

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУГ У РІЗЦЯХ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ З РІЗНИМИ РЕСТАВРАЦІЙНИМИ КОНСТРУКЦІЯМИ

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

Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця

Резюме. У статті представлені результати дослідження методом кінцевих елементів трьохмірних моделей напруг, що виникали в ендодонтично лікованих різцях нижньої щелепи, відновлених скловолоконними та литими штифтами. Показаний вплив матеріалу штифтів на напругу в зубі та елементах реставраційної конструкції.

Ключові слова: скловоконний штифт, литий штифт, штучна куку, різці нижньої щелепи.

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕНИЙ В РЕЗЦАХ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ С РАЗНЫМИ РЕСТАВРАЦИОННЫМИ КОНСТРУКЦИЯМИ

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

Резюме

В статье представлены результаты исследования методом конечных элементов трехмерных моделей напряжений, возникающих в эндодонтически леченых зубах, восстановленных стекловолоконными и литыми штифтами. Показано влияние материала штифтов на напряжение в зубе и элементах реставрационной конструкции.

Ключевые слова: стекловолоконный штифт, литой штифт, искусственная кукуля, резцы нижней челюсти.

COMPUTER MODELING STRESS FIELDS IN ENDODONTICALLY TREATED MANDIBLE INCISORS RESTORED BY DIFFERENT RESTORATION CONSTRUCTIONS

A. Borysenko, V. Nespryadko, J. Klitinskii, A. Savychuk

Summary

In this article results of the study of possible stress fields and values during loading of the mandible incisors were presented. Finite element analysis of 3-D models of frontal mandibular segment was used. 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.

ВСТУП

Відновлення зруйнованих твердих тканин коронок зубів після ендодонтичного лікування є досить важливою проблемою. Одним зі шляхів її вирішення є застосування внутрішньоканальних штифтів. На сьогодні запропоновано досить багато різних конструкцій штифтів. Проте залишаються нез'ясованими деякі аспекти взаємодії різних типів штифтів з коренем і коронкою зуба після ендодонтичного лікування [1, 2, 3]. Потребує подальшого вивчення вплив внутрішньоканального штифта на механічні властивості зубів та особливості подальшої взаємодії елементів комплексу "тканини зуба-реставраційна конструкція". Ця взаємодія залежить від ступеня руйнування коронкової частини, матеріалу штифта та штучної куку, групової приналежності зуба [4, 5, 6].

В ідеальних умовах, штифтова система «штифт-корінь зуба» повинна протистояти значному навантаженню під час жування, рівномірно розподіляти його та запобігати виникненню переломів кореня зуба. Литі металеві штифти зі штучною кукусою мають низку переваг, зокрема точну відповідність форми штифта відпрепарованому простору каналу зуба, високу міцність і клінічну ефективність [7, 8]. Скловолоконні штифти мають механічні властивості, більш близькі до властивостей твердих тканин зуба, кращу адгезію до дентину, що дозволяє запобігати перелому кореня [8, 9]. Збереження певної частини коронки значно підвищує механічну стійкість реставраційної конструкції [11, 12, 13, 14].

В експериментальних дослідженнях подібні реставраційні конструкції вивчали в основному на премолярах і молярах. Значно менша кількість досліджень була проведена на різцях [15, 16, 17, 18]. Останнє більш важливе, оскільки в різцях після ендодонтичного лікування втрачається значно більша відносна кількість твердих тканин коронки зуба. Застосування методу кінцевих елементів (МСЕ) дозволяє уникнути більшості складнощів, пов'язаних із лабораторними дослідженнями [19] і візуально зобразити напруження, що виникають при цьому.

Метою даного дослідження було визначення полів високих напруг у нижніх різцях залежно від виду реставраційних конструкцій (скловолоконні чи литі штифти) та ступеня збереження коронкової частини зуба.

МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Для дослідження були розроблені тривимірні комп'ютерні моделі різців нижньої щелепи після ендодонтичного лікування та відновлення коронки за допомогою скловолоконних і литих штифтів. Зокрема були змодельовані кістка щелепи, періодонт, тканини зуба, реставраційні конструкції (штифти), коронка.

Для створення моделі проводили комп'ютерну томографію зуба, створювали стереолітографічні (первинні) моделі, переформатування, вторинну модель зуба (рис. 1). Були розроблені такі моделі нижніх різців. У контрольній групі (**Int**) різці були змодельовані як інтактні. В експериментальних групах були змодельовані ендодонтично ліковані та відновлені різці: у групі **Fiber** – за допомогою скловолоконних штифтів і у групі **Cast** – за допомогою литих штифтів. У кожній із груп різців, відновлених з використанням того чи іншого штифта, були відтворені клінічні умови зі збереженням 2 мм коронкової частини (**Fer+**) чи повністю зруйнованої коронкової частини – **Fer-** (рис. 2). Таким чином було змодельовано п'ять груп: контрольну – **Int**, дві зі скловолоконними штифтами – **Fiber Fer+** і **Fiber Fer-**, дві з литими штифтами – **Cast Fer+** і **Cast Fer-**.

Величини напруги та її розповсюдження були визначені при моделюванні прикладання жувального навантаження під кутом 45° відносно осі зуба (рис. 2-б).

Величини напруги відображали на основі кольорової шкали відповідно до потенціалу виникнення критичної напруги та її числових показників. Їх визначали в кожному окремо взятому елементі комплексу “тканини зуба–реставраційна конструкція”. Величини напруги виражали в еквівалентних одиницях фон Мізеса.

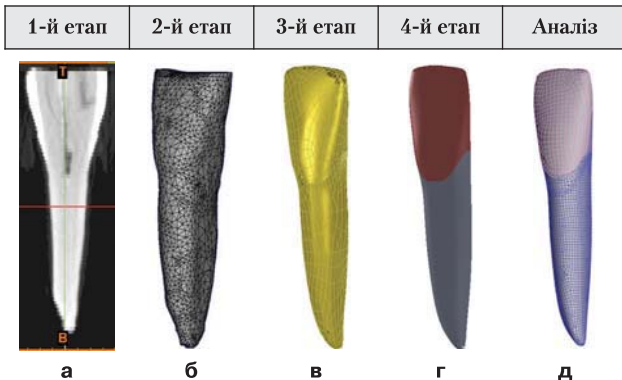


Рис. 1. Поетапне зображення створення тривимірної моделі різця нижньої щелепи: а – поздовжній розріз різця; б – первинна стереолітографічна модель; в – переформатування; г – вторинна модель; д – тривимірна модель.

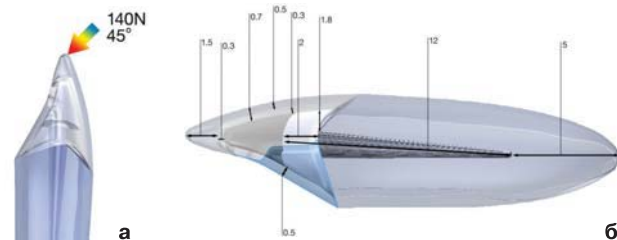


Рис. 2. а – пропорційні розміри тканин зуба та елементів реставраційної системи; б – точка та напрямок прикладання сили.

Створення, обробка матричних моделей та аналіз пружно-деформованого стану в них під час навантаження були проведені у програмному середовищі Algor (Algor; Algor Inc, Pittsburg, Pa).

Отримані результати ізотропічних напруг досліджених структур представлені в табл. 1, ортотропні властивості скловолоконного штифта в табл. 2.

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Максимальні абсолютні значення напруги, що виникала в кожному з елементів системи, наведені в таблиці 3.

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

Величини напруги в товщі штифтів визначалась матеріалом, з якого вони були виготовлені. У випадку збереження 2 мм коронкової частини зуба величини напруги у штифтах були менше. Напряга у скловолоконних штифтах була рівномірно розподілена по всій поверхні штифта. Величини напруги у штучній композитній куксі за відсутності збереження 2 мм коронкової частини зуба зростали в десять разів і в шість разів перевищували модуль Юнга даного матеріалу.

Величини напруги в цементі, що фіксував штифт, були найвищими в разі використання литих металевих штифтів. Це може пояснити виникнення розцементування штифтів у клінічних умовах. В елементах металокерамічної коронки та фіксуючому цементі відмічене зростання величини напруги в разі використання литих металевих штифтів і в моделях зі збереженими 2 мм коронкової частини.

Таблиця 1

Ізотропічні механічні параметри досліджених тканин зуба й реставраційних матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга (МПа)	Коефіцієнт Пуассона
Дентин	18600	0,31
Кістка	13700	0,3
Пародонт	68,9	0,45
Облицовальна кераміка	96000	0,29
Сплав металу	100000	0,3
Композиційний матеріал для створення штучної кукси зуба	12000	0,3
Склоіономерний цемент	4000	0,35
Композиційний матеріал	7000	0,3
Гутаперча	0,69	0,45

Таблиця 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

Максимальні абсолютні значення напруг у залишкових тканинах зуба та елементах реставраційної системи

Тип моделі	Залишкові тканини зуба	Цемент штифта	Цемент коронки	Штифт	Композитна кукса	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

У моделях різців зі скловолоконними штифтами поля напруги здебільшого локалізувались у середній і коронковій третинах кореня зуба. У цілому напруга у скловолоконних штифтах була рівномірно поширена вздовж штифта. У разі збереження 2 мм коронкової частини зуба в моделях зі скловолоконними штифтами величини напруги в цементі штифтів зростали. У литих металевих штифтах поля високих значень напруги були зосереджені в середній, коронковій третинах і у штучній куксі.

Механічні властивості реставраційної конструкції та залишкові тканини зубів повинні протистояти значному жувальному навантаженню, мати достатню еластичність й одночасно жорсткість для тривалого існування в порожнині рота.

Підвищення жорсткості комплексу «реставраційна конструкція–тканини зуба» при використанні литих металевих штифтів зі штучною куксою призводить до утворення ділянок концентрації значної напруги залежно від напрямку вектора сили в коронковій чи верхівковій частині зуба.

Ортопедичні механічні властивості скловолоконного штифта дозволяють передавати значні напруження на штучну композитну куксу. Висока гнучкість скловоло-

конного штифта дає йому змогу протистояти горизонтальним навантаженням. Проте порівняно з литими штифтами скловолоконні є потенційно найслабшою ланкою при порівнянні величин модуля Юнга всіх елементів реставраційної системи.

Значні величини напруги в залишкових тканинах зуба в разі використання скловолоконних штифтів свідчать про вищу ймовірність виникнення дефектів у дентині. Це можливо як у випадку збереження частини коронки, так і в разі її відсутності. У разі використання литого металевого штифта зі штучною куксою величини напруги, що виникає в дентині кореня зуба, є найнижчими серед усіх моделей. Проте показники напруги в моделі склоіономерного цементу, що фіксував литий металевий штифт, у разі повністю зруйнованої коронкової частини є дуже високими, тому найімовірнішим клінічним ускладненням може бути розцементування штифта.

Результати аналізу тривимірних моделей методом кінцевих елементів демонструють величини напруги в елементах конструкції, що опосередковано свідчить про ймовірність виникнення ускладнень. Можна стверджувати, що результати дослідження, отримані методом кінцевих елементів, є більш інформативними з точки зору візуалізації ймовірних результатів.

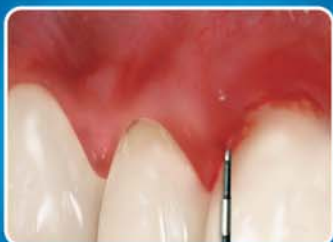
ЛИТЕРАТУРА

- Heydecke G., Peters M.C. 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.
- Caputo A.A., Standlee J.P. Pins and posts – why, when and how // *Dental Clinics of North America*. – 1976; 20: 299–311.
- Robbins J.W. Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth // *Journal of the American Dental Association*. – 1990; 120: 558–66.
- Fokkinga W.A., Kreulen C.M., Vallittu P.K., Creugers N.H.J. 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.
- Akkayan B., Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems // *Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2002; 87: 431–7.
- Fernandes A.S., Dessai G.S. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review // *International Journal of Prosthodontics*. – 2001; 14: 355–63.
- Sirimai S., Riis D.N., Morgano S.M. 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.
- 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.
- Newman M.P., 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.
- Sorensen J.A., Engleman M.J. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth // *Journal of Prosthetic Dentistry*. – 1990; 63: 529–36.
- Pereira J.R., de Ornelas F., Conti P.C., do Valle A.L. 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.
- Ng C.C., al-Bayat M.I., Dumbrigue H.B., Griggs J.A., Wakefield C.W. Effect of no ferrule on failure of teeth restored with bonded posts and cores // *General Dentistry*. – 2004; 52: 143–6.
- Ng C.C., Dumbrigue H.B., al-Bayat M.I., Griggs J.A., Wakefield C.W. 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.
- Goñmez-Polo M., Lid. B., Rivero A., Del R. J., Celem. 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.
- Sherfudhin H., Hobeich J., Carvalho C.A., Abousheib M.N., 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.
- S.G. Wylie, H.-K. Tan, K. Brooke. Restoring the vertical dimension of mandibular // *Australian Dental Journal*. – 2000; 45: (2): 91–96.
- Jason P. Carey. Determining a Relationship Between Applied Occlusal Load and Articulating // *The Open Dentistry Journal*, 2007, 1, 1–7.
- Henry H.W. Ho. Fracture Behavior of Human Mandibular Incisors Following Endodontic Treatment and Porcelain Veneer Restoration // *Int. J. Prosthodont.* – 2001; 14: 260–264.
- 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.

ЗАПОБИГАЄ ПОЯВІ І ЗМЕНШУЄ ВИРАЖЕНІ ПРОБЛЕМИ З ЯСНАМИ ЧЕРЕЗ 4 ТИЖНІ



ЛИПЕНЬ 2010



СІЧЕНЬ 2011



ЛИПЕНЬ 2011



СІЧЕНЬ 2012



ЛИПЕНЬ 2012



СІЧЕНЬ 2013



blend-a-med

Oral-B



CLINIC LINE

СИСТЕМА ЗАХИСТУ ЯСЕН

Рекомендуйте використання системи захисту ясен Blend-a-med Oral-B Clinic Line

Клінічно доведено, що система ефективна у запобіганні появі і зменшенні виражених проблем з яснами вже через 4 тижні. Система захисту ясен Blend-a-med Oral-B Clinic Line поєднує в собі потужний вплив стабілізованого олова і фториду, ефективну дію ополіскувача, чудове механічне очищення зубною щіткою Pro-Flex, доповнене використанням зубної нитки.

Все це прекрасно підтримує ефективність стоматологічного лікування.

Справжня турбота про пацієнта не закінчується в кабінеті стоматолога

