ВИЗНАЧЕННЯ ДІЛЯНОК СИЛОВИХ НАПРУЖЕНЬ У ЗУБІ ПІД ЧАС ФУНКЦІОНАЛЬНО-ОКЛЮЗІЙНОГО НАВАНТАЖЕННЯ

Л.С. Лещук[1], Є.С. Лещук[2], Т.С. Мандзюк[3]

ФПО ЛНМУ ім. Данила Галицького
[1]Кафедра ортопедичної стоматології
[2]Кафедра хірургічної та ортопедичної стоматології

[3]Львівський національний університет ім. Івана Франка
Факультет прикладної математики та інформатики
Кафедра інформаційних систем

Резюме. *Метою даної роботи є визначення ділянки силових напружень у трикореневому зубі, яка виникає під час функціонально-оклюзійного навантаження, з урахуванням усіх його анатомічних шарів. У роботі оцінено вплив силових напружень методом кінцево-елементного аналізу повної 3D-моделі зуба.*

Ключові слова: *метод кінцевих елементів, трикореневий зуб, розподіл напружень, біомеханіка у стоматології.*

ОПРЕДЕЛЕНИЕ УЧАСТКОВ СИЛОВЫХ НАПРЯЖЕНИЙ В ЗУБЕ ПРИ ФУНКЦИОНАЛЬНО-ОККЛЮЗИОННЫХ НАГРУЗКАХ

Л.С. Лещук, Е.С. Лещук, Т.С. Мандзюк

Резюме

Целью данной работы является определение участков силовых напряжений в трехкорневом зубе, которые возникают во время функционально-окклюзионных нагрузок, с учетом всех его анатомических слоев. В роботе оценивается влияние силовых напряжений в зубе методом конечно-элементного анализа полной 3D-модели зуба.

Ключевые слова: метод концевых элементов, трехкорневой зуб, распределение напряжений, биомеханика в стоматологии.

IDENTIFICATION OF STRENGTH TENSIONS AREAS IN THE TOOTH DURING FUNCTIONAL-OCCLUSIVE LOADS

L. Leshchuk, E. Leshchuk, T. Mandziuk

Summary

The aim of this work is to identify areas of strength tension in the three-rooted tooth, which occurs during functional occlusive pressures considering its anatomical layers. The impact of strength tension with finite-element analysis of a complete 3D model of the tooth has been evaluated in the research.

Key words: FEM, three-rooted tooth, tension distribution, tooth movement, biomechanics in dentistry.

Довгостроковість експлуатаційної здатності внутрішньозубних реставрацій (пломб, вкладок, штифтових конструкцій) залежить не тільки від виду матеріалу, з якого виготовлені такі реставрації, та якості їх виготовлення, а й від силових напружень, що виникають у самому зубі під час його функціонально-оклюзійного навантаження.

Саме тому в останні роки досить широкого розповсюдження набула методика визначення таких напружень як у самому зубі, так і у відновних реставраціях методом кінцево-елементного аналізу повної 3D-моделі зуба.

Так, питання розподілу внутрішніх напружень у матеріалі пломби обговорювалось у літературі вже давно, оскільки знання величин і напрямків напружень можуть допомогти зменшити пошкодження зубів і пломб в умовах оклюзійної патології, а сам факт виникнення напружень у зубах під дією навантаження дискутується в науковій літературі вже впродовж 40-а років.

Ранні публікації в основному були присвячені вибору форми зубних пломб II класу. Одна з таких публікацій вивчає розподіл напружень в імітованих тканинах зуба за допомогою методу фотопружності в ділянках, які прилягають до матеріалу пломби [10]. Найбільш докладно використання методів фотопружності та шляхи застосування цих методик описав G. Bergman [11].

Початкові дослідження проводились на об'єктах спрощеної геометрії окремо взятих пломб [12]. У подальших публікаціях розглядались пломби II класу за Блеком у взаємодії з матеріалом зуба [13]. Фотопружні методи були використані і при дослідженні прокладок, елементів пломб і зубів [1].

У наступні роки широко використовувалось математичне моделювання навантажень, що виникають у зубі, за методом кінцевих елементів. Так, у публікаціях Wright, Yettram [18] наводяться результати кінцево-елементного аналізу зубних пломб I класу при їх тепловому розширенні.

Значний інтерес становить дослідження перевантаження керамічних конструкцій з наступним виникненням напружень [8]. У роботі за допомогою методу кінцевих елементів досліджено розподіл поперечних навантажень для одинадцяти різних металокерамічних протезів. Висока концентрація вказаних напружень спостерігалась у десяти випадках, а розрив кераміки на внутрішній та лицевій сторонах виявили у 8-и випадках.

У роботі K. Anusavice, B. Hojjatie [7] аналізується розподіл найбільших навантажень на кераміку та цемент у металокерамічних коронках у процесі експлуатації при різних векторах прикладання навантаження. Опрацювання отриманих результатів показує максимальне скупчення

навантажень у пришийковій ділянці для цементу при всіх можливих векторах прикладання сили, а для кераміки у пришийковій ділянці лише при горизонтальному векторі.

У роботі Selna, Shillingburg, Kerr [16] зробили спробу ускладнити геометрію досліджуваного зуба за допомогою припущення рівновіддаленості сторін зуба від центральної осьової лінії. Мета дослідження — аналіз напружень, що виникають у зубі при навантаженні при кістково-альвеолярному кріпленні.

У всіх проаналізованих працях зуб трактується як гомогенна структура без вирізнення шарів емалі та дентину, а також без урахування пульпової порожнини зуба. У дослідженні C. Rubin, N. Krishnamusthy [15] при виготовленні моделі враховувались неоднорідність структури зубної тканини, асиметрія будови зуба та різноманітні навантаження. Проведено порівняльний аналіз величини напружень у 1-й моделі (де враховані всі елементи зуба) та 2-й (без урахування пульпи). У роботах рекомендується враховувати всі складові зуба, особлива увага приділяється пришийковим напруженням.

У дослідженні Atmaran, Mohammed [9] на відміну від попередніх публікацій, де періодонтальна зв'язка моделюється як неперервна структура, ураховується волокнистість матеріалу, що дає більш адекватну оцінку напружень. Нова модель дозволяє з більшою точністю оцінювати як природу, так і величину напружень, більш детально визначити розподіл бічних розтягуючих напружень у зоні альвеолярного паростка.

Розв'язання стоматологічних завдань починалося з розрахунку простих моделей (конус, кільце) на основі теорії опору матеріалів і теорії пружності. Особливо слід відзначити одну з перших теоретичних робіт про визначення напруженого стану в пародонті при дії горизонтального та вертикального навантажень [14]. Моделлю зуба був конус. У роботі вираховували найбільші значення напружень у пародонті при дії горизонтальної сили та векторних моментів.

У дослідженні А.Д. Шварца [6] за модель взято плоске кільце, й вирішувалась анатомічно-температурна задача теорії пружності. Показана можливість руйнування у вигляді радіальних тріщин з боку пульпи. Доведено, що при температурних навантаженнях можлива поява радіальних тріщин у дентині на межі з пульпою, тріщин за типом розшарування на емалево-дентинній межі, переважно у пришийковій ділянці.

Разом з модельними методами застосовуються експериментальні — термометричні та фотопружності.

З досліджень И.И. Демидова та С.Б. Улитковского [2] зроблено висновок, що в дентині через циклічну зміну температур можливе накопичення залишкових напружень і як наслідок — поява прихованих тріщин, що збільшуються під впливом агресивного середовища порожнини рота. Найвищий рівень напружень концентрується в емалі у пришийковій контактній ділянці та ділянці фісур.

Постійне зростання потужності обчислювальної техніки та вдосконалення алгоритмів дискретизації досліджуваних об'єктів зумовили появу публікацій про численні експерименти з такими об'єктами, як, наприклад, двокореневі нижньощелепні премоляри [19]. Утім, авторам не вдалося знайти опублікованих результатів числового аналізу специфіки поведінки трикореневих зубів під навантаженням [4], які найчастіше потребують реставрації дефектів коронкової частини різними видами відновних конструкцій.

Метою нашого дослідження є визначення ділянки силових напружень у зубі, яка виникає під час функціонально-оклюзійних навантажень, з урахуванням усіх його анатомічних шарів.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Для розгляду взято верхньощелепний трикореневий моляр, геометричні параметри якого наведені в табл. 1.

За математичну модель напружено-деформованого стану матеріалу зуба в умовах силового навантаження вибрано тривимірне рівняння статичної теорії пружності.

Побудову числових схем розв'язування даної задачі виконано із застосуванням методу Гальоркіна із просторовою апроксимацією за методом кінцевих елементів (МСЕ) [17, 20].

Для відтворення складної геометрії досліджуваної ділянки автори розробили спеціалізоване програмне забезпечення (DENTA-FEM.3D), яке на відміну від стандартних пакетів з використанням 3D-сканування дає змогу гнучко експериментувати з некласичними формами складових шарів зуба з можливістю контролю якості просторової дискретизації [3, 5].

Модель зуба отримана шляхом виокремлення прямокутного сегмента у щелепі (рис. 1). На сторони бічних зрізів кістки накладено крайові умови симетрії нормальних переміщень, а її нижня грань уважається жорстко закріпленою, що на рис. 1 позначено чорним кольором.

У дослідженні враховано чотири шари зуба: пульпу, дентин, емаль і кістку. Матеріали цих компонентів уважаємо ізотропними. Механічні властивості більшості з них, зокрема значення модуля Юнга та сталої Пуассона (табл. 2), дають змогу моделювати зубощелепний сегмент як окреме тверде деформоване тіло. Виняток становить лише пульпа, структура якої являє собою м'яку волокнисту речовину, нелінійністю параметрів якої, на наш погляд, можна знехтувати.

Засобами DENTA-FEM.3D геометрія досліджуваного тіла та його шарів описується множиною із 52-х суперелементів (рис. 2), на основі яких згенеровано сітку із 678 кінцевих елементів (1235 вузлів) (рис. 3). Передбачено згущення сітки в ділянках апріорі найбільш чутливих до руйнівних напружень при навантаженнях — тонкі стінки твердих шарів, стики різних середовищ тощо.

Таблиця 1

Геометричні виміри шарів зубів

Шар зуба	У ділянці шийки зуба	За поверхнею коронки	На верхівці кореня
Пульпа	3 мм	-	-
Дентин	0,5 мм	2 мм	0,5 мм
Емаль	0,5 мм	0,5 мм	-
Кістка	0,5 мм	-	-

Таблиця 2

Механічні властивості матеріалів зубів

Шари зуба	Модуль Юнга, E (MPa)	Стала Пуассона, P
Кістка	2×10^3	0,3
Емаль	8×10^4	0,3
Дентин	2×10^4	0,3
Пульпа	2,03	0,45

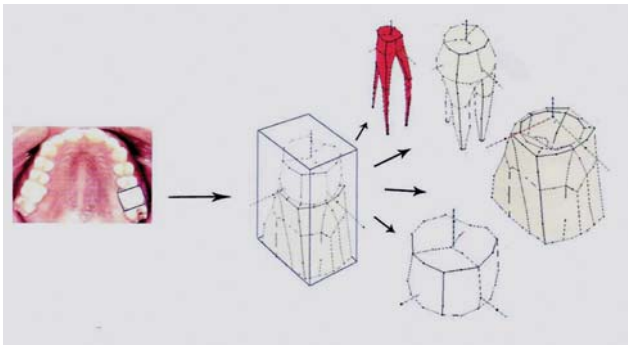

Рис. 1. Компонентна структура просторової моделі трикореневого зуба.

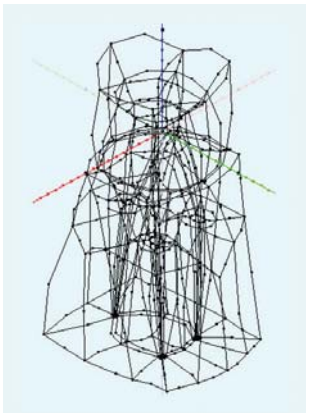

Рис. 2. Сітка суперелементів трикореневого зуба.

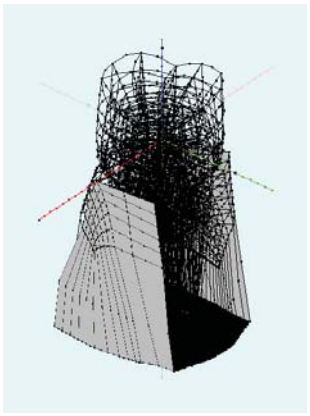

Рис. 3. Сітка кінцевих елементів трикореневого зуба.

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Розглянуто два принципово різних випадки вертикального навантаження: на всю поверхню коронкової частини зуба та локальне навантаження на її частину.

Виявлено, що в першому варіанті дослідження (рис. 4) силовий розподіл головним чином зосереджений на стику шарів зуба та на його поверхні, особливо у пришийковій ділянці (б — дентин, с — емаль, д — кістка), червоним кольором позначено розтягуючі головні напруження, а синім — стискаючі. Насиченість кольору визначає рівень напруженого стану.

Спостерігається концентрація розтягуючих напружень в емалі на зовнішній стороні близько до шийки зуба і стискаючих — з її середини. На нашу думку, зосередження зусиль (через твердість емалі) на її тонкому краї може створювати умови для виникнення мікротріщин у пришийковій ділянці, а відтак і подальшого руйнування. Відносно невеликі в цілому значення напружень у матеріалі дентину загрозливо зростають у тій же пришийковій ділянці.

У порівнянні з емаллю ці значення є на порядок меншими, проте через пористу структуру дентину можуть провокувати відомі із практики випадки клиноподібного дефекту.

Результати якісного визначення розподілу навантаження в зубі при його частковому навантаженні на оклюзійну поверхню зображено на рис. 5.

Стискаючі й розтягуючі напруження на поверхні шарів зуба розподіляються таким чином: у ділянках під навантаженням домінують додатні значення, відповідно на решті ділянках — від'ємні.

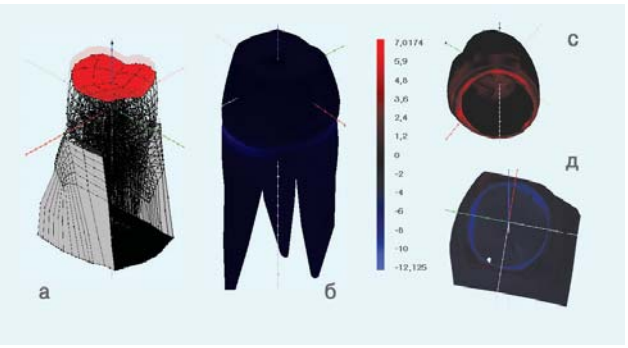

Рис. 4. Якісна картина розподілу напружень у трикореневому зубі під дією навантаження на всю жувальною поверхню:
а — навантаження (червоним) і закріплення (сірим і чорним) зуба, напівпрозорим — видимі деформації;
б, с, д — якісна картина розподілу напружень, що виникають у дентині, емалі та кістці відповідно.

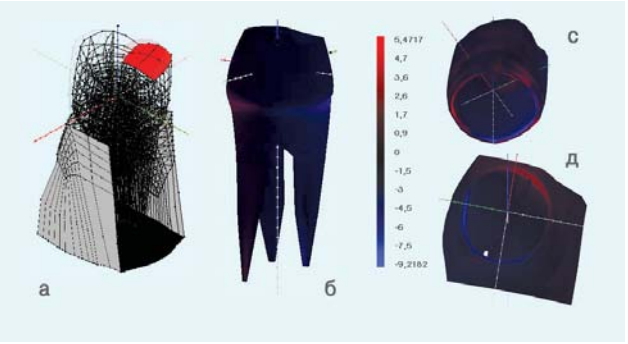

Рис. 5. Якісна картина розподілу напружень у трикореневому зубі під дією навантаження на частину оклюзійної поверхні:
а — навантаження (червоним) і закріплення (сірим і чорним) зуба, напівпрозорим — видимі деформації;
б, с, д — якісна картина розподілу напружень, що виникають у дентині, емалі та кістці відповідно.

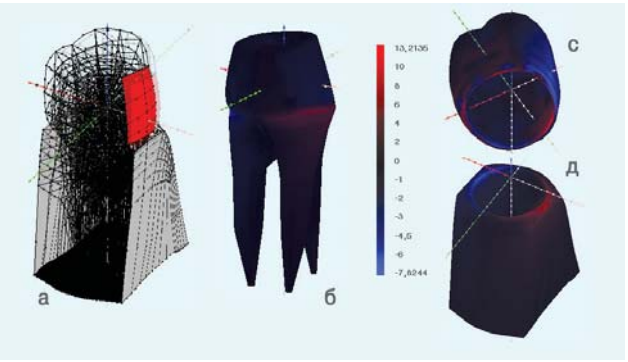

Рис. 6. Якісна картина розподілу напружень у трикореневому зубі під дією навантаження на бічну поверхню коронки зуба:
а — навантаження (червоним) і закріплення (сірим і чорним) зуба, напівпрозорим — видимі деформації;
б, с, д — якісна картина розподілу напружень, що виникають у дентині, емалі та кістці відповідно.

Реакція зуба на жувальне навантаження, розподіл подрібненої їжі, а також ріст нових зубів у щелепі можуть провокувати виникнення напружень під дією силових навантажень. Цей випадок моделюємо прикладанням навантаження до бічної поверхні коронки зуба (рис. 6).

На відміну від попередніх двох розглянутих випадків у даному випадку максимальне абсолютне значення розтягуючих головних напружень є більшим, ніж стискаючих.

Таким чином, значну частину стискаючих напружень на зуб приймають на себе дентин і кістка в ділянці шийки моляра. Як і дентин, кістка є пористим матеріалом, що підсилює ступінь вразливості зуба та створює додаткову небезпеку його руйнування. Утім, остаточність даного твердження потребує подальшої перевірки, оскільки у здоровому зубі природою передбачена наявність тонкого волокнистого прошарку між кісткою й коренем — періодонт, що, можливо, значно зменшує навантаження на опорні тканини щелепи.

В опрацьованій моделі трикореневого зуба, що досліджувався, шар періодонту не врахований у зв'язку з обмеженістю ресурсів комп'ютера. Проте вивчення властивостей та поведінки даного шару в одно- і двокореневих зубах є метою подальших досліджень авторів даної роботи.

ВИСНОВКИ

Запропоновані в роботі алгоритми побудови просторових кінцево-елементних сіток дають змогу будувати якісні тривимірні апроксимації складних багатошарових стоматологічних об'єктів.

На основі низки численних експериментів з цією моделлю доведено, що найбільші напруження в зубі виникають на стику шару емалі та дентину у пришийковій ділянці за будь-яких умов силового навантаження.

Виникнення високих за ступенем напружень на межі емалі та дентину у пришийковій ділянці може стати додатковим чинником нестабільності краю пломби при реставрації дефектів коронок II класу за Блеком.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бурлуцкий А.С. Роль химического фактора в возникновении и развитии клиновидных дефектов зубов // Стоматология. – 1990. – № 6. – С. 79–81.
2. Демидова Н.Н., Улитковский С.Б. Скрытые трещины в интактном зубе // Вестник Ленинградского университета. Сер. 1. Математика, механика, астрономия. – 1991. – Вып. 2. – С. 69–75.
3. Лещук С.Є., Вовк В.Д. Тестування нової технології зубного протезування методами комп'ютерного моделювання // Вісн. Львів. ун-ту. Сер. „Прикл. математика та інформатика". – 2003. – Вип. 6. – С. 166–177.
4. Мандзюк Т., Вовк В.Д. Огляд проблем комп'ютерного моделювання біомеханічних систем у стоматології // Вісн. Львів, ун-т. Прикл. математика та інформатика.
5. Чуйко А.Н., Вовк В.Е. О роли и возможностях биомеханического анализа в имплантологии // Стоматолог. – 2004. – № 6. – С. 32–37; № 7. – С. 32–34.
6. Шварц А.Д. Биомеханика и окклюзия зубов. – М.: Медицина, 1994. – С. 242.
7. Anusavice R.J., Hojjatie B. Stress distribution in Metal-ceramic Crowns with a Facial Porcelain Margin // J. Pent Res. – 1987. – Vol. 66, 9. – P. 1493–1498.
8. Anusavice R.J., Dehoff P.H., Fairhurts C.W. Comporetive Evaluations of Ceramic-Metal Bond Test Using Finit Element Stress analysis // J. Dent. Res. – 1980. – Vol. 59, 3. – P. 608–613.
9. Atamram G., Mohammad H. Estimation of Physiologic Stress with a Natural Teeth Considering Fibrous PDL Structure // J. Dent. Res. – 1981. – Vol. 60, 5. – P. 873–877.
10. Badek T. How Dentists Classified and Treated Non-Carious Cervical lesions // J. American Dent. Ass. – 1993. – Vol. 124. – P. 46–56.
11. Bergman G. The Incremental Patter of the Dentin a case of osteogenesis imerfecta // Oral medicin, oral Pathology. – 1960. – 36. – P. 1.
12. McCormack J. Computerised dental grafics. A report of an interactive dental grafics system // Brit. Dent. J. – 1984. – Vol. 156. – P. 412–414.
13. Gotze W., Schaller H.-G., Schulz R. Untersuchungen uber die Korrelation zwischen Pulparaum, Zahnbraite // Dtsch. Zahnarctl. Z. – 1989. – Vol. 44. – P. 47–49.
14. Groscopj G. Untersuchungen zur Entstehun der sogenannten Keilformigen Defecte am Organum dentale // Med. Diss. – 1967. – P. 34–38.
15. Rubin C., Krishnamuzthy N., Capilonto E. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finit element model // J. Dent. Res. – 1983. – Vol. 62, 2. – P. 82–86.
16. Selna G., Sttillinburg T., Kerr A. Finit Element Analisis of Dental Structures – Axysymmetric and Plane Idealisations // J. Biomed. Mater. Res. – 1975. – Vol. 9. – P. 237–252.
17. Vandana K.L., Kartik M. Finit Element Methot – Perio-Endo Concept // Endodontolodgy. – 2004. – Vol. 16 (2). – P. 38–41.
18. Wright A. Wj., Yettram A.L. Finit Element Stress Analysis of Amalgan // J. Dent. Res. – 1978. – Vol. 57, 5. – P. 715–723.
19. Zeiger A., Keiling L., Kawarizadeh A., Jager A., Bourauel C. Numerical Simulation of the Biomechanical Behavior of Multi-rooted Teeth // Eur. J. Orthod. – 2005. – Vol. 27 (4). – P. 333–339.
20. Zienkiewicz O.C. and Taylor R.L. The Finit Element Method, Vol. 3: The Basis, fifth ed., Butterworth-Heinemann, Oxford, 2000.

НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ

АНОРЕКСИЯ СТАЛА ГЛАВНЫМ УБИЙЦЕЙ СРЕДИ ВСЕХ ПСИХИЧЕСКИХ РАССТРОЙСТВ

Количество смертей от анорексии больше, чем от всех остальных психических заболеваний. Численность колеблется между пятью и десятью процентами. Половина этих смертей – самоубийства, другая половина – медицинские осложнения. Решающее значение для предотвращения смерти имеют своевременная постановка диагноза и последующее лечение, в противном случае человек может зайти так далеко, что не сможет остановиться и умрет.

Принято считать, что анорексией страдают только женщины, но это не так. 20 % больных – мужчины, и их количество растет. Мужчины во время болезни сталкиваются с точно такими же проблемами, как и женщины, но им реже ставят правильный диагноз, поэтому они не настолько заметны для общественности и упускают возможность своевременно получить медицинскую помощь.

www.medexpert.org.ua

НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ