

Методика Вибору Оптимальної Геометричної Форми Порожнини в Зубі для його Лікування Ендокоронкою

В.Ф. Макєєв, Р.Р. Павличко
Кафедра ортопедичної стоматології
ЛНМУ імені Данила Галицького
Львів, Україна
ort_stom@meduniv.lviv.ua
romapavlychko@gmail.com

І.М. Заячук
Центр математичного моделювання
ІППММ ім. Я.С. Підстригача НАН України
Львів, Україна
igorzaj@mail.ru

Method of Choosing the Optimal Geometric Shape of Cavity in the Tooth for its Treatment by Endocrown

V.F. Makeyev, R.R. Pavlychko
Department of Prosthetic Dentistry
Danylo Halytsky Lviv National Medical University
Lviv, Ukraine
ort_stom@meduniv.lviv.ua
romapavlychko@gmail.com

I. Zajachuk
Centre of Mathematical Modelling
Pidstryhach Institute for Applied Problems of Mechanics
and Mathematics Ukrainian Academy of Science
Lviv, Ukraine
igorzaj@mail.ru

Анотація—Запропонована методика і обґрунтована ефективність її використання для формування порожнини зуба з подальшим його лікуванням ендокоронкою. Вибір геометричної форми порожнини зуба рекомендовано проводити шляхом математичного моделювання. В процесі побудови і реалізації математичної моделі доцільно скористатися методом скінченних елементів і основними поняттями теорії пружності. Вказано на ефективність використання індивідуально розробленого програмного забезпечення для реалізації запропонованої методики.

Abstract—Method is proposed and proved efficiency of its use for shaping tooth cavity with further treatment by endocrown. Choosing geometric shape of the tooth cavity is recommended to do by mathematical modeling. In the process of construction and implementation of mathematical models appropriate to use the finite element method and the basic concepts of theory of elasticity. Pointed on efficiency of using individual designed software for implementing the proposed method.

Ключові слова—математичне моделювання; лікування ендокоронкою; метод скінченних елементів; програмне забезпечення; теорія пружності; числові методи.

Keywords—mathematical modelling; treatment by endocrown; method of finite elements; software.

І. ВСТУП

Довготерміновість експлуатаційної здатності ендодонтично лікованих зубів покритих ендокоронками залежить не тільки від виду матеріалу, з якого виготовлені такі реставрації та якості їх виготовлення, а і силових напружень, що виникають у самому зубі під час його функціонально-оклюзійних навантажень.

Тому в останні роки досить широкого розповсюдження набула методика визначення таких напружень як у самому зубі, так і у відновних реставраціях методом скінченно-елементарного аналізу 3D моделі зуба.

Питання розподілу внутрішніх напружень у матеріалах коронки та тканинах зуба обговорювалось у літературі вже давно, оскільки знання величин та напрямків напружень можуть допомогти зменшити пошкодження ендодонтично лікованих зубів та ендокоронки в умовах оклюзійної патології, а сам факт виникнення напружень в зубах під дією навантаження дискутується у науковій літературі протягом 40 років.

Дослідження біомеханічних систем доцільно проводити шляхом математичного моделювання [1]. Підтвердженням цього є висновки, зроблені авторами робіт [2,3,4,5]. Для побудови математичних моделей в ортопедичній стоматології доцільно використовувати метод скінченних елементів [6,7]. Правильність вибору такого методу можна аргументувати наступними твердженнями:

- перевага методу скінченних елементів в тому, що його можна використовувати не тільки для областей з гладкою формою границі. Криволінійна область може бути апроксимована за допомогою прямолінійних відрізків;
- розмір елементів може мінятися, що дозволяє регулювати величину сітки розбиття області;
- метод скінченних елементів дає можливість розв'язувати задачі для пошуку поверхневого навантаження з точкою розриву, а також зі змішаними граничними умовами;
- властивості матеріалів суміжних елементів можуть бути різними. Отже, метод скінченних елементів можна застосовувати у випадку, якщо тіло сформоване з декількох складників.

Ефективність методики вибору оптимальної геометричної форми порожнини в зубі і застосування цієї методики для лікування хворих залежить від програмного забезпечення, яке використовується в процесі обчислювального експерименту. Існують універсальні програмні засоби для розрахунку за допомогою методу скінченних елементів [8, 9, 10] і індивідуально розроблені.

До універсальних можна віднести пакет прикладних програм COSMOS/M [18] за допомогою якого автоматично здійснюється розрахунок напружень і деформацій для заданої моделі. Вхідними даними для розрахунку за допомогою цього пакету є властивості матеріалів з яких складається модельований об'єкт (модуль Юнга, густина матеріалу і коефіцієнт Пуассона).

Індивідуально розроблене програмне забезпечення враховує конкретні умови і особливості лікування, які в деяких випадках не передбачені універсальними методами, а також легко модифікується за потребою лікаря.

Ризик руйнування та розшарування в зубі, реставрованому ендокоронкою та штифтовою конструкцією, досліджували в праці [19]. Під час розвитку руйнівних процесів у конструкції "зуб-ендокоронка" важливо першочергово проаналізувати ризик руйнування зуба. Адже якщо злам кореня відбувається до порушення зчеплення між елементами ендокоронки та зуба, то такий зуб потрібно вилучати і ставити імплантат. З іншого боку, якщо спочатку відбулось порушення зчеплення, то зуб можна реставрувати (відновити), видаляти його не потрібно. У цьому дослідженні не визначають порядок настання цих подій, а оцінюють ризик їх розвитку окремо.

Що стосується ризику зламу дентину, то максимальні напруження в дентині у штифтовій моделі є вищими, ніж в ендокоронці. Припускають, що це пов'язано з жорсткістю матеріалу, яким заповнено кореневий канал: штифт зі

скловолокна є більш жорстким, ніж м'який матеріал (гутаперча), яким заповнений кореневий канал в моделі з ендокоронкою. Цим пояснюється і той факт, що максимальні напруження в штифтовій моделі розташовуються нижче, ніж у моделі з ендокоронкою. Отже, модель з ендокоронкою є кращою щодо ризику зламу дентину.

Для визначення ризику порушення зчеплення розглядали контактні напруження у ділянках сполучення коронка-емаль, коронка-дентин, коронка-кореневий канал. Поверхня контакту між сполучним цементом і кореневим каналом більша в штифтовій моделі, ніж в моделі з ендокоронкою. Тому нормальні напруження у ділянці коронка-дентин вищі в моделі з ендокоронкою для всіх рівнів висоти залишкової емалі. Проте ризик порушення зчеплення є і в інших зонах, де сполучний цемент кріпиться до композитної коронки (коронка-емаль і коронка-кореневий канал). Якщо залишкової емалі є багато, то ризик розшарування в моделі з ендокоронкою вищий, а для малої висоти емалі вищий ризик розшарування в штифтовій моделі.

Отже із наведеного вище бачимо, що у світовій стоматологічній практиці значну увагу приділено вивченню процесів руйнування і міцнісних характеристик матеріалів ендокоронки та відповідних типів конструкцій "зуб-ендокоронка".

II. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ

В найпростіших тривимірних моделях, розроблених на початку 90-х років для біомеханічних систем, враховувалися основні закономірності поведінки зуба, як складової частини жувального апарату. Структура будови самого зуба не приймалася до уваги.

Ускладнення математичної моделі з врахуванням сказанного здійснювалося шляхом використання математичного апарату, зокрема фундаментальних понять з теорії пружності і числових методів. Для моделювання процесу дослідження напружень в порожнині зуба проектувалися детальні сітки скінченних елементів, які враховували як шаруватість будови зуба так і складні умови його закріплення [11].

Досліджувану систему в такому випадку доцільно представити у вигляді тримірної зв'язної області Ω з кусково гладкою границею $\Gamma_\sigma \cup \Gamma_u$ [12].

Результати досліджень можна отримати шляхом розв'язку крайової задачі з теорії пружності. Тобто необхідно знайти вектор переміщень $U = (U_x, U_y, U_z) \in \Omega$, компоненти тензорів напружень і деформацій $\sigma_{ij}, \varepsilon_{ij}$ такі, що задовольняють умовам рівноваги $\partial\sigma_{ij}/\partial x_j = 0$, закону Гука $\sigma_{ij} = \partial\varepsilon_{ij}$, умовам навантаження $\sigma_{ij} \cos(n, x_i) = F_j$ і умовам закріплення $Ux_i = 0$. Такі умови навантаження на зуб моделюють нормальний до поверхні тиск. Умови закріплення не враховують переміщень точок нижнього зрізу досліджуваної геометричної області і переміщень точок бокових зрізів у напрямі нормалі до їхньої площини.

Варіаційний аналог поставленої задачі включає метод скінченних елементів. Такий підхід повинен враховувати специфіку в лікуванні зуба, в даному випадку, ендокоронкою. Умови лікування необхідно враховувати в алгоритмі побудови сітки скінченних елементів для забезпечення оптимальної геометричної форми порожнини в зубі.

Аналіз результатів досліджень, проведених різними авторами за допомогою методик, основою яких є математичне моделювання, підтверджує ефективність такого підходу.

Зокрема, в статті [13] було доведено, що зруйновані корені фронтальних зубів нижче рівня ясен на $\frac{1}{4}$ довжини кореня можуть бути використані в клінічній стоматології. Рекомендовані штифтові конструкції шляхом математичного моделювання були вдосконалені, що підвищило їх надійність.

В роботі [14] подано результати експериментів з моделлю штифтової конструкції для фронтальних зубів з діаметром штифта 2 мм. Для встановлення такого штифта потрібно розширити канал зуба. Тоді така штифтова конструкція призведе до ослаблення міцності зуба і пришвидшить процес його руйнування.

За результатами проведених досліджень було зроблено висновки і надано рекомендації що до ефективного лікування.

Авторами статті [15] проведено комп'ютерне дослідження 99 типів математичних моделей зубів, армованих культьовими штифтовими вставками. Моделі зубів відрізнялися формою, розмірами і властивостями конструкційного матеріалу. За результатами досліджень було показано, що форма і параметри культьової штифтової вставки є важливішими за властивості конструкційного матеріалу. Показано, що вибір штифтової конструкції залежить від клінічної ситуації: анатомо-топографічних особливостей зруйнованої коронки зуба і патології зубощелепно-лицевої системи.

В статті [16] описана методика математичного моделювання процесів взаємодії імплантів із кістковою тканиною. Запропонована модель і програма для розрахунку. Основою алгоритму програми є метод скінченних елементів. За допомогою цієї програми проведено аналіз напружено-деформованого стану кістки і оцінено гранично допустимі навантаження на імплант. За результатами досліджень встановлено, що максимально навантаженою зоною є шар компактної кістки, який безпосередньо контактує з імплантом в області його шийки. Такий висновок співпадає з результатами клінічних досліджень, згідно з якими в цій зоні достатньо високий ризик ускладнень. Також в [16] запропоновано шляхи і методи для оптимізації імплантів і протезних конструкцій.

Модель зуб-імплант пародонт є складною геометричною і фізичною системою. Розрахунок такої системи доцільно проводити числовими методами. Метод скінченних елементів найбільш прийнятний для таких розрахунків. Адже він дозволяє враховувати реальні

особливості структури біомеханічного об'єкту і адаптується до зміни форми і зовнішніх навантажень.

Для моделювання напружено деформованого стану щелепної кістки з врахуванням довільних варіантів дентальних імплантних систем автори роботи [17] запропонували методику, яка базується на просторовій теорії пружності, методі скінченних елементів, цифровій обробці зображень, отриманих за допомогою комп'ютерного томографа. Результати досліджень за допомогою такої методики подані авторами у вигляді атласу з ілюстраціями.

В статті [18] автори поділилися результатами дослідження в кістковій тканині в околі опори дентальних імплантів під дією статичного вертикального навантаження.

Об'єктом моделювання було вибрано мостовидні протези, закріплені на імплантах в боковому відділі нижньої щелепи. Для розрахунків були побудовані двомірні моделі різної конструкції і використаний метод скінченних елементів. Досліджено, що напруження в кістковій тканині в околі імплантів спадають у випадку зменшення віддалі між крайніми опорами і збільшенні кількості опорних елементів (за умови розміщення опори мостового протезу вздовж прямої лінії). У випадку моделювання консольних протезів спостерігалось зростання напружень в порівнянні з традиційними мостовидними протезами. Причому значний ріст напружень у кістковій тканині в околі опорних елементів спостерігався у випадку зменшення відстані між крайніми опорами і видовженням консольного плеча.

Автори праці [18] шляхом математичного моделювання і подальшого числового розрахунку вказали на незначну ефективність процесу збільшення загальної кількості імплантних опор для досягнення мінімальних напружень в кістковій тканині.

Тривимірний аналіз методом скінченних елементів доцільно проводити для оцінки рівня напружень у кістці, імплантаті і його головці у випадку застосування золотих сплавів, керамічних або полімерних (пластмасових і композитних) протезів, що не знімаються [20]. В процесі розрахунку зростаюче навантаження було прикладене вздовж осі і у шоко-язиковому напрямку по центру мостовидного протезу. Для золотих сплавів і кераміки максимальні еквівалентні напруження спостерігалися на всіх частинах моделі. Практично для всіх випадків у моделях з пласт-масовими протезами напруження були однакові або вищі за ті напруження, які спостерігалися у дослідженнях з двома попередніми матеріалами. Високий рівень напружень спостерігався у головках імплантів у випадку осьового навантаження пластмаси. Захисна роль пластмаси для системи "імплантат-кістка" за умов даного дослідження не була підтверджена.

III. ВИСНОВКИ

Таким чином для формування ефективної методики лікування зуба ендокоронкою запропоновано застосовувати математичне моделювання в процесі розробки потрібної методики.

Проведено огляд літературних джерел в яких вже представлено подібні задачі та їх вирішення з використанням засадничих понять з теорії пружності та числових методів.

Удосконалення та розробка даного напрямку дозволять підібрати оптимальну форму зуба і відповідно знизити кількість ускладнення внаслідок сколу та зламу твердих тканин зуба а також подовжити термін функціонування структури зуб-ендокоронка.

ЛІТЕРАТУРА REFERENCES:

- [1] Чуйко А. Н., Бережная Е.О., Бахуринский Н.Ю. О современных возможностях биомеханического анализа в стоматологии. // Стоматолог. 2001. № 1-2. С.36-41. Н. Н. Мельников. – М., Химия, 1987. – 712 с.
- [2] Воробьев В.А. Выбор конструкции зубных протезов при лечении больных с различными дефектами и имплантантных систем на основе программного математического моделирования зубных рядов. Дис. д-ра мед. Наук. Иркутск 1996.
- [3] Маркин В. А. Прогнозирование осложнений при использовании металлокерамических протезов с помощью математического моделирования. Дис. канд. мед. наук. М., 1999.
- [4] Олесова В.Н., Кленилин Е.С., Балгурина О.С. и др. Биомеханическое и клиническое обоснование штифтовых конструкций на основе стекловолокна. Паорама ортопедической стоматологии. 2001. № 2. С.4-5.
- [5] Погожев И.Б. Применение математических моделей заболеваний в клинической практике. В кн. Вычислительные процессы и системы. Вып. 3. Под ред. Г.И. Марчука. М. 1985. С 108-165.
- [6] Чуйко А.Н. О возможностях конечно-элементного моделирования в ортопедической стоматологии. Стоматолог. 2000. №3. С 37-38.
- [7] Чуйко А.Н. Конечно-элементный анализ в стоматологии –<http://fem.bi.com.ua/index.shtml>.
- [8] Канотина Т.Н., Семенюк В.М., Яовлев К.К., Гуц А.К., Панова Н.И. Математическое обоснование к использованию культевой штифтовой вкладки с "воротничком" при разрушении корней зубов ниже уровня десны. Вестник Омского ун-та. 1996. №2. С.17-19.
- [9] Семенюк В.М., Гуц А.К., Канотина Т.Н., Вагнер В.Д., Яковлев К.К. Отдаленные результаты использования корней фронтальных зубов, разрушенных ниже уровня десны, в качестве опоры для штифтовых конструкций. Пути развития стоматологии: итоги и перспективы. Материалы конференции 25-27 апреля 1995. Екатеринбург, 1995. С. 204-206.
- [10] Семенюк В.М., Гуц А.К., Капотина Т.Н., Вагнер В.Д. Выносимость опорно-удерживающего аппарата зуба, восстановленного литой культевой штифтовой конструкцией, к вертикальной нагрузке. Перспективы развития современной стоматологии: проблемы уральского региона. Материалы конференции стоматологов 20-22 мая 1997. Екатеринбург: Уральская гос. Мед. Академия. 1997. С.211-213.
- [11] Мандзюк Т., Вовк В. Огляд проблем комп'ютерного моделювання біомеханічних систем у стоматології. Вісник Львівського університету. Сер. прикл. матем. та інформ. 2008. Вип. 14. С.105-122.
- [12] Мандзюк Т., Вовк В. До моделювання біомеханічних конструкцій з м'якими прошарками. Вісник ЛЬВІВСЬКОГО університету. Сер. прикл. матем. та інформ. 2011. Вип. 17. С.85-93.
- [13] Гуц А.К., Капотина Т.Н., Панова Н.И., Семенюк В.М., Файзулин Р.Т., Яковлев К.К. Математическое обоснование к использованию корней фронтальных зубов, разрушенных ниже уровня десны, под штифтовые конструкции. Деп. В ВИНТИ 21.06.95. № 1790-И95. 22с.
- [14] Семенюк В.М., Гуц А.К., Панова Н.И. Компьютерные эксперименты с моделью штифтовой конструкции с большим диаметром штифта. Математические структуры и моделирование. 2002. Вып. 9
- [15] Арутюнов С.Д., Чумаченко Е.Н., Лебеденко Н.Ю., Арутюнов А.С. Сравнительный анализ результатов математического моделирования напряженно-деформированного состояния различных конструкций штифтовых зубных протезов. Стоматология. 2001. № 2. С 11-16.
- [16] Матвеева А.И., Иванов А.Г., Гветадзе Р.Ш., Гаврюшин С.С., Карасев А.В. Повышение эффективности ортопедического лечения больных на основе математического моделирования перспективных конструкций имплантов. Стоматология. 1997. № 5. С. 14-18.
- [17] Атлас напряженных состояний дентальных имплантантных систем В.А. Воробьев, Т.М. Ратинер, А.С. Рубинов, В.В. Дудкин: под ред. М.З. Миргазизова. Ангарск. 1997. 58с.
- [18] Arataki T., Adaciri Y., Kishi M. Two-dimensional finite element analysis of the influence of bridge design on stress distribution in bone tissues surrounding fixtars of osseointegrated implants in the lower molar region. Bull. Tokyo. Dent. Coll. 1998. V. 39. № 3. P. 199-209.
- [19] Riera M. Study of the risk of fracture and debonding in a tooth restored by a post and a composite core and another by an endocrown methodology using FEA / Miquel Riera. – Universite Catholique de Louvain, 2014. – 93 p.
- [20] Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: 3-dimensional finite element analysis // Int. J. Oral Maxillofac Implants. 1998. V.13, № 6. P. 781-790.