

Борисенко А.В.,
Неспрядько В.П.,
Клітинський Ю.В.,
Савичук А.О.

ВИЗНАЧЕННЯ ПОЛІВ НАПРУЖЕНЬ МЕТОДОМ СКІНЧЕННИХ ЕЛЕМЕНТІВ У РІЗЦЯХ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ВІДНОВЛЕНИХ З ВИКОРИСТАННЯМ ВНУТРІШНЬОКАНАЛЬНИХ ШТИФТІВ

Національний медичний університет імені О.О.Богомольця

Резюме. У статті представлені результати дослідження методом скінченних елементів трьохмірних моделей фронтального сегменту нижньої щелепи можливих величин і полів напруг, які виникають при навантаженні у різцях нижньої щелепи. Розглянуті випадки реставрації різців з використанням скловолоконних штифтів з композитною куксою чи литих металічних внутрішньоканальних вкладок при різному ступені збереження коронкової частини зуба. Показаний вплив матеріалу штифтів на наружні в зубі та елементах реставраційної конструкції.

Ключові слова: скловолоконний штифт, металічний штифт, штучна кукса, різці нижньої щелепи

Вступ

Обговорення доцільності використання різних типів внутрішньоканальних штифтових конструкцій триває у науковій стоматологічній літературі кілька десятків років, залишаючись актуальною проблемою і потребує додаткового дослідження в Україні та за її межами. Клінічна ефективність даної методики та біомеханічні аспекти взаємодії різних типів штифтів з біологічними тканинами різців нижньої щелепи, в умовах негативних наслідків девіталізації зуба та ендодонтичного лікування, є досі не вивченим питанням [1,2,3].

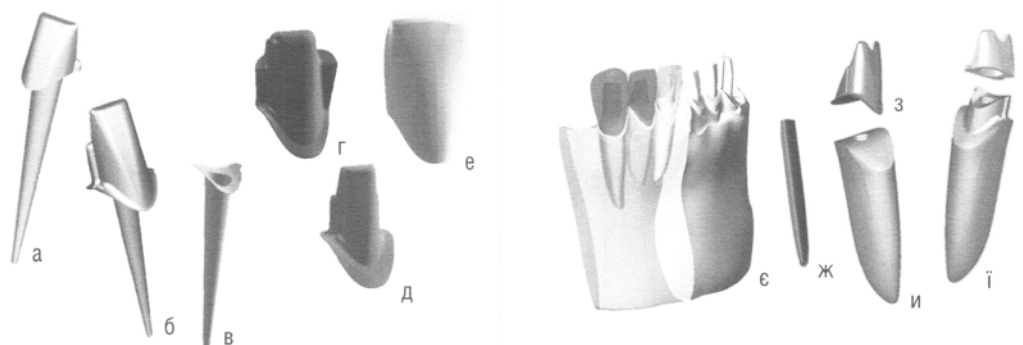
Вплив внутрішньоканального штифта на механічні властивості різців нижньої щелепи та особливості подальшої взаємодії елементів комплексу "тканини зуба – реставраційна конструкція" в умовах обмеженого об'єму тканин при повному функціональному навантаженні є мультидисциплінарною проблемою, що потребує глибокого вивчення. Забезпечення стабільності усього комплексу в умовах значної втрати тканин коронкової частини різців нижньої щелепи створює перед клініцистом комплексну задачу, змушуючи переглянути загальноприйняті аспекти та методики відновлення зубів з використанням штифтових конструкцій.

Ступінь руйнування коронкової частини, матеріал штифта і штучної кукси та коронки та групова приналежність зуба визначаються як основні фактори впливу на витривалість реставраційної конструкції та зуба [4,5,6].

В ідеальних умовах, штифтова система повинна мати такі механічні властивості, що забезпечують протистояння навантаженням вищим, ніж середні значення жувальних сил, мінімізувати

навантаження на залишкові тканини зуба, рівномірно його розподіляючи та попереджувати виникнення переломів кореня зуба. Литі металеві штифти зі штучною куксою володіють низкою переваг, таких, як точна відповідність форми штифта відпрепарованому простору зубного каналу, висока міцність та пружність, наявність тривалих клінічних спостережень з високим відсотком ефективності [7,8]. Водночас існує ряд відносних недоліків: низька естетичність, часова витратність, технічна чутливість, та значна різниця механічних властивостей штифт порівнянь з тканинами зуба. Волоконні штифти володіють механічними параметрами найближчими до властивостей зуба, мають здатність створювати більш ефективну адгезію до елементів реставраційної системи, більш економічні у часі та володіють високими естетичними характеристиками. За даними деяких досліджень [8,9], сприятлива механічна сумісність дозволяє попереджувати катастрофічні ускладнення, такі як розлам кореня, навіть у випадку коли зуб значною мірою зруйнований. За результатами інших досліджень, при використанні скловолоконних штифтів підвищується ймовірність тяжких ускладнень, таких як утворення тріщин та перелом кореня зуба.

Збереження 2 мм висоти коронкової частини зуба, для створення так званого «ферул ефекту» [11,12,13,14], коли штучна коронка відіграє роль зміцнювального ободу, що одночасно охоплює залишки дентину коронкової частини зуба та штучну куксу, підвищує здатність комплексу «реставраційна конструкція - залишкові тканини зуба» протистояти високим механічним навантаженням, попереджуючи утворення тріщин та переломів кореня зуба.



Мал. 1. Тривимірні моделі анатомічних утворень та елементів реставраційної системи: а, б – литий металевий штифт зі штучною куксою; в, д – склоіомерний 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.

В стоматологічній літературі є лише декілька досліджень, у яких використовували різці нижньої щелепи [15,16,17,18]. Обмежений об'єм тканин нижніх різців порівняно з усіма іншими зубами становить додаткові складнощі при відновленні зуба та спробі забезпечити довготривалий терапевтичний ефект. Особливості анатомії даного типу зубів формує складну задачу при виборі типу штифтової конструкції, що має бути використана, особливо у разі значного руйнування зуба.

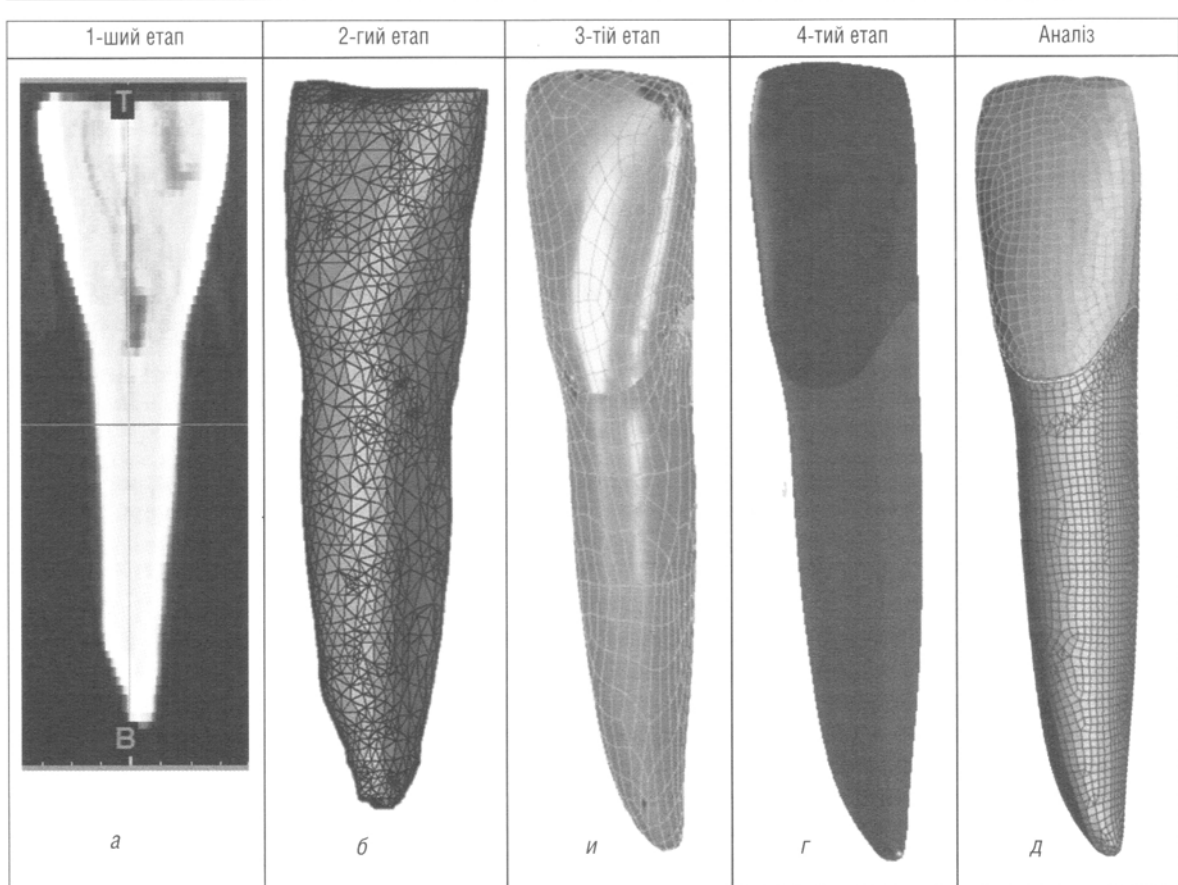
Використання аналізу на основі метода скінченних елементів (МСЕ) дозволяє уникнути більшості складнощів, пов'язаних з лабораторними дослідженнями [19]. Даний метод базується на математичному моделюванні та узагальненні геометричних параметрів, механічних властивостей матеріалів та умов прикладення навантажень на досліджувану структуру. Найбільшою перевагою даного методу є можливість візуально зобразити розподілення навантажень, деформації та зміщення у будь-якій точці трьохмірної моделі, що досліджується, нівелюючи вплив побічних факторів, що виникають при лабораторних дослідженнях та варіабельності властивостей притаманних біологічним тканинам. Аналіз на основі МСЕ використовується тоді, коли вищенаведені параметри неможливо дослідити звичайними методами та у випадках, коли потрібно візуально зобразити напруження, що виникають.

Метою даного дослідження було визначення впливу скловолоконних та литих металевих штифтів зі штучною куксою, залежно від ступеня збереження коронкової частини зуба, на виникнення полів високих напружень у зубах фронтальної групи нижньої щелепи.

Матеріал та методи дослідження

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 (мал. 1): фронтальний сегмент нижньої щелепи, періодонт, тканини зуба, склоіомерний 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 (мал. 2): 1) комп'ютерна томографія, на основі якої в подальшому створюються 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; 4) створення вторинних моделей шляхом модифікації первинних та дизайн моделей компонентів системи реконструкції зуба. Різці нижньої щелепи були змодельовані як інтактні (Int, контрольна група), ендодонтично ліковані та реставровані із використанням скловолоконних штифтів з композитною реставрацією зруйнованої культи зуба (Fiber), чи металевих литих штифтів зі штучною куксою (Cast). Кожна з груп різців, відновлених з використанням того чи іншого штифта відтворювала клінічні умови зі збереженням 2 мм коронкового



Мал. 2. Поетапне зображення модифікації та аналізу тривимірної моделі людського різця нижньої щелепи: а - Крос-секція різця нижньої щелепи; б - Первинна стерео літографічна модель; в - Усунення артефактів та переформатування; г - Створення та дизайн вторинних моделей; д - Аналіз тривимірних моделей

дентину чи повністю зруйнованої коронкової частини. Усі структури були запроєктовані чітко з урахуванням літературних класичних рекомендацій по препаруванню, розмірів та документації виробників стоматологічних матеріалів (Мал. 3а).

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 фон Мізеса.

Створення, обробка матричних моделей та

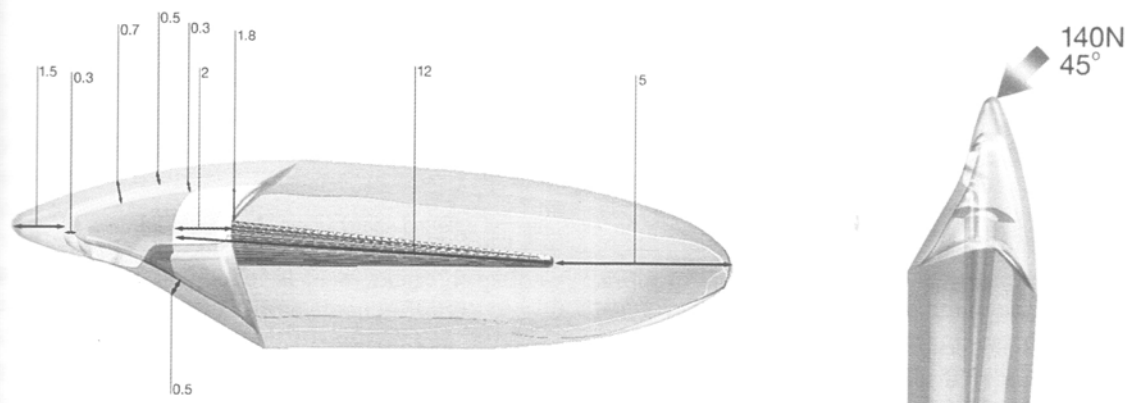
Таблиця 1. Ізотропічні механічні параметри досліджених тканин зуба тканин і реставраційних матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга (МПа)	Коефіцієнт Пуассона
Дентин	18600	0,31
Кістка	13700	0,3
Пародонт	68,9	0,45
Облицювальна кераміка	96000	0,29
Сплав золота	100000	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

Таб. 2

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



Мал. 3. а - Розміри та пропорції залишкових тканин зуба та елементів реставраційної системи; б - Зображення точки та напрямку прикладання сили.

аналіз пружньо-деформованих станів у них під час навантаження були проведені у програмному середовищі Algor (Algor; Algor, Inc, Pittsburg, Pa).

Механічні властивості усіх анатомічних та реконструктивних структур були взяті як гомогенні та ізотропічні (Таблиця 1), за винятком ортотропних властивостей скло-волоконного штифта (Таблиця 2). Був проведений лінійний еластичний статичний структурний аналіз моделей.

Величини напружень та їх розповсюдження були визначені при прикладанні кутового навантаження на моделі силою 140 ньютонів, що відтворювала жувальне навантаження під кутом 45° (135°) по відношенню до осі зуба (Мал. 3б).

Результати дослідження

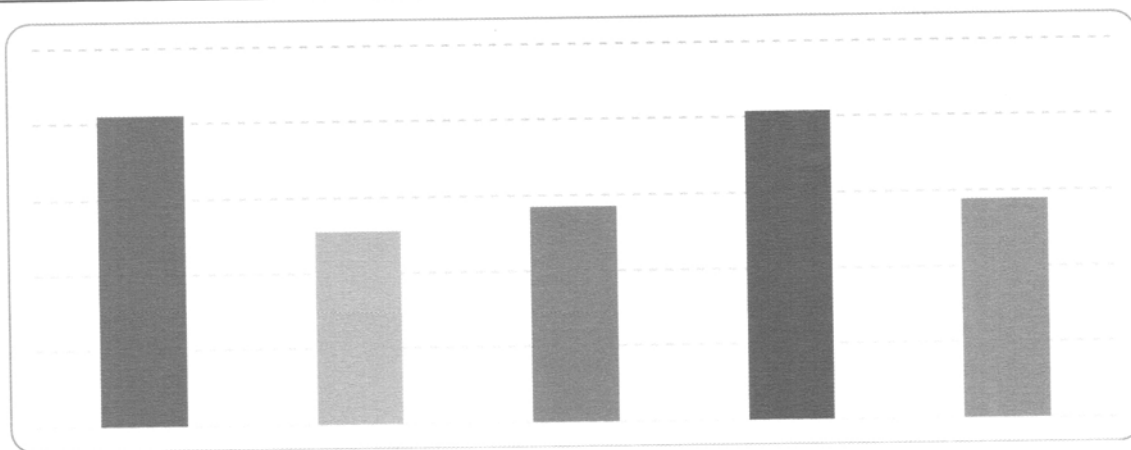
Максимальні абсолютні значення напруження, що виникало у кожному з елементів системи, наведені у таблиці 3 і мал. 4.

Найвищі значення напруги у товщі залишкових тканин зуба виявлені у моделі вітального різця (мал. 4). У разі використання скловолоконних штифтів у дентині кореня зуба відмічені вищі значення напруг, ніж у моделях з литими металевими штифтами.

Величини напруг у товщі штифтів визначалась матеріалом, з якого вони були виготовлені (мал. 4). У випадку збереження 2 мм коронкової частини зуба величини напруг у штифтах були менші. Напруги у скловолоконних штифтах були

Таблиця 3. Максимальні абсолютні значення напруження у залишкових тканинах зуба та елементах реставраційної системи

Тип моделі	Залишкові тканини зуба	Цемент штифта	Цемент коронки	штифт	Композит-на куку	Металевий каркас коронки	Керамічне облицювання
Int	205.4		225.2			249.9	882.2
Cast Fer+	127.4	35.5	212.3	129.5		228.0	878.3
Cast Fer-	141.9	71.7	173.2	253.9		188.8	877.45
Fiber Fer+	203.6	45.5	236.2	72.4	8.1	256.3	885.96
Fiber Fer-	143.7	22.5	232.7	51.7	65.2	261.9	884.02



Мал. 4: Напруження у моделях залишкових тканин зуба, еквівалентні одиниці напруження Мізеса, (МПа).

рівномірно розподілені по всій поверхні штифта. Величини напруг у штучній композитній куksі (мал. 4) при відсутності збереження 2 мм коронкової частини зуба зростали у 10 разів, і у 6 разів перевищували модуль Юнга даного матеріалу.

Величини напруг у цементі, що фіксував штифт, були найвищі у разі використання литих металевих штифтів (мал. 4). У разі збереження 2 мм коронкової частини зуба у моделях зі скловолоконними штифтами величини напруг у цементі штифтів зростали.

В елементах металокерамічної коронки та фіксуючому цементі відмічене зростання величини напруг у разі використання литих металевих штифтів та у моделях зі збереженими 2 мм коронкової частини.

У моделях різців зі скловолоконними штифтами, поля напруг здебільшого локалізувались у середній та коронковій третинах кореня зуба. В цілому напруги у скловолоконних штифтах були рівномірно поширені вздовж штифта. У литих металевих штифтах поля високих значень напруг були зосереджені у середній, коронковій третинах та у штучній куksі.

Обговорення

Враховуючи функціональні умови зубів, їх механічні властивості вимушені протистояти високим зовнішнім навантаженням, зберігаючи пружність на достатньому рівні для попередження утворення мікротріщин, одночасно володіючи достатньою жорсткістю для перенесення тривалого багаточиклічного функціонування. Руйнування зубних тканин та наслідки терапевтичних чи реставраційних маніпуляцій призводять до зміни численних механічних параметрів, баланс між якими визначає унікальні властивості оригінальних анатомічних утворень.

Ферул ефект, маючи в основі принцип дії ободу, здатен підвищувати жорсткість усієї конструкції, яка повинна хоча б приблизно відповідати як нижнім так і верхнім межах механічних параметрів дентину та емалі. Підвищення жорсткості комплексу «реставраційна конструкція - тканини зуба» за рахунок використання литих металевих штифтів зі штучною куksю, може призвести до утворення ділянок концентрації високого напруження у коронковій чи апікальній частині зуба, залежно від переважаючого вектору сили, направлено відповідно горизонтально чи вертикально.

З іншого боку, висока гнучкість скловолоконного штифта і його низька здатність протистояти горизонтальним навантаженням, особливо у випадку відсутності ферул ефекту, може також призвести до появи ділянок концентрації високого напруження. За рахунок ортотропності механічних властивостей скловолоконний штифт передає значні напруження на штучну композитну куksю, яка у свою чергу володіє високою пружністю і не здатна протистояти високим навантаженням, стаючи потенційно найслабшою ланкою, при порівнянні величин модуля Юнга усіх елементів реставраційної системи.

Внаслідок різниці технологій реставрації та фіксації армуючих елементів, і як наслідок різного компонентного складу досліджуваних зразків, механічні властивості системи «реставраційна конструкція - тканини зуба» залежать від особливостей взаємодії між усіма елементами системи та напруженнями, що виникають у їх товщі.

Величини напруження у тканинах зуба, отримані у даному дослідженні свідчать про вищу ймовірність виникнення дефектів у дентині у разі використання скловолоконних штифтів комбіновано з ферул ефектом. Проте, відсутність ферул

ефекту, ймовірно, через високу гнучкість скловолоконного штифта, призводить до катастрофічного зростання напруження у штучній композитній куксі. Враховуючи, що композитний матеріал для відновлення кукси володіє одними з найнижчих механічних показників у даній конструкції, це може свідчити на користь високої ймовірності порушення цілісності конструкції.

У разі використання литого металевго штифта зі штучною куксою, напруження, що виникають у дентині кореня зуба є найнижчими серед усіх моделей. Порівняно з скловолоконними штифтами, напруження безпосередньо у моделях литих металевих штифтів зростають у 2 рази при застосуванні ферул ефекту та 4 рази за його відсутності. Беручи до уваги вищевказане та показники напруження у моделі склоіномерного цементу, що фіксував литий металевий штифт, у разі повністю зруйнованої коронкової частини найімовірнішим ускладненням може бути розцементування штифта.

Порівнюючи ймовірні ускладнення у моделях без ферул ефекту, при однаковій величині діючої сили, показані більш сприятливі результати у моделях з литим металевим штифтом. У разі руй-

нування штучної композитної кукси виникає необхідність повторного виготовлення штучної коронки, тоді як у разі розцементування литого металевго штифта чи коронки окремо, їх повторна фіксація у разі збереження цілісності тканин зуба представляє собою нескладну задачу. Проте, у разі несвоєчасного виявлення, це може призвести до мікропідтікання та руйнування простору штифтового ложа мікроорганізмами з ротової рідини.

У підсумку важливо зауважити, що результати даного дослідження, отримані шляхом аналізу тривимірних моделей методом скінчених елементів, демонструють лише величини напруження у елементах конструкції, що тільки опосередковано свідчить про ймовірність виникнення ускладнення. Результати дослідження поведінки біологічних тканин отримані шляхом аналізу методом скінчених елементів, через значне спрощення первинних властивостей та структури тканин, не відображають у повній мірі ймовірну клінічну поведінку зразків у аналогічних *in-vivo* дослідженнях чи фізіологічних умовах, хоча і є більш інформативні з точки зору візуалізації ймовірних результатів.

Определение полей напряжения методом конечных элементов в резцах нижней челюсти восстановленных с использованием внутриканальных штифтов

*Борисенко А.В., Неспрядько В.П., Клитинский Ю.В., Савичук А.А.
Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца*

Резюме. В статье представлены результаты исследования методом конечных элементов трехмерных моделей фронтального сегмента нижней челюсти возможных величин и полей напряжения, возникающих при нагрузке в резцах нижней челюсти. Рассмотрены случаи реставрации резцов с использованием стекловолоконных штифтов с композитной культей или литых металлических внутриканальных вкладок при различной степени сохранности коронковой части зуба. Показано влияние материала штифтов на напряжения в зубе и элементах реставрационной конструкции.

Ключевые слова: стекловолоконный штифт, металлический штифт, искусственная кулея, резцы нижней челюсти.

The investigation of possible stress fields and values during loading of the mandible incisors by finite element analysis of 3-D models of frontal mandibular incisors

*Borysenko A.V., Nespryadko V.P., Klitinskiy J.V., Savychuk A.A.
Bogomolets National Medical University*

Summary. In this article results of the study of possible stress fields and values during loading of the mandible incisors were performed. Finite element analysis of 3-D models of frontal mandibular segment was used. The cases of restoration using glass-fiber posts with composite core or cast post-and-cores with or without ferrule effect were studied. The influence of post and core mechanical properties on the stress fields generation in dentine and restoration elements was shown.

Key words: glass-fiber posts, cast posts, artificial core, mandibular incisors.

Список використаної літератури

1. Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores. A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002;87:380–6.
2. Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts—why, when and how. *Dental Clinics of North America* 1976;20:299–311.
3. Robbins JW. Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. *Journal of the American Dental Association* 1990;120:558–66.
4. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NHJ. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core-systems. *International Journal of Prosthodontics* 2004;17:476–82.
5. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002;87:431–7.
6. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *International Journal of Prosthodontics* 2001;14:355–63.
7. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1999;81:262–9.
8. Akkayan B. In vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2004;92:155–62.
9. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2003;89:360–7.
10. Sorensen JA, Engleman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1990;63:529–36.
11. Pereira JR, de Ornelas F, Conti PC, do Valle AL. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2006;95:50–4.
12. Ng CC, al-Bayat MI, Dumbrigue HB, Griggs JA, Wakefield CW. Effect of no ferrule on failure of teeth restored with bonded posts and cores. *General Dentistry* 2004;52:143–6.
13. Ng CC, Dumbrigue HB, Al-Bayat MI, Griggs JA, Wakefield CW. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2006;95:290–6.
14. Gormez-Polo M, Llidor B, Rivero A, Del R ro J, Celem rn A. A 10- year retrospective study of the survival rate of teeth restored with metal prefabricated posts versus cast metal posts and cores. *Journal of Dentistry* 2010;38:916–20.
15. Sherfudhin H, Hobeich J, Carvalho CA, Aboushelib MN, Sadig W, Salameh Z. Effect of different ferrule designs on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth restored with fiber posts and all-ceramic crowns. *Journal of Applied Oral Sciences* 2011;19:28–33.
16. S. G. Wylie,* H-K.Tan, K. Brooke, Restoring the vertical dimension of mandibular, *Australian Dental Journal* 2000;45:(2):91-96.
17. Jason P. Carey, Determining a Relationship Between Applied Occlusal Load and Articulating, *The Open Dentistry Journal*, 2007, 1, 1-7.
18. Henry H. W. Ho, Fracture Behavior of Human Mandibular Incisors Following Endodontic Treatment and Porcelain Veneer Restoration, *Int J Prosthodont* 2001;14:260–264.
19. Didier Dietschi, Oliver Duc, 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, , *Quintessence Int* 2008;39:117-129.