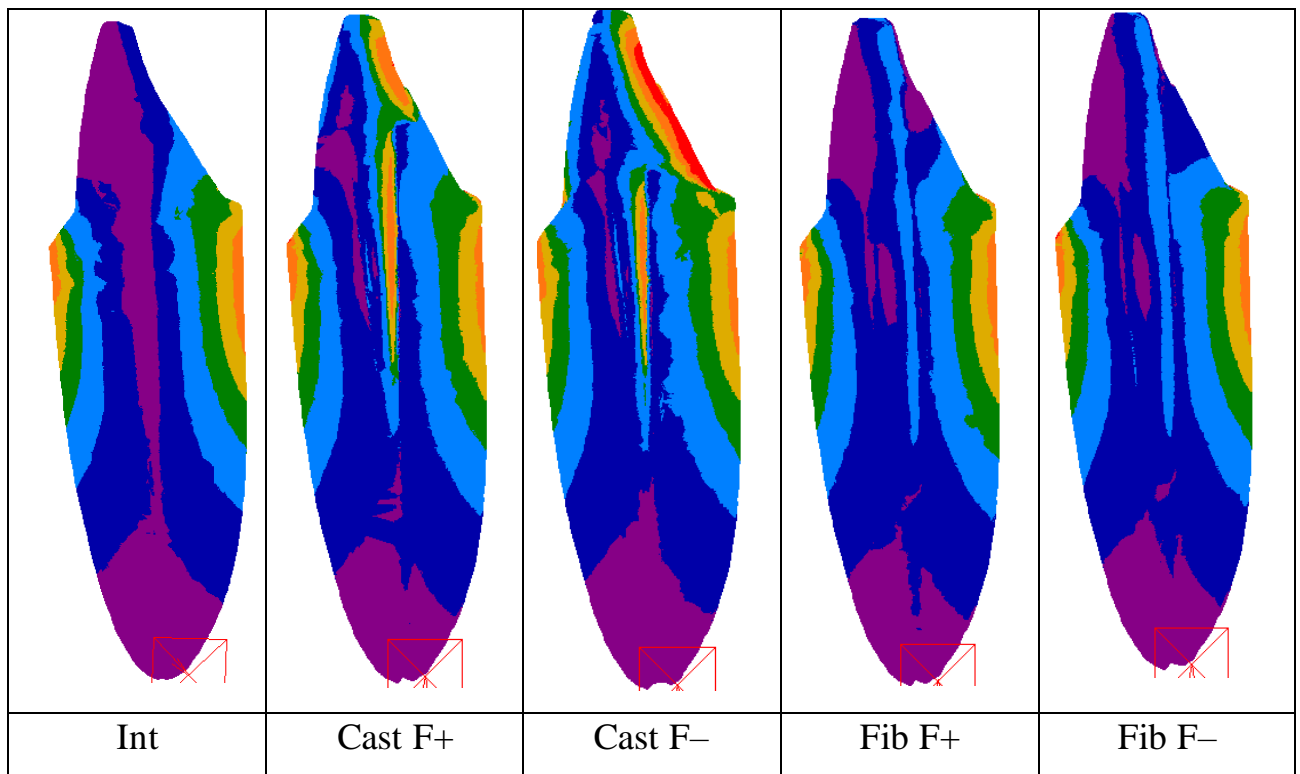


Рис. 3.6 Зображення полів напружень на поперечних зрізах моделей різця

У моделях з литим металевим штифтом та штучною куксою, спостерігається поява полів високих напружень на поверхні штифтового ложа. Вони в незначній мірі поширюються у товщу зуба, локалізуючись у коронковій третині каналу зуба з губного боку. Спостерігається зростання напружень у апікальній третині каналу зуба у моделі зі збереженими 2 мм коронкової частини. Високі напруження відмічаються у товщі металевого штифта та з

язикового боку. У штучній куксі поля напружень виникають як з губного так і з язикового боків. Необхідно підкреслити, що найвищі напруження з-поміж 2 моделей з литим металевим штифтом, виникають у штучній куксі моделі з повністю зруйнованою коронковою частиною. Також у цій моделі спостерігається поява ділянки високого напруження у дентині кореня зуба у проекції язикового краю штучної металевої кукси, та підвищення напружень у коронковій та середній третинах каналу кореня зуба, порівняно з моделлю з металевим штифтом та збереженими 2 мм коронкової частини.

У моделях зубів з скловолоконними штифтами відмічається рівномірне збільшення полів напружень у товщі кореня зуба у коронковій, середній та апікальній третинах каналу кореня, з язикового боку, що є більшими ніж у моделях з металевими штифтами. Відмічається помітне зростання напружень у апікальній третині кореня зуба, незалежно від ступеня збереження коронкової частини. У моделі з 2 мм збереженої коронкової частини, напруження у штучній куксі, відновленій композитним матеріалом для відбудови зруйнованої кукси зуба, є незначними і зростають у моделі з повністю зруйнованою коронковою частиною. Ділянки напруження з губного боку штучної кукси відсутні. Відмічаються невеликі поля підвищення напруження на губній поверхні штифтового ложа. У перерізі волоконного штифта напруження є значно меншими, ніж у литих металевих штифтах, і розподіляються рівномірно по всій поверхні зрізу штифта, концентруючись на його язиковій поверхні. З язикового боку відмічається пониження напружень у верхній третині штифта, та їх зростання у середній та нижній третинах.

3.2 Аналіз зображень напружень, що виникали у моделях іклів

3.2.1 Аналіз напружень на поверхні елементів моделей ікла.

Зображення розподілу полів напружень, що виникають на поверхні моделей ікла (рис. 3.7) подібні тим, що виникають у моделях різців, проте виражені дещо менше.

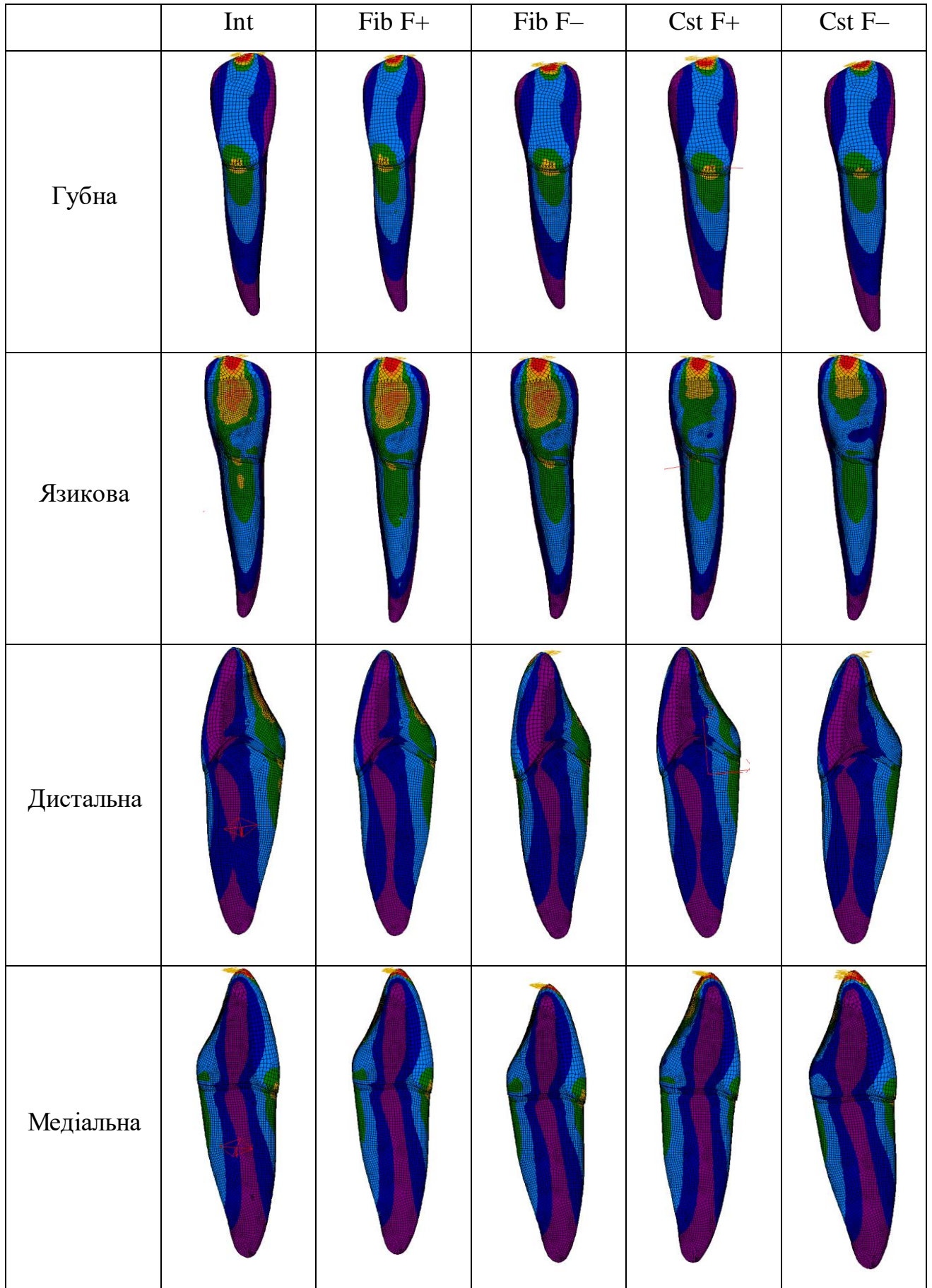


Рис. 3.7 Зображення полів напружень на поверхні моделей ікла

З губного боку поля напружень приблизно однакові як у моделі вітального ікла, так і у моделях з скловолоконними чи литими металевими штифтами. З язикового боку у ділянці шийки зуба, найвищі напруження виникають у моделі вітального ікла, і найменші у моделях з литими металевими штифтами.

З дистального та медіального боків, розподіл полів напружень у всіх підгрупах моделей є ідентичним. Вони виникають на губній та язиковій сторонах, концентруючись у пришийковій ділянці.

Ділянки напружень у цементі, що фіксує металокерамічну коронку (рис. 3.8) локалізуються з губного та язикового боків. З-поміж підгруп моделей зі штифтами, ділянки напруження найменші у разі використання металевого штифта. У моделях зі скловолоконними штифтами виникають ділянки найбільших напружень, які зосереджені з язикового боку і подібні тим, що виникають у моделі вітального ікла.

Порівнюючи напруження, що виникають у моделях ікла, на поверхні кукси (рис. 3.8) розподіл напружень подібний до моделі вітального зуба та моделей зі скловолоконним штифтом. Ділянки значних напружень на поверхні кукси найбільш поширені у моделях з металевими штифтами. Вони зосереджені з язикового боку, з найвищими показниками у разі повністю зруйнованої коронки зуба. На цій же моделі, поля високих напружень також виникають і з губного боку.

У підгрупі моделей з волоконними штифтами та збереженими 2 мм коронкової частини, напруження що виникає на поверхні штифтового ложа (рис. 3.9) є невисоким. У разі повністю зруйнованої коронкової частини напруження що виникають розподіляються рівномірно по всій поверхні штифтового ложа. Вони найбільші з-поміж інших підгруп. У групі зубів з металевими штифтами, ділянки напружень присутні в обох підгрупах. Вони незначно відрізняються, незалежно від ступеня збереження коронкової частини. Відмічається зростання напружень на тканинах зуба, що залишились під металевою куксою.

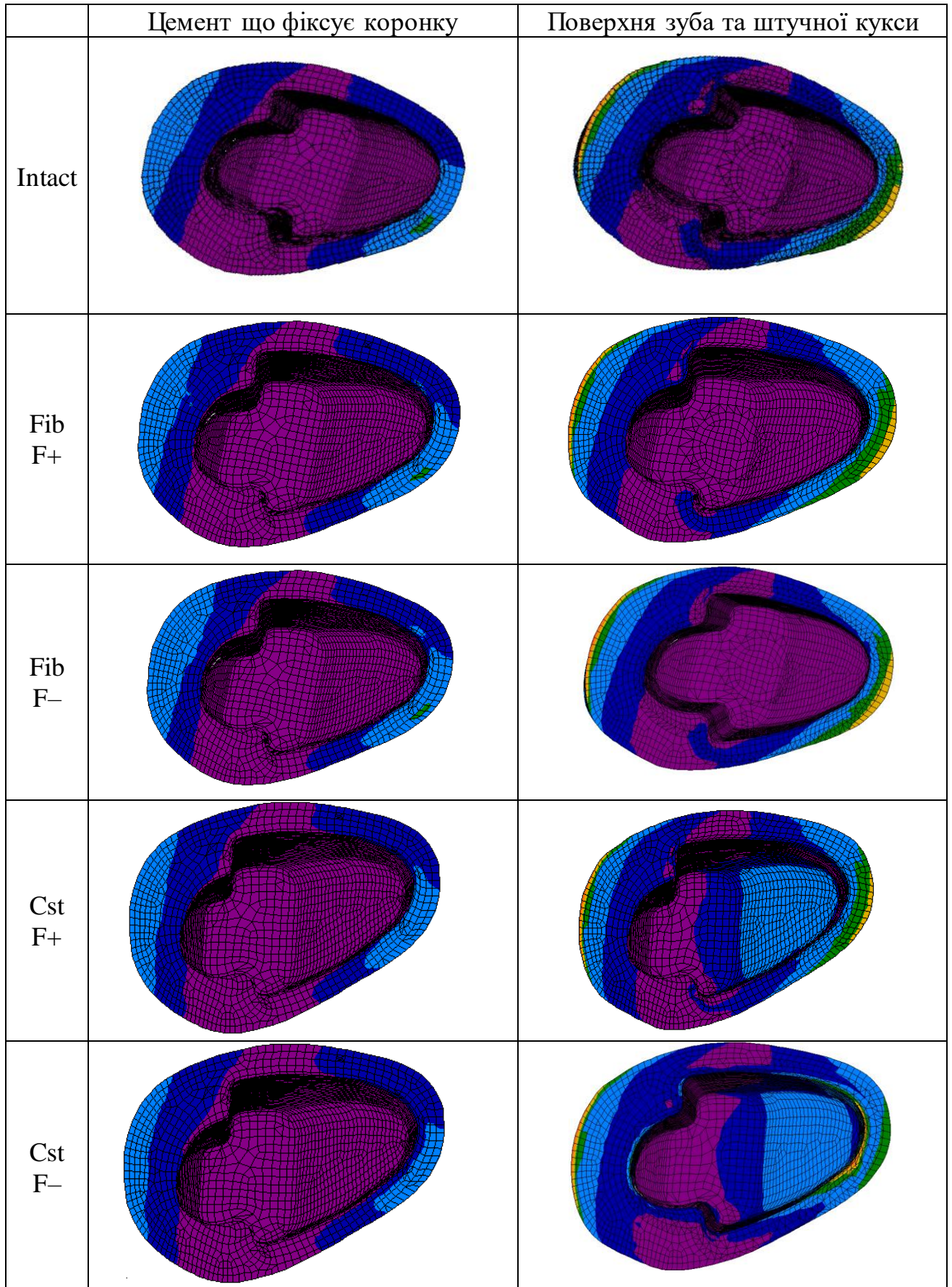


Рис. 3.8 Напруження у цементі, що фіксує металокерамічну коронку та на поверхні зуба і штучної кукси у моделях іклів

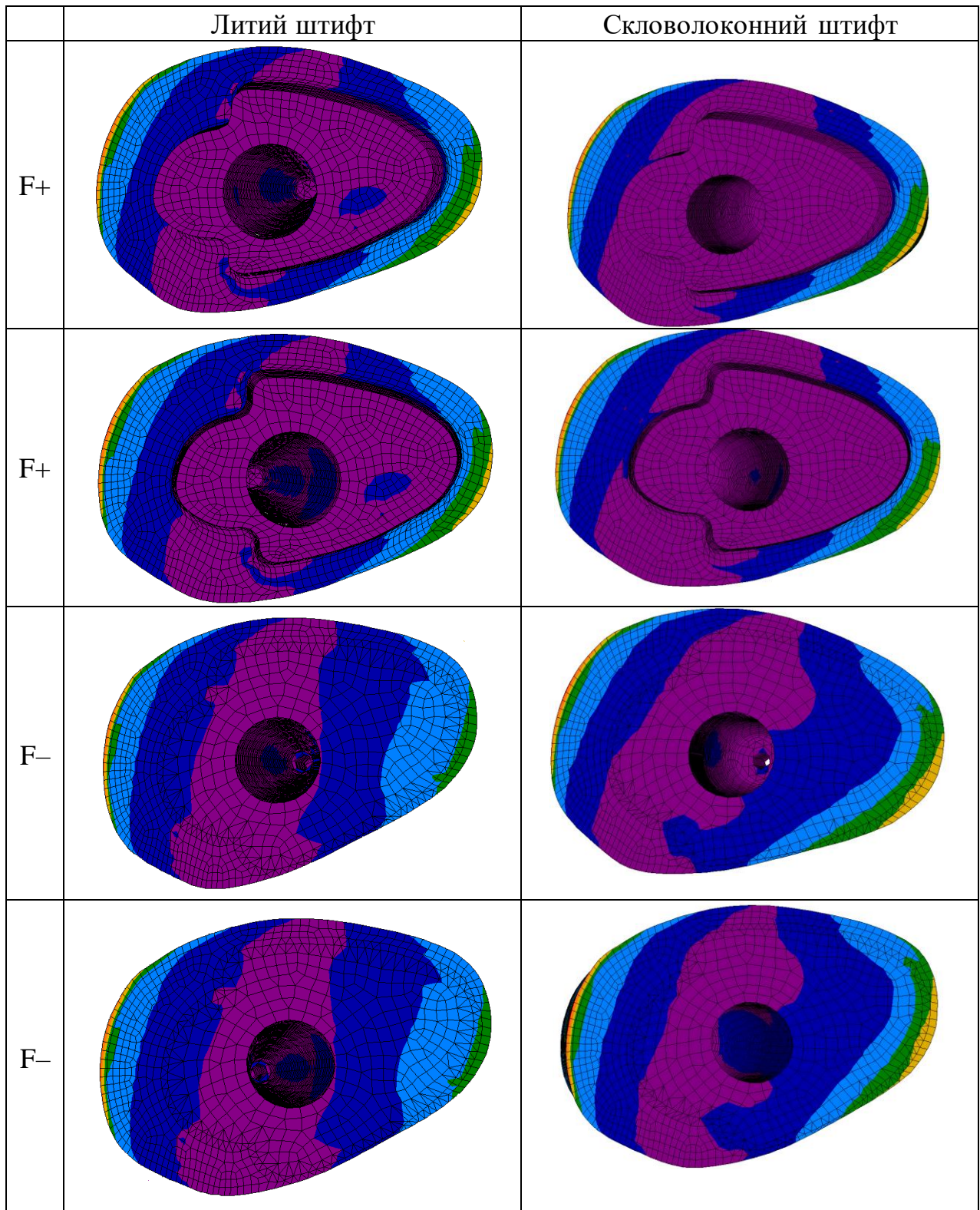


Рис. 3.9 Напруження що виникає на поверхні штифтового ложа твердих тканин моделі ікла

Розподіл напруг на поверхні штифтів (рис. 3.10) подібний до того, що виникає у моделі різця. Поля найбільших напруг виникають у коронковій та середній третині на язиковій поверхні литих металевих штифтів. Штучна

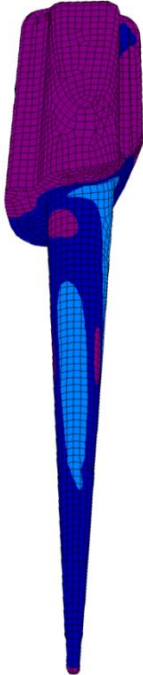
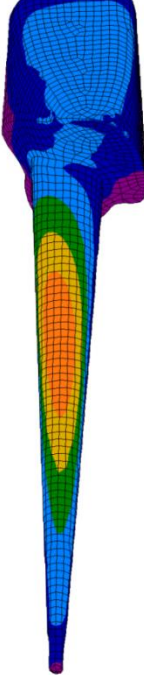
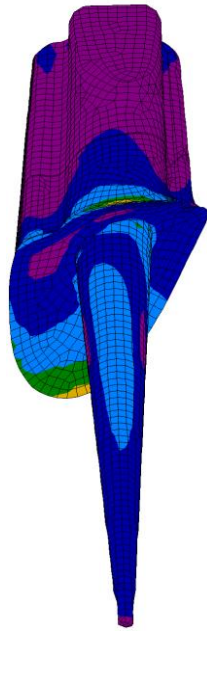
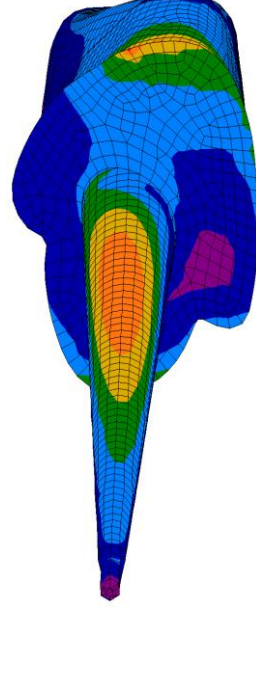
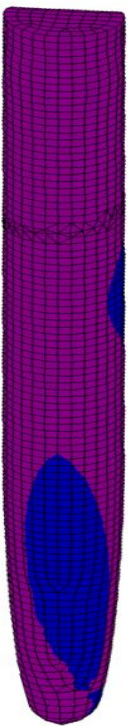
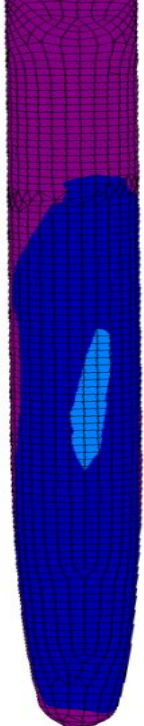
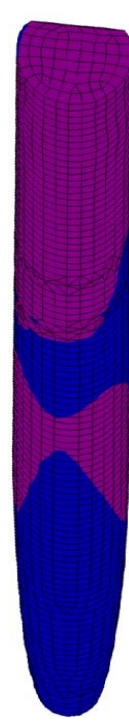
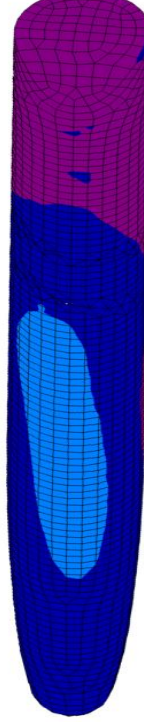
	Моделі штифтів у іклах з 2 мм збереженої коронкової частини		Моделі штифтів у іклах з повністю зруйнованою коронкою	
	Губна поверхня	Язикова поверхня	Губна поверхня	Язикова поверхня
Литі штифти				
Скловолоконні штифти				

Рис. 3.10 Розподіл напруг на поверхні штифтів моделі іклів

металева кукса зазнає більш значних напружень, ніж кукса з композитного матеріалу. При цьому відмічене рівномірне розповсюдження полів високого напруження по всій язиковій поверхні металевої кукси. Скловолоконні штифти зазнають значно нижчих напружень, порівняно з металевими. Найвищі напруження у них зосереджені в апікальній та середній третинах штифта.

3.2.2 Зображення напружень на поперечних зрізах моделей іклів.

У моделі інтактного зуба (рис. 3.11) поля високих напружень концентруються у коронковій третині з губного та язикового боків і поступово послаблюються у напрямку верхівки кореня. Така картина напружень у товщі твердих тканин зуба характерна для усіх моделей ікла. Виявлено появу ділянок високого напруження у товщі металевих штифтів зі штучною куксою: вони досягають найбільшого розповсюдження у разі повністю зруйнованої коронкової частини. У групі з волоконними штифтами напруження у цій ділянці є значно нижчими. Напруження у товщі штучної композитної кукси значно нижчі. У цій групі виявлена поява ділянки високих напружень у тканинах зуба у місці контакту з язиковим краєм штучної коронки.

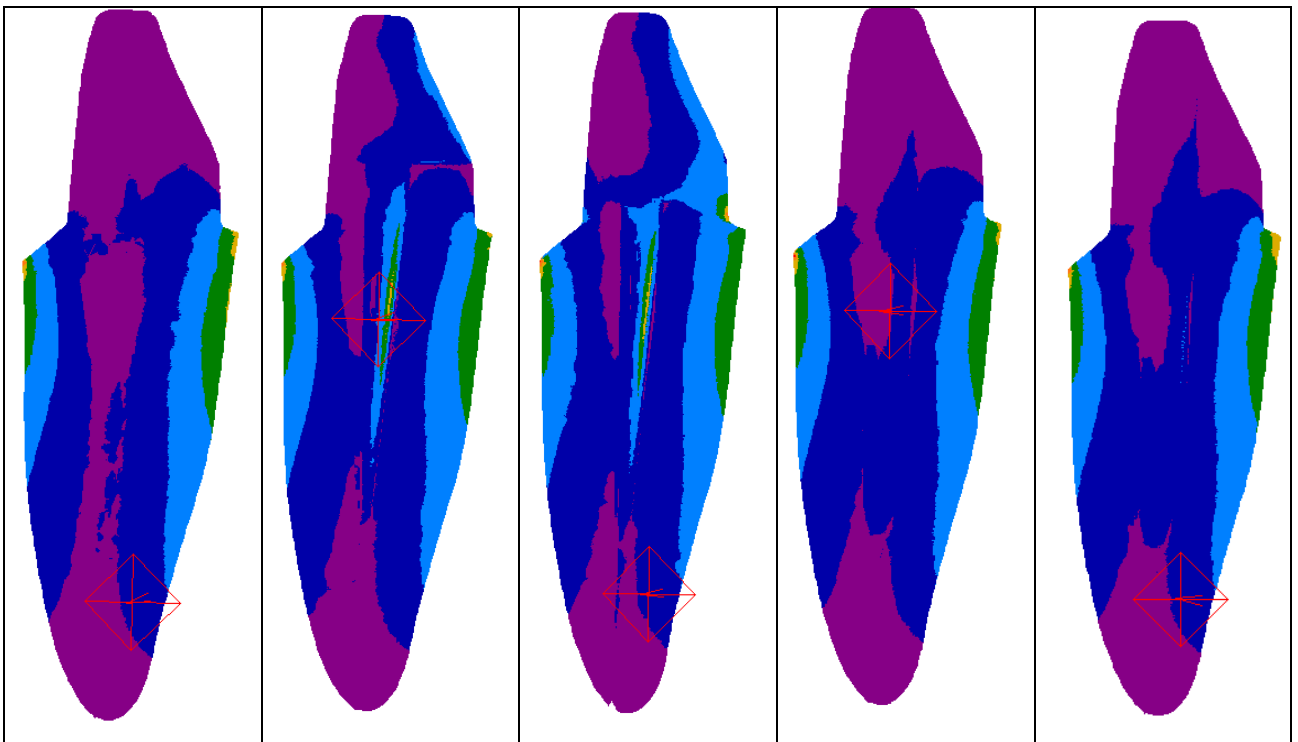


Рис. 3.11 Розподіл напружень на поперечних зрізах моделей іклів

3.3 Аналіз величини абсолютних значень напруження Мізеса

Абсолютні значення величин напруження Мізеса в твердих тканинах зубів представлені у таблиці 3.1. На рис. 3.12 для порівняння зображено максимальні абсолютні значення напруження Мізеса, що виникали у моделях твердих тканин зубів та елементах реставраційної системи різця та ікла нижньої щелепи. Вони різні залежно від типу використаного штифта та ступеня збереження коронкової частини зуба.

Значення напруження у відносних величинах Мізеса, що виникали у моделях тканин зуба були найвищі у вітальних зубах відновлених штучною коронкою. Вплив типу штифта на величину напружень у залишкових тканинах зуба значно більш виражений у моделях різців, тоді як відновлені ікла проявляли більшу механічну стабільність (рис. 3.12). Величина напружень в тканинах зуба, що виникали у моделях з скловолоконними штифтами, була більша, ніж у моделях з литими індивідуальними штифтами зі штучною куксою, що може свідчити про стабілізуючий ефект литого металевго штифта. У моделях з литими металевими штифтами напруження у тканинах зуба є найнижчим, і зростає у разі повної відсутності коронкової частини, що свідчить на користь зміцнюючого впливу 2 мм збережених тканин коронкової частини зуба (ферул ефекту). У протиріч цьому, у моделях з скловолоконними штифтами напруження зростало на чверть у моделях зі збережених 2 мм коронкової частини, що може бути наслідком впливу різних механічних властивостей матеріалу штифтів та штучної кукси на властивості відновлюваного зуба. У моделях, що відтворювали ікло, тип використаного штифта, незалежно від ступеня збереження твердих тканин зуба, не мав великого впливу на величину напруження що виникало. Значні розбіжності у величинах напружень у тканинах моделей різців порівняно з моделями іклів свідчать про особливу потребу адекватного вибору методу їх відновлення.

Таблиця 3.1

Абсолютні значення величин напруження Мізеса (МПа) в реставраційній системі коронки зуб

Тип моделі	Залишкові тканини зуба	Цемент штифта	Цемент коронки	штифт	Композитна кукса	Металевий каркас коронки	Керамічне облицювання
Inr Int	205.4	*	225.2	*	*	249.9	882.2
Inr Cst F+	127.4	35.5	212.3	129.5	*	228.0	878.3
Inr Cst F-	141.9	71.7	173.2	253.9	*	188.8	877.45
Inr Fib F+	203.6	45.5	236.2	72.4	8.1	256.3	885.96
Inr Fib F-	143.7	22.5	232.7	51.7	65.2	261.9	884.02
Cnn Int	94.6	*	55.4	*	*	218.6	621.01
Cnn Cst F+	94.2	28.8	78.4	84.9	*	181.5	621.36
Cnn Cst F-	92.1	63.5	46.0	143.1	*	160.0	621.35
Cnn Fib F+	105.8	18,4	83.0	27.2	17.7	220.3	621.03
Cnn Fib F-	98.6	15.6	57.3	39.0	61.3	224.8	621.04

Примітки: «Inr» – модель різця; «Cnn» – модель ікла; «Cst» – модель з литим металевим штифтом зі штучною куксою, «Fib» – модель зі скловолоконним штифтом та композитною куксою; «F+» – модель з 2 мм збереженої коронкової частини (з ферул ефектом); «F-» – модель з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту); * – елементи конструкції у моделі відсутні.

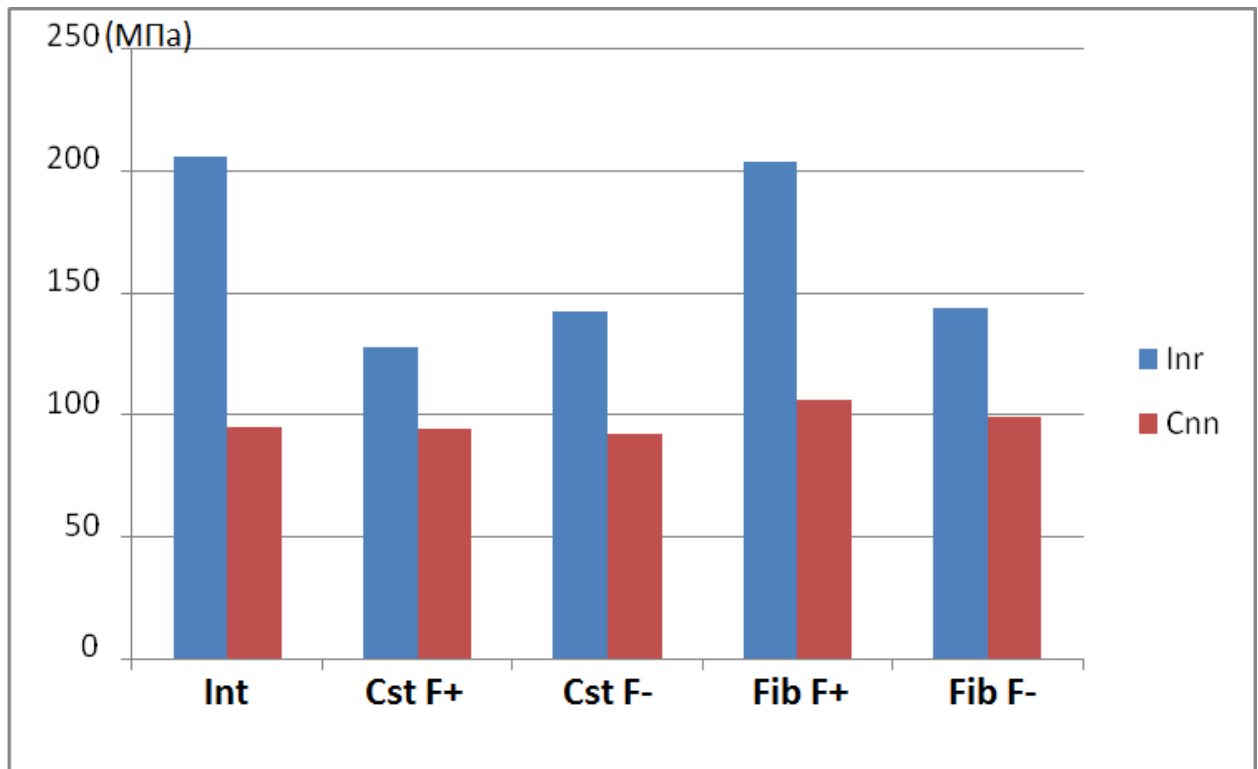


Рис. 3.12 Максимальні абсолютні значення напруження відносних величин Мізеса, що виникали у моделях тканин зуба (МПа): «Inr» – модель різця; «Cnn» – модель ікла; «Cst» – модель з литим металевим штифтом зі штучною куксою, «Fib» – модель зі скловолоконним штифтом та композитною куксою; «F+» – модель з 2 мм збереженої коронкової частини (з ферул ефектом); «F-» – модель з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту)

Максимальні абсолютні значення напруження Мізеса, що виникали всередині моделей з цільною структурою литого металевого штифта зі штучною куксою (рис. 3.13) порівнювали зі значеннями напружень що виникали окремо у скловолоконних штифтах та штучній композитній куксі зуба (рис. 3.14). Найвищі напруження у штифтах були виявлені у моделях іклів та різців, відновлених з використанням литих металевих штифтів зі штучною куксою (табл. 3.1). Напруження зростало у разі повного руйнування коронкової частини майже удвічі. У волоконних штифтах максимальні значення напружень були значно меншими, ніж у металевих. У моделі різця напруження безпосередньо у штифті зменшувались на третину у разі повністю зруйнованої коронкової частини.

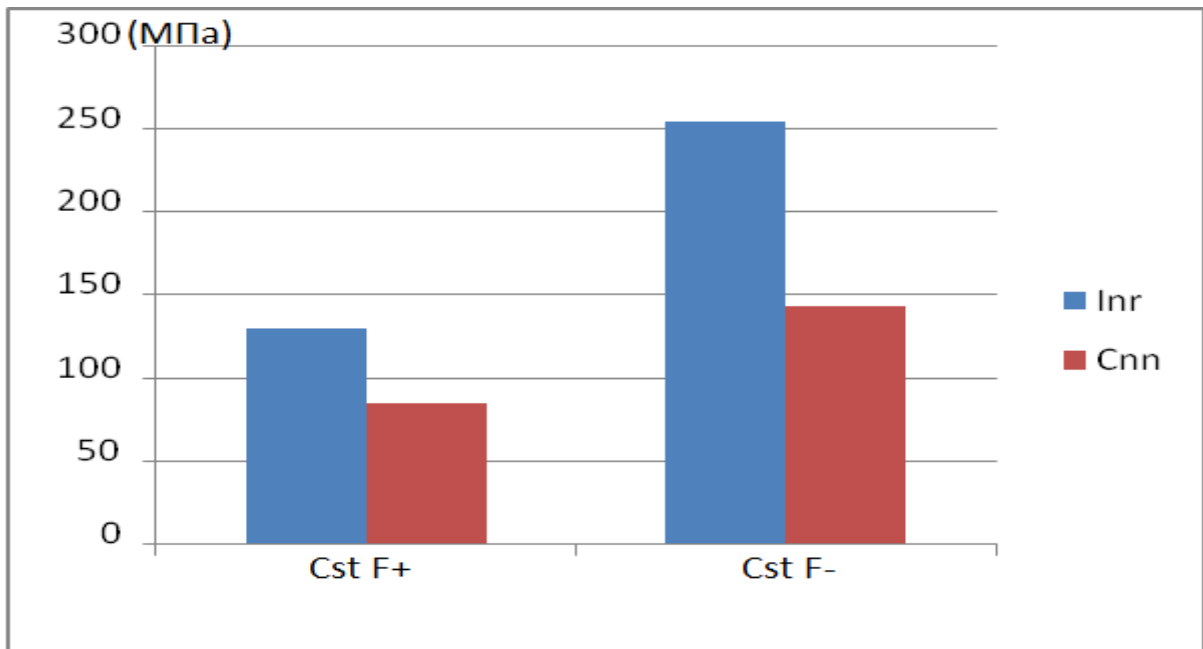


Рис. 3.13 Максимальні абсолютні значення напруження відносних величин Мізеса, що виникали у моделях литих металевих штифтів (МПа): «Inr» – модель різця; «Cnn» – модель ікла; «Cst» – модель з литим металевим штифтом зі штучною куксою, «Fib» – модель зі скловолоконним штифтом та композитною куксою; «F+» – модель з 2 мм збереженої коронкової частини (з ферул ефектом); «F-» – модель з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту)

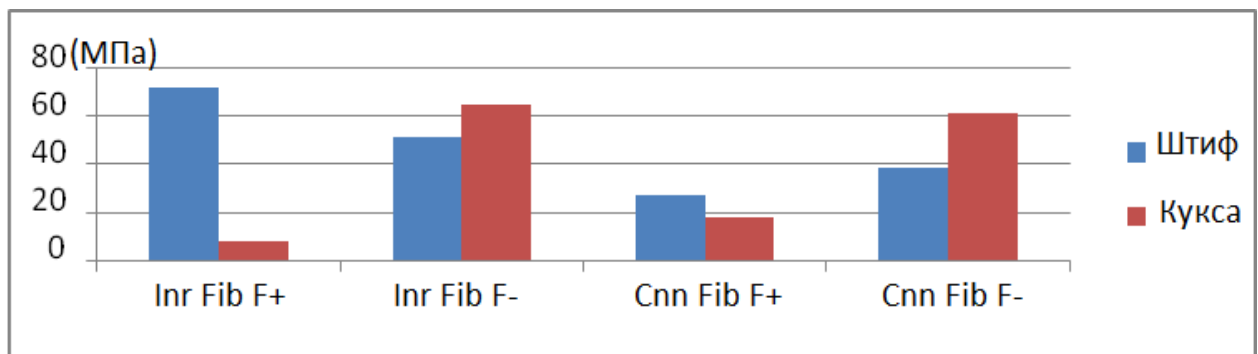


Рис. 3.14 Максимальні абсолютні значення напруження відносних величин Мізеса, що виникали у моделях скловолоконних штифтів та штучної композитної кукси, (МПа): «Inr» – модель різця; «Cnn» – модель ікла; «Cst» – модель з литим металевим штифтом зі штучною куксою, «Fib» – модель зі скловолоконним штифтом та композитною куксою; «F+» – модель з 2 мм збереженої коронкової частини (з ферул ефектом); «F-» – модель з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту)

Напруження у скловолоконних штифтах (рис. 3.14) були вищі у моделях різців (72,4 МПа у разі збережених 2 мм коронкової частини зуба та 51,7 МПа при повністю зруйнованій коронковій частині, порівняно з результатами у групі іклів – 27,2 МПа у разі збережених 2 мм коронкової частини зуба та 39,0 МПа при повністю зруйнованій коронковій частині).

Величина напружень у штучній куксі зуба відновленій з використанням композитного матеріалу була нижчою у моделях зі збереженими 2 мм коронкової частини, – 8,1 МПа (з ферул ефектом), – і значно зростала (до 65,2 МПа) у разі повністю зруйнованої коронкової частини (табл. 3.1).

Напруження, що виникали у моделях цементів, що фіксували штифт (рис. 3.15) найвищі у групах з литими металевими штифтами, зростаючи у моделі з повністю зруйнованою коронкою (у моделях різця з литими металевими штифтами 35,5 МПа у разі збережених 2 мм коронкової частини зуба та 71,7 МПа при повністю зруйнованій коронковій частині та у моделях іклів з литими металевими штифтами 28,8 МПа у разі збережених 2 мм коронкової частини зуба та 63,5 МПа при повністю зруйнованій коронковій частині).

Ця картина є протилежною до тієї, що виникає у моделях зі скловолоконним штифтом (табл. 3.1), у яких найвище напруження виникає у разі присутності 2 мм збереженої коронкової частини, і удвічі зменшуються у разі повністю зруйнованої коронкової частини до найнижчих показників з-поміж існуючих груп (у моделях різця зі скловолоконним штифтом 45,5 МПа у разі збережених 2 мм коронкової частини зуба та 22,5 МПа при повністю зруйнованій коронковій частині та у моделях іклів зі скловолоконним штифтом 18,4 МПа у разі збережених 2 мм коронкової частини зуба та 15,6 МПа при повністю зруйнованій коронковій частині).

Відповідно, ступінь збереження коронкової частини зуба та матеріал штифта впливають на рівень напруження у моделях цементу. У групі з металевими штифтами напруження у цементі штифта значно зростає у разі повністю зруйнованої коронкової частини зуба, незалежно від типу

відновлюваного зуба. У групі зі скловолоконними штифтами у моделях різців напруження у цементі штифта значно зменшується у разі повністю зруйнованої коронкової частини, і практично не змінюється у моделях іклів.

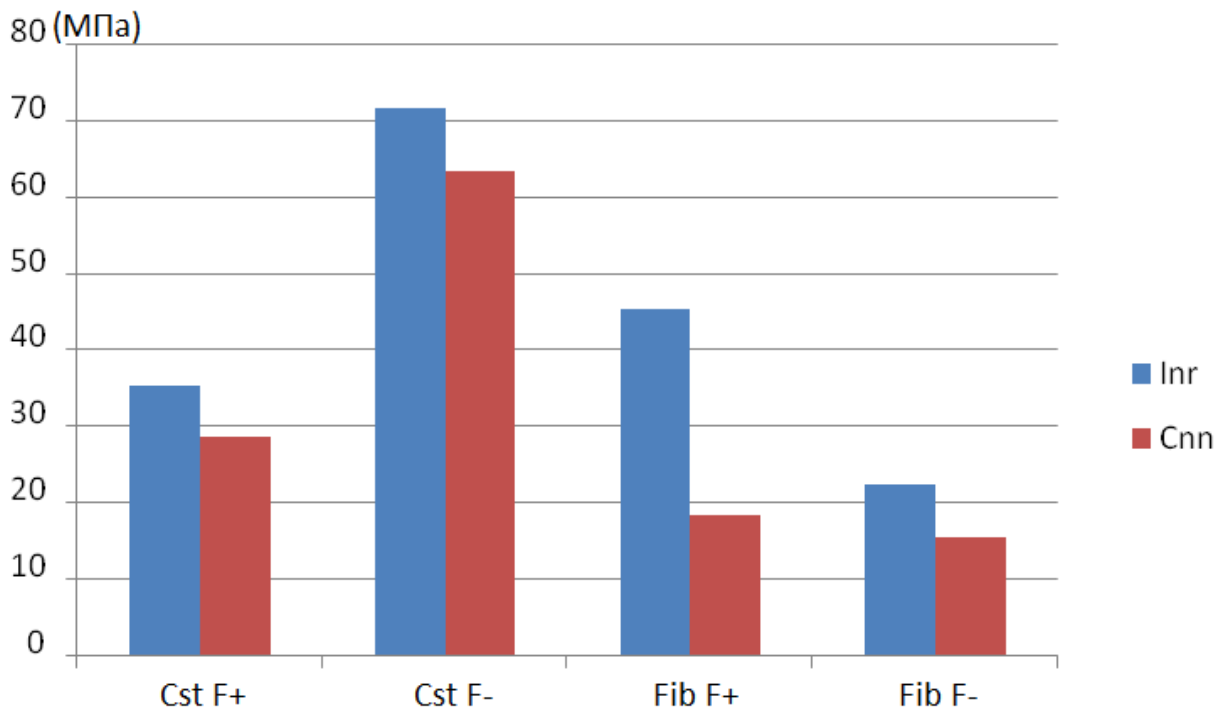


Рис. 3.15 Максимальні абсолютні значення напруження відносних величин Мізеса, що виникали у моделях цементу, що фіксували штифт у зубі (МПа). «Inr» – модель різця; «Cnn» – модель ікла; «Cst» – модель з литим металевим штифтом зі штучною куксою, «Fib» – модель зі скловолоконним штифтом та композитною куксою; «F+» – модель з 2 мм збереженої коронкової частини (з ферул ефектом); «F-» – модель з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту)

Напруження, що виникали у моделях цементу, що фіксували коронку (рис. 3.16 та табл. 3.1) були значно вищі у різцях, та зростали у випадку використання скловолоконних штифтів. Найменші напруження серед усіх моделей виникали у моделях з литим металевим штифтом зі штучною куксою у разі повністю зруйнованої коронкової частини зуба як у моделях різця так і ікла. Вони були навіть нижчими, ніж ті що виникали у моделях вітальних зубів. Такі показники свідчать про потенційну більшу надійність відновлення різців

нижньої щелепи з повністю зруйнованою коронковою частиною при використанні литих металевих штифтів зі штучною куксою.

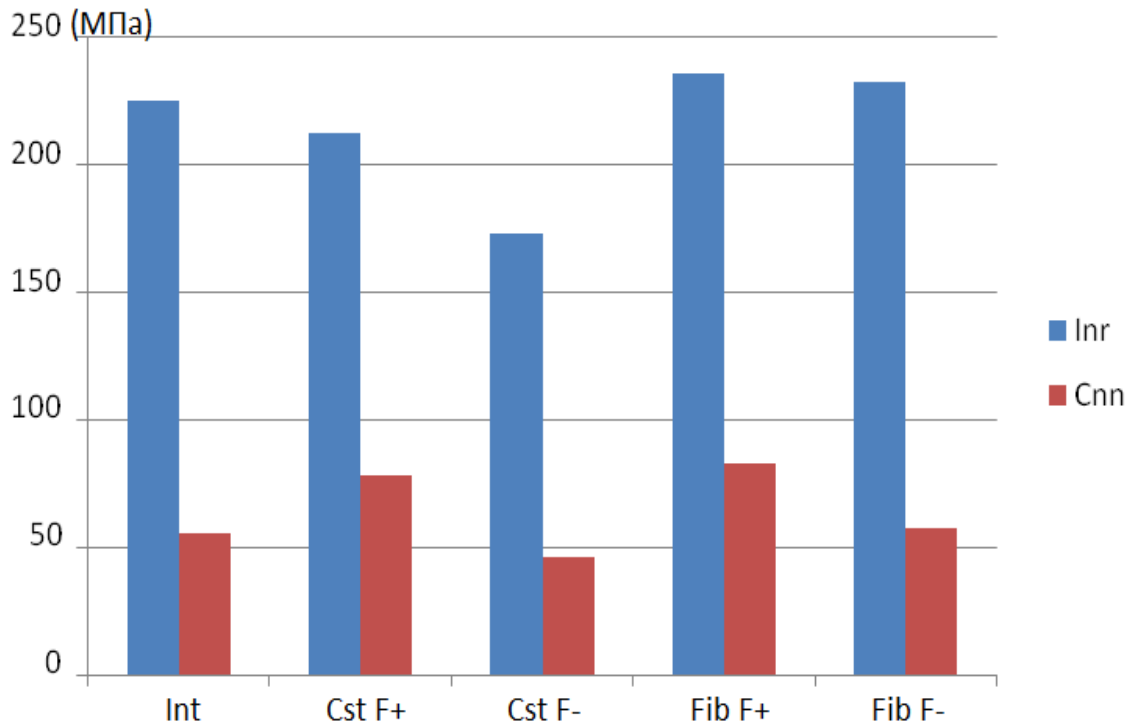


Рис. 3.16 Максимальні абсолютні значення напруження відносних величин Мізеса, що виникали у моделях цементу, що фіксували штучну металокерамічну коронку (МПа): «Inr» – модель різця; «Cnn» – модель ікла; «Cst» – модель з литим металевим штифтом зі штучною куксою, «Fib» – модель зі скловолоконним штифтом та композитною куксою; «F+» – модель з 2 мм збереженої коронкової частини (з ферул ефектом); «F-» – модель з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту)

Аналізуючи величини напруження у моделях литого каркасу металокерамічної коронки найвищі напруження виникали у моделях зубів зі скловолоконними штифтами, порівняно з напруженнями у моделях з литими металевими штифтами зі штучною куксою (рис. 3.17). Це свідчить про вищу ймовірність виникнення дефектів у металокерамічній коронці у разі використання скловолоконних штифтів.

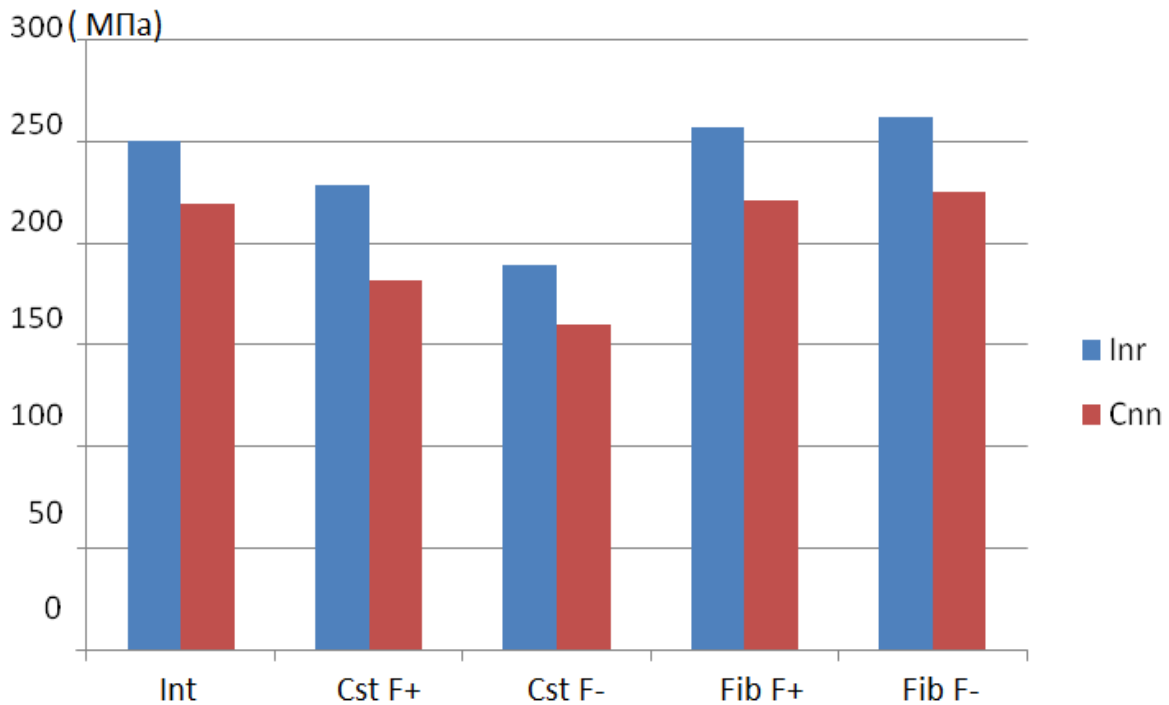


Рис. 3.17 Максимальні абсолютні значення напруження відносних величин Мізеса, що виникали у моделях каркасу металокерамічної коронки (МПа): «Inr» – модель різця; «Cnn» – модель ікла; «Cst» – модель з литим металевим штифтом зі штучною куксою, «Fib» – модель зі скловолоконним штифтом та композитною куксою; «F+» – модель з 2 мм збереженої коронкової частини (з ферул ефектом); «F-» – модель з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту)

Керамічне облицювання (рис. 3.18), зазнавало найвищих напружень серед інших елементів моделей, будучи вищим у моделях різців, що свідчить про вищу ймовірність появи дефектів, і залишалося сталим, незалежно від величини збереженої коронкової частини та типу штифта.

Таким чином, в результаті проведеного дослідження вирішене завдання щодо розробки методу моделювання та математичного аналізу тривимірних моделей фронтального сегменту нижньої щелепи, оцінені поля та величини напружень у комплексах «реставраційна конструкція-збережені тканини зуба».

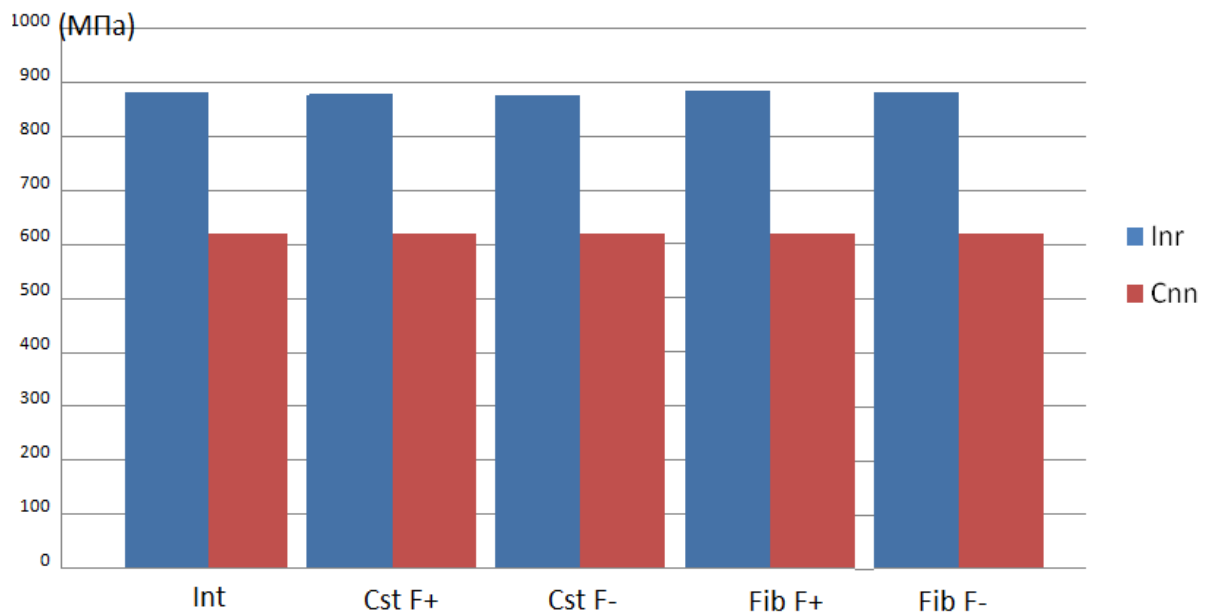


Рис. 3.18 Максимальні абсолютні значення напруження відносних величин Мізеса, що виникали у моделях керамічного облицювання (МПа): «Inr» – модель різця; «Cnn» – модель ікла; «Cst» – модель з литим металевим штифтом зі штучною куксою, «Fib» – модель зі скловолоконним штифтом та композитною куксою; «F+» – модель з 2 мм збереженої коронкової частини (з ферул ефектом); «F-» – модель з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту)

3.4 Висновки дослідження по математичному моделюванню пружньо-деформованих станів зубів фронтальної групи нижньої щелепи, відновлених з використанням різних штифтових конструкцій шляхом аналізу тривимірних моделей методом скінченних елементів

1. Тверді тканини різців нижньої щелепи в умовах навантаження зазнають більш високих напружень порівняно з іклами, незалежно від методу реставрації. Розподіл напружень у залишкових тканинах різця нижньої щелепи значно змінюється, залежно від типу штифта. Напруження більш рівномірно розподілене у разі використання скловолоконного штифта; у моделях з литим штифтом поля напружень розподілені нерівномірно, призводячи до появи невеликих ділянок високих напружень.

2. Наявність збереженої 2 мм пришийкової частини коронки (ферул ефект) у моделях різців нижньої щелепи відновлених литими металевими штифтами призводила до значного зниження величини напружень у тканинах зуба. У разі використання скловолоконних штифтів вони значно зростали.

3. Напруження у цементі, що фіксує штифт, найвищі у моделях з литим металевим штифтом і куксою та повністю зруйнованою коронковою частиною. Це може свідчити про вищу імовірність його розцементування.

4. Найвищі напруження у цементі коронки відмічені в моделях зі скловолоконними штифтами. Одночасно виявлені і високі напруження у композитній куксі у разі відсутності збереженої 2 мм пришийкової частини коронки (ферул ефекту).

5. Напруження у товщі скловолоконних штифтів розподіляється рівномірно, у литих металевих штифтах з куксою виникають ділянки концентрації високого напруження, особливо у разі повністю зруйнованої коронкової частини.

6. Литі металеві штифти з куксою потенційно є більш сприятливим клінічним рішенням при відновленні різців нижньої щелепи.

РОЗДІЛ 4

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ МАКСИМАЛЬНОЇ РУЙНУЮЧОЇ СИЛИ У РІЗЦЯХ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ, ВІДНОВЛЕНИХ З ВИКОРИСТАННЯМ РІЗНИХ ШТИФТОВИХ КОНСТРУКЦІЙ

У даному дослідженні були визначені механічні властивості різців нижньої щелепи, відновлених різними реставраційними конструкціями: з використанням литих металевих штифтів з куксою, скловолоконних штифтів з композитною куксою, залежно від ступеня збереження пришийкової частини коронки зуба (наявності ферул ефекту). Щойно видалені внаслідок захворювань пародонта зуби, очищали від м'яких тканин, визначали відсутність дефектів їх структури та розподіляли на групи (рис. 2.5, табл. 4.1). Після приготування зразків, залежно від приналежності до досліджуваної групи, їх поміщали у основу з самотвердіючої пластмаси з формою трикутної призми (рис. 2.6а, б). Зразки були піддані статичним навантаженням у універсальній випробувальній машині TIRA-test 2151, зі швидкістю 2 мм/хв до моменту руйнування чи раптового падіння сили на діаграмі деформування (Δ 20Н). У результаті дослідження були отримані дані у формі діаграм деформування зразків. Діаграма деформування має низку характерних ділянок.

Таблиця 4.1

Схема розподілу різців нижньої щелепи на групи, залежно від методу реставрації

№ групи	Позначення	Структура
1	Int (6 зразків)	Інтактні зуби (контрольна група)
2	Endo (6 зразків)	Ендодонтично ліковані зуби
3	Crn Fib F+ (6 зразків)	Металева коронка + скловолоконний штифт + 2 мм збереженої коронкової частини (ферул ефект)

Продовження табл. 4.1

№ групи	Позначення	Структура
4	Crn Fib F- (6 зразків)	Металева коронка + скловолоконний штифт + повністю зруйнована коронкова частина зубу (без ферул ефекту)
5	Crn Cst F+ (6 зразків)	Металева коронка + литий металевий штифт зі штучною куксою + 2 мм збереженої коронкової частини (ферул ефект)
6	Crn Cst F- (6 зразків)	Металева коронка + литий металевий штифт зі штучною куксою + повністю зруйнована коронкова частина зубу (без ферул ефекту)
7	Res Fib F+ (6 зразків)	Композитна реставрація + скловолоконний штифт + 2 мм збереженої коронкової частини (ферул ефект)
8	Res Fib F- (6 зразків)	Композитна реставрація + скловолоконний штифт + повністю зруйнована коронкова частина зубу (без ферул ефекту)

Діаграма деформування (у частковому випадку – діаграма розтягання) відображає залежність між напруженням і деформацією матеріалу. Крива може мати різну форму залежно від виду матеріалу, його стану та умов, при яких відбувалось навантаження (наприклад від температури). Діаграма розтягування має низку характерних ділянок (рис. 4.1). Від початку навантажування до певного значення напружень має місце пряма пропорційна залежність між напруженням та деформацією. На цій стадії розтягування справедливий закон Гука. Далі ця лінійна залежність втрачається і межа має назву границя пропорційності, і дорівнює напруженню, після якого порушується закон Гука (точка 2 на рис. 4.1). При подальшому збільшенні навантаження, у матеріалі з'являються залишкові деформації, що не зникають після розвантаження. Найбільше напруження, до якого залишкова деформація не виявляється, називається границею пружності (точка 3 на рис. 4.1).

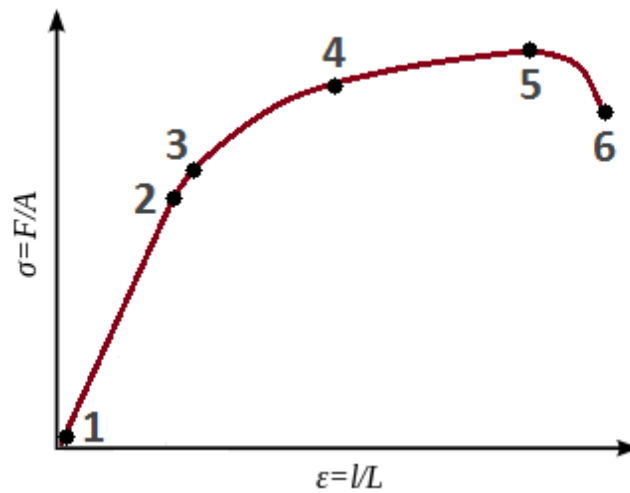


Рис. 4.1 Схематичне зображення діаграми деформування. Напруження (σ) показано у функції від деформації (ϵ) 1: Границя істинної пружності; 2: Границя пропорційності; 3: Границя пружності; 4: Границя текучості $\sigma_{0,2}$; 5: Границя міцності; 6: Руйнування

Подальше збільшення навантаження приводить до появи напруження, при якому залишкова відносна деформація у матеріалі (пластична деформація) складає певну довільну величину (0,2 %) на довжині випробовуваного зразка (точка 4 на рис. 4.1).

Напруження, що відповідає максимальному опору матеріалу має назву тимчасовий опір або межа міцності (точка 5 на рис. 4.1). Подальше деформування матеріалу відбувається катастрофічно і супроводжується локалізацією деформації (поява шийки) та пов'язаним з цим частковим розвантаженням. Ця зона діаграми має назву «область знеміцнення» і закінчується руйнуванням (точка 6 на рис. 4.1).

У процесі навантаження зразків отримані діаграми деформування (рис. 4.2–4.9) у координатах «навантаження Р (Н) – загальна деформація системи (мм)».

Для визначення впливу механічних властивостей основи з самотвердіючої пластмаси у якій фіксувались зразки на результати експерименту, було створено 6 точних копій переднього різця нижньої щелепи з кобальтохромового сплаву. Середні значення навантажень при яких виникало

падіння напружень на $\Delta 20\text{Н}$ становили: $P_{\max} = 547 \text{ Н}$, а жорсткість $C = 964,28$, (Н/мм). При навантаженнях вищих за вищезазначені, механічні параметри основи з самотвердіючої пластмаси можуть спричинити спотворення отриманих даних.

При подальшому аналізі діаграм деформування особливу увагу звертали на:

1. Початок нелінійної ділянки на діаграмі;
2. Раптові зниження сили, які можуть виникати за рахунок локальних пошкоджень, зокрема у місці контакту поверхні зуба зі стрижнем;
3. Руйнуюче навантаження, як основну характеристику міцності всієї конструкції.

Для зручності аналізу результатів були розраховані жорсткості (питомі навантаження) C (Н/мм) як відношення навантажень до загальних деформацій системи.

Внаслідок проведеного дослідження було отримано результати у вигляді діаграм деформування (рис. 4.2–4.9) та у вигляді графіків (рис. 4.10 та 4.11). Абсолютні значення результатів наведені у таблицях 4.2–4.5. Визначення кореляційної залежності результатів проведено у таблиці 4.6. Діаграми деформування зразків наведені як залежність: вісі ординат – навантаження (Н) та вісі абсцис – загальна деформація (мм) системи «зразок – опора – випробувальна машина».

Всі представники контрольної групи (Int) мають слабо виражену нелінійність діаграм деформування, що свідчить про високі пружні властивості (рис. 4.2). Діаграми деформування укладаються у «пучок» з найменшою розбіжністю величин руйнуючої сили в границях між лініями, що відповідають $C=478 \text{ Н/мм}$ до $C=676 \text{ Н/мм}$. Зразки мають порівняно не високу варіабельність P_{\max} від 475 до 509 Н. Криві деформування монотонні, без екстремумів та різких змін сили. Найбільші сили руйнування виникали у даній групі.

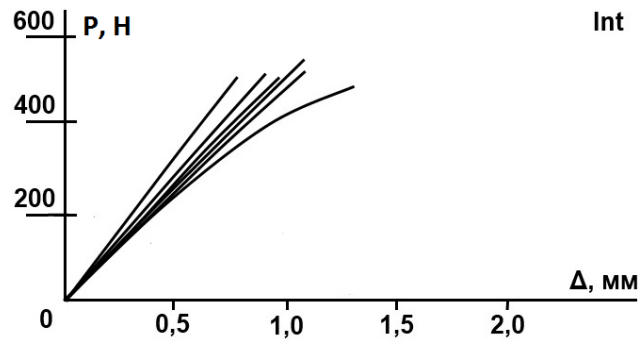


Рис. 4.2 Діаграми деформування у контрольній групі зразків, (Н/мм)

У зразках ендодонтично лікованих різців без інтраканального штифта (Endo), зразки демонстрували меншу міцність, і вищу жорсткість ніж у контрольній групі. Відмічене суттєве зростання нелінійності у діаграмах деформації, що свідчить про меншу стабільність даної конструкції, порівняно з інтактними зубами. Пучок діаграм демонструє меншу піддатливість до деформації при менших руйнуючих силах, ніж у контрольній групі (рис. 4.3).

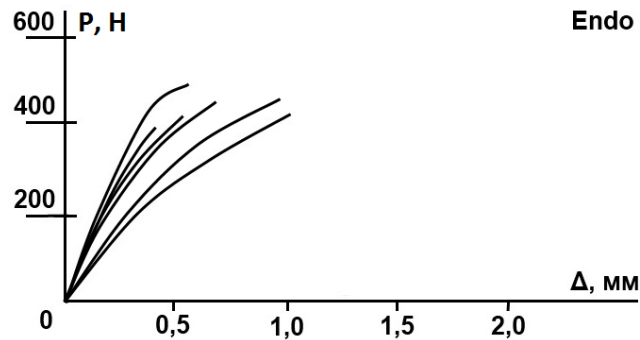


Рис. 4.3 Діаграми деформування у зразках ендодонтично лікованих зубів без інтраканального штифта, (Н/мм)

У всіх групах зі збереженими 2-ма мм коронкової частини (ферул ефектом), діаграмам деформування була притаманна невелика розбіжність у характері деформування та показниках руйнуючої сили. Пучок діаграм починався в точці перехрещення вісей координат і поступово роз'єднуються перед моментом руйнування чи раптового спаду діючої сили (дельти).

У групі різців з литим металевим штифтом та 2-ма мм збереженої коронкової частини (ферул ефектом) (CrnCstF+), спостерігається зменшення величини руйнуючої сили (рис. 4.4), порівняно з контрольною групою (Int)

Спостерігається зниження середніх значень міцності та незначне підвищення жорсткості (приблизно на 10 %), порівняно з контрольною групою. Зразки цієї групи демонстрували найвищу лінійність діаграм, найнижчі показники деформування при їх найменшій розбіжності. Показники руйнуючих сил та міцності у даній групі є найближчими до таких у контрольній групі.

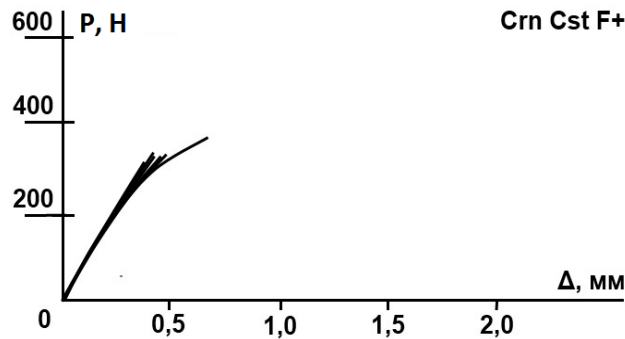


Рис. 4.4 Діаграми деформування у групі різців з литим металевим штифтом та 2-ма мм збереженої коронкової частини (ферул ефектом), (Н/мм)

Діаграмам деформації різців зі скловолоконним штифтом та 2-ма мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефектом) (CrnFibF+), притаманна висока стабільність, виражена лінійна ділянка, з незначною ділянкою не лінійності до моменту руйнування. Спостерігається незначне збільшення ступеня деформування під дією руйнуючих сил величиною на рівні з різцями з литими металевими штифтами і куксою (рис. 4.5). Середня міцність конструкції всього на 8 % нижча ніж у групі з литим металевим штифтом та 2-ма мм збереженої коронкової частини (ферул ефектом). Незважаючи на високі руйнуючі сили, конструкція зі скловолоконним штифтом та 2-ма мм збереженої коронкової частини (ферул ефектом) демонструє жорсткість на рівні з контрольною групою. У групі ж з литими штифтами та 2-ма мм збереженої коронкової частини (ферул ефектом) жорсткість зростає на 60 %.

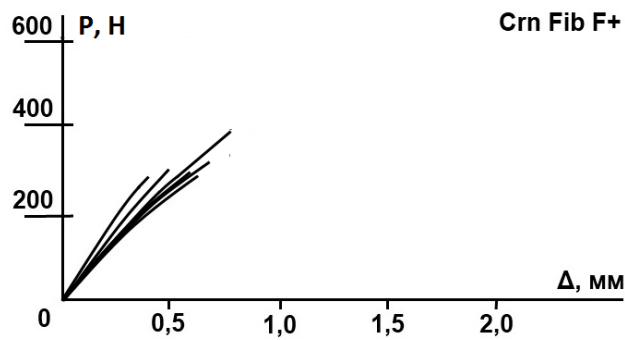


Рис. 4.5 Діаграми деформування у групі різців зі скловолоконним штифтом та 2-ма мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефектом), (Н/мм)

У зразках з повністю зруйнованою коронковою частиною (без 2-х мм збереженої коронкової частини та ферул ефекту), діаграми деформування мали різноманітний характер з широкими рамками показників руйнуючої сили та деформування. Графіки, після втрати пропорційної залежності між діючою силою та деформацією, ще тривалий час продовжувались. Це свідчить про значне деформування зразків, до моменту руйнування, який завжди збігався з точкою межі міцності зразків.

У групі зразків з литими металевими штифтами і повністю зруйнованою коронковою частиною (відсутність ферул ефекту) (CrnCstF–), діаграми деформування мають якісно інший характер. Відмічена відносно невелика пружність. Після виникнення незначного раптового спаду сил на діаграмі, відмічаються значні зміни жорсткості, що свідчить про появу структурних порушень у конструкції. Порівняно з групою CrnFibF+, міцність зменшилась на 20 %, а порівняно з контрольною групою – на 90 %. Деформації, що виникали у цій групі були значно більшими порівняно з контрольною групою. Спостерігається менший ступінь деформування зразків та вищі показники руйнуючої сили (рис. 4.6), порівняно з різцями зі скловолоконними штифтами та повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (відсутність ферул ефекту) (CrnFibF–) (рис. 4.7).

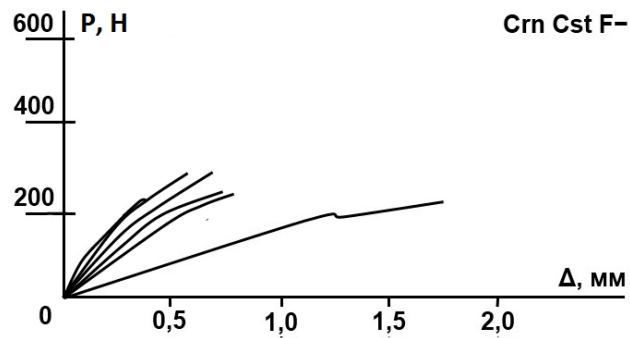


Рис. 4.6 Діаграми деформування у групі зразків з литими металевими штифтами і повністю зруйнованою коронковою частиною (відсутність ферул ефекту), (Н/мм)

На діаграмах деформації у групі (CrnFibF-) виявлена висока варіабельність результатів, що свідчить про низьку стабільність конструкції (рис. 4.7). На графіку відмічається наявність раптового незначного зменшення сили. Міцність та жорсткість у даній групі зразків найнижча серед усіх груп, відновлених з використанням штучної коронки.

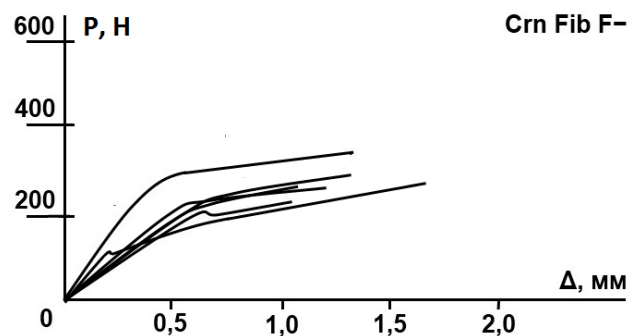


Рис. 4.7 Діаграми деформування у групі зразків зі скловолоконними штифтами та повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (відсутність ферул ефекту), (Н/мм)

У групах різців, зі скловолоконними штифтами та композитною реставрацією замість штучної коронки, спостерігається висока варіабельність результатів з найнижчими параметрами міцності та жорсткості з-поміж усіх груп. Має місце стабілізуючий вплив на міцність відновлених різців у разі наявності збережених 2-х мм коронкової частини зуба (ферул ефекту) (ResFibF+), (рис. 4.8).

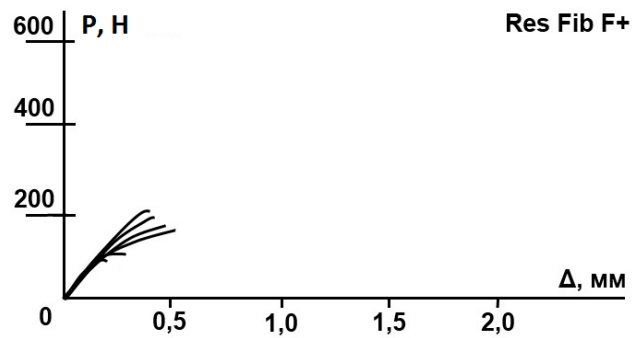


Рис. 4.8 Діаграми деформування у групі різців, зі скловолоконними штифтами та композитною реставрацією замість штучної коронки та збереженими 2-ма мм коронкової частини зуба (ферул ефектом), (Н/мм)

У групі з повністю зруйнованою коронковою частиною (ResFibF–), зразки зазнають найбільшого деформування серед усіх груп, при найнижчих величинах руйнуючої сили (рис. 4.9).

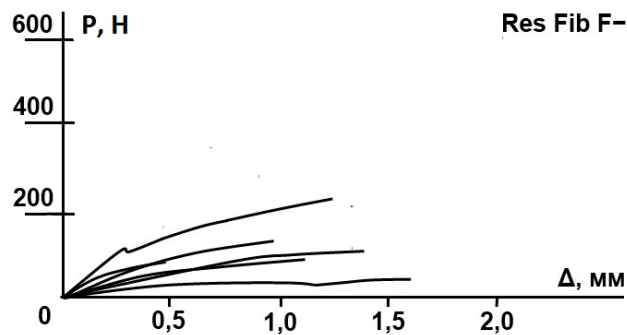
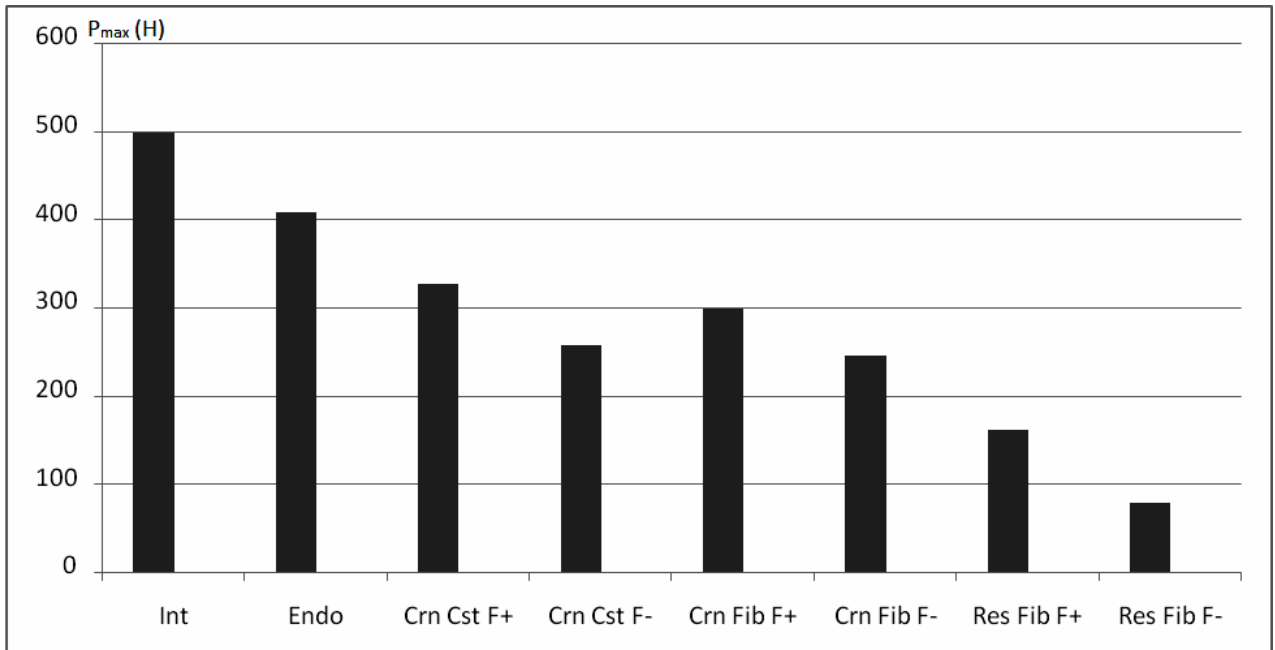
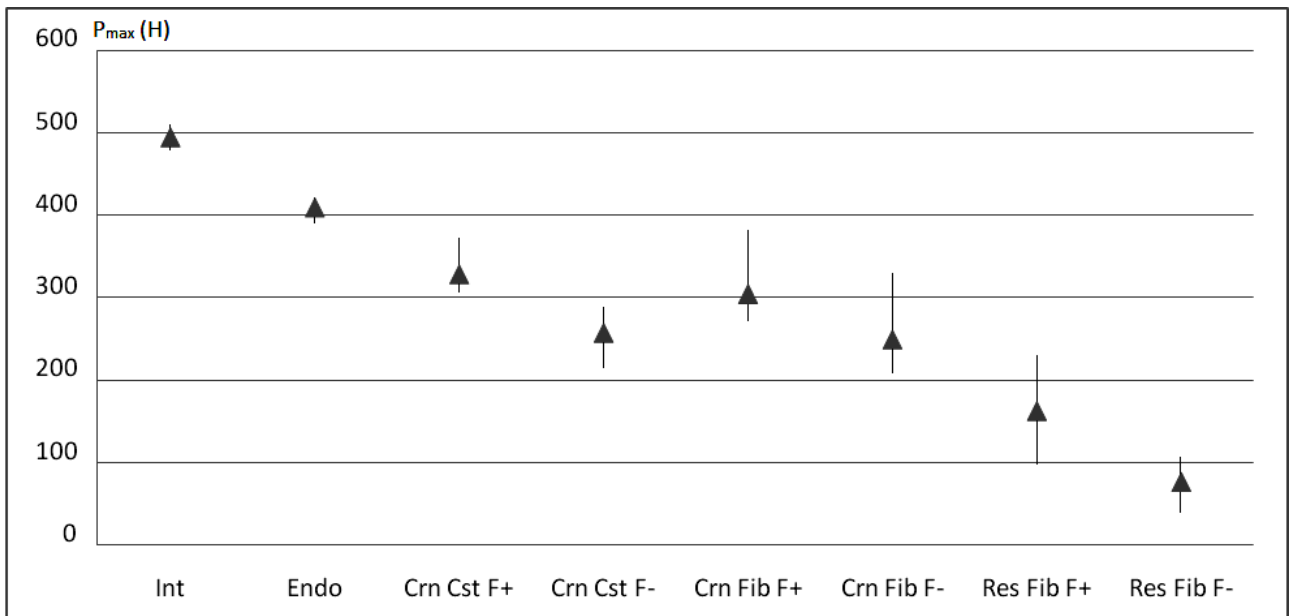


Рис. 4.9 Діаграми деформування у групі різців, зі скловолоконними штифтами та композитною реставрацією замість штучної коронки та повністю зруйнованою коронковою частиною (без ферул ефекту), (Н/мм)

При порівнянні діаграм деформування відмічене значне зростання деформування зразків у випадках повністю зруйнованої коронкової частини. Це може свідчити на користь стабілізуючого впливу 2-х мм збереженої коронкової частини (ферул ефекту) на всю конструкцію. Встановлено, що об'єм та пружні властивості матеріалу штучної кукси визначають ступінь деформування зразків. Вони підвищуються у разі використання композиційного матеріалу, та зменшуються у разі використання литої кукси монолітно відлитої зі штифтом. Метод фіксації штифта та штучної кукси також може мати визначальне значення (рис. 4.10 та 4.11).

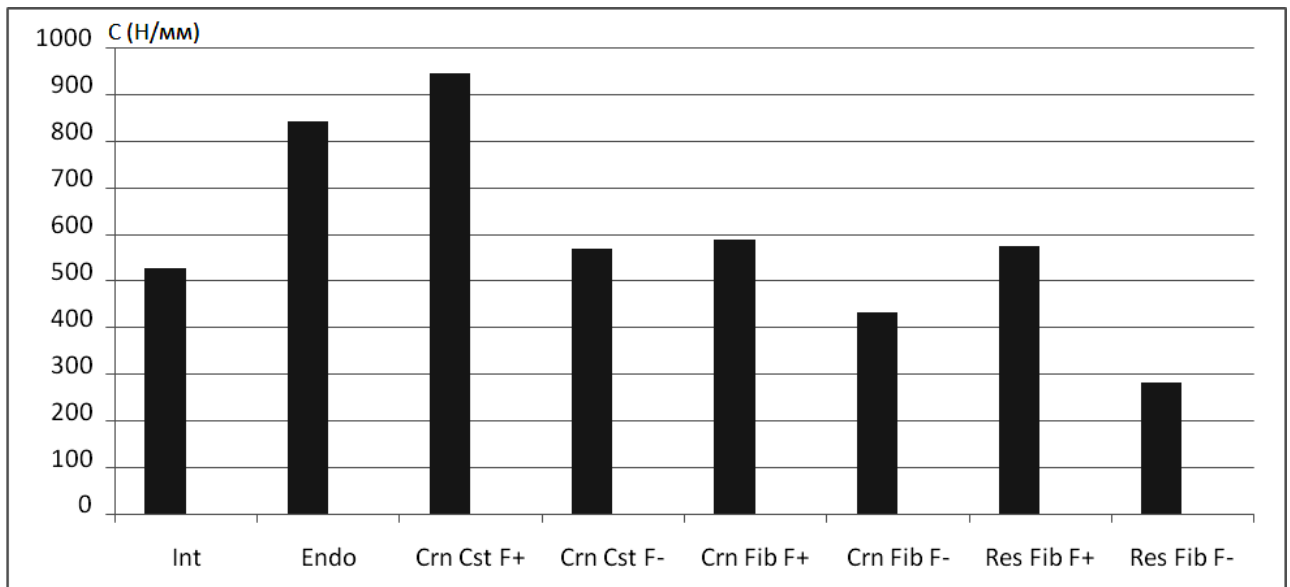


А. Порівняльна діаграма середніх значень руйнуючих сил P_{max} (Н) комплексу «реставраційна система-залишкові тканини зуба-трикутна призма»

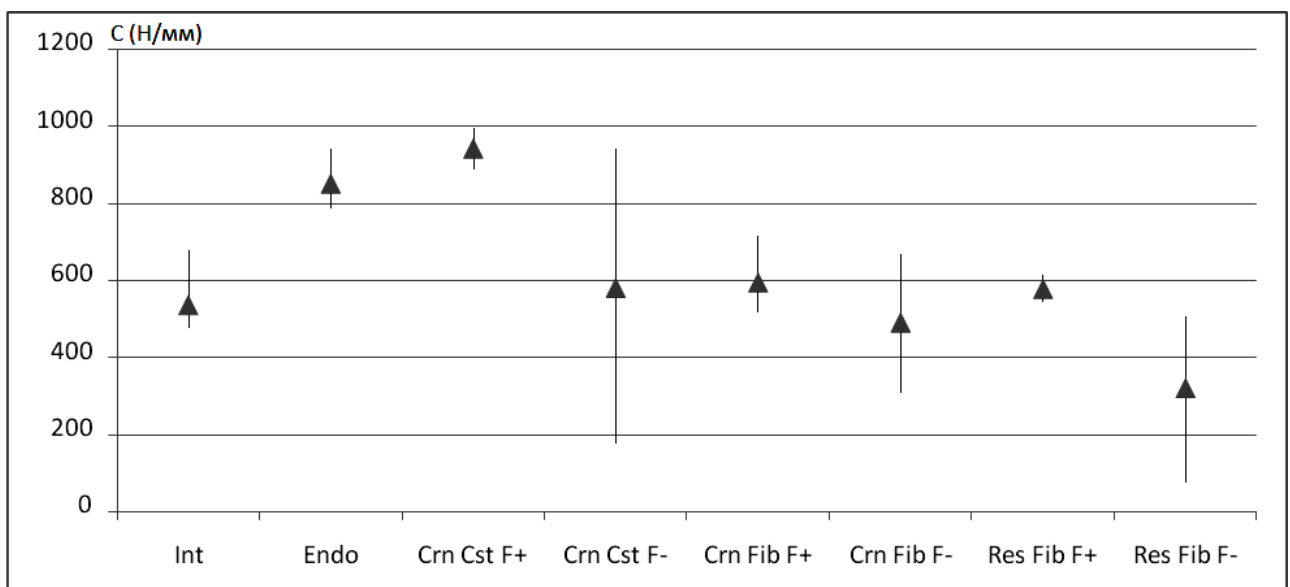


Б. Порівняльна діаграма крайніх розбіжностей результатів руйнуючих сил P_{max} (Н) комплексу «реставраційна система-залишкові тканини зуба-трикутна призма»

Рис. 4.10 середні значення (а) та діапазони (б) руйнуючих навантажень P_{max} (Н)



А. порівняльна діаграма середніх значень жорсткості С (Н/мм) комплексу «реставраційна система-залишкові тканини зуба-трикутна призма»



Б. порівняльна діаграма крайніх розбіжностей показників жорсткості С (Н/мм) комплексу «реставраційна система-залишкові тканини зуба-трикутна призма»

Рис. 4.11 середні значення (в) та діапазони (г) жорсткостей зразків С (Н/мм).

Величини жорсткості С (Н/мм) препаратів

№ зразка	Групи							
	Int	Endo	Crn Cst F+	Crn Cst F–	Crn Fib F+	Crn Fib F–	Res Fib F+	Res Fib F–
1	483	938	993	178	519	667	614	75
2	478	845	890	938	712	482	545	484
3	676	795	923	661	574	310	571	407
4	513	838	912	340	630	459	549	257
5	497	893	987	891	569	413	596	189
6	558	787	936	463	554	401	579	380
M ± m	534,2 ± 30,7	849,3 ± 23,6	940,2 ± 16,9	578,5 ± 124,4	593,0 ± 28,0	455,3 ± 48,8	575,7 ± 10,9	298,7 ± 62,3
Середньо- статистичне значення та стандартна похибка	534,2 ± 75,2	849,3 ± 57,9	940,2 ± 41,5	578,5 ± 304,7	593 ± 68,5	455,3 ± 119,5	575,7 ± 26,7	298,7 ± 152,6

Таблиця 4.5

Достовірність відмінностей величин жорсткості С (Н/мм) препаратів

№ зразка	Групи							
	Int	Endo	Crn Cst F+	Crn Cst F–	Crn Fib F+	Crn Fib F–	Res Fib F+	Res Fib F–
p<Int	–	p<0,01	p<0,01	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p<0,01
p<Endo	p<0,01	–	p<0,05	p>0,05	p<0,01	p<0,01	p<0,01	p<0,01
p<CrnCstF+	p<0,01	p>0,05	–	p<0,01	p<0,01	p<0,01	p<0,01	p<0,01
p<CrnCstF–	p>0,05	p<0,05	p<0,01	–	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p<0,01
p<CrnFibF+	p>0,05	p<0,01	p<0,01	p>0,05	–	p<0,01	p>0,05	p<0,01
p<CrnFibF–	p>0,05	p<0,01	p<0,01	p>0,05	p<0,01	–	p<0,04	p<0,04
p<ResFibF+	p>0,05	p<0,01	p<0,01	p>0,05	p>0,05	p<0,04	–	p<0,01
p<Res Fib F–	p<0,01	p<0,01	p<0,01	p<0,01	p<0,01	p<0,04	p<0,01	–

Кореляція між показниками руйнуючої сили та жорсткості

	Показники руйнуючої сили								
		Int	Endo	Crn Cst F+	Crn Cst F-	Crn Fib F+	Crn Fib F-	Res Fib F+	Res Fib F-
Показники жорсткості	Int	-0,18							
	Endo		-0.63						
	Crn Cst F+			-0,34					
	Crn Cst F-				+0,98				
	Crn Fib F+					-0,39			
	Crn Fib F-						+0,88		
	Res Fib F+							+0,13	
	Res Fib F-								+0,83

Результати порівняльного аналізу показників руйнуючих навантажень та жорсткості у основних групах порівняно з контрольними (інтактними, Int, та ендодонтично лікованими, Endo, різцями нижньої щелепи):

- Група з литими металевими штифтами зі штучною куксою та 2-ма мм збереженої коронкової частини (ферул ефектом) (CrnCstF+):
 - Порівняно з групою інтактних зубів (Int) виявлені достовірно нижчі показники руйнуючих навантажень (P_{\max} $M \pm m$ дорівнює $495,5 \pm 7,1$ Н у групі Int порівняно з $329,2 \pm 9,4$ Н у групі CrnCstF+, $p < 0,01$) та вищі показники жорсткості (C $M \pm m$ $534,2 \pm 30,7$ Н/мм у групі Int порівняно з $940,2 \pm 16,9$ Н/мм у групі CrnCstF+, $p < 0,01$).
 - Порівняно з групою ендодонтично лікованих зубів (Endo) виявлені достовірно нижчі показники руйнуючих навантажень (P_{\max} $M \pm m$ дорівнює $409,8 \pm 4,2$ Н у групі Endo порівняно з $329,2 \pm 9,4$ Н у групі

CrnCstF+, $p < 0,01$). Достовірної різниці у показниках жорсткості виявлено не було ($C M \pm m$ дорівнює $849,3 \pm 23$ Н/мм у групі Endo порівняно з $940,2 \pm 16,9$ Н/мм у групі CrnCstF+, $p > 0,05$).

2. Група з литими металевими штифтами зі штучною куксою та повністю зруйнованою коронковою частиною (без ферул ефекту) (CrnCstF-):

- Порівняно з групою інтактних зубів (Int) достовірно нижчі показники руйнуючих навантажень ($P_{max} M \pm m$ дорівнює $495,5 \pm 7,1$ Н у групі Int порівняно з $258,2 \pm 13,4$ Н у групі Crn Cst F-, $p < 0,01$); значення показників жорсткості достовірно не відрізняється ($C M \pm m$ дорівнює $534,2 \pm 30,7$ Н/мм у групі Int порівняно з $578,5 \pm 124,4$ Н/мм у групі Crn Cst F-), $p > 0,05$).
- Порівняно з групою ендодонтично лікованих зубів Endo достовірно нижчі показники руйнуючих навантажень ($P_{max} M \pm m$ дорівнює $409,8 \pm 4,2$ Н у групі Endo порівняно з $258,2 \pm 13,4$ Н у групі Crn Cst F-, $p < 0,01$); значення показників жорсткості достовірно не відрізняється ($C M \pm m$ дорівнює $849,3 \pm 23$ Н/мм у групі Endo порівняно з $578,5 \pm 124,4$ Н/мм у групі Crn Cst F-, $p > 0,05$).

3. Група зі скловолоконними штифтами з композитною куксою та 2-ма мм збереженої коронкової частини (з ферул ефектом) CrnFibF+:

- Порівняно з групою Int достовірно нижчі показники руйнуючих навантажень ($P_{max} M \pm m$ дорівнює $495,5 \pm 7,1$ Н у групі Int порівняно з $305,3 \pm 16$ Н у групі CrnFibF+, $p < 0,01$); значення показників жорсткості достовірно не відрізняється ($C M \pm m$ дорівнює $534,2 \pm 30,7$ Н/мм у групі Int порівняно з $593,0 \pm 28,0$ Н/мм у групі CrnFibF+, $p > 0,05$).
- Порівняно з групою ендодонтично лікованих зубів Endo достовірно нижчі показники руйнуючих навантажень ($P_{max} M \pm m$ дорівнює $409,8 \pm 4,2$ Н у групі Endo порівняно з $305,3 \pm 16$ Н у групі CrnFibF+, $p < 0,01$) та достовірно нижчими показниками жорсткості ($C M \pm m$

дорівнює $849,3 \pm 23$ Н/мм у групі Endo порівняно з $593,0 \pm 28,0$ Н/мм у групі CrnFibF+, $p < 0,01$).

4. Група зі скловолоконними штифтами з композитною куксою та повністю зруйнованою коронковою частиною CrnFibF-:

- Порівняно з групою інтактних зубів (Int) достовірно нижчі показники руйнуючих навантажень (P_{\max} $M \pm m$ дорівнює $495,5 \pm 7,1$ Н у групі Int порівняно з $250,8 \pm 17,4$ Н у групі CrnFibF-, $p < 0,01$); значення показників жорсткості достовірно не відрізняється (C $M \pm m$ дорівнює $534,2 \pm 30,7$ Н/мм у групі Int порівняно з $455,3 \pm 48,8$ Н/мм у групі CrnFibF-, $p > 0,05$).
- Порівняно з групою ендодонтично лікованих зубів Endo достовірно нижчі показники руйнуючих навантажень (P_{\max} $M \pm m$ дорівнює $409,8 \pm 4,2$ Н у групі Endo порівняно з $250,8 \pm 17,4$ Н у групі CrnFibF-, $p < 0,01$); значення показників жорсткості достовірно нижчі (C $M \pm m$ дорівнює $849,3 \pm 23$ Н/мм у групі Endo порівняно з $455,3 \pm 48,8$ Н/мм у групі CrnFibF-, $p < 0,01$).

Аналіз величин стандартної похибки середніх значень руйнуючих навантажень та жорсткості виявив найближчі до інтактних різців показники у групі з литими металевими штифтами зі штучною куксою та 2-ма мм збереженої коронкової частини Crn CstF+ (7,1 % та 4,4 % відповідно), що свідчить про високу стабільність конструкції.

Вплив 2-х мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефекту) у групах відновлених литою металевою коронкою та литим металевим штифтом зі штучною куксою чи скловолоконним штифтом з композитною куксою CrnCstF+ та CrnFibF+ порівняно з групами при її відсутності – CrnCstF- та CrnFibF-.

Наявність 2-х мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефекту) у групах CrnCstF+ та CrnFibF+ забезпечує:

- Достовірно вищі показники руйнуючих сил ($p \leq 0,01$ та $p \leq 0,02$; $M \pm m$ дорівнює $329,2 \pm 9,4$ Н у CrnCstF+ та $305,3 \pm 16,1$ Н у CrnFibF+, порівняно з $258,2 \pm 13,4$ Н у CrnCstF- та $250,8 \pm 17,4$ Н у CrnFibF-) порівняно з аналогічними групами без ферул ефекту. При цьому достовірних відмінностей величини руйнуючих сил між групами CrnCstF+ та CrnFibF+ не виявлено ($p \geq 0,05$). Таким чином наявність ферул ефекту забезпечує достовірне підвищення величини руйнуючих навантажень незалежно від типу штифтової конструкції.
- Достовірно вищі показники жорсткості ($p \leq 0,01$ та $p \leq 0,01$; $M \pm m$ дорівнює $940,2 \pm 16,9$ Н/мм у групі CrnCstF+ та $593,0 \pm 28,0$ Н/мм у групі CrnFibF+, порівняно з $578,5 \pm 124,4$ Н/мм у групі CrnCstF- та $455,3 \pm 48,8$ Н/мм у групі CrnFibF-) порівняно з аналогічними групами без ферул ефекту. При цьому виявлено достовірні відмінності величин жорсткості у групах CrnCstF+ та CrnFibF+ ($p \leq 0,01$) за рахунок в 1,59 рази вищих показників жорсткості у групі CrnCstF+. Таким чином, враховуючи вищезазначене, можна стверджувати, що наявність 2-х мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефекту) забезпечує достовірне підвищення величини жорсткості та залежить від типу штифтової конструкції.
- Виявлена жорстка лінійна кореляційна залежність між показниками руйнуючих сил та жорсткості (таблиця 4.6.) при відсутності ферул ефекту (+0,98 у групі CrnCstF-, +0,88 у групі CrnFibF- та +0,83 у групі ResFibF-). Таким чином підвищення стійкості до руйнування у різцях нижньої щелепи з повністю зруйнованою коронковою частиною (без ферул ефекту) може забезпечуватись шляхом вибору внутрішньо канального штифта з вищою жорсткістю.
- Наявність 2-х мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефекту) забезпечує вищу стабільність конструкції у зубах з литими та скловолоконними штифтами, що підтверджується низькими значеннями стандартної похибки (4,36 % та 11,6 %), порівняно з різцями без ферул

ефекту (52,6 % та 26,2 %). При статистичному аналізі пропорційних залежностей доведена достовірна стабілізуюча роль ферул ефекту у групах різців з металевими штифтами ($p \leq 0,048$).

Порівняльний аналіз методів відновлення коронкової частини різців нижньої щелепи зі скловолоконними штифтами в групах з литими металевими коронками CrnFibF+, CrnFibF– та коронковою частиною, повністю відновленою композитним матеріалом ResFibF+, ResFibF– виявив, що:

У групах різців вкритих штучною коронкою виявлені достовірно вищі показники руйнуючих сил ($p \leq 0,01$; $M \pm m$ дорівнює $329,2 \pm 9,4$ Н у групі CrnCstF+, $258,2 \pm 13,4$ Н у групі CrnCstF–, $305,3 \pm 16,1$ Н у групі CrnFibF+ та $250,8 \pm 17,4$ Н у групі CrnFibF–) порівняно з групами зубів, коронкові частини яких відновлені композитними реставраціями (порівняно з $163,8 \pm 21,0$ Н у групі ResFibF+ та $77,7 \pm 9,4$ Н у групі ResFibF–). Виявлений значний достовірний позитивний вплив ферул ефекту при обох методах реставрації.

Не виявлено достовірних відмінностей показників жорсткості у групах зубів зі збереженими 2-ма мм коронкової частини (з ферул ефектом) і скловолоконними штифтами, при різних методах реставрації коронкової частини зуба ($p \geq 0,05$; $M \pm m$ дорівнює $593,0 \pm 28,0$ Н/мм у групі CrnFibF+ порівняно з $575,7 \pm 10,9$ Н/мм у групі ResFibF+). При цьому у разі повністю зруйнованої коронкової частини (за відсутності ферул ефекту) показники жорсткості у зубах вкритих коронкою у 1,53 рази вищі, ніж у зубах відновлених композитною реставрацією ($p < 0,01$; $M \pm m$ дорівнює $455,3 \pm 48,8$ Н/мм у групі CrnFibF– та $298,7 \pm 62,3$ Н/мм у групі ResFibF–), що вказує на підвищення жорсткості конструкції при відновленні коронкової частини з використанням штучної коронки. Виявлені тенденції підтверджуються високою лінійною кореляційною залежністю зв'язків між показниками жорсткості та руйнуючих сил у групах без ферул ефекту.

У групах зубів зі збереженими 2 мм коронкової частини зуба (з ферул ефектом), наявність інтраканального штифта збільшує жорсткість конструкції порівняно з групою інтактних різців ($940,2 \pm 16,9$ Н/мм у групі CrnCstF+ та $593,0 \pm 28,0$ Н/мм у групі CrnFibF+ порівняно з $534,2 \pm 30,7$ Н/мм у групі Int). При цьому достовірно вищу жорсткість ($p < 0,01$) виявлено у групі з литими

металевими штифтами (на 76,1 % вищу від інтактних) порівняно з групою зі скловолоконними штифтами (на 10,9 % вищу від інтактних) та групою інтактних зубів.

Враховуючи те, що різниця показників руйнуючих сил у групах зубів з ферул ефектом є недостовірною ($p > 0,05$), особливого значення набуває різниця показників жорсткості порівняно з групою інтактних різців. Група різців з скловолоконним штифтом та ферул ефектом проявляє більшу наближеність показників жорсткості до інтактних зубів, що свідчить про вищу надійність даного методу лікування.

У групах без ферул ефекту було виявлено лінійну кореляційну залежність між показниками руйнуючої сили та жорсткості. Статистично достовірних відмінностей середніх значень руйнуючих сил та жорсткості у групах без ферул ефекту не виявлено (табл. 4.6). Необхідно відзначити великі коливання показників стандартних відхилень жорсткості в групах без ферул ефекту відновлених литою коронкою, що вказує на відносно меншу стабільність конструкції (табл. 4.4). Аналізуючи діаграми деформування зразків у групах без ферул ефекту виявлено більше деформування зразків при менших навантаженнях та меншу лінійність діаграм у групі зі скловолоконними штифтами (рис. 4.8). На діаграмах деформації зразків без ферул ефекту зі скловолоконними штифтами (рис. 4.8) спостерігаються ранні відхилення від лінійності при більших ознаках деформації, тоді як у групі з литими металевими штифтами (рис. 4.6) діаграма складається в пучок, якому притаманна значна лінійність, що може свідчити про більшу надійність даної конструкції.

Після аналізу діаграм деформування, досліджувані зразки піддавались рентгенологічному дослідженню. Положення трубки рентгенівського апарату та блоків зі зразками фіксували нерухомо для забезпечення фіксованого кута між ними, близького до 90° . Отримані результати дозволили отримати додаткову інформацію щодо локалізації невиявлених дефектів тканин зуба та елементів реставрації. Аналізували цілісність конструкції, наявність та локалізацію тріщин у тканинах різців нижньої щелепи, цілісність штифтів та

штучної кукси. Дефекти що виникали відрізнялись за типом, локалізацією та обтяженістю клінічної перспективи.

Кількість та локалізація дефектів у різних групах наведені у таблиці 5.1.

Виявлені дефекти розділили, залежно від тяжкості подальшого клінічного прогнозу на групи зі (табл. 4.7):

- Сприятливим прогнозом для повторного лікування різця; у цій групі дефекти у залишкових тканинах зуба відсутні.
- Відносно несприятливим клінічним прогнозом, тяжкість якого залежить від додаткових клінічних обставин; дефекти твердих тканин зуба присутні, проте їх локалізація залишає можливість повторного лікування.
- Несприятливим клінічним прогнозом, з єдиною перспективою – видаленням різця.

Таблиця 4.7

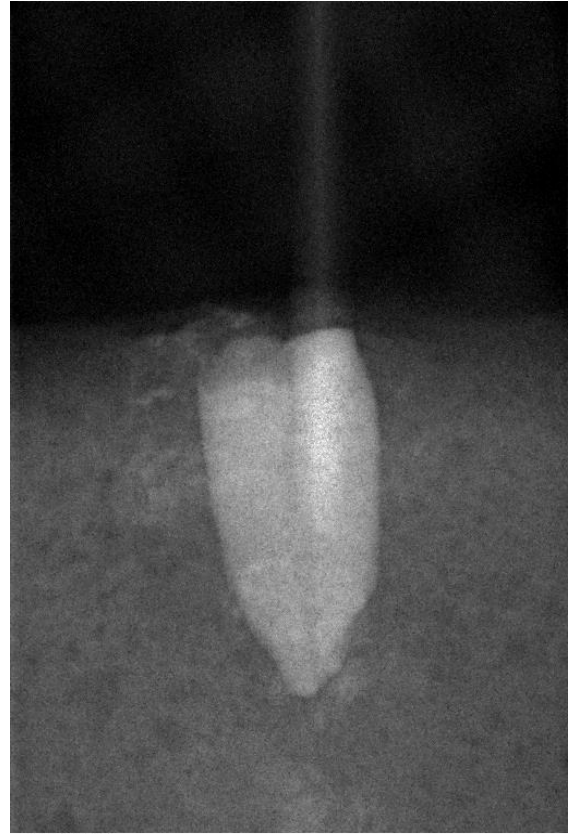
Дефекти, що були виявлені у зразках методом прицільної рентгенографії

Група	Тип дефекту										
	Сприятливий прогноз					Відносно сприятливий прогноз			Несприятливий прогноз		
	скол різального краю	Розцементування штифта разом зі штучною коронкою	Втрага адгезії композитної кукси	Розлам композитної реставрації	Разом	Тріщина 2 мм збереженої коронкової частини зуба	Горизонтальна тріщина кореня у коронковій третині	Разом	Вертикальна тріщина кореня	Горизонтальний перелом кореня у середній третині	Разом
Int	4				4	0	0			2	2
Endo	5				5		0			1	1
CrnCstF+		4			1	2	5				0
CrnCstF-		6			6		0				0
CrnFibF+					0	6	6				0
CrnFibF-			3		3	3	3				0
ResFibF+	1				1	5	5				0
ResFibF-				3	3		0	3			0

У групі інтактних різців (Int) виявлено 4 випадки сколювання різального краю, 2 випадки горизонтального перелому кореня у середній третині (рис. 4.12).



а



б

Рис. 4.12 Рентгенограма зубів групи Int: а, б – горизонтальний перелом кореня.

У групі ендодонтично лікованих різців (Endo) виявлено 5 випадків сколювання різального краю зуба та 1 випадок горизонтального перелому кореня у середній третині (рис. 4.13).

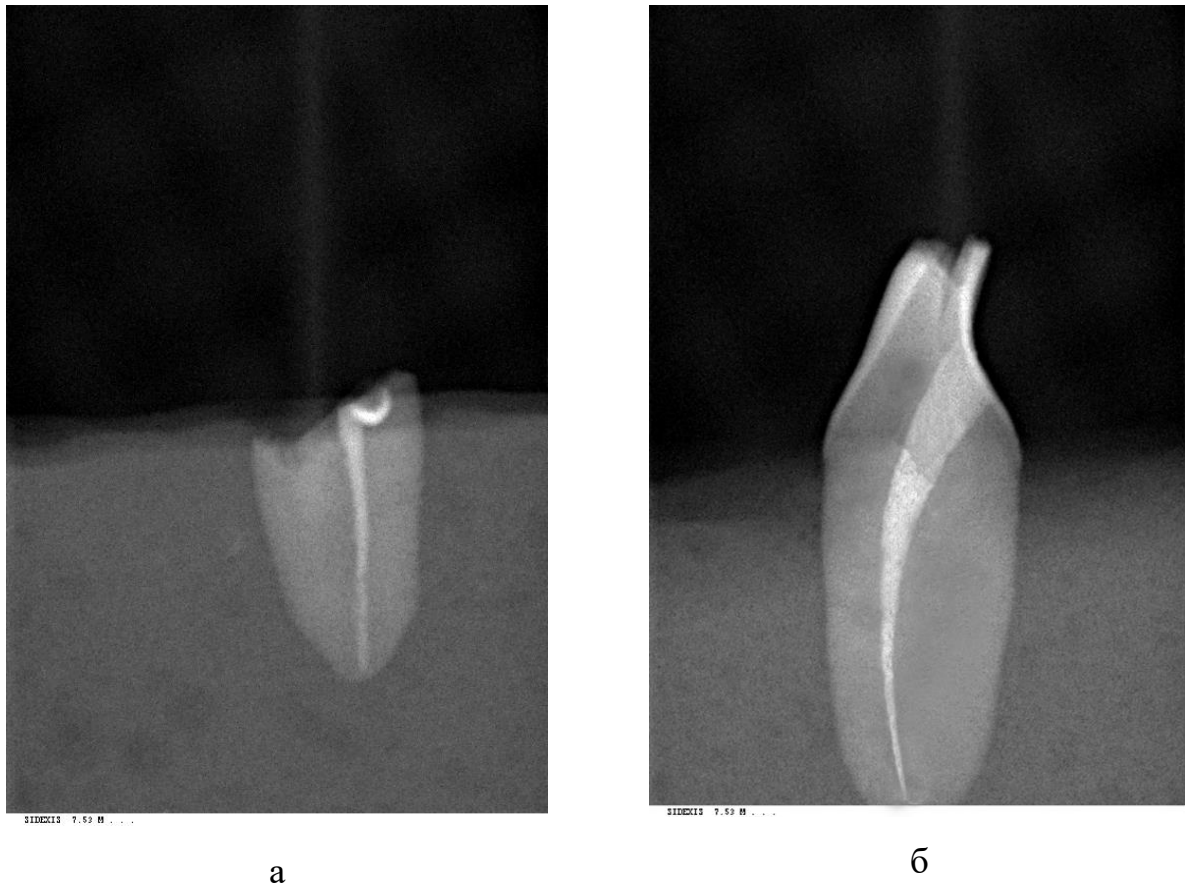


Рис. 4.13 Рентгенограма зубів групи Endo: а – горизонтальний перелом кореня; б – сколювання різального краю

У групі різців з 2-ма мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефектом) та литим металевим штифтом з куксою (CrnCstF+) виявлено 4 випадки розцементування штифта разом зі штучною коронкою та 2 випадки виникнення горизонтальної тріщини кореня у коронковій третині (рис. 4.14).

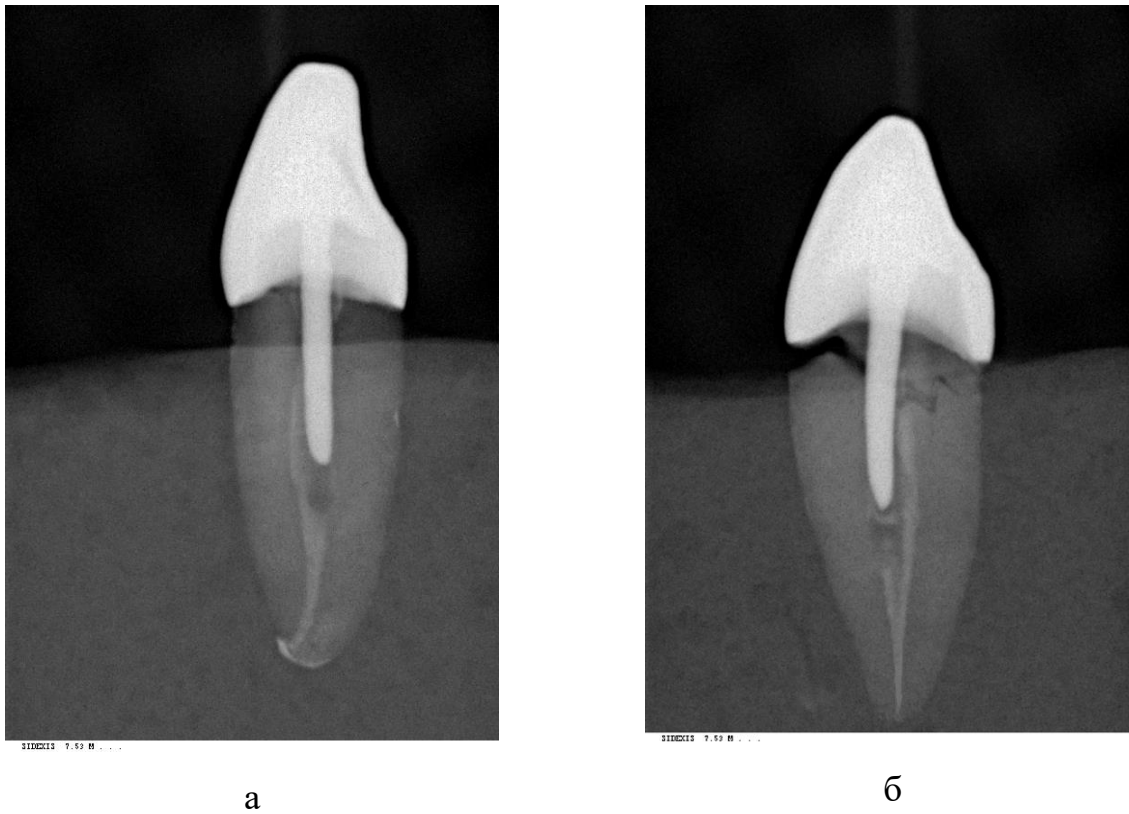


Рис. 4.13 Рентгенограма зубів групи Crn Cst F+: а – розцементування штифта; б – горизонтальний перелом кореня

У групі з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту) та литим металевим штифтом з куксою (CrnCstF–), в усіх 6 випадках було виявлено розцементування штифта разом зі штучною коронкою. Дефектів тканин зуба не було виявлено (рис. 4.14).

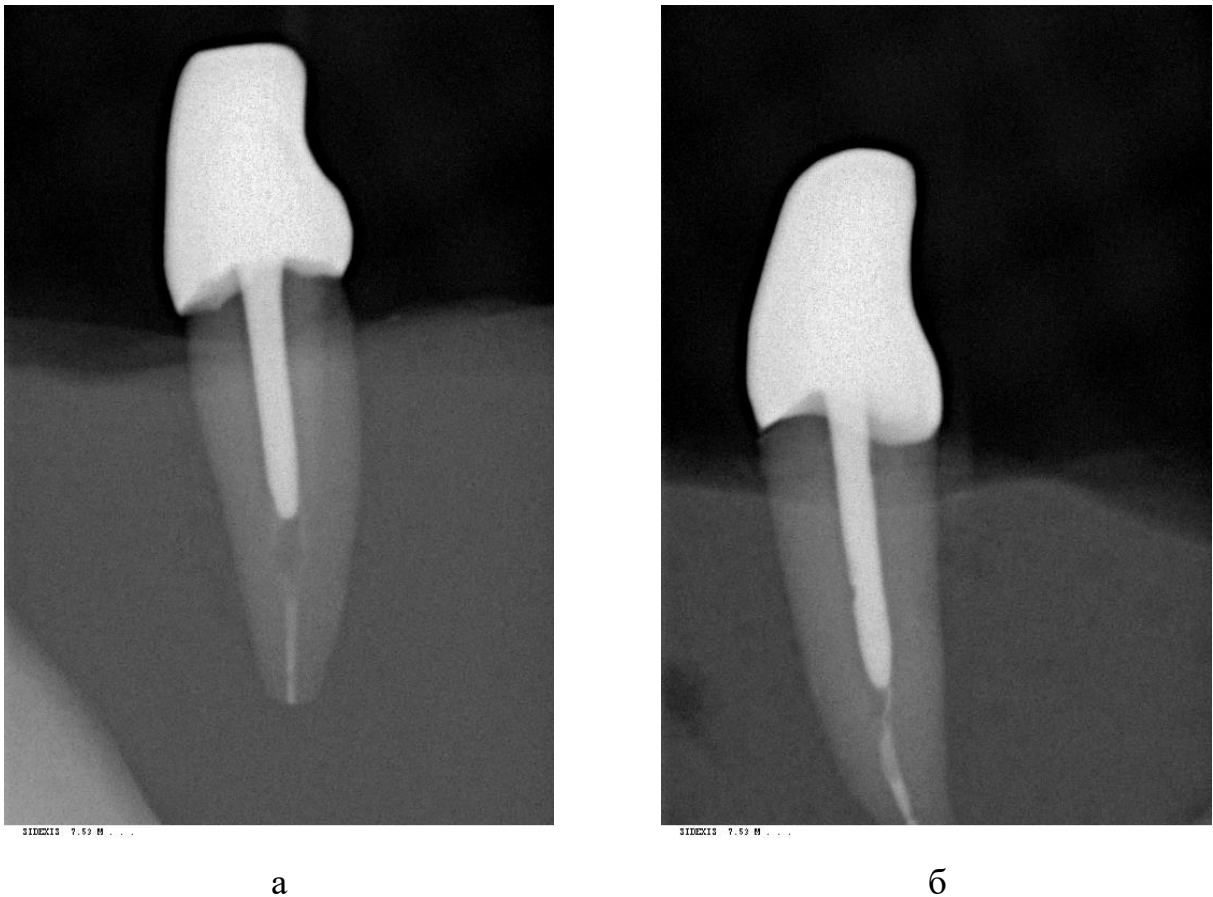
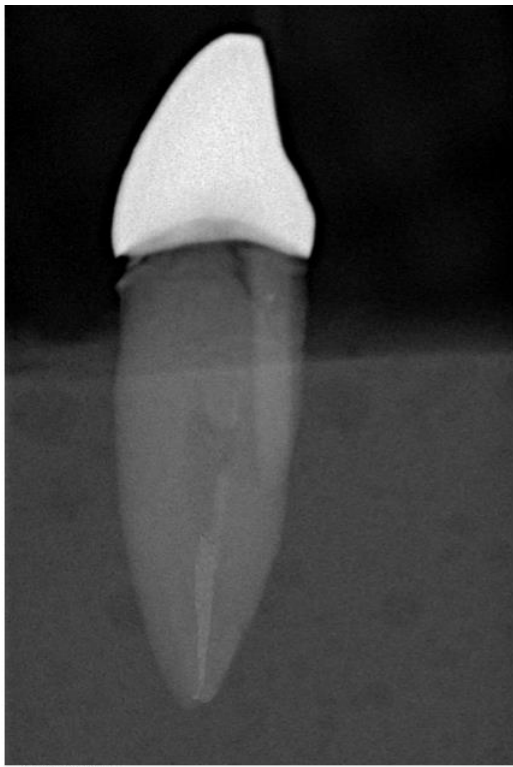


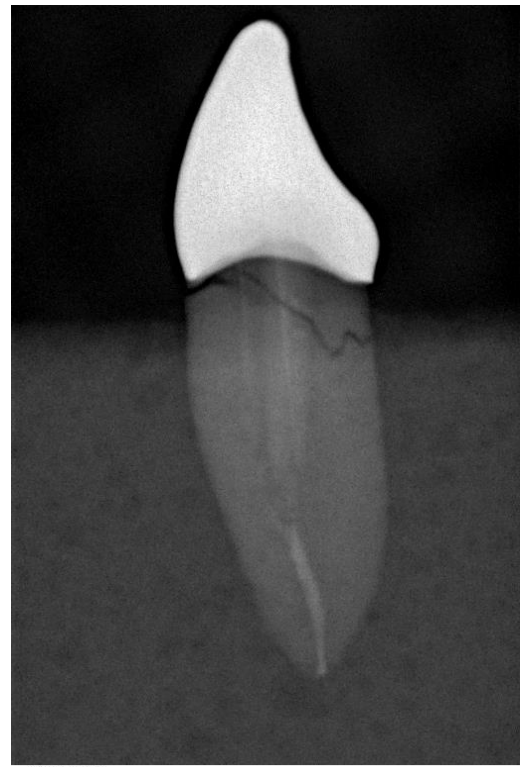
Рис. 4.14 Рентгенограма зубів групи Crn Cst F–: а, б – розцементування штифта

У групі з 2-ма мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефектом) та скловолоконними штифтами (CrnFibF+) було виявлено 6 випадків виникнення горизонтальної тріщини кореня у коронковій третині.

Важливо зазначити, що штучна коронка була дещо рухома, проте утримувалась вцілілим скловолоконним штифтом. Клінічно дане ускладнення може призвести до видалення зуба, якщо площина перелому чи тріщини буде нижчою на 1 мм від ясенного краю. У випадку утворення тріщини, ускладнення може бути виявлене значно пізніше після виникнення, що може впливати на результати клінічних досліджень. Виникнення таких ускладнень можна пояснити високими еластичними властивостями штучної композитної кукси, і, як наслідок, нерівномірним розподілом напружень всередині конструкції. Внаслідок цього основне навантаження передається штучною литою металеву коронкою на тканини зуба і частково на скловолоконний штифт (рис. 4.15).



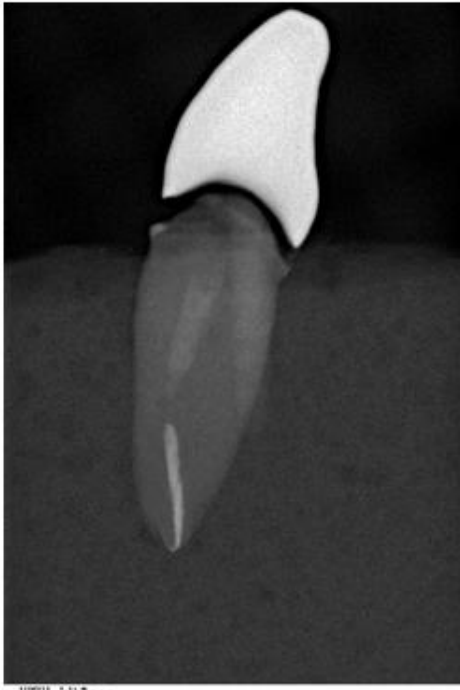
а



б

Рис. 4.15 Рентгенограма зубів групи Crn Fib F+: а, б – горизонтальна тріщина кореня

У групі з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту) та скловолоконними штифтами (CrnFibF–) було виявлено 3 випадки втрати адгезії – розцементування композитної куksi та 3 випадки виникнення горизонтальної тріщини кореня у коронковій третині (рис. 4.16).



а



б

Рис. 4.16 Рентгенограма зубів групи Crn Fib F–: а – розцементування композитної кукси; б – горизонтальна тріщина кореня

У групі з композитною реставрацією, 2-ма мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефектом) та скловолоконними штифтами (ResFibF+) було виявлено 1 випадок сколювання різального краю та 5 випадків появи тріщини збереженої коронкової частини зуба (рис. 4.17).

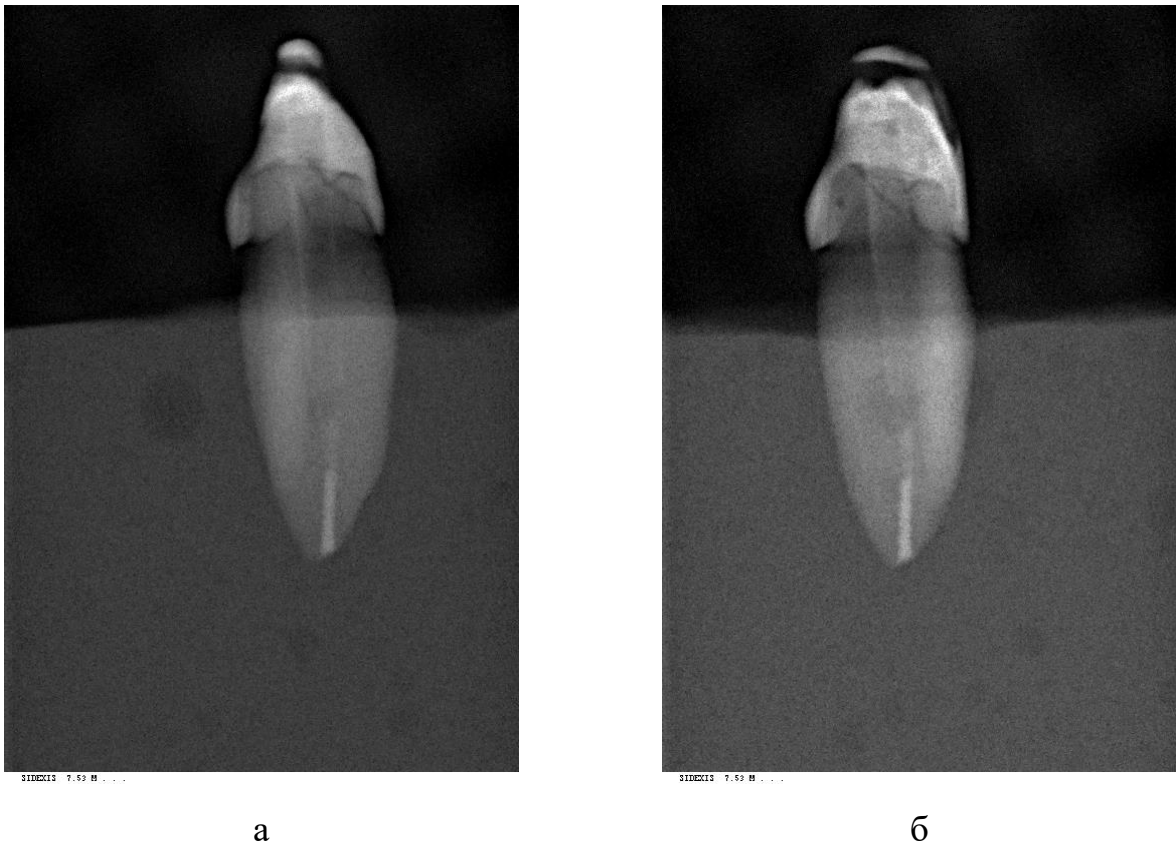
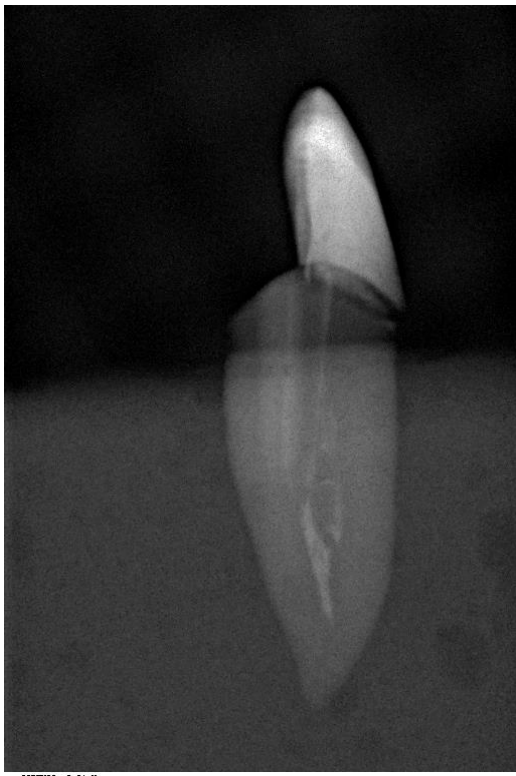
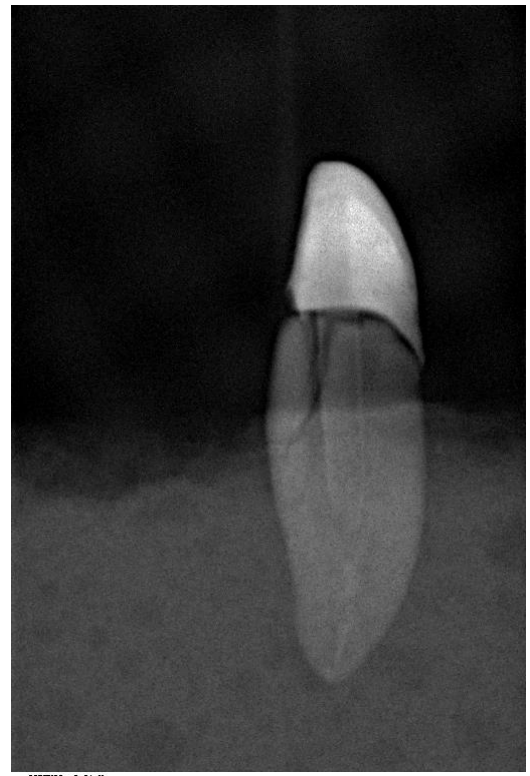


Рис. 4.17 Рентгенограма зубів групи Res Fib F+: а, б – тріщина збереженої коронкової частини зуба

У групі з композитною реставрацією, повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без збереженої коронкової частини зуба – ферул ефекту) та скловолоконними штифтами (ResFibF–) було виявлено 3 випадки розламування композитної реставрації та 3 випадки появи вертикальної тріщини кореня (рис. 4.18).



а



б

Рис. 4.18 Рентгенограма зубів групи Res Fib F–: а – розламування композитної реставрації; б – вертикальна тріщина кореня

Після аналізу локалізації дефектів та тяжкості повторного лікування, виявлено:

- У групі інтактних зубів (Int) 4 випадки зі сприятливим (скол різального краю), 2 з несприятливим клінічним прогнозом (горизонтальний перелом кореня у середній третині).

- У групі ендодонтично лікованих зубів без внутрішньоканального армуючого штифта (Endo) 5 зі сприятливим (скол різального краю) та 1 з несприятливим клінічним прогнозом (горизонтальний перелом кореня у середній третині).

- У групі з 2-ма мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефектом) та литим металевим штифтом зі штучною куксою (CrnCstF+), 4 зі сприятливим (розцементування штифта разом зі штучною коронкою) та 2 з відносно несприятливим прогнозом (горизонтальна тріщина кореня у коронковій третині).

- У групі з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту) та литим металевим штифтом зі штучною куксою (CrnCstF-), 6 випадків зі сприятливим прогнозом (розцементування штифта разом зі штучною коронкою).

- У групі з 2-ма мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефектом) та скловолоконними штифтами (CrnFibF+), 6 випадків з відносно сприятливим прогнозом (горизонтальна тріщина кореня у коронковій третині).

- У групі з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту) та скловолоконними штифтами (CrnFibF-), 3 випадки зі сприятливим (втрата адгезії композитної кукси) та 3 з відносно сприятливим прогнозом (горизонтальна тріщина кореня у коронковій третині).

- У групі з композитною реставрацією, 2-ма мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефектом) та скловолоконними штифтами (ResFibF+), 1 випадок зі сприятливим (скол різального краю) та 5 з відносно сприятливим прогнозом (тріщина 2 мм збереженої коронкової частини зуба).

- У групі з композитною реставрацією, повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту) та скловолоконними штифтами, 3 випадки зі сприятливим (розлам композитної реставрації) та 3 з несприятливим прогнозом (вертикальна тріщина кореня).

Порівняльний аналіз частоти виявлення дефектів залежно від їх тяжкості свідчить, що у групах з повністю зруйнованою коронковою частиною (без ферул ефекту) найкращий потенційний клінічний прогноз виявлено у групах з литими металевими штифтами зі штучною куксою (CrnCstF-). Кращий потенційний клінічний прогноз серед різців з 2-ма мм збереженої коронкової частини зуба виявлений у групі з литими металевими штифтами (CrnCstF+).

Таким чином, в результаті дослідження вирішені наступні завдання:

- В умовах експерименту, що відтворюють реальні умови у порожнині рота, вивчені максимальна руйнуюча сила та жорсткість комплексів «реставраційні конструкції з різними типами штифтів – збережені тканини зуба», що виникають внаслідок механічних навантажень.

- В умовах експерименту вивчені типи деформацій та дефектів, що виникають під впливом максимальної руйнуючої сили у ендодонтично лікованих зубах нижньої щелепи.
- Обґрунтовані критерії вибору типу штифтової конструкції в різцях нижньої щелепи після ендодонтичного лікування з різним ступенем збереження коронкової частини зуба.

4.1 Висновки по визначенню максимальної руйнуючої сили у різцях нижньої щелепи, відновлених з використанням різних штифтових конструкцій

Наявність збереженої коронкової частини зуба (ферул ефекту) забезпечує достовірне підвищення величини руйнуючих навантажень та стабільність конструкції, незалежно від типу штифтової конструкції.

1. Враховуючи стійку лінійну залежність між показниками руйнуючого навантаження та жорсткості у різцях нижньої щелепи без ферул ефекту, підвищення стійкості до руйнування конструкції можна забезпечити шляхом вибору внутрішньоканального штифта з вищою жорсткістю, у нашому випадку – литого металевого штифта зі штучною куксою.

2. У групах різців вкритих штучною коронкою виявлені достовірно вищі показники руйнуючих сил та жорсткості порівняно з групами зубів, коронкові частини яких відновлені композитними реставраціями.

3. У разі використання литих металевих штифтів з куксою, незалежно від ступеня збереження коронкової частини зуба, рентгенологічно виявлені найменш значні дефекти, порівняно з іншими групами.

РОЗДІЛ 5

ВИЗНАЧЕННЯ КЛІНІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ ДИФЕРЕНЦІЙОВАНОГО ВИБОРУ ТИПУ ШТИФТОВОЇ КОНСТРУКЦІЇ ЗАЛЕЖНО ВІД СТУПЕНЯ ЗБЕРЕЖЕННЯ КОРОНКОВОЇ ЧАСТИНИ РІЗЦІВ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ

Визначення клінічної ефективності різних штифтових конструкцій дослідження було проведене у 67 пацієнтів. Дані розподілу пацієнтів представлені в таблиці 2.1. У всіх пацієнтів, які приймали участь у дослідженні, визначали рівень клінічного успіху ендодонтично лікованих різців нижньої щелепи, відновлених з використанням штифтових конструкцій та металокерамічною коронкою. Для даного дослідження були відібрані клінічні випадки, що відповідали наступним критеріям:

- у всіх різцях нижньої щелепи було успішне проведене ендодонтичне лікування з повноцінним пломбуванням кореневого каналу;
- пацієнти мали як мінімум один різець нижньої щелепи, який відновлювали двома різними реставраційними конструкціями: 1) скловолоконними штифтами з наступним формуванням кукси з композитного матеріалу підвищеної міцності з подвійним типом полімеризації; 2) литим з металевим штифтом з куксою, виготовленим з кобальтохромового сплаву;
- в якості фінальної реставрації на всі різці нижньої щелепи в обох групах були виготовлені поодинокі металокерамічні коронки, або ці коронки були частиною незнімної мостоподібної конструкції з фіксацією на зубах переднього квадранту нижньої щелепи;
- в історії хвороби чи рентгенографічно було вказано ступінь збереження коронкової частини зуба: залежно від стану якої групи пацієнти були відповідно розділені на підгрупи: з наявністю 2 мм збереженої коронкової частини (ферул ефекту) та відсутністю 2 мм збереженої коронкової частини (відсутністю ферул ефекту);
- у пацієнтів не було патологічного прикусу.

Перед проведенням реставрації ендодонтично лікованих зубів всім пацієнтам було проведено комплексне обстеження порожнини рота, даних зубів та їх штучних коронок зокрема. У віддалені терміни аналогічне обстеження пацієнтів було проведено через 12, 24 і 36 місяців після лікування або у разі звертання пацієнтів з приводу виникнення ускладнень.

Аналізували:

- скарги пацієнтів:

Наявність дефекту реставраційної конструкції
Рухомість реставраційної конструкції
Розцементування елементів реставраційної конструкції
Біль при накушуванні

- результати об'єктивного обстеження з даними результатів рентгенологічного обстеження:

Наявність сколювання керамічного облицювання реставраційної конструкції
Розцементування штучної металокерамічної коронки
Розцементування внутрішньоканального штифта
<i>За результатами клінічного та рентгенологічного досліджень:</i>
- Наявність періапікального патологічного процесу
- перелом чи тріщина кореня у коронковій, середній чи апікальній його третині
- вертикальна тріщина чи перелом кореня
- перелом внутрішньоканального штифта

Рентгенологічне обстеження включало прицільну внутрішньоротову рентгенографію чи конусну променеву комп'ютерну томографію (ORTHOPHOS XG 3D, Sirona. При застосуванні останньої використовували програмні середовища SIDEXIS XG, GALAXIS та GALILEOS Implant) з точністю реконструкції тривимірних моделей 0,3 мм.

Загальна кількість зубів, відновлених з використанням штифтових систем, що взяли участь у дослідженні, склала 103 різці нижньої щелепи (табл. 5.1). Серед зубів, відновлених з використанням литих металевих штифтів зі штучною куксою, 27 мали сприятливі умови для створення кільця коронкової частини 2 мм (ферул, група Cst+), 28 зубів мали повністю зруйновану коронкову частину (група Cst-). Аналогічно, у зубах, відновлених з використанням скловолоконних штифтів (група Fib+), 24 мали 2 мм збереженої кільцевої коронкової частини зуба (ферул, група Fib+) та 24 відновлювались в умовах повністю зруйнованої коронкової частини зуба (група Fib-).

Таблиця 5.1

Розподіл груп відновлених зубів у пацієнтів залежно від виду штифтової конструкції та ступеня збереження коронкової частини зуба

Ступінь збереження коронкової частини зуба	Вид штифтової конструкції	
	Литий металевий штифт зі штучною куксою (Cst)	Скловолоконний штифт зі штучною композитною куксою (Fib)
Наявність 2 мм збереженої коронкової частини (ферул ефекту) (+)	Cst+	Fib+
	27 зубів; 26,2 %	24 зубів; 23,3 %
Повністю зруйнована коронкова частина зуба (відсутність ферул ефекту) (-)	Cst-	Fib-
	28 зубів; 27,2 %	24 зубів; 23,3 %

Результати клінічної оцінки литих металевих штифтів зі штучною куксою та скловолоконних штифтів з композитною куксою та за частою та профілем ускладнень у різні терміни спостережень наведені в таблицях 5.2–5.7.

Безпосередньо після фіксації незнімних конструкцій на зубах з різними реставраційними конструкціями відмічений їх відмінний стан. Коронки стійко фіксовані на зубах, порушень оклюзії не відмічено. При обстеженні 55 зубів з незнімними протезами (штучні коронки, мостоподібні протези) фіксованими на литих металевих штифтах зі штучною куксою була встановлена практична відсутність подразнення (чи запалення) маргінальних ясен при середньому значенні проби Шіллера-Писарева 0,12. В групі з 48 зубів з незнімними протезами фіксованими на скловолоконних штифтах зі штучною композитною куксою маргінальні ясна також були в доброму стані: середнє значення проби Шіллера-Писарева 0,17.

Пацієнти обох груп не пред'являли скарг стосовно стану реставрованих зубів (табл. 5.2). Об'єктивне обстеження ендодонтично лікованих зубів відновлених різними реставраційними конструкціями показало їх відмінний стан (табл. 5.3).

Через 12 місяців після лікування в обох групах пацієнтів відмічена практично повна відсутність скарг пацієнтів на стан лікованих зубів (табл. 5.4). Лише один з 28 оглянутих пацієнтів (3,7 %) з групи реставраційних конструкцій на литих штифтах з куксою відмітив біль при накушуванні на цей зуб та один з 24 пацієнтів (4,2 %) з групи реставраційних конструкцій на скловолоконних штифтах відмітив розцементування елементів реставраційної конструкції. Значення проби Шіллера-Писарева у оглянутих пацієнтів зберігається на тому ж рівні: 0,12 та 0,17 відповідно групам. Зберігається стійка фіксація незнімних конструкцій на ендодонтично лікованих зубах пацієнтів обох груп. Не відмічено крайового забарвлення по краю прилягання коронок до твердих тканин зубів. В інших пацієнтів обох груп відмічений відмінний стан зубів відновлених різними реставраційними конструкціями (табл. 5.5).

Таблиця 5.2

Аналіз скарг пацієнтів безпосередньо після лікування

Назва показника	Литий металевий штифт зі штучною куксою (Cst)				Скловолоконний штифт зі штучною композитною куксою (Fib)			
	Cst+ (n=27)		Cst- (n=28)		Fib+ (n=24)		Fib- (n=24)	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Наявність дефекту реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	0	0
Рухомість реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	0	0
Розцементування елементів реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	0	0
Біль при накушуванні	0	0	1	3,7	0	0	0	0

Таблиця 5.3

Стан реставраційних конструкцій зубів у пацієнтів безпосередньо після лікування

Назва показника	Литий металевий штифт зі штучною куксою (Cst)				Скловолоконний штифт зі штучною композитною куксою (Fib)			
	Cst+ (n=27)		Cst- (n=28)		Fib+ (n=24)		Fib- (n=24)	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Наявність сколювання керамічного облицювання реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	0	0
Розцементування штучної металокерамічної коронки	0	0	0	0	0	0	0	0
Розцементування внутрішньоканального штифта	0	0	0	0	0	0	0	0
<i>За результатами клінічного та рентгенологічного досліджень:</i>								
- перелом кореня зуба	0	0	0	0	0	0	0	0
- обламування стінки кореня у верхній його третині	0	0	0	0	0	0	0	0
- перелом внутрішньо каналного штифта	0	0	0	0	0	0	0	0
- тріщина кореня з наявністю хронічного періодонтиту	0	0	0	0	0	0	0	0

Таблиця 5.4

Аналіз скарг пацієнтів через 12 місяців після лікування

Назва показника	Литий металевий штифт зі шгучною куксою (Cst)				Скловолоконний штифт зі шгучною композитною куксою (Fib)			
	Cst+ (n=27)		Cst- (n=28)		Fib+ (n=24)		Fib- (n=24)	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Наявність дефекту реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	0	0
Рухомість реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	0	0
Розцементування елементів реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	1	4,2
Біль при накушуванні	0	0	1	3,7	0	0	0	0

Примітка. * – достовірність відмінностей $p \leq 0,05$.

Таблиця 5.5

Стан реставраційних конструкцій зубів у пацієнтів через 12 місяців після лікування

Назва показника	Литий металевий штифт зі штучною куксою (Cst)				Скловолоконний штифт зі штучною композитною куксою (Fib)			
	Cst+ (n=27)		Cst- (n=28)		Fib+ (n=24)		Fib- (n=24)	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Наявність сколювання керамічного облицювання реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	0	0
Розцементування штучної металокерамічної коронки	0	0	0	0	0	0	0	0
Розцементування внутрішньоканального штифта	0	0	0	0	0	0	1	4,2
<i>За результатами клінічного та рентгенологічного досліджень:</i>								
- перелом кореня зуба	0	0	0	0	0	0	0	0
- обламування стінки кореня у верхній його третині	0	0	0	0	0	0	0	0
- перелом внутрішньо каналного штифта	0	0	0	0	0	0	0	0
- тріщина кореня з наявністю хронічного періодонтиту	0	0	1	3,7	0	0	0	0

Примітка. * – достовірність відмінностей $p \leq 0,05$.

Через 24 місяці після проведеного лікування та реставрації коронок зубів у більшості пацієнтів обох груп скарги також були практично відсутні. Проте в групі пацієнтів з реставраційними конструкціями на скловолоконних штифтах у одного пацієнта (4,2 %) в підгрупі зі збереженим кільцем коронкової частини (ферул ефект) та у одного пацієнта (4,2 %) в підгрупі з відсутністю кільця коронкової частини (ферул ефект відсутній) було відмічене розцементування штучних коронок (табл. 5.6). На прицільних рентгенологічних знімках в обох випадках було виявлено обламування стінки кореня у верхній його третині (табл. 5.7). При об'єктивному обстеженні практично відсутні запальні прояви в маргінальних яснах у пацієнтів обох груп: значення проби Шіллера-Писарева становить 0,15 та 0,18 відповідно групам. Окрім двох випадків, всі інші незнімні конструкції були стійко фіксованими на ендодонтично лікованих зубах. У всіх інших зубах крайового забарвлення на межі реставрації (коронки) та твердих тканин зуба в терміни 24 місяців спостережень відмічено не було ні в жодній з груп.

Таблиця 5.6

Аналіз скарг пацієнтів через 24 місяців від початку лікування

Назва показника	Литий металевий штифт зі штучною куксою (Cst)				Скловолоконний штифт зі штучною композитною куксою (Fib)			
	Cst+ (n=27)		Cst- (n=28)		Fib+ (n=24)		Fib- (n=24)	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Наявність дефекту реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	0	0
Рухомість реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	0	0
Розцементування елементів реставраційної конструкції	0	0	0	0	1	4,2	0	0
Біль при накушуванні	0	0	0	0	0	0	1	4,2

Примітка. * – достовірність відмінностей $p \leq 0,05$.

Таблиця 5.7

Стан реставраційних конструкцій зубів у пацієнтів через 24 місяці після лікування

Назва показника	Литий металевий штифт зі штучною куксою (Cst)				Скловолоконний штифт зі штучною композитною куксою (Fib)			
	Cst+ (n=27)		Cst- (n=28)		Fib+ (n=24)		Fib- (n=24)	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Наявність сколювання керамічного облицювання реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	0	0
Розцементування штучної металокерамічної коронки	0	0	0	0	0	0	0	0
Розцементування внутрішньоканального штифта	0	0	0	0	0	0	0	0
<i>За результатами клінічного та рентгенологічного досліджень:</i>								
- перелом кореня зуба	0	0	0	0	0	0	0	0
- обламування стінки кореня у верхній його третині	0	0	0	0	1	4,2	1	4,2
- перелом внутрішньо каналного штифта	0	0	0	0	0	0	0	0
- наявність хронічного періодонтиту	0	0	0	0	0	0	0	0

Примітка. * – достовірність відмінностей $p \leq 0,05$.

Через 36 місяців після проведеного лікування та реставрації коронок зубів у більшості пацієнтів обох груп скарги також були практично відсутні. У одного пацієнта (4,2 %) з групи пацієнтів з реставраційними конструкціями на скловолоконних штифтах у підгрупі зубів з відсутністю кільця коронкової частини (ферул ефект відсутній) була відмічена наявність дефекту реставраційної конструкції (табл. 5.8). При об'єктивному обстеженні відмічені незначні прояви запалення в маргінальних яснах у пацієнтів обох груп: значення проби Шіллера-Писарєва становить 0,19 та 0,21 відповідно групам. Об активне обстеження пацієнтів показало задовільний стан реставрованих зубів практично у всіх пацієнтів. Лише у одного пацієнта (4,2 %) з групи пацієнтів з реставраційними конструкціями на скловолоконних штифтах у підгрупі зубів з відсутністю кільця коронкової частини (ферул ефект відсутній) була відмічена наявність сколювання керамічного облицювання реставраційної конструкції. У одного пацієнта з групи пацієнтів з реставраційними конструкціями на литих штифтах з куксою у підгрупі зубів з відсутністю кільця коронкової частини (ферул ефект відсутній) був відмічений розвиток хронічного періодонтиту (табл. 5.9). Його виникнення можна вірогідно зв'язати з підвищеним травматичним навантаженням на реставрований зуб при відкушуванні твердої їжі. У всіх інших зубах крайового забарвлення на межі реставрації (коронки) та твердих тканин зуба в терміни 36 місяців спостережень відмічено не було ні в жодній з груп.

Аналіз скарг пацієнтів через 36 місяців від початку лікування

Назва показника	Литий металевий штифт зі шгучною куксою (Cst)				Скловолоконний штифт зі шгучною композитною куксою (Fib)			
	Cst+ (n=27)		Cst- (n=28)		Fib+ (n=24)		Fib- (n=24)	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Наявність дефекту реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	1	4,2
Рухомість реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	0	0
Розцементування елементів реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	0	0
Біль при накушуванні	0	0	1	4,2	0	0	0	0

Примітка. * – достовірність відмінностей $p \leq 0,05$.

Таблиця 5.9

Стан реставраційних конструкцій зубів у пацієнтів через 36 місяців після лікування

Назва показника	Литий металевий штифт зі штучною куксою (Cst)				Скловолоконний штифт зі штучною композитною куксою (Fib)			
	Cst+ (n=27)		Cst- (n=28)		Fib+ (n=24)		Fib- (n=24)	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Наявність сколювання керамічного облицювання реставраційної конструкції	0	0	0	0	0	0	1	4,2
Розцементування штучної металокерамічної коронки	0	0	0	0	0	0	0	0
Розцементування внутрішньоканального штифта	0	0	0	0	0	0	0	0
<i>За результатами клінічного та рентгенологічного досліджень:</i>								
- перелом кореня зуба	0	0	0	0	0	0	0	0
- обламування стінки кореня у верхній його третині	0	0	0	0	0	0	0	0
- перелом внутрішньо каналного штифта	0	0	0	0	0	0	0	0
- наявність хронічного періодонтиту	0	0	1	4,2	0	0	0	0

Примітка. * – достовірність відмінностей $p \leq 0,05$.

Таким чином через 36 місяців динамічного спостереження ускладнення виявлені у 5,8 % серед усіх клінічних випадків. Найбільшу питому вагу – 12,5 % ускладнень спостерігали у пацієнтів зі скловолоконними штифтами зі штучною композитною куксою та повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (відсутність ферул ефекту). У групі пацієнтів з литими металевими штифтами зі штучною куксою та повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (відсутність ферул ефекту) ускладнення відмічені у 7,9 % реставрованих зубів.

Найбільша кількість ускладнень була виявлена у пацієнтів реставрованих скловолоконними штифтами зі штучною композитною куксою та повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (відсутність ферул ефекту). Були виявлені наступні ускладнення:

- розцементування внутрішньоканального штифта (через 12 місяців) відмічене в 1-му випадку (4,2 %);

- обламування стінки кореня у верхній його третині (через 24 місяці) відмічене в 1-му випадку (4,2 %);

- наявність сколювання керамічного облицювання реставраційної конструкції (через 36 місяців) відмічене в 1-му випадку (4,2 %).

Були виявлені наступні ускладнення у пацієнтів, що отримали лікування з використанням литих металевих штифтів зі штучною куксою та повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (відсутність ферул ефекту):

- тріщина кореня з наявністю хронічного періодонтиту (через 12 місяців) відмічене в 1-му випадку (3,7 %);

- наявність хронічного періодонтиту (через 36 місяців) відмічена в 1-му випадку (3,7 %).

У групі з наявністю 2 мм кільця збереженої коронкової частини (ферул ефекту) та скловолоконними штифтами зі штучною композитною куксою ускладнення виявлене у одного пацієнта (4,2 %), а саме:

- обламування стінки кореня у верхній його третині (через 24 місяці) відмічене в 1-му випадку (4,2 %).

У пацієнтів з наявністю 2 мм кільця збереженої коронкової частини (ферул ефекту) та литими металевими штифтами зі штучною куксою ускладнень впродовж 36 місяців динамічного спостереження не було виявлено.

Наводимо клінічні спостереження.

Клінічне спостереження № 1.

Пацієнтка П., 1985 року народження, медична картка № 10174. Звернулась зі скаргами на пульсуючий біль в ділянці передніх зубів нижньої щелепи, що виник 3 дні тому. Зі слів пацієнтки зуб раніше лікувався. Об'єктивно: обличчя симетричне, пропорційне. Шкіра і видимі ділянки слизової оболонки порожнини рота без видимих патологічних змін. Рухи нижньої щелепи не болючі, у повному обсязі. Регіонарні лімфатичні вузли щелепно-лицевої ділянки пальпаторно не визначаються. На дистальній поверхні зуба 41 виявлено змінену у кольорі композитну реставрацію. Реакція на теплові подразники різко позитивна, холодкові подразники зменшують інтенсивність болю. Вертикальна перкусія слабо болісна. ЕОД в діапазоні 45 μ А. На прицільному рентгенологічному знімку на апроксимально-дистальній поверхні виявлено ділянку просвітлення овальної форми коронкової частини зуба 41, наближену до камери пульпи. Клінічний діагноз – гострий гнійний пульпіт зуба 41.

Пацієнту рекомендовано ендодонтичне лікування 41 зуба з подальшим його відновленням з використанням скловолоконного штифта зі штучною композитною куксою та фінальною реставрацією у вигляді металокерамічної коронки.

Лікування: Проведено видалення зміненої у кольорі реставрації. Створено та розширено доступ до камери пульпи зуба 41. Пульпоекстракторами видалено залишки тканин пульпи. Проведено механічну обробку каналу кореня зуба за методики степ-бек з почерговим використанням іригантів, після застосування інструменту більшого на один розмір: 5 % гіпохлорит натрію, дистильована вода, ЕДТА, дистильована вода, 0,05 % хлоргексидин . Розмір калібрувального К-римера – № 30. Обтурація каналу проводилась за методикою латеральної

конденсації з використанням гутаперчевих штифтів та силеру AN Plus. Штифтове ложе створювали стандартними розгортками-дрилями Glassix Drill Files зі збереженням 5 мм obturaційного матеріалу апікально. Фіксація скловолоконних штифтів Glassix glass fibre composite posts (NORDIN) та створення штучної кукси проводили композитним цементом LuxaCore Z Dual (DMG) у поєднанні з адгезивною системою подвійної полімеризації LuxaBond Total Etch (DMG) та Silane (DMG). У даній клінічній ситуації вдалось зберегти 2 мм коронкової частини зуба з метою створення ферул ефекту. Фінальною реставрацією слугувала металокерамічна коронка. Фіксація коронки проводилась склоіономерним цементом з полімерним компонентом Fuji Plus (GC).

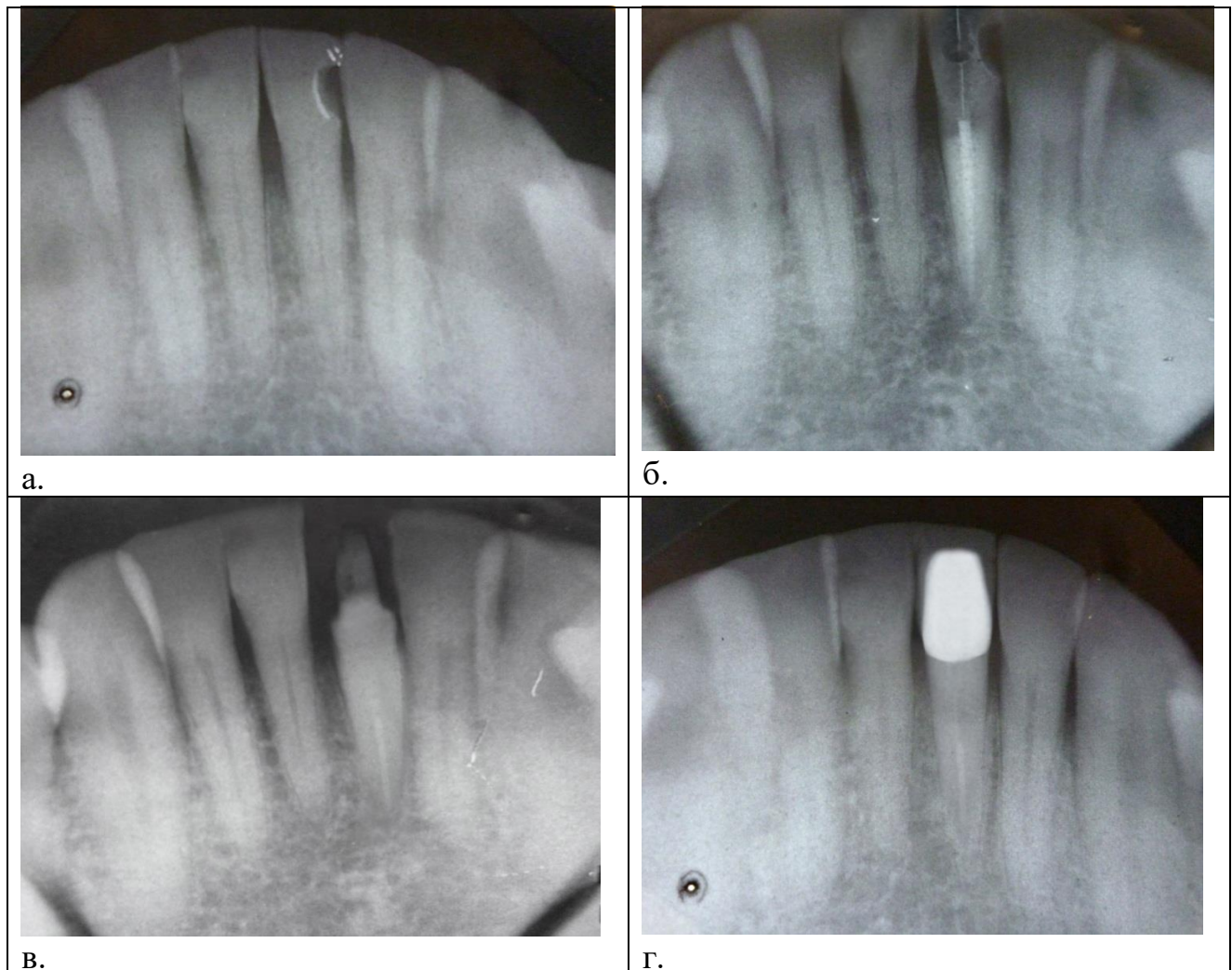


Рис. 5.1 Пацієнт Б. Етапи лікування: а. Початкова клінічна ситуація; б. Obturaція каналу кореня зуба; в. Постановка скловолоконного штифта зі штучною композитною куксою з наступним препаруванням; г. Фіксація штучної металокерамічної коронки

Клінічне спостереження № 2.

Пацієнтка А., 1953 року народження, медична картка № 2939. Звернулася зі скаргами на випадіння пломби у зубі 31. Зі слів пацієнтки зуб раніше лікувався з приводу карієсу та пульпіту.

Пацієнт Ч., 1984 року народження. Звернувся зі скаргами на випадіння пломби та частковий відлом коронки у зубі 31. Зі слів пацієнта зуб раніше лікувався з приводу карієсу та пульпіту. Об'єктивно: на шкірі і видимій слизовій оболонці порожнини рота патологічних змін не виявлено. Відкривання нижньої щелепи вільне, рівномірне, без зміщень, у повному обсязі. Коронка зуба 31 зруйнована на 1/2, дентин щільний, пігментований. Перкусія зуба 31 не болюча. Слизова оболонка альвеолярного відростка в ділянці проєкції апікальної третини кореня без змін, не болюча при пальпації. Рентгенологічно – кореневий канал зуба 31 запломбований рентген контрастним матеріалом до верхівки. Патологічних змін в ділянці верхівки кореня зуба 31 не виявлено.

Клінічний діагноз: травматичний відлом коронкової частини зуба 31.

Пацієнту рекомендовано відновлення коронкової частини зуба за допомогою литого металевго штифта зі штучною коронкою куксою, та реконструкція коронкової частини зуба металокерамічною.

Лікування: Проведено препарування твердих тканин зуба 31, розпломбування корневих каналів на 2/3 їх довжини за допомогою розгортки Gates Glidden та Glassix Drill Files, з послідовною зміною калібрувальних дрилів. Проводили фінальне препарування коронкової частини зуба. Клінічно вдалось зберегти 2 мм коронкової частини зуба для створення ферул ефекту. Після отримання відбитків з ц-силікону, встановлювали тимчасову коронку із самотвердіючої пластмаси Structur – SC. Після отримання литого металевго штифта зі штучною куксою їх знежирювали, обробляли силаном та цементували з використанням модифікованого склоіномерного цементу Fuji Plus (GC). На підготований таким чином зуб виготовляли металокерамічну коронку.

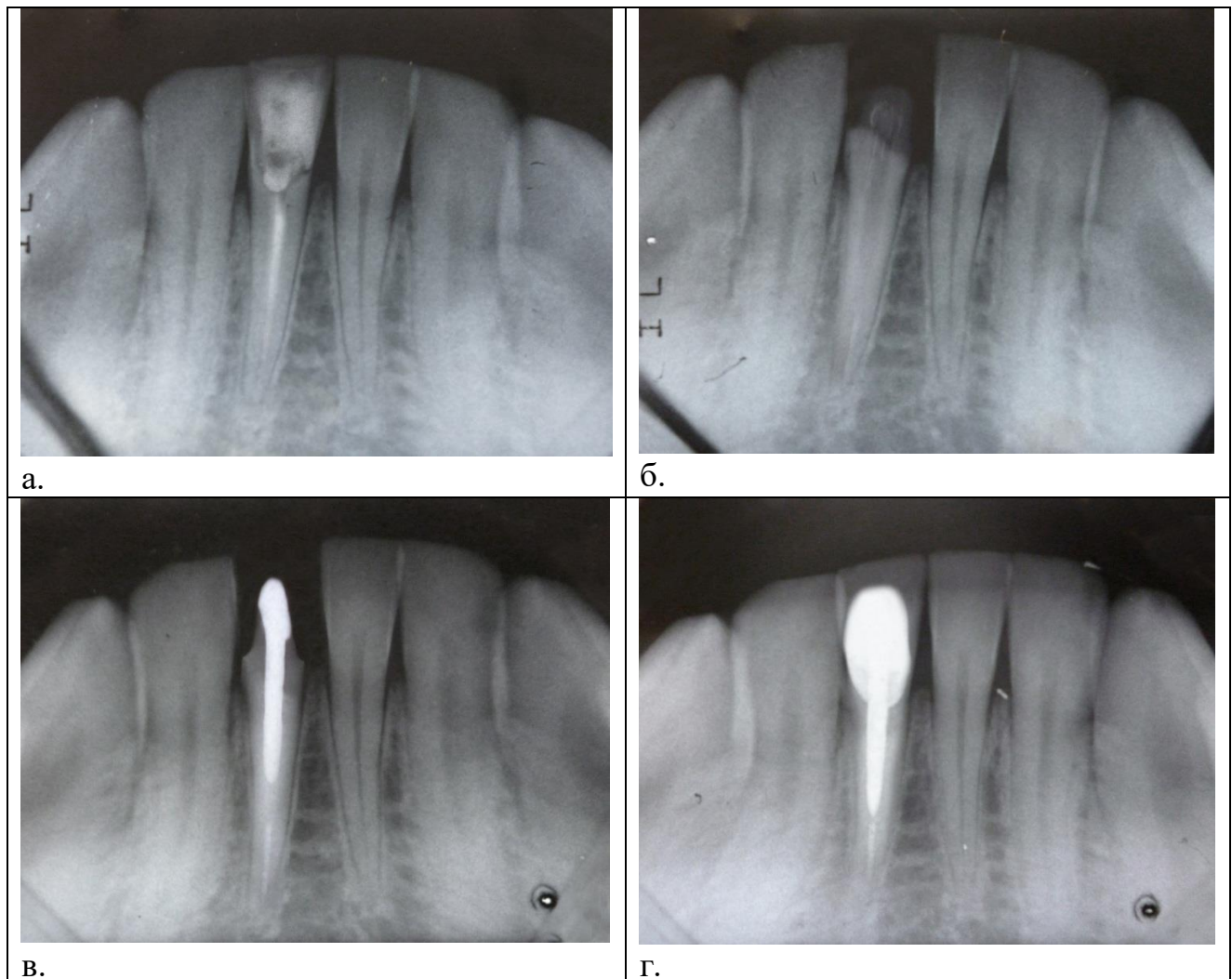


Рис. 5.2 Пацієнт Ч. Етапи лікування. а. Початкова клінічна ситуація; б. Створення штифтового ложа; в. Фіксація литого металевго штифта зі штучною куксою; г. Фіксація штучної металокерамічної коронки

5.1 Висновки дослідження по визначенню клінічної ефективності диференційованого вибору типу штифтової конструкції залежно від ступеня збереження коронкової частини різців нижньої щелепи.

1. Протягом 36 місяців динамічного спостереження ускладнення виявлені у 6 пацієнтів (6,2 % випадків від загальної кількості пацієнтів). Найбільшу питому вагу ускладнень – 3 випадки (12,5 %) спостерігали у пацієнтів з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (відсутність ферул ефекту).

2. Виявлено позитивний вплив наявності 2 мм збереженої коронкової частини з використанням ферул ефекту на клінічну ефективність при відновленні різців нижньої щелепи з використанням литих

металевих штифтів зі штучною куксою. У цьому клінічному випадку ускладнення були відсутні у всіх пацієнтів. У аналогічній групі пацієнтів реставрованих скловолоконними штифтами з композитною куксою було відмічене одне ускладнення (4,2 %).

3. У групах пацієнтів з повністю зруйнованою коронковою частиною (без ферул ефекту) різці зі скловолоконним штифтом та композитною куксою за кількістю та тяжкістю ускладнень продемонстрували гірші результати з питомою вагою 12,5 %, порівняно з різцями з литим металевим штифтом зі штучною куксою з питомою вагою ускладнень 7,9 %.

Таким чином, в результаті проведеного дослідження вирішене наступне завдання: визначена клінічна ефективність диференційованого вибору типу штифтової конструкції залежно від ступеня збереження коронкової частини зуба.

АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Препарування каріозних порожнин у ендодонтично лікованих зубах може спричинити втрату до 68 % їх міцності (Reeh E. S., 1989). Анатомічні особливості зубів, зокрема різців нижньої щелепи, ускладнюють спроби збереження їх механічних властивостей після ендодонтичного лікування (Wylie S. G., 2000). Для відновлення таких зубів широко застосовують штифтові конструкції (Reeh E. S., 1989; Dietschi D., 2007).

Обговорення доцільності використання різних типів внутрішньоканальних штифтових конструкцій триває у науковій стоматологічній літературі кілька десятків років (Борисенко А. В., 2013, Неспрядько В. П., 2013; Вознюк В. П., 2006; Політун А. М., 2003; Мирошниченко А. И., 2002; Самойленко А. В., 2000; Dietschi D., 2008; Ferrari M., 2007; Hayashi M., 2006; Kinney J. H., 2003; Edelhoff D., 2002; Akkayan B., 2002; Kishen A., 2001). Клінічна ефективність застосування різних типів штифтів та біомеханічні аспекти їх взаємодії з твердими тканинами ендодонтично лікованих зубів залишаються не повністю з'ясованими (Cheung W., 2005).

Витривалість реставраційної конструкції ендодонтично лікованого зуба залежить від ступеня руйнування його коронкової частини, групової приналежності зуба, матеріалу штифта, штучної кукси та методу реставрації коронки зуба (Fragou T., 2012). При наявності збереженими 2 мм висоти коронкової частини зуба виникають умови для створення так званого «ферул ефекту», при якому штучна коронка одночасно охоплює залишки дентину коронкової частини зуба та штучну куксу, відіграючи роль зміцнювального ободу та підвищуючи здатність комплексу «тканини зуба – реставраційна конструкція» протистояти функціональним навантаженням (Eraslan O., 2009; Salameh Z., 2008; Zhi-Yue L., 2003). Однак, проблема значимості «ферул ефекту» для витривалості реставраційної конструкції ендодонтично лікованого зуба потребує подальшого вивчення. Недостатньо дослідженими залишаються питання впливу внутрішньоканального штифта на механічні властивості різців

нижньої щелепи в умовах обмеженого об'єму тканин при функціональному навантаженні (Ferrari M., 2008).

Виходячи з викладеного вище, пошук раціональних методів відновлення ендодонтично лікованих зубів з використанням різних типів опорних штифтових конструкцій залишається важливим питанням сучасної стоматології, що обумовлює актуальність мети та обґрунтованість завдань дослідження.

Тому, метою нашого дослідження було підвищення ефективності реставрації ендодонтично лікованих зубів шляхом експериментально-клінічного обґрунтування вибору типу штифтової конструкції залежно від матеріалу та ступеня збереження коронкової частини зуба. Для досягнення мети дослідження були поставлені наступні завдання:

- ✓ За допомогою методу тривимірного моделювання та математичного аналізу тривимірних моделей фронтального сегменту нижньої щелепи оцінити поля та величини напружень комплексів «реставраційна конструкція-збережені тканини зуба».

- ✓ Вивчити в експериментальних умовах моделювання механічних навантажень, що відтворюють реальні умови у порожнині рота, максимальну руйнуючу силу та жорсткість комплексів «реставраційні конструкції з різними типами штифтів – збережені тканини зуба».

- ✓ Вивчити в експериментальних умовах типи деформацій та дефектів, що виникають у ендодонтично лікованих різцях нижньої щелепи під впливом максимальної руйнуючої сили.

- ✓ Обґрунтувати критерії вибору типу штифтової конструкції в різцях нижньої щелепи після ендодонтичного лікування з різним ступенем збереження коронкової частини зуба.

- ✓ Визначити клінічну ефективність диференційованого вибору типу штифтової конструкції залежно від ступеня збереження коронкової частини різців в найближчі та віддалені терміни спостережень.

Для вирішення поставлених задач був здійснений математичний аналіз методом скінчених елементів тривимірних моделей різців та іклів нижньої щелепи, відновлених різними штифтовими конструкціями (Mahmoudi M. A., 2012; Okamoto K., 2008). Для визначення величини руйнуючих сил, жорсткості та локалізації дефектів реставрованих різців нижньої щелепи проведено експериментальні дослідження (Ng C. C., 2006; Pereira J. R., 2006). Обстеження та лікування пацієнтів здійснювали з використанням клінічних та рентгенологічних методів (Malferrari S., 2003; Neumann M., 2005). Статистичні методи дослідження використовували для визначення взаємозв'язку та достовірності отриманих даних.

З метою створення тривимірних моделей різців та іклів нижньої щелепи для математичного моделювання пружно-деформованих станів використовували результати конусно-променевої комп'ютерної томографії та програмне забезпечення для автоматизованого проектування та конструювання. Аналіз пружно-деформованих станів проводився методом скінчених елементів. Моделі складались з наступних елементів: фронтальний сегмент нижньої щелепи, пародонт, тканини зубу, литий металевий штифт зі штучною куксою, скловолоконний штифт з композитною куксою, металокерамічна коронка, цемента для фіксації штифтів та коронки. Було створено 10 асоційованих моделей, залежно від клінічної ситуації та методу відновлення зуба. Різці та ікла нижньої щелепи були змодельовані, як вітальні відновлені штучною коронкою (контрольна група), ендодонтично ліковані та реставровані із використанням скловолоконних штифтів з композитною куксою чи литих металевих штифтів зі штучною куксою. Відтворені клінічні умови: зі збереженням 2 мм коронкового дентину (з ферул ефектом) та з повністю зруйнованою коронковою частиною (без ферул ефекту). Аналізували конфігурації та параметри полів високого напруження у різцях та іклах нижньої щелепи залежно від типу внутрішньоканального штифта, матеріалу штучної кукси та ступеня збереження тканин коронкової частини зуба. Отримані результати були представлені у вигляді зображень напружень на поверхні та

всередині тканин зуба та елементів реставрації. Величини напружень у кожному з елементів моделей були подані окремо у вигляді максимальних абсолютних значень напруження відносних величин Мізеса (МПа).

Для визначення величин руйнуючих навантажень були використані 48 анатомічно неушкоджених різців, видалених внаслідок захворювань пародонту. Підготовку зубів проводили відповідно до методики лікування у клінічній частині роботи. Зуби фіксували у трикутні призми з самотверднучої пластмаси так, щоб навантаження передавалось під кутом 135° до їхньої осі. Для запису діаграм деформування препаратів застосовували універсальну випробувальну машину TIRA-test 2151. Заокруглений кінець стрижня контактував з поверхнею зуба, створюючи навантаження за рахунок вертикального переміщення робочого стола зі швидкістю 2 мм/хв до руйнування чи раптового падіння сили на діаграмі деформування ($\Delta 20\text{H}$).

Залежно від виду реставраційної системи експериментальні зразки були розподілені на 8 груп (табл. 6.1).

Виявлені дефекти досліджуваних зразків розподіляли на групи: зі сприятливим прогнозом (дефекти у залишкових тканинах зуба відсутні), з відносно несприятливим прогнозом (дефекти твердих тканин зуба присутні, проте їх локалізація залишає можливість повторного лікування) та з несприятливим прогнозом.

Клінічне дослідження проведено при лікуванні 67 пацієнтів віком від 25 до 50 років (37 жінок та 30 чоловіків). В дослідження включено 103 ендодонтично лікованих різці нижньої щелепи, що були розподілені на чотири групи залежно від виду штифтової конструкції та ступеня збереження коронкової частини. Всім пацієнтам проведено комплексне обстеження порожнини рота. Стан реставрації оцінювали згідно критеріїв USPHS (Zu-Ryge G., 1980). Огляд пацієнтів проводили через 12, 24 і 36 місяців після реставрації або у разі звернень пацієнтів з приводу ускладнень (табл. 6.2).

**Розподіл експериментальних зразків різців нижньої щелепи на групи
залежно від методу реставрації**

Позначення	Структура
Int (6 зразків)	Інтактні зуби (контрольна група)
Endo (6 зразків)	Ендодонтично ліковані зуби (контрольна група № 2)
Crn Fib F+ (6 зразків)	Металева коронка + скловолоконний штифт + 2 мм збереженої коронкової частини (ферул ефект)
Crn Fib F- (6 зразків)	Металева коронка + скловолоконний штифт + повністю зруйнована коронкова частина зубу (без ферул ефекту)
Crn Cst F+ (6 зразків)	Металева коронка + литий металевий штифт зі штучною куксою + 2 мм збереженої коронкової частини (ферул ефект)
Crn Cst F- (6 зразків)	Металева коронка + литий металевий штифт зі штучною куксою + повністю зруйнована коронкова частина зубу (без ферул ефекту)
Res Fib F+ (6 зразків)	Композитна реставрація + скловолоконний штифт +2 мм збереженої коронкової частини (ферул ефект)
Res Fib F- (6 зразків)	Композитна реставрація + скловолоконний штифт + повністю зруйнована коронкова частина зубу (без ферул ефекту)

Таблиця 6.2

**Розподіл груп відновлених зубів у пацієнтів залежно від виду штифтової
конструкції та ступеня збереження коронкової частини зуба**

Ступінь збереження коронкової частини зуба	Вид штифтової конструкції	
	Литий металевий штифт зі штучною куксою (Cst)	Скловолоконний штифт зі штучною композитною куксою (Fib)
Наявність 2 мм збереженої коронкової частини (ферул ефекту) (+)	Cst+	Fib+
	27 зубів (26,2 %)	24 зубів (23,3 %)
Повністю зруйнована коронкова частина зуба (відсутність ферул ефекту) (-)	Cst-	Fib-
	28 зубів (27,2 %)	24 зубів (23,3 %)

Аналізували скарги пацієнтів, результати клінічного та рентгенографічного обстеження. Визначали стійкість ретенції реставраційної конструкції, стан штифта (розцементування, розламування), стан кореня зуба (тріщина, розламування), наявність ендодонтичних ускладнень у вигляді періапикальних патологічних процесів, виникнення вторинного карієсу.

На основі результатів аналізу томографічного дослідження фронтального сегменту нижньої щелепи розроблено метод моделювання, визначено поля та величини напружень тривимірних моделей комплексів «реставраційна конструкція – збережені тканини різців та іклів нижньої щелепи».

Показники максимальних абсолютних значень напруження відносних величин Мізеса у моделях дентину різців були найвищими у вітальних зубах, відновлених штучною коронкою (205,4 МПа). У моделях, що відтворювали ікло, незалежно від ступеня збереження твердих тканин зуба, тип використаного штифта не мав великого впливу на величину відносних величин напруження Мізеса у дентині зуба (94,6 МПа у Cnn Int, 94,2 МПа у Cnn Cst F+, – 92,1 МПа у Cnn Cst F, 105,8 МПа у Cnn Fib F+, 98,6 МПа у Cnn Fib F–) (рис. 6.1).

У моделях різців, відновлених литими металевими штифтами, збереження 2 мм коронкової частини (ферул ефект) призводить до зниження величини напружень у тканинах зуба (127,4 МПа за наявності ферул ефекту та 141,9 МПа – у моделях з повністю зруйнованою коронковою частиною), тоді як у моделях зі скловолоконним штифтом виявлено їх значне зростання (203,6 МПа за наявності ферул ефекту та 143,7 МПа – у моделях з повністю зруйнованою коронковою частиною) (рис. 6.2). При використанні скловолоконних штифтів високі показники напруження виявлено у композитній куксі (8,1 МПа у моделях різців з ферул ефектом та 65,2 МПа – у різцях без ферул ефекту, 17,7 МПа у моделях іклів з ферул ефектом та 61,3 МПа – у іклі без ферул ефекту) (рис. 6.3).

Напруження у цементі, що фіксує штифт, були найвищими при використанні литих металевих штифтів при повністю зруйнованій коронковій частині зуба (71,7 МПа у моделі різця та 63,5 МПа – у моделі ікла) (рис. 6.4).

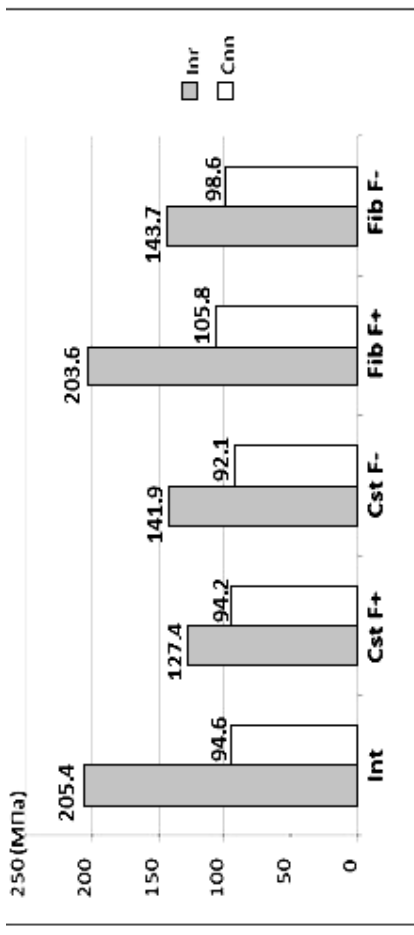


Рис 6.1. Максимальні абсолютні значення напруження відносних величин Мізеса, що виникали у моделях тканин зуба (МПа). "Inr"-модель різьд, "Cnn"-модель ікла, "Cst"-модель з литим металевим штрифтом зі штучною куксою, "Fib"-модель зі скловолокнистим штрифтом та композиційною куксою, "F+"-модель з 2 мм збереженої коронкової частини (з ферул ефектом), "F-"-модель з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту).

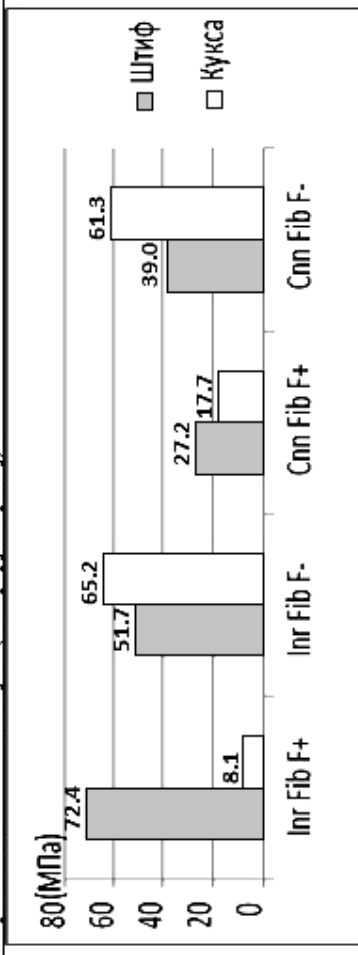


Рис 6.3. Максимальні абсолютні значення напруження відносних величин Мізеса, що виникали у моделях скловолокнистим штрифтів та штучної композиційної кукси, (МПа). "Inr"-модель різьд, "Cnn"-модель ікла, "Cst"-модель з литим металевим штрифтом зі штучною куксою, "Fib"-модель зі скловолокнистим штрифтом та композиційною куксою, "F+"-модель з 2 мм збереженої коронкової частини (з ферул ефектом), "F"-модель з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту).

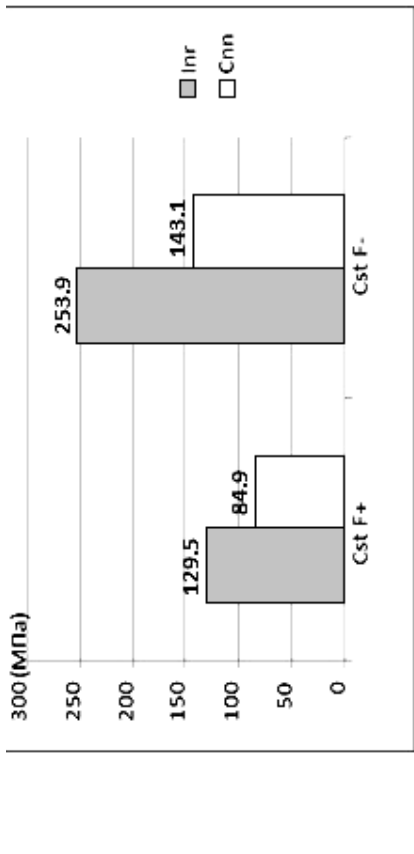


Рис 6.2. Максимальні абсолютні значення напруження відносних величин Мізеса, що виникали у моделях литих металевих штрифтів (МПа). "Inr"-модель різьд, "Cnn"-модель ікла, "Cst"-модель з литим металевим штрифтом зі штучною куксою, "F+"-модель з 2 мм збереженої коронкової частини (з ферул ефектом), "F"-модель з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту).

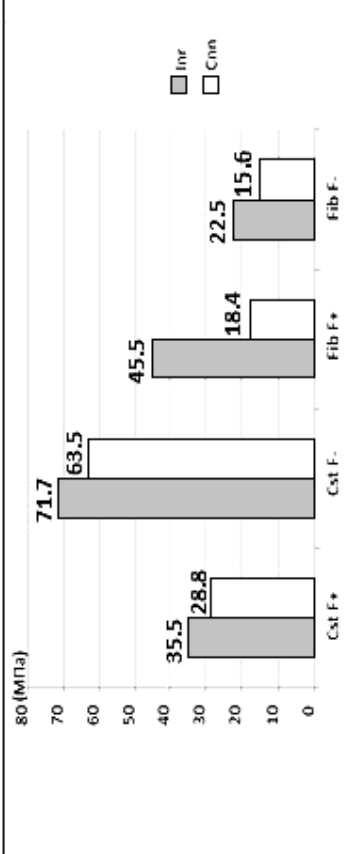


Рис 6.4. Максимальні абсолютні значення напруження відносних величин Мізеса, що виникали у моделях цементу, що фіксували штрифти у зуби (МПа). "Inr"-модель різьд, "Cnn"-модель ікла, "Cst"-модель з литим металевим штрифтом зі штучною куксою, "Fib"-модель зі скловолокнистим штрифтом та композиційною куксою, "F+"-модель з 2 мм збереженої коронкової частини (з ферул ефектом), "F"-модель з повністю зруйнованою коронковою частиною зуба (без ферул ефекту).

При порівнянні зображень полів напружень на поверхні асоційованих моделей різців значних відмінностей виявлено не було. На поверхні цементу коронки виявлено ділянки високого напруження у проекції верхівки штучної кукси. Вони більше виражені у зубах з металевими штифтами. При порівнянні розподілу напружень на поверхні дентину кукси моделей різців зі скловолоконними штифтами спостерігали збільшення площі високих напружень на язиковій поверхні кукси. Найбільше вони були виражені у моделі з повністю зруйнованою коронковою частиною. Напруження на поверхні скловолоконних штифтів у моделях різців характеризувались рівномірним розподілом по всій площі штифта. У моделях з литими металевими штифтами поля високих напружень знаходились на губній та язиковій поверхнях.

Напруження на поверхнях моделей ікла були виражені менше. Ділянки напружень у цементі, що фіксує металокерамічну коронку, були найменші у моделях з металевим штифтом. Ця ж група моделей демонструє найбільші ділянки напружень на поверхні кукси.

Порівняльний аналіз зображень крос-секції у сагітальній площині моделей різця та ікла показав, що різці нижньої щелепи в умовах навантаження більш піддатливі до виникнення полів високих напружень порівняно з іклами, що значною мірою залежить від типу штифта. У іклах ця залежність практично не виражена. У моделях різців з ферул ефектом спостерігалось зростання полів високих напружень у апікальній третині кореня, незалежно від методу реставрації. В моделях різців з повністю зруйнованою коронковою частиною поля високих напружень здебільшого виникали у коронковій та середній третинах кореня. У моделях зі скловолоконними штифтами розподіл полів напружень був більш рівномірним.

На основі аналізу результатів математичного моделювання можна зробити висновок, що різці нижньої щелепи в умовах навантаження більш піддатливі до виникнення високих напружень порівняно з іклами, незалежно від методу реставрації. Розподіл напружень у різцях нижньої щелепи значно змінюється залежно від типу штифта. Наявність 2 мм коронкової частини зуба (ферул

ефект) у моделях різців нижньої щелепи, відновлених з використанням литих металевих штифтів, призводить до значного зниження величини напружень у тканинах зуба, і водночас до їх значного зростання у моделях зі скловолоконним штифтом. Литі металеві штифти зі штучною куксою є потенційно більш сприятливим клінічним рішенням при відновленні різців нижньої щелепи. На наступному етапі дослідження, в умовах експерименту було вивчено максимальну руйнуючу силу та жорсткість комплексів «реставраційні конструкції з різними типами штифтів – збережені тканини зуба» в ендодонтично лікованих різцях нижньої щелепи (рис. 6.5, 6.6). В результаті дослідження було встановлено, що наявність ферул ефекту забезпечує достовірно вищі показники руйнуючих сил порівняно з аналогічними групами зубів з повністю зруйнованою коронковою частиною ($329,2 \pm 9,4$ Н у CrnCstF+ та $305,3 \pm 16,1$ Н у CrnFibF+, порівняно з $258,2 \pm 13,4$ Н у CrnCstF- та $250,8 \pm 17,4$ Н у CrnFibF-, $p \leq 0,01$ та $p \leq 0,02$).

Аналогічним був вплив на показники жорсткості ($940,2 \pm 16,9$ Н/мм у групі CrnCstF+ та $593,0 \pm 28,0$ Н/мм у групі CrnFibF+, порівняно з $578,5 \pm 124,4$ Н/мм у групі CrnCstF- та $455,3 \pm 48,8$ Н/мм у групі CrnFibF-, $p \leq 0,01$ та $p \leq 0,01$). При цьому виявлено достовірні відмінності величин жорсткості у групах CrnCstF+ та CrnFibF+ ($p \leq 0,01$) за рахунок в 1,59 рази вищих показників жорсткості у групі CrnCstF+. Отже, наявність ферул ефекту забезпечує достовірне підвищення величини жорсткості та залежить від типу штифтової конструкції (її жорсткості). Група різців зі скловолоконним штифтом та ферул ефектом має найбільш наближені показники жорсткості до інтактних зубів (на 10,9 % вищу від інтактних), порівняно з групою різців з литими металевими штифтами (на 76,1 % вищу від інтактних). Виявлено пряму лінійну кореляційну залежність між показниками руйнуючих сил та жорсткості при відсутності ферул ефекту ($+0,98$ у групі CrnCstF-, $+0,88$ у групі CrnFibF- та $+0,83$ у групі ResFibF-). Аналіз діаграм деформування зразків у групах без ферул ефекту продемонстрував більше деформування зразків при менших навантаженнях та меншу лінійність діаграм у групі зубів зі скловолоконними штифтами. У групі

зубів з литими металевими штифтами діаграмам притаманна значна лінійність, що може свідчити про більшу надійність даної конструкції. Таким чином, підвищення стійкості до руйнування у різцях нижньої щелепи з повністю зруйнованою коронковою частиною (без ферул ефекту) може забезпечуватись шляхом вибору внутрішньоканального штифта з вищою жорсткістю.

Аналіз величин стандартної похибки середніх значень руйнуючих навантажень та жорсткості виявив найбільш наближені до інтактних різців показники у групі Crn CstF+ (7,1 % та 4,4 % відповідно), що свідчить про високу стабільність конструкції.

У зубах, вкритих коронкою, показники жорсткості у 1,53 рази вищі, ніж у відновлених композитною реставрацією ($455,3 \pm 48,8$ Н/мм у групі CrnFibF– та $298,7 \pm 62,3$ Н/мм у групі ResFibF–, $p < 0,01$).

Порівняльний аналіз дефектів залежно від їх тяжкості показав, що у разі повністю зруйнованої коронкової частини (без ферул ефекту) більш сприятливий прогноз щодо подальшого збереження реставраційної конструкції виявлено у різцях з литими металевими штифтами зі штучною куксою (6 випадків зі сприятливим прогнозом – розцементування штифта разом зі штучною коронкою). Серед різців з 2 мм збереженої коронкової частини зуба кращі результати спостерігались у групі з литими металевими штифтами (4 випадки зі сприятливим прогнозом – розцементування штифта разом зі штучною коронкою, та 2 з відносно несприятливим прогнозом – горизонтальна тріщина кореня у коронковій третині).

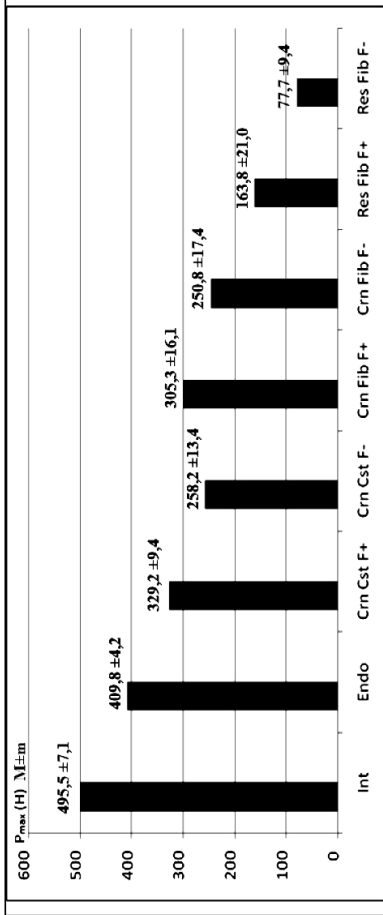
На основі результатів експериментального дослідження можна стверджувати, що наявність ферул ефекту забезпечує достовірне підвищення величини руйнуючих навантажень та стабільність конструкції, незалежно від типу штифтової конструкції. Підвищення стійкості до руйнування різців нижньої щелепи без ферул ефекту можна забезпечити шляхом вибору конструкції внутрішньоканального штифта з вищою жорсткістю. У різцях, вкритих штучною коронкою, виявлено достовірно вищі показники руйнуючих сил та жорсткості порівняно з групами зубів, коронкові частини яких

відновлено композитними реставраціями. У разі використання литих металевих штифтів з куксою, незалежно від ступеня збереження коронкової частини зуба, рентгенологічно виявлено найменш значні дефекти, порівняно з іншими групами.

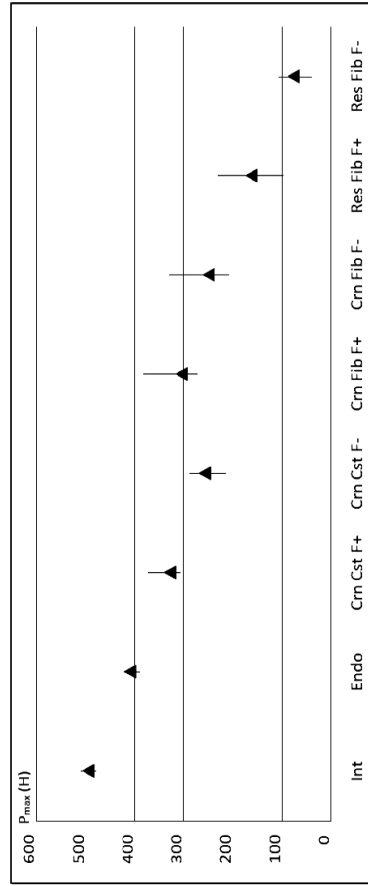
Визначення клінічної ефективності різних штифтових конструкцій було здійснено у 67 пацієнтів віком від 25 до 60 років, в тому числі 37 (55,2 %) жіночої статі та 30 (44,8 %) чоловічої. Середній вік пацієнтів склав 42 роки. Загальна кількість зубів, відновлених з використанням штифтових систем, склала 103.

Серед зубів, відновлених з використанням скловолоконних штифтів, 24 мали 2 мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефект наявний, група Fib+), та 24 були відновлені в умовах повністю зруйнованої коронкової частини зуба (ферул ефект відсутній, група Fib-). Аналогічно, у зубах, відновлених з використанням литих металевих штифтів зі штучною куксою, 27 мали 2 мм коронкової частини зуба (ферул ефект наявний, група Cst+) та 28 зубів мали повністю зруйновану коронкову частину зуба (ферул ефект відсутній, група Cst-).

Впродовж 36 місяців динамічного спостереження ускладнення були виявлені у 6 пацієнтів (6,2 % випадків). Найбільша кількість ускладнень (12,5 %) була виявлена у різцях, реставрованих скловолоконними штифтами зі штучною композитною куксою та повністю зруйнованою коронковою частиною зуба – Fib- (відсутність ферул ефекту). Розцементування внутрішньоканального штифта (через 12 місяців) відмічено в одному випадку (4,2 %). Обламування стінки кореня у верхній його третині (через 24 місяці) виявлено в одному випадку (4,2 %). Сколювання керамічного обличкування реставраційної конструкції (через 36 місяців) також відмічено в одному випадку (4,2 %).

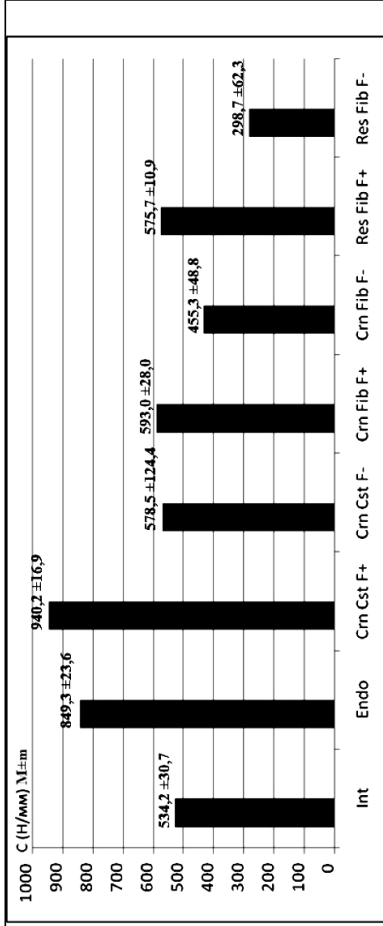


А. Порівняльна діаграма середніх значень руйнуючих сил P_{max} (Н) комплексу «реставаційна система-залишкові тканини зуба-трикутна призма»

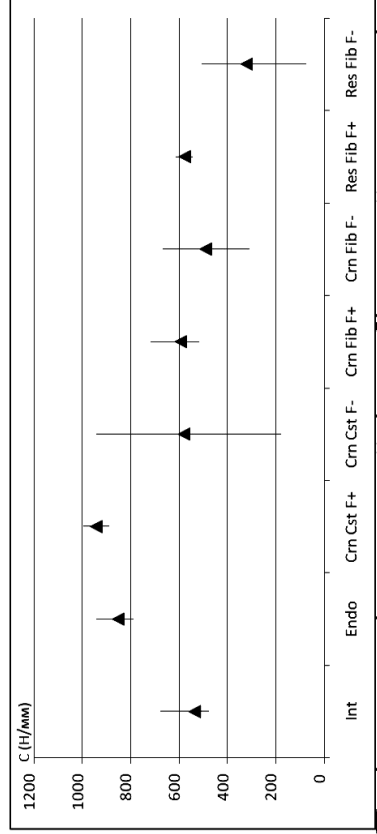


Б. Порівняльна діаграма крайніх розбіжностей, результатів руйнуючих сил P_{max} (Н) комплексу «реставаційна система-залишкові тканини зуба-трикутна призма»

Рис. 6.5 Середні значення (а) та діапазони (б) руйнуючих навантажень P_{max} (Н)



А. Порівняльна діаграма середніх значень жорсткості C (Н/мм) комплексу «реставаційна система-залишкові тканини зуба-трикутна призма»



Б. Порівняльна діаграма крайніх розбіжностей показників жорсткості C (Н/мм) комплексу «реставаційна система-залишкові тканини зуба-трикутна призма»

Рис. 6.6 Середні значення (а) та діапазони (б) жорсткостей зразків C (Н/мм)

У групі пацієнтів з литими металевими штифтами зі штучною куксою та повністю зруйнованою коронковою частиною зуба – Cst– (відсутність ферул ефекту) ускладнення виявлено у 7,9 %. В одному випадку (3,7 %) діагностовано тріщину кореня з наявністю хронічного періодонтиту (через 12 місяців). Наявність хронічного періодонтиту (через 36 місяців) відмічена у одному випадку (3,7 %).

У групі пацієнтів з наявністю 2 мм збереженої коронкової частини (ферул ефект) та скловолоконними штифтами зі штучною композитною куксою – Fib+ в одному випадку (4,2 %) виявлено перелом стінки кореня у верхній його третині (через 24 місяці).

У пацієнтів з наявністю 2 мм збереженої коронкової частини (ферул ефекту) та литими металевими штифтами зі штучною куксою – Cst+ ускладнень впродовж 36 місяців динамічного спостереження виявлено не було.

За результатами клінічного дослідження встановлено позитивний вплив наявності 2 мм збереженої коронкової частини (ферул ефекту) на клінічну ефективність відновлення різців нижньої щелепи з використанням внутрішньо каналних штифтів. Використання литих металевих штифтів зі штучною куксою продемонструвало вищу клінічну ефективність порівняно зі скловолоконними штифтами. У випадку повністю зруйнованої коронкової частини різців нижньої щелепи (без ферул ефекту) вища клінічна ефективність при відновленні може бути забезпечена шляхом використання литих металевих штифтів зі штучною куксою.

Проведені з дотриманням вимог доказової медицини математичні (математичне моделювання), експериментальні та клінічні дослідження дозволяють зробити наступні висновки.

ВИСНОВКИ

В дисертаційній роботі вирішено актуальне науково-практичне завдання сучасної стоматології – підвищення ефективності реставрації ендодонтично лікованих зубів шляхом експериментально-клінічного обґрунтування вибору типу штифтової конструкції залежно від матеріалу та ступеня збереження коронкової частини зуба.

1. Методом математичного аналізу визначено основні величини максимальних еквівалентних одиниць напруження Мізеса та конфігурації полів високого напруження у різцях нижньої щелепи залежно від типу внутрішньоканального штифта, матеріалу штучної кукси та ступеня збереження тканин коронкової частини зуба. Показано наявність значних напружень в різцях, що залежать від типу штифта. Збереження 2 мм коронкової частини (ферул ефект) у моделях різців нижньої щелепи, відновлених з використанням литих металевих штифтів, спричиняє значне зниження величини напружень у тканинах зубу і їх значне зростання у моделях зі скловолоконним штифтом.

2. Наявність ферул ефекту забезпечує достовірне підвищення величини руйнуючих навантажень та стабільність комплексу «реставраційна конструкція-залишкові тканини зуба» незалежно від типу штифтової конструкції ($329,2 \pm 9,4$ Н у CrnCstF+ та $305,3 \pm 16,1$ Н у CrnFibF+ порівняно з $258,2 \pm 13,4$ Н у CrnCstF– та $250,8 \pm 17,4$ Н у CrnFibF–, $p \leq 0,01$ та $p \leq 0,02$), а також достовірне підвищення величини жорсткості залежно від типу штифтової конструкції ($940,2 \pm 16,9$ Н/мм у групі CrnCstF+ та $593,0 \pm 28,0$ Н/мм у групі CrnFibF+, порівняно з $578,5 \pm 124,4$ Н/мм у групі CrnCstF– та $455,3 \pm 48,8$ Н/мм у групі CrnFibF–, $p \leq 0,01$ та $p \leq 0,01$). У різцях, покритих штучною коронкою, виявлено достовірно вищі показники руйнуючих сил (P_{\max} у групі Crn Fib F+ $305,3 \pm 16,1$ Н, у групі Crn Fib F– $250,8 \pm 17,4$ Н, порівняно з $163,8 \pm 21,0$ Н у групі Res Fib F+ та $77,7 \pm 9,4$ Н у групі Res Fib F–, $p < 0,01$) та жорсткості ($455,3 \pm 48,8$ Н/мм у групі CrnFibF– та $298,7 \pm 62,3$ Н/мм у групі

ResFibF-, $p < 0,01$) порівняно з групами зубів, коронкові частини яких відновлені композитними реставраціями.

3. Рентгенологічно виявлено більш сприятливу локалізацію дефектів у разі використання литих металевих штифтів зі штучною куксою, незалежно від ступеня збереження коронкової частини зубу.

4. Враховуючи стійку лінійну залежність між показниками руйнуючого навантаження та жорсткості у різцях нижньої щелепи без ферул ефекту (+0,98 у групі CrnCstF-, +0,88 у групі CrnFibF- та +0,83 у групі ResFibF-), підвищення стійкості до руйнування конструкції можна забезпечити шляхом вибору внутрішньоканального штифта з вищою жорсткістю, тобто литого металевого штифта зі штучною куксою.

5. Диференційований вибір типу штифтової конструкції залежно від ступеня збереження коронкової частини різців дозволяє досягти сприятливого клінічного ефекту в найближчі та віддалені терміни спостережень шляхом використання литих металевих штифтів при повністю зруйнованій коронковій частині зуба (відсутність ферул ефекту). При наявності 2 мм збереженої коронкової частини різця (ферул ефект) нижньої щелепи ефективність лікування практично не залежить від типу штифтової конструкції.

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. Наявність 2 мм збереженої коронкової частини зуба (ферул ефект) у ендодонтично лікованому різці нижньої щелепи, коли штучна коронка одночасно охоплює штучну куксу та залишкові тканини зуба, значно підвищує механічні властивості та клінічну ефективність лікування, незалежно від матеріалу, з якого виготовлено штифт.

2. У випадку повністю зруйнованої коронкової частини ендодонтично лікованого різця нижньої щелепи (відсутність ферул-ефекту) вищі механічні властивості та клінічну ефективність можна забезпечити використанням литого металевго штифта зі штучною куксою.

3. При відновленні ендодонтично лікованих зубів з використанням скловолоконних штифтів, вища клінічна ефективність досягається при використанні металокерамічної коронки порівняно з реставрацією фотополімерним композиційним матеріалом.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Савичук А. О. Вплив ендодонтичних іригантів на механічні параметри дентину зуба / А. О. Савичук // Современная стоматология. – 2012. – № 2. – С. 20–25.
2. Борисенко А. В. Вплив конструкції та матеріалу внутрішньоканальних штифтів на механічні характеристики відновлених ендодонтично лікованих різців нижньої щелепи / А. В. Борисенко, П. Коїдіс, А. О. Савичук // Современная стоматология. – 2013. – № 1. – С. 23–26.
3. Комп'ютерне моделювання напруг у різцях нижньої щелепи з різними реставраційними конструкціями / А. В. Борисенко, В. П. Неспрядько, Ю. В. Клітинський, А. О. Савичук // Современная стоматология. – 2013. – № 2. – С. 90–92.
4. Борисенко А. В. Визначення стану ендодонтично лікованих зубів у мешканців м. Києва / А. В. Борисенко, А. А. Савичук // Современная стоматология. – 2013. – № 5. – С. 11–15.
5. Визначення полів напружень методом скінченних елементів у різцях нижньої щелепи відновлених з використанням внутрішньоканальних штифтів / А. В. Борисенко, В. П. Неспрядько, Ю. В. Клітинський, А. О. Савичук // Науковий вісник Національного медичного університету імені О. О. Богомольця. – 2013. – № 1. – С. 58–64.
6. Експериментальне вивчення механічних характеристик зубів, відновлених різними реставраційними конструкціями / А. В. Борисенко, В. П. Неспрядько, Ю. В. Клітинський, А. О. Савичук // Науковий вісник Національного медичного університету імені О. О. Богомольця. – 2013. – № 2–3. – С. 46–49.
7. Шидловський М. С. Вплив конструкції та матеріалу внутрішньоканальних штифтів на механічні характеристики відновлених різців нижньої щелепи / М. С. Шидловський, А. О. Савичук // Вісник СевНТУ. – 2013. – С.156–162.

8. Борисенко А. В. Влияние конструкции и материала интраканального штифта на механические характеристики эндодонтически леченных резцов нижней челюсти / А. В. Борисенко, А. А. Савичук // Материалы междунар. науч. – практ. конф. «Академическая наука – проблемы и достижения». – Москва, 2013. – С. 51–56.

9. Stress distribution in post-restored anterior teeth of the mandible / A. Savychuk, M. Manda, C. Galanis, P. Koidis // 35-th Annual Congress EPA, (Bern, Switzerland, 29th September, 2011) – Bern, Switzerland, 2011. – P. 136.

10. Savychuk A. Anatomical investigation of lateral pterygoid muscle. Literature review / A. Savychuk, T. Pashalidis, G. Bezanty // 47-th Annual conference of Greek dental association, (Kilkis, Greece, 2–4 September, 2010). – Kilkis, 2010. – P. 108.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Абакаров С. И. Оптимальные условия и особенности определения и создания цвета в керамических и металлокерамических протезах / С. И. Абакаров // Новое в стоматологии. – 2001. – № 4. – С. 23–29.
2. Агеенко А. М. Применение внутрикорневых штифтовых конструкций в практике врача-стоматолога / А. М. Агеенко // Стоматолог. – 2006. – № 1. – С. 19–27.
3. Антоненко А. И. Применение фибер-систем для восстановления коронки зуба / А. И. Антоненко, И. А. Гаспарян, Т. Е. Федотова // Вісник стоматології. – 2004. – № 1. – С. 103.
4. Антонова Л. П. Опыт реставрации зубов штифтовыми вкладками / Л. П. Антонова, Т. Г. Винтовкина, Л. Р. Аbugалиева // Проблемы стоматологии. – 2002. – Т. 17, № 3. – С. 95–96.
5. Барабант Н. Клинические инструкции применения стекловолоконных штифтов для пост-эндодонтических реставраций / Н. Барабант, А. Черутти // Современная стоматология. – 2008. – № 4. – С. 17–22.
6. Барер Г. М. Стекловолоконные штифты. Сравнительный анализ прочности на изгиб / Г. М. Барер, М. Л. Половец, Д. А. Дмитриевич // Стоматолог. – 2006. – № 11. – С. 43–44.
7. Беєр Р. Ілюстрований атлас з ендодонтії / Беєр Р., Бауман М. А. – М., 2008. – С. 113–114.
8. Беймен Г. Обзор систем штифтов на волоконной основе / Г. Беймен, Д. Н. Дж. Рикетс, В. П. Сандерс // ДентАрт. – 2005. – № 3. – С. 48–57.
9. Бенаму Л. М. Корневые штифты: аргументированный выбор / Л. М. Бенаму, П. Сьюльтан, Р. Эльт // Клиническая стоматология. – 1998. – № 3. – С. 14–20.
10. Биденко Н. В. Стеклоиономерные материалы и их применение в стоматологии / Н. В. Биденко. – К. : Книга плюс, 2003. – С. 144.

11. Біда В. І. Зміни фізико–хімічних властивостей емалі та дентину зубів людини в залежності від площі покриття коронки зуба ортопедичною конструкцією / В. І. Біда, С. М. Германчук // Современная стоматология. – 2012. – Т. 60, № 1. – С. 92– 97.
12. Борисенко А. В. Карієс зубів / А. В. Борисенко. – К. : Книга плюс, 2005. – С. 416.
13. Борисенко А. В. Композиционные пломбировочные и облицовочные материалы в стоматологии / А. В. Борисенко, В. П. Неспрядько. – К. : Книга плюс, 2002. – С. 224.
14. Борисенко А. В. Композиционные пломбировочные материалы / А. В. Борисенко. – К. : Книга плюс, 1998. – С. 160.
15. Борисенко А. В. Вивчення впливу препаратів з наночастками золота на умовно-патогенну мікрофлору кореневого каналу / А. В. Борисенко, О. Б. Ткач, О. М. Волощук // Современная стоматология. – 2013. – № 1. – С. 11–14.
16. Борисенко А. В. Вплив конструкції та матеріалу внутрішньокаанальних штифтів на механічні характеристики відновлених ендодонтично лікованих різців нижньої щелепи / А. В. Борисенко, П. Коїдіс, А. О. Савичук // Современная стоматология. – 2013. – № 1. – С. 23–26.
17. Борисенко А. В. Застосування пасти для тимчасового заповнення корневих каналів при лікуванні хронічного періодонтиту / А. В. Борисенко, С. І. Паламарчук // Современная стоматология. – 2012. – № 2. – С. 9–10.
18. Борисенко А. В. Композиционные пломбировочные материалы и облицовочные материалы / А. В. Борисенко, В. П. Неспрядько. – К. : Книга плюс, 2001. – С. 199.
19. Борисенко А. В. Секреты терапевтической стоматологии / А. В. Борисенко – М., 2009. – С. 45–52.
20. Борисенко А. В. Комп'ютерне моделювання напруг у різцях нижньої щелепи з різними реставраційними конструкціями / А. В. Борисенко,

В. П. Неспрядько, Ю. В. Клітинський, А. О. Савичук // Современная стоматология. – 2013. – С. 90–92

21. Борисенко А. В. Материал для пломбирования корневых каналов зубов / А. В. Борисенко, В. А. Дубок, Д. Н. Полозок // Современная стоматология.– 2003. – № 5. – С. 15–16.

22. Борисенко А. В. Сравнительная характеристика силеров / А. В. Борисенко, Д. Н. Полозок // Современная стоматология. – 2004.– № 4. – С. 20–24.

23. Боровский Е. В. Внутриканальные штифты при подготовке зубов к реставрации коронковой части / Е. В. Боровский, И. И. Попова // Клиническая стоматология. – 2000. – № 2. – С. 32–35.

24. Боровский Е. В. Клинико-рентгенологический анализ применения внутриканальных штифтов при подготовке зубов к реставрации коронковой части / Е. В. Боровский, И. И. Попова // Стоматолог. – 2001. – № 11. – С. 23–25.

25. Вербич Л. А. Кратко о композитах: что выбрать и чем работать? / А. Вербич // Новое в стоматологии. – 1994. – № 5. – С. 12–15.

26. Виноградова Т. Ф. Методика применения композитных материалов / Т. Ф. Виноградова // Новое в стоматологии. – 1996. – № 3. – С. 25–34.

27. Вулфорд М. Клиническая техника эндодонтической подготовки к реставрации / М. Вулфорд // Дент Арт. – 1996. – № 4. – С. 30–38.

28. Герасимчук П. Г. Обоснование и разработка способа восстановления культи разрушенной коронки зуба с помощью стандартных штифтовых конструкций : автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук : спец. 14.01.22 / П. Г. Герасимчук. – Львов, 1987. – С. 18.

29. Годованый В. О. Особливості розподілу напружень у корені зуба, реставрованого штифтовими конструкціями, методом тривимірного комп'ютерного моделювання / В. О. Годованый // Новини стоматології. – 2002. – № 1. – С. 41–44.

30. Годованый В. О. Штифтові конструкції в ортопедичній стоматології. 4.1. Активні (гвинтові) штифтові конструкції. Експериментальне дослідження

/ В. О. Годованый, О. Я. Судова // Новини стоматології. – 2001. – № 3 (28). – С. 49–54.

31. Грудянов А. И. Быстропрогрессирующий парадонтит. Особенности клинического течения и лечения / А. И. Грудянов, И. В. Безрукова // Стоматология. – 2000. – № 5. – С. 24–27.

32. Гублер Е. В. Вычислительные методы анализа и распознавания патологических процессов / Е. В. Гублер. – М. : Медицина, 1978. – С. 296.

33. Данилевский Н. Ф. Заболевания пародонта / Н. Ф. Данилевский, А. В. Борисенко. – К. : Здоров'я, 2000. – С. 464.

34. Дмитрович Д. А. Эффективность клинического применения отечественных и зарубежных стекловолоконных штифтов при реставрации зубов : автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук : спец. 14.01.11 / Д. А. Дмитрович. – М., 2007. – С. 16.

35. Дойников А. И. Зуботехническое материаловедение / Дойников А. И., Сеницын В. Д. – 2-е изд., перераб. и доп. – М. : Медицина, 1986. – С. 206.

36. Жохова Н. С. Сравнительная оценка пломбирования каналов с использованием различных видов штифтов : автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук : спец. 14.01.22 / Н. С. Жохова. – М., 1997. – С. 24.

37. Иоффе Е. Композитные материалы в современной стоматологии / Е. Иоффе // Новое в стоматологии. – 1994. – № 5. – С. 6–11.

38. Иоффе Е. Краткое руководство по восстановлению зубов / Е. Иоффе // Вестник стоматологии. – 1997. – № 3 (спец. вып.). – С. 45.

39. Кассаро А. Теоретическое и экспериментальное исследование по поводу перелома в системе литая штифтовая вкладка / А. Кассаро, Д. Джерачи, А. Я. Питини // Клиническая стоматология. – 2000. – № 2. – С. 19–26.

40. Клаус Э. Непрямые эстетические реставрации с использованием неметаллического материала на основе полимерного стекла / Э. Клаус // Клиническая стоматология. – 1999. – № 3. – С. 56–59.

41. Клепилин Е. С. Экспериментально-клиническое обоснование штифтовых конструкций на основе стекловолокна : автореф. дис. на соискание

ученой степени канд. мед. наук : спец. 14.01.22 / Е. С. Клепилин. – М., 2002. – С. 11.

42. Кобаков Ю. М. Клинический опыт применения волоконно-укрепленных композитов / Ю. М. Кобаков, В. П. Рогатнев, С. Б. Филиппович // Новое в стоматологии. – 2001. – № 1. – С. 25–35.

43. Колесник Л. Д. Способы применения стекловолоконных материалов в стоматологии / Л. Д. Колесник, В. Н. Дума, Л. Г. Дума // Проблемы стоматологии. – 2002. – Т. 16, № 2. – С. 80–81.

44. Копейкин В. Н. Восстановление разрушенной коронки многокорневых зубов / В. Н. Копейкин, М. В. Малик, В. И. Салиев // Стоматология. – 1987. – № 4. – С. 56–57.

45. Копейкин В. Н. Ортопедическая стоматология / В. И. Копейкин. – М. : Наука, 2001. – С. 483.

46. Куц П. В. Експериментально-клінічна оцінка факторів, які впливають на стабільність зубних протезів, що опираються на імплантати : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук : спец. 14.01.22 / П. В. Куц. – Київ, 2004. – С. 18.

47. Куц П. В. Сучасні методи діагностики стоматологічної імплантації / П. В. Куц // Український стоматологічний альманах. – 2005. – № 6. – С. 71–76.

48. Левартовский С. Сопротивление некоторых новых материалов для литья / С. Левартовский, Р. Голдштейн, М. Георгеску // Журнал стоматологического протезирования. – 1996. – № 5 – С. 154–158.

49. Ллойд П. М. Философия подготовки штифтового диаметра: обзор литературы / П. М. Ллойд, Ф. Палик // ЖСП. – 1993. – № 6 – С. 32.

50. Ллойд П. М. Философия подготовки штифтового диаметра: обзор литературы / П. М. Ллойд, Ф. Палик // ЖСП. – 1993. – № 6 – С. 35.

51. Луцик О. Д. Атлас мікроанатомії органів ротової порожнини / О. Д. Луцик. – Л. : НАУТІЛУС, 1999. – С. 166.

52. Мазур І. П. Метаболізм кісткової тканини та системні чинники регуляції / І. П. Мазур // Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія. – 2009. – № 1. – С. 19–24.

53. Майерберг К. Цирконовые штифты. Новая полностью керамическая концепция для неживых опорных зубов / К. Майерберг, Г. Люти, П. Шарер // Журнал эстетической стоматологии. – 1995. – № 4 – С. 73–80.

54. Майерберг К. Цирконовые штифты. Новая полностью керамическая концепция для неживых опорных зубов / К. Майерберг, Г. Люти, П. Шарер // Журнал эстетической стоматологии. – 1995. – № 4 – С. 73–80.

55. Майснер К. Точность припасовки и краевое прилегание в протезировании – роль цемента для фиксации / К. Майснер // Новое в стоматологии. – 1999. – № 3. – С. 53–55.

56. Майснер К. Точность припасовки и краевое прилегание в протезировании – роль цемента для фиксации / К. Майснер // Новое в стоматологии. – 1999. – № 3. – С. 55–57.

57. Макаревич В. И. Адгезивная эндодонтия: системы двойного отверждения. Цитотоксические свойства / В. И. Макаревич, А. В. Винниченко, Ю. А. Винниченко // Стоматология для всех. – 2007. – № 1. – С. 12–16.

58. Макаревич В. И. Адгезивная эндодонтия: системы двойного отверждения. Цитотоксические свойства / В. И. Макаревич, А. В. Винниченко, Ю. А. Винниченко // Стоматолог. – 2007. – № 1. – С. 16–19.

59. Макаревич В. И. Адгезивная эндодонтия: системы двойного отверждения. Цитотоксические свойства / В. И. Макаревич, А. В. Винниченко, Ю. А. Винниченко // Стоматология для всех. – 2007. – № 1. – С. 19 –25.

60. Макаревич В. И. Адгезивная эндодонтия: системы двойного отверждения. Цитотоксические свойства / В. И. Макаревич, А. В. Винниченко, Ю. А. Винниченко // Стоматолог. – 2007. – № 1. – С. 25–29.

61. Макеева И. М. Реставрация зубов и современные пломбирочные материалы / И. М. Макеева // Стоматология. – 1996. – № 4. – С. 4.

62. Макеева И. М. Этические проблемы экспериментов на животных / И. М. Макеева // Вестник РГМУ. – 1999. – № 2 (7). – С. 100.

63. Макеев В. Ф. Литые куксовые вкладки и стандартные активные штифтовые конструкции в сравнительном аспекте / В. Ф. Макеев, В. А. Годованый, А. И. Годована // Современная стоматология. – 2006. – № 2. – С. 144–149.

64. Макеев В. Ф. Исследование степени прилегания края металлокерамической коронки к уступу шейки зуба / В. Ф. Макеев, Я. О. Дерейко, О. М. Лозинский, О. О. Лозинский // Современная стоматология. – 2005. – № 1. – С. 131–134.

65. Макеев В. Ф. Штифтові конструкції в ортопедичній стоматології. Ч. 2. Модифіковані гвинтові штифтові конструкції та литі коренево-куксові вкладки. Експериментально-клінічне дослідження / В. Ф. Макеев, В. О. Годованый, О. Я. Судова // Новини стоматології. – 2001. – № 4 (29). – С. 14–19.

66. Макеев В. Ф. Перемещение головок височо-нижнечелюстных суставов при окклюзионном движении нижней челюсти по рабочему клыковому пути / В. Ф. Макеев, Б.П. Гупало, Р.В. Кулинченко // Современная стоматология. – 2004. – № 4. – С.131–134

67. Максимовский Ю. М. Как оценить успех или неудачу в планируемом эндодонтическом лечении / Ю. М. Максимовский // Клиническая стоматология. – 1997. – № 3. – С. 4–7.

68. Максимовский Ю. М. рН слюны и течение гальванических токов в тканях и жидкости полости рта / Ю. М. Максимовский, К. А. Лебедев, И. Д. Понякина [и др.] // Стоматология. – 2009. – № 1. – С. 32–37.

69. Максимовский Ю. М. Обтурация корневого канала – критерий качества эндодонтического лечения? / Ю. М. Максимовский, В. М. Гринин // Стоматология для всех. – 2003. – № 4. – С. 4–5.

70. Максимовский Ю. М. Новый подход к планированию и проведению противомикробной терапии у больных воспалительными заболеваниями

пародонта / Ю. М. Максимовский, Е.В. Володина, В.А. Багдасарян // Институт стоматологии. – 2008. – № 2. – С. 32– 35.

71. Маланчук В. А. Експериментальне дослідження процесу релаксації напружень у кістковій тканині нижньої щелепи / Маланчук В. А., Шидловський М. С., Копчак А. В. // Вісник стоматології. – 2010. – № 2. – С. 90–96.

72. Маланчук В. О. Визначення величини та особливостей розподілу сили прикусу при різних варіантах оклюзії з використанням вимірювальних плівок «Fuji Prescale» та системи «Tekscan» / Маланчук В. О., Кріщук М. Г., Копчак А. В. [та ін.] // Український стоматологічний альманах. – 2011. – № 6. – С. 43–49.

73. Маланчук В. О. Механічні властивості кісткової тканини уламків нижньої щелепи при її травматичному переломі / Маланчук В. О., Копчак А. В., Шидловський М. С. // Матеріали міжнар. наук.-практ. конф. «Іноваційні технології в стоматології та щелепно–лицевій хірургії», 30–31 жовт. 2009 р. – Київ, 2009. – С. 25–28.

74. Маланчук В. О. Хірургічна стоматологія та щелепно-лицева хірургія : підручник : у 2-х т. / В. О. Маланчук, І. П. Логвиненко, Т. О. Маланчук [та ін.]. – К. : ЛОГОС, 2011. – Т. 2. – 606 с.

75. Маланчук В. О. Вивчення біомеханіки нижньої щелепи на тривимірних комп'ютерних моделях методом скінченних елементів / Маланчук В. О., Крищук М. Г., Копчак А. В. // Вісник стоматології. – 2009. – № 3. – С. 56–62.

76. Маланчук В. О. Біомеханічні і структурні особливості кісткового зрощення при експериментальному переломі нижньої щелепи / Маланчук В. О., Шидловський М. С., Копчак А. В., Шпак Д. Ю. // Науковий вісник Національного медичного університету імені О. О. Богомольця. – К. : Б. в., 2008. – № 1. – С. 44–50.

77. Мащенко И. С. Биомеханическое моделирование несущей способности зуба в норме / И. С. Мащенко, О. В. Громов, А. Н. Чуйко // Вісник стоматології. – 2003. – № 2. – С. 65–73.

78. Мащенко Е. А. Оценка состояния ремоделирования костной ткани и минерального обмена у пациенток пожилого возраста, ранее не обследовавшихся и не получавших антиостеопоротической терапии / Е. А. Мащенко, С. Б. Маличенко, Е. Р. Шахнис [и др.] // Лучевая диагностика и терапия. – 2012. – № 1. – С. 32–38.

79. Менгини П. Эндоканальные штифты: новый продукт из двуокиси циркония / П. Менгини, Дж. Мерлати, А. Тентруп // Клиническая стоматология. – 2000. – № 3. – С. 34–36.

80. Менгини П. Эндоканальные штифты: новый продукт из двуокиси циркония / П. Менгини, Дж. Мерлати, А. Тентруп // Клиническая стоматология. – 2000. – № 3. – С. 36–39.

81. Метцер З. Ретенция гидроокиси кальция в широких корневых каналах с раскрытым апикальным отверстием / З. Метцер, М. Соломонов, Е. Масс // Эндодонтия. – 2003. – Т. 3, № 1–2. – С. 70–73.

82. Метцер З. Ретенция гидроокиси кальция в широких корневых каналах с раскрытым апикальным отверстием / З. Метцер, М. Соломонов, Е. Масс // Эндодонтия 2003. – Т. 3, № 1–2. – С. 73–76.

83. Миргазизов М. З. Биомеханические модели в ортопедической стоматологии / М. З. Миргазизов // Медицинская биомеханика : сб. тезисов. – Рига, 1986. – Т 1. – 351–356.

84. Миргазизов М. З. Биомеханическое исследование взаимодействия имплантатов с костной тканью челюстей. Внутрикостные имплантаты в стоматологии / М. З. Миргазизов // Материалы 2-ой региональной конференции. – Кемерово, 1988. – С. 3–11.

85. Мирошниченко А. И. Обоснование применения штифтовых конструкций зубов с использованием метода конечных элементов / А. И. Мирошниченко // Український стоматологічний альманах. – 2002. – № 2. – С. 121–129.

86. Мирошниченко Л. А. Механизмы гемостимулирующего действия дитерпеновых алкалоидов аконита байкальского / Л. А. Мирошниченко,

Г. Н. Зюзьков, В. В. Жданов, Е. В. Удут, Е. В. Симанина // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. – 2013. – № 3. – С. 327–330.

87. Михайлов И. В. Эстетическая реставрация передней группы зубов с использованием безметалловой керамики EMPRESS Z / И. В. Михайлов, С. И. Козицына, В. Б. Кравцов // Институт стоматологии. – 2000. – Т. 7, № 2. – С. 30–33.

88. Михайлов А. С. Эффективность применения керметного цемента «Аргион» в детской стоматологической практике / А. С. Михайлов, В. Е. Негодов // Маэстро стоматологии. – 2000. – №1. – С. 101–102.

89. Мурадов М. А. Новый метод восстановления куксовой части зуба / М. А. Мурадов, А. Н. Ряховский, Л. А. Мамедова // Клиническая стоматология. – 2006. – № 2. – С. 16–23.

90. Мурадов М. А. Метод реставрации фронтального зуба после перелома циркониевого штифта в корневом канале / М. А. Мурадов, Л. А. Мамедова // Клиническая стоматология. – 2013. – № 4. – С. 72–75.

91. Наумович С. А. Биомеханика системы зуб-периодонт / С. А. Наумович, А. Е. Крушевский. – Минск, 2000. – С. 132.

92. Неспрядько В. П. Восстановление коронок передних зубов стандартными штифтовыми конструкциями с винтовой резьбой / В. П. Неспрядько, А. М. Грибан. – К. : Книга плюс, 1987. – С. 28.

93. Неспрядько В. П. Восстановление коронок передних зубов стандартными штифтовыми конструкциями с винтовой резьбой / В. П. Неспрядько, А. М. Грибан. – К. : Книга плюс, 1987. – 50 с.

94. Неспрядько В. П. Пограмируемые артикуляторы: применение в клинике и зуботехнической лаборатории / В. П. Неспрядько, З. Е. Жегулович // Зубное протезирование. – 2006. – № 2. – С. 4–11.

95. Неспрядько В. П. Сучасні принципи формування функціональної оклюзії при встановленні протезів на імплантати / В. П. Неспрядько, П. В. Куц, Ю. В. Клітинський // Новини стоматології. – 2002. – № 1. – С. 7–9.

96. Олесова В. Н. Проблемы биосовместимости металлических материалов / В.Н. Олесова, В.Э. Гюнтер, В.Н. Ходоренко, Т.Л. Чекалкин // *Стоматология*. – 2013. – № 3. – С. 11–14.

97. Олесова В. Н. Сравнение биомеханики штифтовых конструкций с стекловолоконными и титановыми штифтами / В. Н. Олесова, Е. С. Клепилин, О. С. Балгурина // *Панорама ортопедической стоматологии*. – 2001. – № 2. – С. 4–6.

98. Олешко В. П. Опыт применения материалов ЗМ в эстетико–функциональной реставрации зубов / В. П. Олешко // *Институт стоматологии*. – 1999. – № 2. – С. 46–48.

99. Павленко А. В. Влияние депульпитирования и протезирования на прочность дентина человека / А. В. Павленко, В. М. Павленко, В. М. Арендарюк // *Терапевтическая стоматология*. – 2000.– № 1. – С. 18–20.

100. Пан Е. Г. Эстетическая непрямая реставрация вкладками и мостовидными протезами из композиционного материала belle Class HP / Е. Г. Пан // *Новое в стоматологии*. – 2002. – № 1. – С. 4–8.

101. Петрушанко Т. О. Аналіз ефективності біофізичного підходу до реставрації девітальних різців / Т. О. Петрушанко, І. Ю. Попович // *Український стоматологічний альманах*. – 2009 – № 2. – С. 26–28.

102. Попович І. Ю. Оцінка адгезивних якостей матеріалів для фіксації штифтів у кореновому каналі / І. Ю. Попович, Т. О. Петрушанко, І. І. Сидоренко // *Світ медицини та біології*. – 2008. – № 2, ч. 1. – С. 92–94.

103. Радлинский С. Биометрическое направление в реставрации зубов / С. Радлинский // *Маэстро стоматологии*. – 2001. – № 5. – С. 10–17.

104. Рура В. И. Возмещение полного дефекта коронок зубов штифтовыми конструкциями / В. И. Рура. – К. : Книга плюс, 1986. – 70 с.

105. Саакян Ш. Х. Применение куксовых штифтовых вкладок при разрушении коронок премоляров и моляров / Ш. Х. Саакян // *Стоматология*. – 1987. – № 3. – С. 64–65.

106. Терентьев В. Ф. Испытания на растяжение металлов и сплавов / В. Ф. Терентьев, А. Г. Колмаков // Технология металлов. – 2005. – № 9. – С. 51–55.

107. Терентьев В. Ф. Испытания на растяжение металлов и сплавов /продолжение) / В. Ф. Терентьев, А. Г. Колмаков // Технология металлов. – 2005. – № 10. – С. 51–54.

108. Терри Д. А. Принципы прямого моделирования штифтовой конструкции на основе волоконно-упроченного композиционного материала. Ч. 1 / Д. А. Терри // Институт стоматологии. – 2003. – № 4. – С. 79–81.

109. Тимофеев А. А. Руководство по челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии / А. А. Тимофеев // Київ, 2004. – С. 275.

110. Удод О. А. Обґрунтування диференційованих підходів до відновлення фронтальних зубів / О. А. Удод // Современная стоматология. – 2008. – № 4. – С. 29–35.

111. Флис П. С. Исследование рН жидкости полости рта у пациентов, пользующихся зубными протезами из кобальтохромовых сплавов / П. С. Флис, Н. А. Омельчук, В. П. Вознюк [и др.] // Современная стоматология. – 2005. – № 3. – С. 133–136.

112. Флис П. С. Местного иммунитета в ротовой части глотки у лиц с зубными протезами из различных материалов / П. С. Флис, О. Ф. Мельников, А. Н. Бобокал // Журнал ушных, носовых и горловых хвороб. – 2003. – № 3. – С. 24–26.

113. Флис П. С. Повышение качества цельнолитых несъемных зубных протезов с пласмассовой облицовкой / П. С. Флис, И. Л. Скрипкин // Вестник стоматологии. – 1997. – № 4. – С. 706–708.

114. Флис П. С. Новый медицинский сплав «пластокрист» для ортопедической стоматологии / П. С. Флис, И. И. Максютя, Н. А. Омельчук [и др.] // Вестник стоматологии. – 1996. – № 2. – С. 138–141.

115. Фридман Дж. Эстетическое лечение с использованием методики восстановления на штифте / Дж. Фридман // Клиническая стоматология. – 2001. – № 2. – С. 10–15.

116. Харьков Л. В. Хірургічна стоматологія дитячого віку / Л. В. Харьков, Л. М. Яковенко, І. Л. Чехова. – К. : Книга–плюс, 2003. – С. 132.

117. Хидирбегишвили О. Современная концепция использования эндоканальных штифтов / О. Хидирбегишвили // Новое в стоматологии. – 2001. – № 10. – С. 33–34.

118. Хидирбегишвили О. Современные аспекты использования анкерных штифтов / О. Хидирбегишвили // Новое в стоматологии. – 2000. – № 10. – С. 17–18.

119. Ходун Э. В. Разработка и клиническая апробация стандартных штифтово–куксевых вкладок для замещения полных дефектов коронковой части зуба : автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук : спец. 14.01.22 / Э. В. Ходун. – Полтава, 2001. – 19 с.

120. Хоменко Л. А. Практическая эндодонтия. Инструменты, материалы и методы / Л. А. Хоменко, Н. В. Биденко. – К. : Книга плюс, 2002. – С. 208.

121. Хоменко Л. О. Терапевтична стоматологія дитячого віку / Л. О. Хоменко, О. І. Остапко, О. Ф. Кононович. – К. : Книга плюс, 1999. – С. 526.

122. Чиликни В. Использование отечественных стекловолоконных штифтов DC light post в клинике терапевтической стоматологии / В. Чиликин, М. Половец, Д. Дмитриевич // Cathedra. – 2006. – Т. 5, № 3. – С. 76–77.

123. Чиликни В. Н. Реставрация зуба с использованием внутриканального штифта из синтетических материалов типа Коннект или Констракт / В. Н. Чиликин // Клиническая стоматология. – 2002. – № 1. – С. 20–21.

124. Чистякова Г. Г. Сравнительная оценка адгезионной прочности силеров к корневому дентину in vitro / Г. Г. Чистякова // Стоматологический журнал. – 2001. – № 1. – С. 31–32.

125. Чуйко А. Н. Особенности биомеханики в стоматологии / А. Н. Чуйко, В. Е. Вовк. – Харьков : Прапор, 2006. – С. 304.

126. Шеремет В. М. Концепция оптимального восстановления зуба после эндодонтического лечения / В. М. Шеремет // Стоматолог. – 2003. – № 8. – С. 23–24.

127. Abramovitz I. The Unpredictability of Seal After Post Space Preparation: A Fluid Transport Study / I. Abramovitz // Journal of endodontics. – 2001. – № 27. – P. 292–295.

128. Al-Wahadni A. An in vitro investigation into the effects of retained coronal dentine on the strength of a tooth restored with a cemented post and partialcore restoration / A. Al-Wahadni, D.I. Gutteridge // Int Endod J. – 2002. – № 35. – P. 913 –918

129. Akkayan B. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems / B. Akkayan, T. Gulmez // J Prosthet Dent. – 2002. – № 87. – P. 431–437.

130. Al-Hazaimeh N. An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations / N. Al-Hazaimeh, D. L. Gutteridge // International Endodontic Journal. – 2001. – № 34. – P. 40–46.

131. Al-Omiri M. K. An ex vivo study of the effects of retained coronal dentine on the strength of teeth restored with composite core and different post and core systems / M. K. AL-Omiri // International Endodontic Journal. – 2006. – № 39. – P. 890–899.

132. Assif D. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns / D. Assif, A. Bitenski, R. Pilo, E. Oren // Journal of Prosthetic Dentistry. – 1993. – № 69. – P. 36–40.

133. Assif O. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam / O. Assif, J. Nissan, Y. Gafni, M. Gordon // J. Prosthet Dent. – 2003. – № 89. – P. 462–465.

134. Ausiello P. 3D-finite element analysis of cusp movements in a human upper premolar restored with adhesive resinbased composites / P. Ausiello, A. Apicella // *J Biomech.* – 2001. – № 34. – P. 1269–1277.
135. Barkhordar R. A. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture / R. A. Barkhordar, R. Radke, J. Abbasi // *J Prosthet Dent.* – 1989. – № 61. – P. 676–678.
136. Beech I.B. Recent advances in the study of biocorrosion– an overview / I. B. Beech, C. C. Gaylarde // *Revista de Microbiologica.* – 1999. – № 30. – P. 177–190.
137. Bergman B. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores / B. Bergman, P. Lundquist // *J. Prosthet Dent.* – 1989. – № 61. – P. 10–15.
138. Brown L. *TheNew Shorter Oxford Dictionary on Historical Principles* / L. Brown. – Oxford, UK : Clarendon Press, 1993. – P. 223.
139. Campagni W. V. Acomparison of an accelerated technique for casting post–and–core restorations with conventional techniques / W. V. Campagni, M. H. Reisbick, M. Jugan // *Journal of Prosthodontics.* –1993. – № 2. – P. 159–166.
140. Caputo A. A. *Biomechanics in Clinical Dentistry* / A. A. Caputo, J. P. Standlee // *Quintessence.* – 1987. – P. 185–203.
141. Cathro P. R. Impact resistance of crowned endodontically treated central incisors with internal composite cores / P. R. Cathro, N. P. Chandler, J. A. Hood // *Endod Dent Traumatol.* –1996. – № 12. – P. 124–128.
142. Cecchin D. Fracture resistance of roots prosthetically restored with intra–radicular posts of different lengths / D. Cecchin // *Journal of Oral Rehabilitation.* – 2010. – № 37. – P. 116–122.
143. Chan F. W. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements / F. W. Chan // *Aust Dent J.* – 1993. – № 38. – P. 39–45.

144. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth: Post, core and the final restoration / W. Cheung // JADA. – 2005. – № 136. – C. 611–619.

145. Chiba M. K. Effect of dentin cleansers on the bonding efficacy of dentin adhesive / M. K. Chiba, S. Wakumoto // Dent Mater. – 1989. – № 8. – C. 76–85.

146. Cormier C. J. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration / C. J. Cormier // Journal of Prosthodontics. – 2001. – № 1. – C. 26–36.

147. Creugers G. An analysis of durability data of post and core restorations / G. Creugers, A. G. Mentink // J. Dent. – 1993. – № 21. – P. 281–284.

148. Dietschi D. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth a systematic review of the literature Part 1 / D. Dietschi, O. Due, I. Krejci, A. Sadan // Quintessence Int. – 2007. – № 38. – C. 733–743.

149. Dietschi D. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies) / D. Dietschi, O. Due, I. Krejci, A. Sadan // Quintessence Int. – 2008. – № 39. – P. 117–129.

150. Douglas W. H. Methods to improve fracture resistance of teeth / W. H. Douglas, D.C. Smith // Proceedings of the International Symposium on Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials. Utrecht, Netherlands. – 1985. – P. 433–441.

151. Edelhoff D. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth / D. Edelhoff // J Prosthet Dent. – 2002. – № 87. – P. 503–509.

152. Ellis S. G. Predisposing and contributing factors for complete and incomplete tooth fractures / S. G. Ellis, J. F. McCord, F. J. Burke // Dent Update. – 1999. – № 26. – P. 150–158.

153. Ellner S. Four post-and-core combinations as abutments for fixed single crowns: a prospective up to 10-year study / S. Ellner // Int J Prosthodont. – 2003. – № 16. – P. 249–254.

154. Eraslan O. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns / O. Eraslan, F. Aykent, S. Akman // *Clinical Oral Investigations*. – 2009. – № 13. – C. 223–227.

155. Eskitaioglu G. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis) / Eskitaioglu G., Belli S., Kalkan M. // *J. Endod* 2002. – № 28. – P. 629–633.

156. Eskitascioglu G. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis) / G. Eskitascioglu // *J Endod*. – 2002. – № 28. – P. 629–633.

157. Faquilino S. A. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth / S. A. Faquilino, D. J. Caplan // *Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2002. – № 87. – P 256–263.

158. Fernandes A. S. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review / A. S. Fernandes, G. S. Dessai. // *International Journal of Prosthodontics*. – 2001. – № 14. – C. 355–363.

159. Ferrari M. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores / M. Ferrari // *Am J Dent*. – 2000. – № 13. – P. 156–186.

160. Ferrari M. Fiber Posts and Endodontically Treated Teeth / M. Ferrari // *A Compendium of Scientific and Clinical Perspectives*. – 2008 – C. 121–135.

161. Ferrari M. Post placement affects survival of endodontically treated premolars / M. Ferrari, M.C. Cagidiaco // *J Dent Res*. – 2007. – № 6. – P. 729–734.

162. Ferrari M. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts / M. Ferrari, A. Vichi // *Am J Dent*. – 2000. – № 13. – P. 9–13.

163. Forberger N. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based ceramic crowns / N. Forberger, T. N. Gohring // *Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2008. – № 100. – P. 264–273.

164. Fragou T. The effect of ferrule on the fracture mode of endodontically treated canines restored with fibre posts and metal–ceramic or all–ceramic crowns / T. Fragou, P. Koidis // *Journal of dentistry*. – 2012. – № 40. – C. 276–285.

165. Fredriksson M. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber–reinforced epoxy resin posts / M. Fredriksson, J. Astback // *J Prosthet Dent*. – 1998. – № 80. – P. 151–157.

166. Freeman M. A. Leakage associated with load–fatigue induced preliminary failure of full crowns placed over three different post and core systems / M. A. Freeman, J. I. Nicholls // *J Endod*. – 1998. – № 24. – P. 26–32.

167. Gateau P. Fatigue testing & microscopic evaluation of post & core restorations under artificial crowns / P. Gateau, M. Sabek // *J Prosthet Dent*. – 1999. – № 82. – P. 341–347.

168. Gegau A. G. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post–cores and crowns / Gegau A. G. // *Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2000. – № 84. – P. 169–179.

169. Gegauff A. G. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post–cores and crowns / A. G. Gegauff // *Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2000. – № 84. – P. 169–179.

170. Gelfand M. Effect of complete veneer crowns on the compressive strength of endodontically treated posterior teeth / M. Gelfand, M. Goldman, E. J. Sunderman // *Journal of Prosthetic Dentistry*. – 1984. – № 52. – P. 635–638.

171. Glazer B. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fiber posts: a prospective study / B. Glazer // *J Can Dent Assoc*. – 2000. – № 66. – P. 613–618.

172. Goodacre Ch. J. The Prosthodontic Management of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review Part I. Success and Failure Data, Treatment Concepts / Ch. J. Goodacre // *J. Prosthodont*. – 1994. – № 3. – P. 243–250.

173. Goodacre Ch. J. The Prosthodontic Management of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. Part 11. Maintaining the Apical Seal / Ch. J. Goodacre // *J Prosthodont*. – 1995. – № 4. – P. 57–53.

174. Goodacre Ch. J. The Prosthodontic Management of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. Part 111. Tooth Preparation Considerations / Ch. J. Goodacre // *J Prosthodont.* – 1995. – № 4. – P. 122–128

175. Grayson W. The dentin substrate: structure and properties related to bonding / W. Grayson // *J. Dent.* – 1997. – № 25. – P. 441–458.

176. Grigoratos O. Effect of exposing dentin to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elasticity modulus / O. Grigoratos, J. Knowles, Y. I. Ng // *Int Endod J.* – 2001. – № 34. – C. 113–119.

177. Grimaldi J. Measurement of the lateral deformation of the tooth crown under axial compressive cuspal loading / J. Grimaldi // *Thesis.* – 1971. – P. 495–497.

178. Gutmann J. L. The dentin–root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth / J. L. Gutmann // *J Prosthet Dent.* – 1992. – № 67. – P. 458–467.

179. Hatta M. High volume individual fibre post versus low volume fibre post: the fracture load of the restored tooth / M. Hatta, A. Shinya // *Journal of Dentistry.* – 2011. – № 39. – P. 65–71.

180. Hayashi M. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post–cores and crowns / M. Hayashi // *Dental Materials.* – 2006. – № 22. – P. 477–485.

181. Hedlund S. O. A retrospective study of pre–fabricated carbon fiber root canal posts / S. O. Hedlund // *J Oral Rehabi.* – 2003. – № 30. – P. 1036–1040.

182. Hemmings K. W. Resistance to torsional forces of various post and core designs / K. W. Hemmings, P. A. King // *Journal of Prosthetic Dentistry.* – 1991. – № 66. – P. 325–329.

183. Henry H. W. Fracture Behavior of Human Mandibular Incisors Following Endodontic Treatment and Porcelain Veneer Restoration / H. W. Henry // *Int J Prosthodont.* – 2001. – № 14. – C. 260–264.

184. Heydecke G. The restoration of endodontically treated, single–rooted teeth with cast or direct post and cores: A systematic review / G. Heydecke, M. C. Peters // *J Prosthet Dent.* – 2002. – № 87. – P. 380–386.

185. Ho M. H. Three dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin / M. H. Ho, S. Y. Lee, H. H. Chen // J Prosthet Dent. – 1994. – № 72. – P. 367–372.

186. Ho M. H. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin / M. H. Ho, S. Y. Lee // J Prosthet Dent. – 1994. – № 72. – P. 367–372.

187. Hoag E. P. A comparative evaluation of three post and core techniques / E. P. Hoag // J Prosthet Dent. – 1982. – № 47. – P. 177–181.

188. Holmes D. C. Influence of post dimension on stress distribution in dentin / D. C. Holmes, A. M. Diaz–Arnold, J. M. I. Leary // J Prosthet Dent. – 1996. – № 75. – P. 140–147.

189. Holmes D. C. Influence of post dimensions on stress distribution in dentin / D. C. Holmes, A. M. Diaz–Arnold // J Prosthet Dent. – 1996. – № 75. – P. 40–47.

190. Hu Y. H. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with post–and–core system / Y. H. Hu, L. C. Pang, C. C. Hsu, Y. H. Lau // Quintessence Int. – 2003. – № 34. – P. 349–353.

191. Huysmans M. C. Finite element analysis of quasistatic and fatigue failure of post and cores / M. C. Huysmans, P. G. Van der Varst // J Dent. – 1993. – № 21. – P. 57–64.

192. Isidor F. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts / F. Isidor, P. Odman, K. Brondum // Int J Prosthodont. – 1996. – № 9. – P. 131–136.

193. Isidor F. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts / F. Isidor, P. Odman, K. Brondum // Int J Prosthodont. – 1996. – № 9. – P. 131–136.

194. Isidor F. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallelsided posts / F. Isidor, K. Brondum // Int J Prosthodont. – 1992. – № 5. – P. 257–261.

195. Joshi S. Mechanical performance of endodontically treated teeth / S. Joshi, A. Mukherjee // *Finite Elements in Analysis and Design*. – 2001. – № 37. – P. 587–601
196. Kantor E. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth / E. Kantor, M. S. Pines // *J Prosthet Dent*. – 1977. – № 38. – P. 405–412.
197. Kataoka S. Stress analysis of bridge abutment teeth with cemented dowels / S. Kataoka, K. Iwai // *Nippon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi*. –1990. – № 34. – P. 175–185.
198. Katz A. Residual Dentin Thickness in Bifurcated Maxillary Premolars After Root Canal and Dowel Space Preparation / A. Katz // *JOE*. – 2006. – № 32. – P. 241–245.
199. Kinney J. H. The Mechanical Properties of Human Dentin: a Critical Review and Re-evaluation of the Dental Literature / J. H. Kinney // *Crit Rev Oral Biol Med*. – 2003. – № 14. – P. 13–29.
200. Kishen A. Analysis on the nature of thermally induced deformation in human dentine by electronic speckle pattern interferometry (ESPI) / Kishen A. // *Journal of Dentistry*. – 2001. – № 29. – P. 531–537
201. Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth / A. Kishen // *Endodontic Topics*. – 2006. – № 13. – P. 57–83/
202. Kishen A. Photomechanical investigations on post-endodontically rehabilitated teeth / A. Kishen, A. Asundi // *J Biomed Opt*. – 2002. – № 7. – P. 262–270.
203. Larson T. O. Effect of prepared cavities on the strength of teeth / T. O. Larson, W. H. Douglas, R. E. Geistfeld // *Oper Dent*. – 1981.– № 6. – C. 2–5.
204. Lertchirakarn V. Finite element analysis and strain gauge studies of vertical root fracture / V. Lertchirakarn, J.E. Palamara // *J Endod*. – 2003. – № 29. – P. 529–534.

205. Lertchirakarn V. Patterns of vertical root fracture: Factors affecting stress distribution in the root canal / V. Lertchirakarn, J. E. Palamara // *J Endod.* – 2003. – № 29. – P. 523–528.

206. Libman W. J. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns / W. J. Libman, J. I. Nicholls // *International Journal of Prosthodontics.* – 1995. – № 8. – P. 155–161.

207. Lnoe T. Anisotropy of tensile strength of bovine dentin regarding dentinal tubule orientation and location / T. Lnoe, H. Takahashi // *Dent Mater J.* – 2002. – № 17. – P. 242–249.

208. Mahmoudi M. A three-dimensional finite element analysis of the effects of restorative materials and post geometry on stress distribution in mandibular molar tooth restored with post-core crown / M. Mahmoudi // *Dental Materials Journal.* – 2012. – № 31. – P. 171–179.

209. Malferrari S. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts / S. Malferrari // *Int J Prosthodont.* – 2003. – № 16. – P. 39–44.

210. Manning K. E. Factors to consider for predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth. Part II: clinical application of basic concepts / Manning K. E., Yu D. C., Yu K. C., Kwan E. W. // *J Canad Dent Assoc.* – 1995. – № 61. – P. 696–707.

211. Mattison G. O. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts / G. O. Mattison // *J Prosthet Dent.* – 1982. – № 48. – P. 407–411.

212. Maxwell E. H. Incompletely fractured teeth: a survey of endodontists / E. H. Maxwell, B. V. Braly, W. S. Eakle // *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* – 1986. – № 61. – P. 113–117.

213. McLean A. Predictably restoring endodontically treated teeth / A. McLean // *Journal of the Canadian Dental Association.* – 1998. – № 64. – P. 782–787.

214. Mendoza D. B. Root reinforcement with a resin-bonded prefabricated post / D. B. Mendoza, W. S. Eakle, E. A. Kahl, R. Ho // *J Prosthet Dent.* – 1997. – № 78. – P. 10–14.

215. Mentink A. G. Clinical performance of different post and core systems—results of a pilot study / A. G. Mentink, N. H. Creugers // *J Oral Rehabil.* – 1993. – № 20. – P. 577–584.

216. Mentink A. G. Survival rate and failure characteristics of the all metal post–and–core resoration / A. G. Mentink // *J Oral Rehabil.* – 1993. – № 20. – P. 455 –461.

217. Meredith N. Measurements of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique / N. Meredith, M. Sheriff // *Arch Oral Bioi.* – 1996. – № 41. – P. 539–545.

218. Naumann M. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? / M. Naumann, G. Sterzenbach, M. Rosentritt, F. Beuer, R. Frankenberger // *Journal of Endodontics.* – 2008. – № 34. – C. 1006–1010.

219. Naumann M. Risk factors for failure of glass fiber–reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study / M. Naumann, F. Blankenstein // *Eur J Oral Sci.* – 2005. – № 113. – P. 519–524.

220. Neumann M. Survival of glass–fiber reinforced composite post restorations after 2 years–on observational clinical study / M. Neumann, F. Blankenstein // *J Dent.* – 2005. – № 33. – P. 305–312.

221. Newitter D. Divergent cast post and core technique for severely compromised molars with potential for corrosion fracture considered / D. Newitter // *Oper Dent.* – 2005. – № 30. – P. 546–552.

222. Ng C. C. Effect of no ferrule on failure of teeth restored with bonded posts and cores / C. C. Ng, M. I. al–Bayat // *General Dentistry.* – 2004. – № 52. – P. 143–146.

223. Ng C. C. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth / C. C. Ng, H. B. Dumbrigue // *Journal of Prosthetic Dentistry.* – 2006. – № 95. – P. 290–296.

224. Nordbo H. Saucer–shaped cavity preparations for posterior approximal resin composite restorations: observations up to 10 years / H. Nordbo, J. Leirskar, F. R. von der Fehr *Quintessence Int.* – 1998. – № 29. – C. 5–11.

225. Okamoto K. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in composite resin cores with fiber posts of varying diameters / K. Okamoto, T. Ino // *Dent Mater J.* – 2008. – № 27. – P. 49–55.

226. Pameijer C. H. On Clinical corrosion of pins / C. H. Pameijer, P. O. Glantz, M. A. Mobasherat // *Swed Dent J.* – 1983. – № 7. – P. 161–167.

227. Pegoretti A. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post / A. Pegoretti, G. Zappini // *Biomaterials.* – 2002. – № 23. – P. 2667–2682.

228. Pereira J. R. Effect of acrown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts / J. R. Pereira, F. de Ornelas // *Journal of Prosthetic Dentistry.* – 2006. – № 95. – P. 50–54.

229. Peroz I. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores – A review / Peroz I., Klaus-Peter Lange // *Quintessence international.* – 2005. – № 36. – C. 737–746.

230. Pickering H. W. Wedging action of solid corrosion product during stress corrosion of austenitic stainless steels / H. W. Pickering, F. H. Beck, M. G. Fontana // *Corrosion.* – 1962. – № 18. – P. 230–239.

231. Pierrisnard E. M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis / E. Pierrisnard // *J Prosthet Dent.* – 2002. – № 88. – P. 442–448.

232. Pierrisnard L. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. / L. Pierrisnard, F. Bohin, P. Renault, M. Barquins // *J Prosthet Dent.* – 2002. – № 88. – P. 442–448.

233. Raskin A. Clinical evaluation of a posterior composite 10-year report / A. Raskin, B. Michotte-Theall, J. Vreven, N. H. Wilson // *J Dent.* – 1999. – № 27. – C. 13–19.

234. Ray H. A. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration / H. A. Ray // *International Endodontic Journal.* – 1995. – № 28. – P. 12–18.

235. Raygot C. G. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber–reinforced resin post system in vitro / C. G. Raygot, J. Chai, D.L. Jameson // *Int J Prosthodont.* – 2001. – № 14. – P. 141–145.

236. Reeh E. S. Stiffness of Endodontically treated Teeth Related to Restoration Technique / E. S. Reeh, W. H. Douglas¹, H. H. Messer // *J Dent Res.* – 1989. – № 68. – C. 1540–1544.

237. Reeh E. S. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures / E. S. Reeh, H. H. Messer, W. H. Douglas // *J Endodon.* – 1989. – № 15. – C. 512–516.

238. Reeh E. S. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures / E. S. Reeh, H. H. Messer, W. H. Douglas // *J Endodon.* – 1989. – № 15. – C. 512–516.

239. Reeh E. S. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures / E. S. Reeh, H. H. Messer, W. H. Douglas // *J Endodon.* – 1989. – № 15. – P. 512–516.

240. Rosen H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth / H. Rosen // *Journal of Prosthetic Dentistry.* – 1961. – № 11. – P. 973– 986.

241. Rosenstiel S. F. Contemporary fixed prosthodontics 4th edition / S. F. Rosenstiel, M. F. Land // Quint pub. – 2007. – P. 336–374.

242. Rosentritt M. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth / M. Rosentritt, T. Plein // *Int J Prosthodont.* – 2000. – № 13. – P. 387–391.

243. Sadeghi M. A Comparison of the Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth using Three Different Post Systems / M. Sadeghi // *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences.* – 2006. – № 3. – P. 123–129.

244. Sahafi A. Retention and failure morphology of prefabricated posts / A. Sahafi, A. Peutzfeldt, E. Asmussen, K. Godtfredsen // *Int J Prosthodont.* – 2004. – № 17. – P. 307–312.

245. Salameh Z. The effect of different full-coverage crown systems on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated maxillary incisors restored with and without glass fiber posts / Z. Salameh, R. Sorrentino, H. F. Ounsi [et al.] // *Journal of Endodontics.* – 2008. – № 34. – C. 842–846.

246. Saleh A. A. Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentin / A. A. Saleh, W. M. Ettman // *J Dent.* – 1999. – № 27. – C. 43–46.

247. Saupe W. A. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots / W. A. Saupe, A. H. Gluskin, R. A. Jr. Radke // *Quintessence Int.* – 1996. – № 27. – P. 483–491.

248. Sethuraman R. The effect of three post and core systems on the stress distribution in endodontically treated teeth– A two dimensional finite element analysis / R. Sethuraman // *Journal of Advanced Dental Research.* – 2011. – Vol. II, № 1. – P. 41–49.

249. Sherfudhin H. Effect of different ferrule designs on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth restored with fiber posts and all-ceramic crowns / H. Sherfudhin, J. Hobeich // *Journal of Applied Oral Sciences.* – 2011. – № 19. – P. 28–33.

250. Sherfudhin H. Effect of different ferrule designs on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth restored with fiber posts and all-ceramic crowns / H. Sherfudhin, J. Hobeich // *Journal of Applied Oral Sciences.* – 2011. – № 19. – P. 28–33.

251. Shillingburg H. T. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* The fourth edition / H. T. Shillingburg // *Quint pub.* – 2012. – P. 128-132.

252. Sim T. P. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain / T. P. Sim, J. C. Knowles, Y. I. Ng // *Int Endod J.* – 2001. – № 33. – C. 120–132.

253. Sirimai S. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems / S. Sirimai, D. N. Riis // *Journal of Prosthetic Dentistry.* – 1999. – № 81. – C. 262–269.

254. Sorensen J. A. Clinically significant factors in dowel design / J. A. Sorensen, J. T. Martinoff // *Journal of Prosthetic Dentistry.* – 1984. – № 52. – P. 28–35.

255. Sorensen J. A. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth / J. A. Sorensen, M. J. Engelman // *Journal of Prosthetic Dentistry.* – 1990. – № 63. – P. 529–536.

256. Sorensen J. A. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth / J. A. Sorensen, M. J. Engleman // *Journal of Prosthetic Dentistry.* – 1990. – № 63. – C. 529–536.

257. Standlee J. P. Analysis of stress distribution by endodontic posts / J. P. Standlee, A. A. Caputo // *Oral Surg Oral Med Oral.* – 1972. – № 33. – P. 952–960.

258. Standlee J. P. Interaction of endodontic posts with tooth structure. Kurer Anchor System / J. P. Standlee // *Quintessence.* – 1984. – P. 160–164.

259. Standlee J. P. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design / J. P. Standlee, A. A. Caputo, E. C. Hanson // *J Prosthet Dent.* – 1978. – № 39. – P. 400–405.

260. Stankiewicz N. R. The ferrule effect: a literature review / Stankiewicz N. R. // *International Endodontic Journal.* – 2002. – № 35. – P. 575–581.

261. Tjan A. H. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls / A. H. Tjan, S. B. Whang // *J Prosthet Dent.* – 1985. – № 53. – P. 496–500.

262. Torbjorner A. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth / A. Torbjorner, B. Fransson // *Int J Prosthodont.* – 2004. – № 17. – P. 369–376.

263. Torbjorner A. Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth / A. Torbjorner, B. Fransson // *Int J Prosthodont.* – 2004. – № 17. – P. 135–141.

264. Torbjorner A. Carbon fiber reinforced root canal posts: mechanical and cytotoxic properties / A. Torbjorner, S. Karlsson, M. Syverud, A. Hensten–Pettersen // *Eur J Oral Sci.* – 1996. – № 104. – P. 605–607.

265. Torbjorner A. Carbon fiber reinforced root canal posts: mechanical and cytotoxic properties / A. Torbjorner, S. Karlsson, M. Syverud, A. Hensten–Pettersen // *Eur J Oral Sci.* – 1996. – № 104. – P. 608–611.

266. Torbjorner A. Survival rate and failure characteristics for two post designs / A. Torbjorner, S. Karlsson // *Journal of Prosthetic Dentistry.* – 1995. – № 73. – P. 439–444.

267. Torbjorner A. Survival rate and failure characteristics for two post designs / A. Torbjorner, S. Karlsson // *Journal of Prosthetic Dentistry.* – 1995. – № 73. – P. 439–444.

268. Trope M. Resistance to fracture of endodontically treated roots / M. Trope, H. Ray // *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* – 1992. – № 73. – C. 99–102.

269. Ukon S. Influence of different elastic moduli of dowel and core on stress distribution in root / S. Ukon, H. Moroi, K. Okimoto [et al.] // *Dental Materials Journal.* – 2000. – № 19. – C. 50–64.

270. Ukon S. Determination of the fabricating conditions for the preferable marginal and internal adaptation of the mica crystal castable ceramic crown / S. Ukon, M. Ishikawa, M. Tohyama, H. Sato // *Dental Materials Journal.* – 2004. – № 23. – C. 53–62.

271. Ukon S. Probability of failure of highly filled indirect resin-veneered implant-supported restorations: an in vitro study. / S. Ukon, H. Takahashi, K. Hisama // *Int J Prosthodont.* – 2002. – № 15. – P. 179–82.

272. Vaidya V. N. A comparative evaluation of the fracture resistance of endodontically treated teeth with compromised intra radicular tooth structure using three different post system / V. N. Vaidya // People's Journal of Scientific Research. – 2011. – № 4. – P. 432–439.

273. Versluis A. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? / A. Versluis, W. H. Douglas // J Dent Res. – 1996. – № 75. – P. 871 –878.

274. WMA Declaration of Helsinki – Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects (amended by the 64th WMA General Assembly, Fortaleza, Brazil). – 2013. – P. 258–266.

275. Wylie S. G. Restoring the vertical dimension of mandibular incisors with bonded ceramic restorations / S. G. Wylie, H. K. Tan, K. Brooke // Aust Dent J. – 2000. – № 45. – C. 91–96.

276. Xu H. H. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin / H. H. Xu, D. T. Smith // J Dent Res. – 1998. – № 77. – P. 472–480.

277. Yaman S. D. Stress distribution of post–core applications in maxillary central incisors / S. D. Yaman, O. Karacaer, M. Sahin // J Biomater Appl. – 2004. – № 18. – P. 163–177.

278. Yang H. The effects of dowel design and load direction on dowel–and–core restoration / Yang H., Moilna A., Felton D. // J Prosthet Dent. – 2001. – № 85. – P. 558–567.

279. Zhi–Yue L. Effect of post–core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors / L. Zhi–Yue, Z. Yu–Xing // Journal of Prosthetic Dentistry. – 2003. – № 89. – C. 368–373.

280. Zhi–Yue L. Effect of post–core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors / L. Zhi–Yue, Z. Yu–Xing // Journal of Prosthetic Dentistry. – 2003. – № 89. – P. 368–373.

281. Fusayama Z. In vitro study of discoloration of composite resins / Z. Fusayama, H. Hayashi, K. Ogushi // J Prosthet Dent. – 1974. – № 32. – C. 66–69.

282. Zu-Ryge G. USPHS – United States Public Health Service / G. Ryge // Int Dent J. – 1980. – Vol. 30, № 4. – C. 347–358.