

Аналіз розподілу жувального навантаження за допомогою методу скінченних елементів незашинованих зубів фронтальної ділянки нижньої щелепи та зубів, зашинованих універсальною розбірною пародонтологічною шиною

¹Кафедра ортопедичної стоматології ІС НМАПО ім. П.Л. Шупика, м. Київ, Україна

²Кафедра стоматології ДЗ «Луганський державний медичний університет», м. Рубіжне, Україна

Актуальність. Чисельний розрахунок напружених станів, що виникають у зубощелепній системі, у програмах, які базуються на методі скінченних елементів (МСЕ), є актуальним питанням у стоматології. Математичний аналіз дозволяє вивчити механізми перерозподілу жувального навантаження без шин і при використанні шинувальних конструкцій та обґрунтувати необхідність їх використання. У свою чергу, зменшення навантаження на тканини, що їх підтримують і залишились, але пошкоджені внаслідок пародонтиту, дозволяє підтримувати довгострокову ремісію пародонтиту.

Мета: проаналізувати розподіл жувального навантаження та визначити ділянки максимальних напруг за Мізесом (von Mises) у незашинованих і зашинованих за допомогою універсальної розбірної пародонтологічної шини зубах фронтальної ділянки нижньої щелепи.

Матеріали та методи досліджень. Дослідження виконувалися за допомогою методу скінченних елементів у програмі ANSYS Workbench 17.0 з використанням тривимірних моделей «опірні зуби–тканини пародонту–кістка» при навантаженні у 100 та 200 Н. Моделі включали вісім фронтальних зубів нижньої щелепи з різним ступенем втрати кісткової підтримки (50 і 75 %). Для порівняння була створена модель універсальної розбірної пародонтологічної шини. Моделювання відбувалося за допомогою програмного пакету «Solid Works 2006».

Результати. Без використання шинуючих конструкцій навантаження у 100 Н у моделі зубного ряду з втратою 50 % кістки розподіляється нерівномірно. Максимальне навантаження, яке випробовують тканини пародонту та кістка, – це 21,77 та 33,82 МПа за von Mises відповідно. При підвищенні втрати кісткової тканини до 75 % еквівалентні напруги на корені та пародонт збільшуються до 65,82 (на вестибулярних поверхнях різців) і 88,50 МПа за von Mises – у кістковій тканині. Використання універсальної розбірної пародонтологічної шини дозволяє зменшити ці показники до 7,0 та 6,03 МПа за von Mises у тканинах пародонту та кістковій тканині, відповідно, при 50 % втрати кістки, та 13,3 і 36,12 МПа при втраті 75 % кістки.

Висновки. Велике нерівномірне навантаження в ділянках пародонту з різним ступенем деструкції є патологічним і посилює течію пародонтиту за рахунок порушення мікроциркуляції та прискорює розвиток зубощелепних деформацій у вигляді віялоподібного розходження зубів. Використання в якості шинувальної конструкції універсальної розбірної пародонтологічної шини дозволяє перерозподілити жувальне навантаження більш фізіологічно та зменшити його на підтримуючі тканини в середньому у три рази.

Ключові слова: пародонтит, метод скінченних елементів, розбірна шина, шинування.

Вступ

Як у світі, так і в Україні показники розповсюдженості захворювань пародонту зростають з кожним роком, діагностуються у 50–80 % молодих і 100 % населення після сорока років [1, 2]. Захворювання пародонту переважають у структурі стоматологічних хвороб за рахунок значної розповсюдженості, непомітного початку, схильності до прогресування, частого виникнення в молодому віці [3, 4]. Пародонтит, згідно з дослідженнями, став причиною втрати зубів у 48–65 % відносно всієї кількості видалених зубів [5, 6].

Ортопедичні методи лікування пародонтиту залишаються важливою складовою пародонтологічного лікування, оскільки спрямовані на усунення обтяжуючих факторів розвитку пародонтиту та зменшення прогресування захворювання або вже існуючих ускладнень, нормалізацію функцій тканин пародонту, досягнення стабілізації та довготривалої ремісії [7]. А усунення травматичної оклюзії є одним з найбільш достовірних факторів, які впливають на прогнозування успішності лікування після контролю утворення зубного нальоту [8].

Оклюдійна травма, у тому числі і при переміщенні зубів унаслідок рухомості, призводить до гістологічних змін у пародонті: розвиваються циркуляторні порушення, тромбоз судин періодонтальної зв'язки, набряк і гіалінізація колагенових волокон, запальна клітинна інфільтрація, піктоз ядер остеобластів, цементобластів і фібробластів [9]. У фазі компенсації клінічно підвищується рухомість зубів, з'являються болісність при накущуванні, розширення пародонтальної зв'язки. У фазі декомпенсації прогресуюча втрата прикріплення призводить до прогресуючої рухомості зуба. Парафункції та передчасні контакти самі по собі не можуть викликати пародонтит. Однак при вже існуючому запальному процесі у тканинах пародонту оклюдійна травма ускладнює протікання захворювання [10]. Пародонтальні кишені, які можуть виникнути внаслідок оклюдійної травми, є сприятливим середовищем для існування й розмноження патогенних мікроорганізмів [11].

Сучасні технології біомеханіки дозволяють досліджувати механічні якості різних частин і систем організму людини, а також механічні процеси, які в ньому

відбуваються. Завдяки створенню моделей зубощелепної системи й використанню методів механіки можна дослідити напружено-деформований стан методом скінченних елементів (МСЕ) [12, 13]. Суть методу полягає в тому, що на основі змодельованої тривимірної моделі створюється модель біологічної структури, наближена до реальних розмірів та обрисів [14, 15]. На основі геометричної моделі та фізико-механічних властивостей різних матеріалів є можливість вивчати різноманітні якості системи й фізичні явища. Моделювання й аналіз різних системи з урахуванням різноманітних факторів у різних галузях дозволяють запобігти коштовним і довгостроковим циклам розробки типу «проекування–виготовлення–випробування».

Математичне моделювання та аналіз напружено-деформованого стану методом скінченних елементів дозволяє розраховувати травмвальну напругу (яка приводить до необоротних явищ у м'яких і кісткових структурах – атрофія, резорбція, анкілоз), деформації зубних рядів при зменшенні кісткової підтримки зубів, розподілі жувального навантаження між зубами, тканинами пародонту та кісткою, ділянками найбільших напруг при різних рівнях кістки та різних жувальних навантаженнях, пояснити біологічні явища, викликані механічними силами [16, 17]. При втраті значної кількості підтримуючих тканин зуба, але різних клінічних умовах необхідно розуміти механізм перерозподілу жувального навантаження, знати можливості тієї чи іншої конструкції для найбільш доцільного вибору шини, тобто показів до її застосування. Універсальна розбірна пародонтологічна шина є металевою, яку при необхідності професійної гігієни або терапевтичних маніпуляціях можна зняти та встановити знову без пошкодження структури зубів або конструкції шини [18]. Така властивість, а також кобальто-хромовий сплав, з якого зроблена об'єднуюча шина, дозволяють покращити гігієнічний догляд за пацієнтом, що доведено в дослідженнях цієї шини [19, 20]. Та, окрім гігієнічності шина повинна витримувати значні навантаження через утрату значної кількості підтримуючих тканин, таких досліджень із цією конструкцією не було. Тому в даному дослідженні висвітлені результати аналізу напружено-деформованого стану фронтальної ділянки нижньої щелепи з утратою кісткової підтримки на 50 і 75 % і є порівняння з результатами, які були отримані при шинуванні зубів за допомогою універсальної розбірної пародонтологічної шини.

Матеріали та методи дослідження

Процес аналізу математичного моделювання складався з послідовних етапів. Першим етапом було моделювання кількох геометрично розрахункових кінцево-елементарних моделей. Для дослідження була створена тривимірна модель у програмному пакеті «Solid Works 2006», яка включала вісім зубів (різці, ікла й перші премоляри) та щелепу кістку. Перша з утратою 50 % кістки (пародонтит II ступеня тяжкості), друга – із 75 % втрати кістки (пародонтит III ступеня тяжкості), також була створена модель універсальної розбірної пародонтологічної шини, яка складалася із втулок, гвинтів, з'єднуючої шини. Для полегшення математичних розрахунків та у зв'язку з маленькими розмірами й нелінійними властивостями не враховувались періодонтальна щілина, слизова оболонка, пульпова камера. Основа моделі була закріплена жорстко. Усі тіла мали однорідну ізотропну структуру. Розміри та анатомія зубів, товщина й контури кістки моделювалися згідно із середньостатистичними даними, наведеними в літературі [21]. Другим етапом на базі отриманої 3-D моделі була побудована розрахункова твердотільна кінцево-елементарна математична модель, яка склала систему «шина–опірні зуби–кістка». Модель

була розділена на кінцеві елементи й експортована у програмний комплекс ANSYS Workbench 17.0 (ANSYS Inc., USA), де була створена кінцево-елементарна сітка й задавались навантаження, тангенціально прикладені до оклюзійної поверхні зубів. Після двох видів розрахунків для кожної із двох моделей з навантаженням у 100 та 200 Н зуби шинувалися за допомогою універсальної розбірної пародонтологічної шини. Її фіксація знаходилась у центрі кожного зуба за допомогою гвинтів, які вкручувались у втулки, зафіксовані у твердих тканинах зубів.

Основні фізико-механічні характеристики структур зубощелепного сегмента та конструкційних елементів шинувальних конструкцій були взяті з довідкових літературних [22, 23] та оригінальних досліджень [24, 25], наведені в таблиці.

Результати дослідження та їх обговорення

Деформації, які виникають через жувальне навантаження в зубощелепній системі із зубами, ураженими пародонтитом (у т. ч. й віялоподібне розходження зубів), мають математичне підґрунтя, оскільки при прикладанні сили напруження, які виникають у тканинах пародонту, призводять до лізису найбільш навантажених ділянок кістки, а навантаження, прикладене тангенціально, призводить до вестибулярного переміщення зубів, викликаючи протрузію передніх зубів.

Згідно з розрахунками, при прикладанні сили у 200 Н до зубів, які втратили кісткову підтримку на 75 %, відбувається вестибулярне переміщення зубів на 0,2896 мм кожного разу, що у клініці призводить до виникнення травматичних вузлів і порушення мікроциркуляції у тканинах пародонту (рис. 1).

Згідно з математичною моделлю зубного ряду, з утратою 50 % кістки без шинувальної конструкції при прикладанні сили у 100 Н навантаження розподіляється між зубами нерівномірно. А саме: оральні поверхні коренів різців і вестибулярні поверхні коренів премолярів випробовують максимальне навантаження, що досягає 21,77 МПа за von Mises (рис. 2). Через корені та тканини пародонту навантаження передається на кісткову тканину, де й виникає максимальне навантаження. Найбільша напруга виникає у вестибулярних ділянках вершин кістки, яка оточує корені, – до 33,82 МПа, у той час як ділянки, найбільш стійкі до жувального навантаження (бокові валики оральних поверхонь різців та ікол, бугри ікол і премолярів), залишаються незадіяними в розподілі навантаження.

При підвищенні втрати кісткової тканини до 75 % еквівалентні напруги на корені та пародонт зростають у межах 15,92 МПа (на оральних поверхнях премолярів) і 65,82 МПа за von Mises на вестибулярних поверхнях різців (рис. 3). У кістковій тканині значення досягають 88,50 МПа, загалом концентруючись у коронарних частинах кістки та в апікальних ділянках, що пришвидшує зубощелепну деформацію і сприяє погіршенню ефективності лікування пародонтиту (рис. 4).

При включенні в математичні розрахунки моделі універсальної розбірної пародонтологічної шини мають місце близьке до фізіологічного розподілу навантаження й топографія його розташування. Тепер навантаження розподіляється по оральній поверхні на коронки зубів, включених у конструкцію.

З навантаженням у 100 Н при втраті 50 % кісткової підтримки основне навантаження припадає на поверхню об'єднуючої пластини, максимальне фіксується в місцях з'єднання шпальки гвинта і пластини. Еквівалентні напруги на кореневій поверхні складають 7,0 МПа, а в кістковій тканині досягають 6,03 МПа за von Mises, що відповідає суттєвому зменшенню навантаження. На відміну від

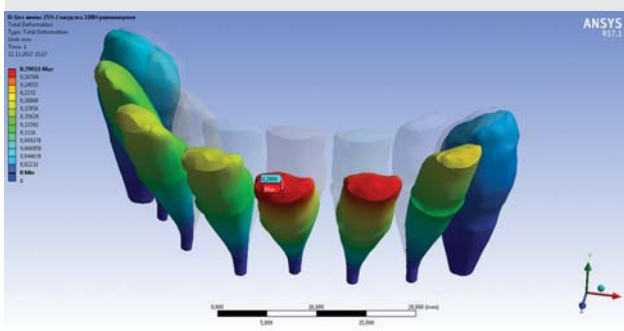


Рис. 1. Можливі деформації зубів, які втратили кісткову підтримку на 75 % при відсутності шинування.

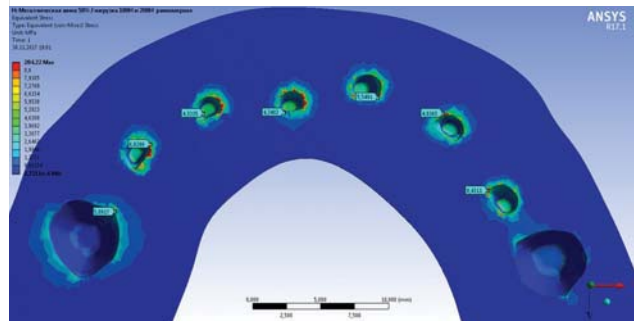
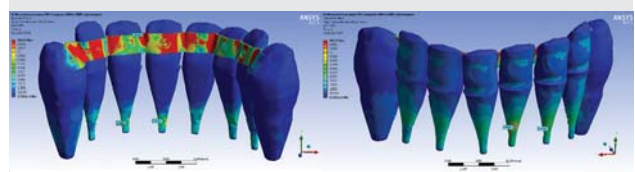


Рис. 4. Розподіл еквівалентних напруг за von Mises при 50 % утрати кістки за допомогою розбірної шини при навантаженні у 100 Н.

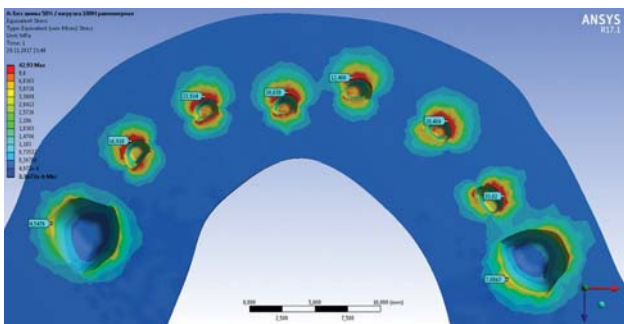
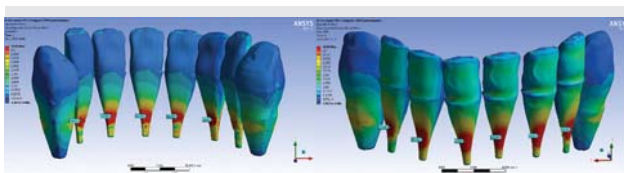


Рис. 2. Показники розподілу еквівалентних напруг за von Mises у незашинованийому зубному ряді при втраті кісткової підтримки на 50 % та навантаженні у 100 Н.

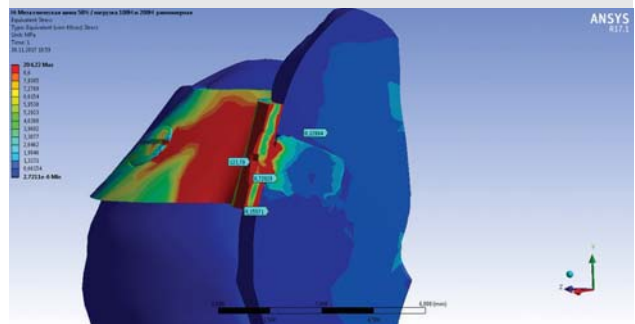


Рис. 5. Розподіл еквівалентних напруг за von Mises у розбірній шині з утратою 50 % кістки при навантаженні у 100 Н.

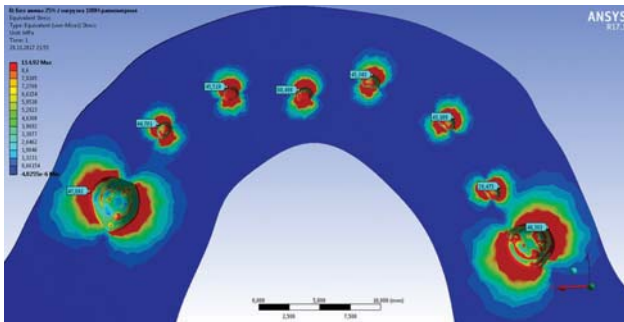
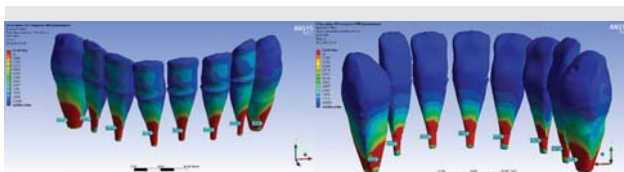


Рис. 3. Показники розподілу еквівалентних напруг за von Mises у незашинованийому зубному ряді при втраті кісткової підтримки на 75 % та навантаженні у 100 Н.

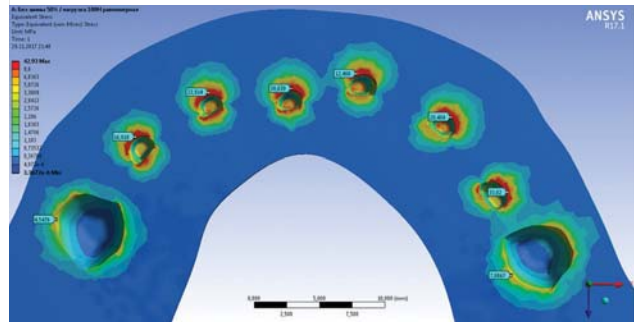
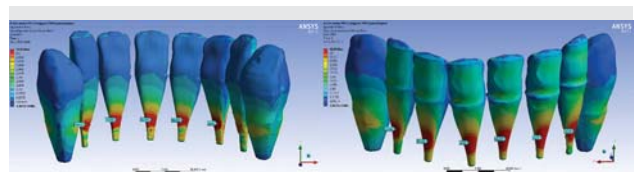


Рис. 6. Розподіл еквівалентних напруг за von Mises при шинуванні восьми зубів із 25 % утрати кістки за допомогою розбірної шини при навантаженні у 100 Н.

результатів з композитною шиною (13,61 (поверхня кореня) 14,7 МПа (кістка) за von Mises), це зменшення навантаження у два рази на поверхні кореня та 2,5 у кістковій тканині відповідно (рис. 4).

Якщо подивитися в розрізі на розподіл навантаження в самій конструкції універсальної розбірної пародонтологічної шини, то максимальне навантаження припадає на об'єднуючу пластину та місця з'єднання елементів, досягаючи значення 123,79 МПа за von Mises на шляпці гвинта. Далі навантаження через гвинт і втулку передається на тверді тканини, що оточують зуб. Частина його поглинається вестибулярною поверхнею зубів, що пристосовані витримувати великі навантаження, а інша частина передається на підтримуючі тканини пародонту, й до кісткової тканини доходить найменша частина навантаження (рис. 5).

При підвищенні навантаження до 200 Н характер розподілу навантаження не змінюється, тільки пропорційно збільшуються еквівалентні напруження за von Mises, приблизно у два рази. Однак значення не перебільшують показників розподілу навантаження у 100 Н при використанні композитної шини.

При зменшенні кісткової підтримки до рівня 25 % і навантаженні у 100 Н показники еквівалентних напружень за von Mises у кістці та на поверхні коренів залишаються на рівні показників із 50 % втрати кістки, а навантаження на поверхні самої конструкції зростає до 36,12 МПа (рис. 6). Тобто конструкція універсальної розбірної пародонтологічної шини дозволяє нівелювати зменшення значення кісткової підтримки й забезпечити більш фізіологічний перерозподіл навантаження та стабілізацію максимального навантаження на тканини пародонту у фізіологічних межах. Найбільші напруження виникають в апікальних частинах кореня й кістки (13,37 МПа за von Mises), які більш пристосовані до навантаження, у той час як верхівки кістки випробовують менше навантаження, ніж з використанням композитної шини, і значно менше, ніж без шинувальних конструкцій зовсім.

При збільшенні навантаження до 200 Н еквівалентні напруження збільшуються приблизно у два рази й досягають значень 29,81 МПа за von Mises на оральній поверхні коренів різців; 26,56 МПа в апікальних ділянках кістки і 65,81 МПа на поверхні шини; 58,24 МПа усередині конструкції.

Висновки

Після аналізу результатів математичного моделювання жувального навантаження між зубами з утратою кісткової підтримки при використанні універсальної розбірної пародонтологічної шини були зроблені такі висновки:

- 1) Велике нерівномірне навантаження – 7,59 N/m² за von Mises у ділянці тканин пародонту зі ступенем деструкції 50 % не фізіологічне й посилює протікання пародонтиту за рахунок порушення мікроциркуляції, а при втраті 75 % кістки навантаження не тільки зростає у два рази, а ще і прискорюється розвиток зубощелепних деформацій у вигляді віялоподібного розходження зубів.
- 2) Шинування нижніх зубів, включаючи премоляри, за допомогою універсальної розбірної пародонтологічної шини дозволяє фізіологічно перерозподілити навантаження на коронки зубів і зменшити максимальне напруження на корені зубів і кісткову тканину приблизно у три рази в порівнянні з результатами без використання шини.
- 3) Зниження навантаження на кістку є вагомим показником, оскільки поверхня кореня може перерозподіляти навантаження за рахунок періодонтальної зв'язки по всій поверхні, а ось виникнення точкових ділянок з надмірним навантаженням у кістці сприяє її резорбції в навкол зубних ділянках.
- 4) Завдяки універсальній розбірній пародонтологічній шині навантаження більш рівномірно розподіляється по всій кістці, що сприяє покращенню кровообігу в ній і нормалізації обмінних процесів.

ЛІТЕРАТУРА

1. Global, Regional, and National Prevalence, Incidence, and Disability-Adjusted Life Years for Oral Conditions for 195 Countries, 1990–2015: A Systematic Analysis for the Global Burden of Diseases, Injuries, and Risk Factors / Kassebaum N.J., Smith A.G.C., Bernabe E. et al. // *J. Dent Res.* – 2017. – № 96 (4). – P. 380–387.
2. Бойченко О.М. Поширеність стоматологічних захворювань у молоді сільської місцевості // *Вісник української медичної стоматологічної академії.* – 2013. – № 2 (42). – С. 21–23.
3. Аналіз причин незадовільних результатів лікування генералізованого пародонтиту / А.В. Борисенко, Н.М. Ткачук, В.І. Сема та ін. // *Новини стоматології.* – 2011. – № 2. – С. 80–85.
4. Современные аспекты этиологии и патогенеза заболеваний пародонта / Е.И. Фукс, Ю.А. Карева, О.А. Гализина и др. // *Российский медико-биологический вестник имени академика И.П. Павлова.* – 2013. – № 3. – С. 153–159.
5. Epidemiology, etiology and prevention of periodontal disease: Report of WHO Scientific Group. – Geneva, 2001. – 227 p.
6. Альберт Є.Л. Дослідження поширеності та структури дефектів зубних рядів у хворих на генералізований пародонтит // *Укр. стомат. альманах.* – 2013. – № 3. – С. 50–53.
7. Harrel S.K. Longitudinal comparison of the periodontal status of patients with moderate to severe periodontal disease receiving no treatment, non-surgical treatment, and surgical treatment utilizing individual sites for analysis [Text] / S.K. Harrel, M.E. Nunn // *J. Periodontol.* – 2001. – V.72, N.11. – P. 1509–19.
8. Nyman S.R. Tooth mobility and the biological rationale for splinting teeth [Text] / S.R. Nyman, N.P. Lang // *Periodontol.* – 2000. – V. 4. – P. 15–22.
9. Svanberg G. Vascular reactions in the periodontal ligament incident to trauma from occlusion / G. Svanberg, J. Lindhe // *J. Clin. Periodontol.* – 1974. – № 1. – P. 58–69.
10. Sergio F.G. Clinical rationale for tooth stabilization and splinting [Text] / F.G. Sergio // *Dent Clin. North Am.* – 1999. – V. 43, N. 1. – P. 1–6.
11. Haddad A.W. Effects of occlusal adjustment on tooth contacts during mastication [Text] / A.W. Haddad, N.R. Mehta, I. Glickman, F.W. Roeber // *Journal of Periodontology.* – 1974. – V. 45, N. 6.10. – P. 714–724.
12. Шварц А.Д. Биомеханика и окклюзия зубов. – Москва, 1994. – 203 с.
13. Анатомия и биомеханика зубочелюстной системы / Под ред. Колесникова Л.Л., Арутюнова С.Д., Лебеденко И.Ю. – Москва, 2007. – 224 с.
14. Чуйко А.Н., Калиновский Д.К. О возможностях современных компьютерных технологий в челюстно-лицевой хирургии // *Стоматолог.* – 2011. – № 1. – С. 20–29.
15. Ряховский А.Н., Айрапетова Р.Л., Калачева Я.А. Современные возможности применения компьютерного трехмерного моделирования на этапах ортопедического лечения // *Клиническая стоматология.* – 2010. – № 1. – С. 7–10.
16. Маланчук В.О., Крищук А.В., Копчак А.В. Імітаційне комп'ютерне моделювання у щелепно-лицевій хірургії: Навч. посіб. – Київ, 2013. – 230 с.
17. Murakami N., Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review // *J. Prosthodont. Res.* – 2014. – № 58 (2). – P. 92–101.
18. Пат. 12977 UA, МПК А61С5/04 19/03. Універсальна пародонтологічна шина / Кударь М.О. – Опубл. 15.3.2006, бюл. № 3.
19. Універсальна розбірна пародонтологічна шина / В.І. Біда, П.О. Гурін, Г.І. В'юн, Н.Я. Слюсаренко // *Укр. журн. клінічної та лабораторної медицини.* – 2016. – Т.11, № 3. – С. 8–11.
20. Біда В.І., Гурін П.О., В'юн Г.І. Клінічний випадок використання універсальної розбірної пародонтологічної шини // *Проблеми безперервної медичної освіти на науки.* – 2017. – № 3. – С. 82–85.
21. Ash M.M. *Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion* / M.M. Ash. – New York: W.B. Saunders Comp., 1993. – 476 p.
22. Occlusal forces and chewing ability in dentitions with cross-arch bridges / L. Laurell // *Swed. Dent. Suppl.* – 1985. – Vol. 26. – 160 p.

23. Ремизов С.М. Микромеханические характеристики реставрационных стоматологических материалов, эмали и дентина зубов человека / С.М. Ремизов // Стоматология. – 2001. – № 4. – С. 28–32.

24. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human / K.J. Chun et al. // J. Dent. Biomech. – 2014. – Vol. 12, № 5. – P. 85–97.

25. The application of finite element analysis in the skull biomechanics and dentistry / Prado F.B, Rossi A.C., Freire A.R, Ferreira Caria P. H. // Indian J. Dent. Res. – 2014. – № 25 (3). – P. 390–397.

Анализ распределения жевательной нагрузки при помощи метода конечных элементов незашинированных зубов фронтального участка нижней челюсти и зубов, зашинированных универсальной разборной пародонтологической шиной

В.И. Беда, П.А. Гурын, А.И. Вьюн

Актуальность. Численный расчет напряженных состояний, возникающих в зубочелюстной системе, при помощи программ, основанных на методе конечных элементов (МКЭ), является актуальным вопросом в стоматологии. Математический анализ позволяет изучить механизмы перераспределения жевательной нагрузки без шин и при использовании шинирующих конструкций и обосновать необходимость их использования. В свою очередь, уменьшение нагрузки на ткани при помощи оставшихся поддерживающих шин, но поврежденных в результате пародонтита, позволяет поддерживать долгосрочную ремиссию пародонтита.

Цель: проанализировать распределение жевательной нагрузки и определить участки максимальных напряжений по Мизесу (von Mises) в незашинированных и зашинированных с помощью универсальной разборной пародонтологической шины зубах фронтального участка нижней челюсти.

Материалы и методы исследований. Исследования выполнялись с помощью метода конечных элементов в программе ANSYS Workbench 17.0 с использованием трехмерных моделей «опорные зубы–ткани пародонта–кость» при нагрузке в 100 и 200 Н. Модели включали восемь фронтальных зубов нижней челюсти с разной степенью потери костной поддержки (50 и 75 %). Для сравнения была создана модель универсальной разборной пародонтологической шины. Моделирование происходило с помощью программного пакета «Solid Works 2006».

Результаты. Без использования шинирующих конструкций нагрузка в 100 Н в модели зубного ряда с потерей 50 % кости распределяется неравномерно. Максимальная нагрузка, которую выдерживают ткани пародонта и кость, – 21,77 и 33,82 МПа по von Mises соответственно. При повышении потери костной ткани до 75 % эквивалентные напряжения на корню и в пародонте увеличиваются до 65,82 (на вестибулярных поверхностях резцов) и 88,50 МПа – в костной ткани. Использование универсальной разборной пародонтологической шины позволяет снизить эти показатели до 7,0 и 6,03 МПа по von Mises в тканях пародонта и костной ткани, соответственно, при потере 50%, и 13,3 и 36,12 МПа при потере 75 % кости.

Выводы. Большая неравномерная нагрузка на участках пародонта с разной степенью деструкции является патологической, усиливает течение пародонтита за счет нарушения микроциркуляции и ускоряет развитие зубочелюстных деформаций в виде веерообразного расхождения зубов. Использование в качестве шинирующей конструкции универсальной разборной пародонтологической шины позволяет перераспределить жевательную нагрузку более физиологично и уменьшить ее на поддерживающие ткани в среднем в три раза.

Ключевые слова: пародонтит, метод конечных элементов, разборная шина, шинирование.

Analysis of the stress distribution in non-splinted mandibular anterior teeth and teeth splinted by universal periodontal splint using finite element method

V. Bida, P. Guryn, G. Viun

Background. Numerical calculated of the stresses in the dentition system by the finite elements method software is topically issue in dentistry. Finite element analysis can explore mechanism of the stress distribution and substantiate necessity to splinted teeth. In return, the reduction of the load on the remaining, but damaged by periodontitis, periodontal tissues can support long-term remission.

Purpose: to analyze the stress distribution and identify the areas of the max von Mises stress in non-splinted mandibular anterior teeth and teeth splinted by universal periodontal splint.

Methods. In the study was used the ANSYS Workbench 17.0 finite elements method software to analyze the three dimensional finite element model of a system «abutment teeth-periodontal tissues-bone» with force of 100 and 200 N. Three dimensional finite element model of a mandibular anterior teeth were designed, which included 8 teeth (incisors, canines, and first premolars) with different loss of bone support (50 and 75 %). Model of universal folding periodontal splint were established for comparison. The models were designed in the «Solid Works 2006».

Result. The stress in the model of 50 % bone loss and force of 100N was unevenly distributed. Max von Mises stress in periodontal tissues and bone was 21,77 and 33,82 MPa, accordingly. In case of using model of 75 % bone loss equivalent von Mises stress was increased to 65.82 MPa (vestibular surface incisors) and to 88,50 MPa (bone). Using universal folding periodontal splint was decreased numerical findings to 7.0 and 6.03 MPa von Mises stress in the periodontal tissues and bone, accordingly in model with 50 % bone loss, and 13.3 and 36.12 MPa stress in model with 75 % bone loss.

Conclusions. Significant unevenly stress in periodontal tissues with different level of bone loss is pathological and reinforce periodontitis course due to disturbance in the blood supply and accelerate development pathologic teeth migration. Using universal folding periodontal splint alloys distribution the bite forces more physiologically and decrease stress in supporting tissues about three times.

Key words: periodontitis, periodontal splints, splinting, finite elements method.

В.І. Біда – Кафедра ортопедичної стоматології ІС НМАПО ім. П.Л. Шутика.

Адреса: 04050, м. Київ, вул. Пимоненка, 10-а.

П.О. Гурын – Кафедра ортопедичної стоматології ІС НМАПО ім. П.Л. Шутика.

Адреса: 04050, м. Київ, вул. Пимоненка, 10-а.

Г.І. Вьюн – Кафедра стоматології ДЗ «Луганський державний медичний університет».

Адреса: 92012, м. Рубіжне, вул. Будівельників, 32. Email: aviun1991@gmail.com.