

Є.Л. Альберт,
О.І. Лиско

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖНО-ДЕФОРМОВАНИХ СТАНІВ ЗУБІВ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ПРИ ВИКОРИСТАННІ КОМБІНОВАНОЇ ЗНІМНОЇ ШИНИ-ПРОТЕЗА

ДЗ «Дніпропетровська медична академія МОЗ України»
кафедра ортопедичної стоматології
(зав. – д. мед. н., доц. О.О. Фастовець)
Дніпропетровськ, 49044, Україна
SE "Dnipropetrovsk medical academy Ministry of Health of Ukraine"
prosthetic dentistry department
Dnipropetrovsk, 49044, Ukraine
e-mail: dsma@dsma.dp.ua

Ключові слова: напружено-деформовані стани зубів, захворювання пародонту, ортопедичне лікування
Key words: stress-strain state of teeth, periodontal disease, prosthetic treatment

Реферат. Математическое моделирование напряженно-деформированных состояний зубов нижней челюсти при использовании комбинированной съёмной шины-протеза. Альберт Є.Л., Лиско О.І. В статье представлены результаты математического моделирования и анализа напряженно-деформированных состояний зубов нижней челюсти при I, II и III степенях тяжести воспалительно-дистрофического процесса в пародонте, а также при использовании комбинированной шины-протеза с многозвеньевым вестибуло-оральным кламмером, каркас которого изготовлен из полиоксиметилена. Доказано, что уменьшение высоты межзубных перегородок, наблюдаемое при пародонтите, увеличивает подвижность зубов в 2,75 раза при I степени патологического процесса, в 6,75 раза – при II степени и в 9,0 раз при III степени ($p < 0,05$). При этом давление, передаваемое через зубы на костную ткань, превышает физиологическое в 4,08; 5,04; 9,6 раза соответственно для разных степеней тяжести пародонтита ($p < 0,05$). В свою очередь, использование предложенной шины-протеза позволяет уменьшить перемещение нижних резцов в среднем до $0,135 \pm 0,051$ мм, что соизмеримо с физиологическими показателями ($p > 0,05$). В то же время напряжение, которое передается на костную ткань альвеолы, приближается к значениям интактного пародонта и составляет в среднем $1,6 \pm 0,50$ МПа ($p > 0,05$).

Abstract. Mathematic modeling of stress-deformed states of low jaw teeth while using combined removable splint-denture. Albert Ye.L., Lysko O.I. The article presents the results of mathematical modeling and analysis of the stress-strain states of the lower incisors in the 1-st, 2-nd and 3-d degrees of inflammatory degenerative process in the periodontium; and while using combined splint-denture with continuous vestibular-oral clasp and polyoxymethylene framework. It is proved that reduction in height of interdental septa observed in periodontitis increases tooth mobility by 2.75 times in the first degree of the pathological process; by 6.75 times - in the second degree; and by 9.0 times – in the third degree ($p < 0.05$). The pressure on the bone tissue transmitted through the teeth exceeds physiological one by 4.08; 5.04; 9.6 times for different degrees of severity of periodontal disease ($p < 0.05$). In its turn, use of the proposed design of splint-denture reduces movement of the lower incisors in average up to 0.135 ± 0.051 mm, that is equal to physiological parameters ($p > 0.05$). At the same time, the stress, transmitted on the alveolar bone tissue is near the values of intact periodontium ($p > 0.05$), 1.6 ± 0.50 Mpa on average.

Складність протезування дефектів зубних рядів на тлі запально-дистрофічних процесів у пародонті полягає в необхідності використання як опори зубів, що мають низьку функціональну витривалість. Тому обґрунтування конструкційних особливостей зубних протезів залежно від стану опорних тканин залишається важливим завданням ортопедичної стоматології [2]. Можливим шляхом вирішення проблеми, що існує, є застосування новітніх матеріалів та технологій для їх виготовлення, здатних значно підвищити

функціональну цінність конструкцій [4]. У свою чергу, обґрунтувати ефективність запропонованих методик з точки зору біомеханіки дозволяють сучасні комп'ютерні технології, зокрема використання спеціалізованих програм з оцінки напружено-деформованих станів (НДС) технічних систем, які засновані на методі механіко-математичного моделювання - методі кінцевого елементу [5].

Отже, мета представленого дослідження - вивчення ефективності комбінованої знімної

шини-протеза власної конструкції для іммобілізації опорних зубів при різному ступені тяжкості запально-дистрофічних процесів у пародонті.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Вивчення напружно-деформованих станів зубів нижньої щелепи проводили для різних ступенів тяжкості пародонтиту за класифікацією Данилевського М.Ф. (1994) (I – зниження висоти міжальвеолярних перегородок на 1/3 висоти; II – на 1/2; III – на 2/3) [1], а також при накладанні комбінованої знімної протеза-шини з багатоланковим вестибулооральним кламером, каркас якого виготовлений з поліоксиметилену (рис. 1) [3].

В основі методу кінцевих елементів лежить дискретизація об'єкта для розв'язання рівнянь механіки суцільного середовища з припущенням, що ці співвідношення виконуються в межах кожної кінцевої ділянки. Таким чином, завдання математичного описання кінцевого елемента зводиться до того, щоб зв'язати переміщення й сили, що діють у вузлах.



Рис. 1. Комбінована знімна шина-протез власної конструкції

Розрахунок здійснювався для об'ємних комп'ютерних моделей, побудованих методом кінцевих елементів з використанням програми «T-Flex» (рис. 2). При цьому, на моделях нижньої щелепи, що досліджувалися, були відтворені всі тканини пародонта (компактна пластинка, губчаста кістка, періодонт, цемент кореня, дентин та емаль зуба, окрім підслизового шару і власне слизової оболонки), з урахуванням ступеня резорбції міжальвеолярної перегородки. Фізико-механічні властивості поліоксиметилену, а також тканин пародонта, зокрема твердість, жорсткість, коефіцієнт Пуассона, пружність, модуль Юнга, були взяті з літературних джерел [5].

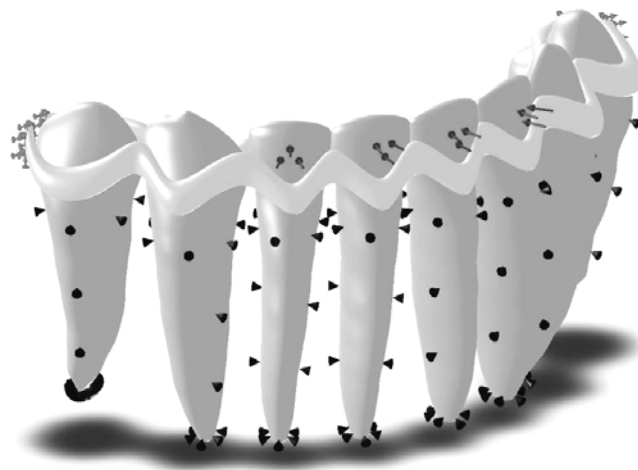
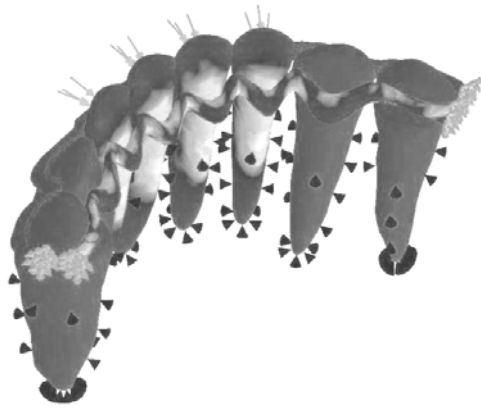


Рис. 2. Модель напружно-деформованих станів зубів нижньої щелепи при використанні комбінованої знімної шини-протеза

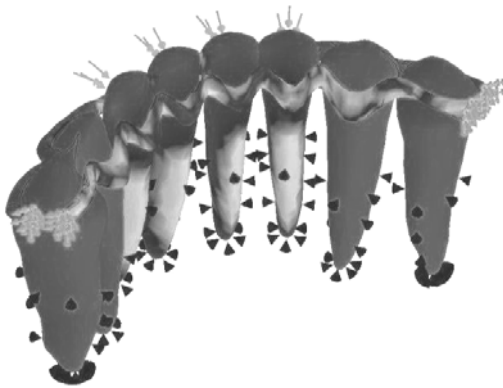
Результати моделювання оцінювалися за двома показниками: максимальна величина переміщення різців щодо первісного положення в напрямку дії сили та величина результуючих напруг за рівнянням Губера – Мізеса під максимально можливим з умов експлуатації навантаженням, яке становить 100 Н на кожний зуб та прикладається під кутом 45°. З огляду на те, що шина на різцях має найменшу твердість, навантаження іклів, а особливо премолярів, не дозволяє достатньою мірою оцінити її ефективність, тому у моделі було обране навантаження чотирьох різців, як найбільш критичне для функціонування конструкції.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

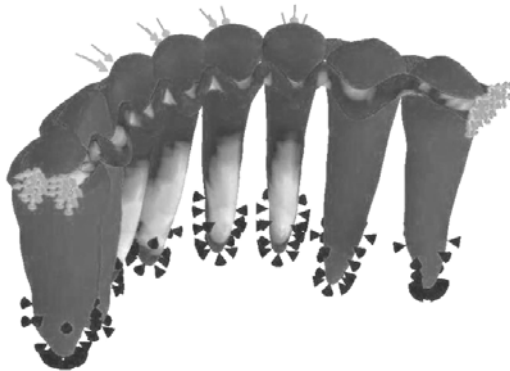
У представленій кінцево-елементній моделі зуб розглядався як тверде тіло, що фіксоване в періодонтальному просторі, який має шість ступенів свободи: три поступові та три обертальні відносно трьох ортогональних осей. Отже, рухомість зуба визначалася можливими сумарними переміщеннями навколо цих осей. З іншого боку, як пружне тіло зуб мав нескінченну кількість ступенів свободи. Найбільш вірогідними при цьому були деформації розтягнення, стиснення та крутіння навколо повздовжньої осі зуба, а також вигин у вестибуло-оральному або мезіо-дистальному напрямках. Знаючи умови закріплення пружного тіла та навантаження, що деформують у різних напрямках, ми встановили пружні переміщення усіх точок перетину зуба. Саме всі ці переміщення зуба як твердого, так і пружного, тіла визначали його сумарні переміщення, які в клінічній стоматології називають рухомістю зуба.



а



б



в

Рис. 3. Характерний розподіл напруження при використанні протеза-шини при різному ступені запально-дистрофічного процесу в пародонті: а – I ступінь; б – II ступінь; в – III ступінь (найменше зафарбовування на рисунку описує ділянки найбільшого напруження)

При імітації відкушування силою 100 Н максимальне переміщення зубів, що вивчалися, становило $0,12 \pm 0,04$ мм. При моделюванні I ступеня тяжкості пародонтиту цей показник дорівнював $0,33 \pm 0,09$ мм; II ступеня – $0,81 \pm 0,37$ мм; III ступеня – $1,08 \pm 0,39$ мм. Тобто зменшення висоти міжзубних перегородок, що спостерігається при пародонтиті, збільшує рухомість зубів у

2,75 разу при I ступені патологічного процесу, в 6,75 разу – при II ступені та в 9,0 разів при III ступені ($p < 0,05$). У свою чергу, використання запропонованого протеза-шини дозволило зменшити переміщення нижніх різців у середньому до $0,135 \pm 0,051$ мм ($p < 0,05$).

Тиск, який передавався на кісткову тканину альвеоли під час максимального навантаження на зуб при здоровому пародонті, становив $2,4 \pm 0,78$ МПа. Разом з тим, максимальна величина еквівалентного навантаження на поверхні зуба при резорбції альвеолярної кістки для I, II та III ступенів тяжкості запально-дистрофічного процесу в пародонті становила відповідно $10,2 \pm 3,0$ МПа, $12,6 \pm 3,9$ МПа та $24,0 \pm 7,6$ МПа. Таким чином, тиснення, що передається через зуби на кісткову тканину, перевищує фізіологічне в 4,08; 5,04; 9,6 разу відповідно для різних ступенів тяжкості пародонтиту, і є фактором, що руйнує пародонт за рахунок стимулювання резорбтивних процесів в альвеолярній кістці за принципом ортодонтичних апаратів.

Максимальна величина напруги при шинуванні зубів становила $1,6 \pm 0,50$ МПа, що свідчить про компенсацію напружено-деформованих станів. Таке навантаження пародонта слід вважати фізіологічним, тобто тим, що стимулює репаративні процеси в кістковій тканині завдяки сприянню мікроциркуляторній гемодинаміці. При цьому характерним є розподіл оклюзійного навантаження при різних ступенях патологічного процесу в пародонті (рис. 3). Локалізація вогнищ напружено-деформованих станів залежить від ступеня резорбції кісткової тканини пародонта. Як видно, найбільше навантаження при зниженні висоти міжальвеолярної перегородки на 1/3 приходить на язикову поверхню альвеолярної лунки, при цьому воно перевищує фізіологічне в 2,1–2,4 разу. Решта напружено-деформованих станів компенсуються шиною-протезом. При збільшенні резорбції кісткової тканини приблизно до середини лунки при II ступені пародонтита компенсаційний ефект шини дещо знижується: напруження на рівні нижньої третини кореня зберігається, але не перевищує критичні значення. При резорбції кісткової тканини більше ніж 2/3 висоти перегородки найбільше навантаження спостерігається для верхівкової частини коренів нижніх зубів, при цьому сумарна величина напруги не перевищує гранично допустиму.

Таким чином, розроблена конструкція за рахунок властивостей матеріалу, який використовується для її виготовлення, здатна компенсувати перевантаження зубів, а отже і тканин

пародонта, внаслідок резорбтивних процесів у кістковій тканині. Показники переміщення та напруги, зареєстровані при використанні знімної шини-протеза, не перевищують фізіологічних меж ($p > 0,05$).

ПІДСУМОК

Аналіз показників переміщення і напруг, одержаних внаслідок проведеного математичного моделювання, показав, що для всіх величин

кісткової резорбції запропонований варіант комбінованої шини-протеза дозволяє зсув зубів під дією сили, що зміщує, в межах припустимих фізіологічних значень. Отримані результати дозволяють зробити висновок про ефективність конструкції для іммобілізації зубів при різному ступені резорбції міжзубних перегородок, які відповідають тяжкості патологічного процесу в пародонті.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Мельничук Г.М. Гінгівіт, пародонтит, пародонтоз: особливості лікування / Г. М. Мельничук, М.М. Рожко, Л.В. Завербна. – Івано-Франківськ: Б.В., 2011. – 328 с.
2. Ортопедична складова комплексного лікування генералізованого пародонтиту / В.П. Неспрядько, І.О. Жданович // *Соврем. стоматология*. – 2012. – № 1. – С.30-34.
3. Пат. 64755 Україна, МПК А 61 С 13/00. Комбінована знімна шина-протез для лікування захворю-

вань пародонта / Є.Л. Альберт, О.В. Громов, Зубко В.В. [и др.] (UA). - № u201111682; заявл. 04.10.2011; опубл. 10.11.2011, Бюл. № 21.

4. Трофіменко О.А. Шляхи оптимізації обґрунтування вибору конструкцій зубних протезів при захворюваннях тканин пародонта / О.А. Трофіменко // *Соврем. стоматология*. – 2007. – № 2. – С. 134-139.

5. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии: монография / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский. – Х.: Изд-во «Форт», 2010. – 516 с.

REFERENCES

1. Melnichuk GM, Rozhko MM, Zaverbna LV. GInGIvIt, parodontit, parodontoz: osoblivostI IIkuvannya. Ivano-FrankIvsk: BV. 2011;328.
2. Nespryadko VP, Zhdanovich IO. Ortopedichna skladova kompleksnogo IIkuvannya generalIzovanogo parodontitu. *Sovrem stomatologiya*. 2012;1:30-34.
3. Albert EL, Gromov OV, Zubko VV. Pat 64755 UkraYina, MPK A 61 S 13/00. KombInovana znImna shina-protez dlya IIkuvannya zahvoryuvan parodonta.

UA. - N u201111682; zayavl.04.10.2011; opubl. 10.11.2011, Byul. N 21.

4. Trofimenko OA. Shlyahi optimIzatsIYi obGruntuvannya viboru konstruktsIy zubnih protezIv pri zahvoryuvannyah tkanin parodonta *Sovrem. stomatologiya*. 2007;2:134-9.

5. Chuyko AN, Shinchukovskiy IA. Biomehanika v stomatologii: monografIya. H: Izd-vo «Fort». 2010;516.

