

С.А. Шнайдер¹, О.В. Громов², А.М. Чуйко³, Д.С. Аирафов⁴

Вивчення біомеханічних показників опорних зубів при змінах у тканинах пародонту за допомогою комп'ютерного моделювання

¹ДУ «ІСНАМНУ»²ДЗ «ДМА МОЗ України»³ДЗ «ХДУПіТ»⁴Азербайджанський мед. університет

Мета дослідження полягала у вивченні зміни напружено-деформованих станів твердих тканин зубів при патологічних змінах в тканинах пародонту із застосуванням двовірального комп'ютерного моделювання методом кінцевих елементів.

Матеріали і методи досліджень. Методом кінцевих елементів виконано двовірні моделі зубощелепного сегменту з резорбцією на 25 %, 50 % та 75 % довжини коренів зубів, досліджено напружено-деформовані стани при різному ступені втрати кісткової тканини та зсуву частин, що її складають. Проведено комп'ютерний біомеханічний аналіз та представлена порівняльна характеристика літературних даних про властивості елементів зубощелепного сегменту (ЗЩС) при патології пародонту.

Результати досліджень. Виявлено залежність між станом кісткової тканини альвеолярного відростка (ступенем резорбції), напрямком прикладеного навантаження і станом активності зон напруги. Наведено розрахункові дані, що підтверджують абсолютні показники значень напруг і переміщень елементів ЗЩС при резорбції альвеолярної кістки на 25 %, 50 % та 75 % довжини коренів зубів.

Висновок. Величина знакозмінних напружень і переміщень елементів у різних ділянках зубощелепного апарату людини залежить від сили та напрямку навантаження менше, ніж від ступеню втрати кісткової тканини альвеолярного відростка.

Ключові слова: кінцево-елементне моделювання, зубощелепний сегмент, патологія пародонту, резорбція альвеолярної кістки, напруга, переміщення, деформація.

З ахворювання пародонту займають одне із провідних місць серед різних форм патологій щелепно-лицьової ділянки. У великій кількості досліджень [1, 2, 3, 4, 5] глибоко розглядаються фізіологічні, анатомо-гістологічні, патологоанатомічні, біологічні й біохімічні аспекти захворювань. Біомеханічний аналіз проводиться найчастіше дуже поверхнево, без залучення сучасних технологій і методів [6]. Учені-стоматологи трактують завдання біомеханіки у стоматології дуже вузько [5], хоча тільки біомеханічний аналіз із залученням сучасних методів математичного моделювання [6, 8.] дозволяє найглибше вивчити роботу будь-якої біологічної системи. Запровадження комп'ютерних технологій дуже часто є єдиною можливістю повного і глибокого вивчення біомеханічних критеріїв. Комп'ютерне проектування завжди передусім моделюванню на клінічній моделі. Під впливом зусиль, що виникають у зубощелепній системі під час функціонування, відбувається деформація всіх тканинних елементів пародонту: зуба, кістки альвеоли та ясен з окістям, а також зв'язкового апарату – періодонту [1, 2, 3, 4]. Напруга, що виникає при певних значеннях, тривалості й характері дії, може призвести до перебудови структури кісткової тканини і, як наслідок, сприяти виникненню різних патологічних змін. Міцнісний аналіз при нинішньому рівні розвитку комп'ютерних технологій дозволяє вивчити стан біосистеми «зуб–пародонт» як у нормі, так і при будь-якій формі й мірі патології. Такий аналіз найпростіше й ефективно можна провести за допомогою кінцево-елементного моделювання (КЕМ) [6, 8]. Зазвичай на першому етапі проводять дослідження напружено-деформованого стану (НДС) будь-якої структури в нормі, а потім при різних патологіях, методиках ортопедичного лікування, різних типах конструкцій протезів тощо.

У комп'ютерному проектуванні застосовують два види моделей для вивчення біомеханічних властиво-

стей – плоску та об'ємну. Якісні зміни можна вивчити за допомогою простішої плоскої моделі, а потім побудувати об'ємну модель для отримання точних цифрових даних.

Ця робота присвячена аналізу напружено-деформованого стану пародонту залежно від виду й міри атрофії кісткової тканини альвеолярного відростка.

При аналізі НДС визначають напругу та переміщення (деформації, що є їх наслідком) у всіх точках досліджуваної системи. У доступній стоматологічній літературі питанням рухливості (визначенню переміщень) зуба приділено значно більше уваги, ніж питанням міцності [3, 4, 5, 9].

Розрізняють фізіологічну й патологічну рухливість зубів. Фізіологічна рухливість є природною і її не завжди можна помітити неозброєним оком. Її існування підтверджується за допомогою спеціальної апаратури, а також непрямими ознаками у вигляді стирання контактних пунктів і виникнення з віком контактних площин. Патологічна ж рухливість характеризується помітним зміщенням (за величиною й напрямком) зубів при невеликих навантаженнях. Міра патологічної рухливості зубів залежить від тяжкості поразки опорно-утримуючого апарату зуба та характеру течії запально-деструктивного процесу в пародонті. Патологічна рухливість зубів більш різко виражена при вертикальній формі резорбції кісткової тканини альвеолярного відростка [4].

Багато авторів [1, 3, 5] виділяють три міри рухливості зубів. Проте в керівництві, що вишло під редакцією В.Н. Копейкіна [4], запропоновано чотири міри рухливості: I – рухливість у будь-якому або одному напрямку – вестибулярному, оральному, медіальному або дистальному; II – у двох напрямках (за [4], як у вестибуло-оральному, так і в сагітальному напрямку); III – у вестибуло-оральному та медіо-дистальному; IV – на всіх напрямках, включаючи вертикальне.

З точки зору механіки можна представити зуб як тверде тіло, зафіксоване в періодонтальному просторі, який має шість ступенів свободи: три поступальні і три обертальні відносно трьох ортогональних осей. Рухливість зуба як твердого тіла визначається можливими сумарними переміщеннями відносно цих осей. Крім того, як пружне тіло зуб має нескінченну кількість ступенів свободи. Найбільш вірогідними при цьому є деформації розтягування або стискування вздовж подовжньої осі зуба, кручення навколо подовжньої осі, а також вигин у вестибуло-оральному або медіо-дистальному напрямках. Знаючи умови закріплення пружного тіла та деформуючі навантаження в різних напрямках, можемо визначити пружні переміщення всіх точок перерізу зуба. Саме всі ці переміщення зуба в якості як твердого, так і пружного тіла визначають його сумарні переміщення, які у стоматології прийнято називати рухливістю зуба.

Аналіз НДС зубощелепного сегменту (ЗЩС) при патології пародонту дозволяє виконати розроблена нами плоска кінцево-елементна модель нижньої щелепи в ділянці ікла. Профіль зуба виконаний за Harty [11], а контури сегмента взяті за В.Н. Копейкіним [4]. Модель містить основні структурні складові ЗЩС: зуб, що включає коронку (емаль), дентин, шийку зуба й корінь (цемент), періодонтальну щілину, внутрішню й зовнішню кортикальні пластинки зубної альвеоли та губчасту речовину щелепної кістки. Усі перераховані структурні складові зображені у збільшеному масштабі різними кольорами.

Основні механічні характеристики, відповідно до даних роботи [10], присвоєні основним структурним складовим моделі, наводяться в табл. 1.

У табл. 1 позначено: E – модуль пружності кісткової тканини; μ – коефіцієнт Пуассона; $\sigma_{в.р}$ і $\sigma_{в.с}$ – межі міцності при розтягуванні та стискуванні відповідно. Межі міцності наводяться в таблиці в якості довідкового матеріалу для забезпечення можливості порівняння отриманої діючої напруги з максимально допустимими (що руйнують).

Наведені в табл. 1 механічні характеристики тканин пародонту відображують тільки пружні (лінійні) властивості кісткових і м'яких тканин. У той же час абсолютно очевидно [7, 10], що кісткові й тим більше м'які тканини мають істотну пластичність, тобто нелінійність. Сучасні програми, що реалізують метод кінцевого елемента (МКЕ), дають можливість облікувати будь-який тип нелінійності. Тому питання про побудову відповідної моделі повинно розглядатися з урахуванням достовірних початкових даних про пружність пародонту. При аналізі лінійної моделі, яка є більш жорсткою системою, ніж реальна біосистема, необхідно враховувати, що отримані з її допомогою переміщення зуба будуть менше, а напруга – більше на величину відмінності введених додаткових механічних характеристик, ніж реальні.

Оскільки плоска модель у порівнянні з об'ємною (тривимірною) принципово не може бути більш точною, при опрацюванні моделі особлива увага приділялась адек-

ватності моделі, що розроблялася, з реальною будовою щелепи не тільки якісно, а й кількісно, із забезпеченням порівняння отриманих числових результатів з відомими в літературі. Для забезпечення істинної взаємодії між коренем зуба та шарами пародонту, що його оточують, ширину кореня визначали за рівністю об'ємів кореня реального зуба й зуба змодельованого, що виразилось у відповідному зменшенні площі перерізу кореня зуба у пришийковій частині. За цим же принципом визначали ширину коронки, а ширину альвеолярної кістки зубощелепного сегмента приймали рівною відстані між контактними пунктами зуба.

Ширина періодонтальної щілини виконана змінною (відповідно до даних [1, 3]): у пришийковій ділянці – 0,25 мм, у першій третині довжини кореня 0,15 мм, в апікальній частині – максимальна ширина 0,28 мм. Таким чином, забезпечується розширення щілини у пришийковій і біля верхівкової частини в порівнянні із середньою частиною. Природно, ширину періодонтальної щілини можна змінити залежно від цих даних у різних авторів або від клінічного стану конкретного зуба. Зокрема, залежно від резорбтивних процесів у кістковій тканині альвеоли.

Складність структури та функції пародонту, що поглинає механічну енергію й перерозподіляє її на кісткову тканину альвеоли, на наш погляд, досі не отримала адекватного відзеркалення в науковій літературі. При відпрацюванні властивостей цієї найважливішої складові ЗЩС ми використовували просту модель пародонту із пружними властивостями за U. Mandel і співавт. [12].

Описана базова модель модернізувалась, тобто її геометрія перебудовувалась залежно від виду й міри вертикальної та горизонтальної резорбції альвеолярної кістки.

Навантаження прийнято за Rus рівним 150 Н, тобто за верхню межею сили твердої їжі, що виникає під час пережовування в ділянці ікла. Сила, відповідно до схеми (рис. 83 роботи [4]), прикладається в точці трохи нижче різальної кромки зуба під кутом 45° по відношенню до вертикалі.

Програма, за допомогою якої побудована й аналізується модель, записує у протокол рішення задачі переміщення кожного вузла по трьох координатних осях, напругу нормальну й дотичну по осях, головну напругу й напругу за Мізесом (еквівалентна напруга за четвертою теорією міцності за термінологією, прийнятою в україномовній літературі) у кожній вузловій точці й у середині кожного елемента. Напруга за Мізесом розраховується за звичайною формулою:

$$\sigma_m = \sqrt{0,5[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2] + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)} \quad (1)$$

Нижче наводиться аналіз розробленої плоскої моделі, тому ця формула значно спроститься, оскільки всі компоненти напруженого стану, що містять індекс z, дорівнюватимуть нулю.

Таблиця 1

Елемент моделі	E , МПа	μ	Кількість елементів	Колір на рис. 3	$\sigma_{в.р}$, МПа	$\sigma_{в.с}$, МПа
Емаль	4×10^4	0,3	369	Блакитний	1,1–34	130–380
Дентин	$1,56 \times 10^3$	0,3	709	Зелений	2–104	230–310
Компактна кістка	$1,37 \times 10^4$	0,3	722	Червоний	40–50	50–400
Губчаста кістка	$6,89 \times 10^3$	0,3	897	Фіолетовий	10–20	26–160
Періодонт	50,0	0,45	76	Синій	3,8	

Таблиця 2

№ моделі	Вертик. резорб./ Гориз. резорб.	Переміщення, DR, мм	Податливість, δ, мм/Н	Напруга, σ _y , МПа		
				Коронка	Шийка	Компактна кістка
1	25 %/0	0,88	0,0059	11,84 -18,15	44,26 -56,77	20,69 -21,08
2	50 %/0	2,224	0,0148	9,64 -19,22	69,97 -74,07	12,89 -12,15
3	75 %/0	11,19	0,0746	11,89 -16,6	168,13 -208,03	16,86 -16,62
4	50 %/0,5 мм	3,064	0,0204	11,83 -19,2	69,57 -69,92	16,72 -19,77
5	50 %/0,75 мм	3,57	0,0238	13,32 -19,2	69,18 -71,96	15,69 -18,26
6	50 %/0,5 мм 1,25E	3,057	0,0204	11,83 -18,18	69,58 -69,9	17,64 -19,06
7	50 %/0,5 мм 0,75E	3,076	0,0205	11,83 -19,22	69,56 -69,95	16,09 -16,25
8	50 % F гориз.	3,218	0,21	23,95 -24,3	111,42 -100,85	21,93 -22,8

В усіх випадках концентрація напруги, що виникає в точці прикладання зосередженої сили, відповідно до принципу Сен-Венана, не враховувалась, оскільки це питання вимагає окремого дослідження з використанням моделі, адекватної такій постановці завдання.

У першому рядку таблиці 2 містяться максимальні значення величин, які будуть використовуватись при аналізі: сумарні переміщення DR, податливість зуба δ і нормальна напруга σ_y в різних структурних складових системи. Обговоримо взаємозв'язок наведених цифр з рисунками на кольоровій вкладці.

Зазвичай [1, 13] вплив величини резорбції альвеоли на зменшення витривалості пародонту оцінюється у відсотках. На наш погляд, цей показник не дуже зручний та інформативний. У теорії міцності широко використовується відносний показник – коефіцієнт запасу міцності (чи близький йому за сенсом коефіцієнт безпеки), який практично може виражатись як відношення двох величин, що входять у нерівність (1), тобто визначатися зі співвідношення:

$$n = \frac{\sigma_u}{\sigma} \quad (2)$$

При цьому зовсім не обговорюється, по відношенню до яких структурних складових пародонту оцінюється зменшення витривалості. Виходячи з цього, далі (з урахуванням того, що руйнівна напруга – межі міцності кісткових тканин (див. табл. 1), за літературними даними, лежать у широкому діапазоні), пропонуємо вважати, що напруження, що виникають у всіх структурних складових пародонту при навантаженні рівної максимальної витривалості пародонту, є руйнівними. Таким чином, ми отримуємо базу даних для порівняння здатності здорового пародонту, що несе навантаження.

Після цих підготовчих зауважень і пропозицій приступимо до більш детального аналізу витривалості пародонту (здатності, що несе навантаження) залежно від типу та міри резорбції кісткової тканини альвеоли.

На рис. 1, 3 та 5 представлені кінцево-елементні моделі при вертикальній резорбції кісткової тканини альвеоли, рівної відповідно 25, 50 і 75 %, а на рис. 2, 4 та 6 – поля вертикальної нормальної напруги σ_y, що відповідають їм.

Таблиця 3

Коефіцієнт запасу міцності, n

Ступінь резорбції		25 %	50 %	75 %
Розтягнута зона	2,4	1,38	0,87	0,360
Стисла зона	2,4	1,51	1,12	0,398

У третьому, четвертому та п'ятому рядках табл. 2 наводяться результати аналізу НДС тканин пародонту при вертикальній резорбції кісткової тканини, рівної відповідно 25, 50 і 75 %.

Добре видно, що найбільш навантаженою зоною є корінь зуба в місці його контакту з вершиною кістки альвеоли. Для наочності наведемо значення рекомендовано нами коефіцієнта запасу міцності для вказаних ступенів резорбції (табл. 3).

При 50 % вертикальної резорбції резерв витривалості зуба практично вичерпується – коефіцієнт запасу міцності близький до одиниці.

Податливість залежно від міри резорбції у 2, 50 і 75 % збільшується відповідно в 1,88; 4,72 і 23,8 разу.

Особливо відмітимо, що міра перевантаження альвеолярної кістки збільшується не так значно, а в деяких випадках навіть зменшується. Пояснюється це, на наш погляд, таким чином. Навантаження (зовнішня сила) є неконсервативним, тобто обертається в міру росту вигинистої деформації зуба так, що все більшою мірою діє суворо по осі зуба. Усі структурні складові зубощелепного сегмента все більшою мірою починають працювати тільки на стискування, а такий вид навантаження, як показано вище (див. співвідношення (5)), викликає значно меншу напругу, ніж при вигині. Для порівняльного аналізу впливу напрямку сили на НДС проведено розрахунок для випадку, коли сила діє суворо горизонтально. Результати для цього випадку наведені в останньому рядку таблиці й на рис. 8. Порівнювати їх треба з відповідними даними в четвертому рядку таблиці. Податливість збільшилась в 1,4 разу, напруга в корені зуба – в 1,4–1,6 разу, а напруга в зовнішній пластинці альвеолярної кістки – майже у 2 рази.

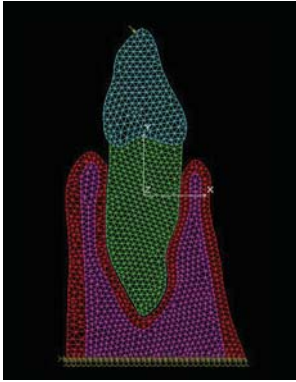


Рис. 1. Кінцево-елементна модель при вертикальній резорбції кісткової тканини альвеоли, рівної 25 %.

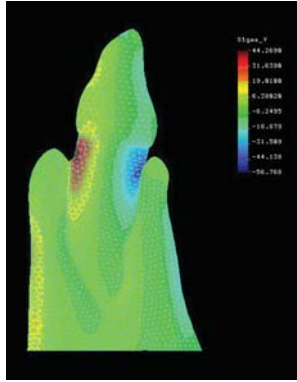


Рис. 2. Відповідні 25 %-ній резорбції поля вертикальних нормальних напружень.

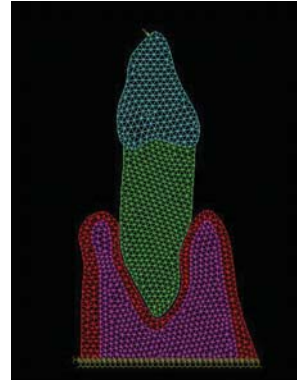


Рис. 3. Кінцево-елементна модель при вертикальній резорбції кісткової тканини альвеоли, що дорівнює 50 %.

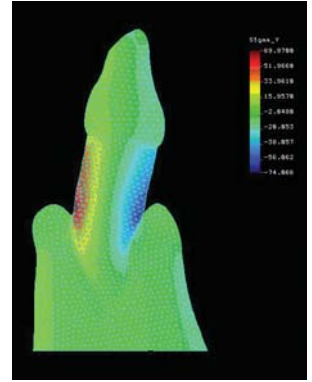


Рис. 4. Відповідні 50 %-ній резорбції поля вертикальних нормальних напружень.

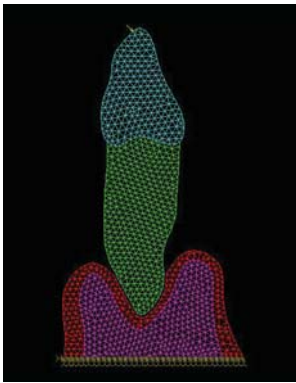


Рис. 5. Кінцево-елементна модель при вертикальній резорбції кісткової тканини альвеоли, що дорівнює 75 %.

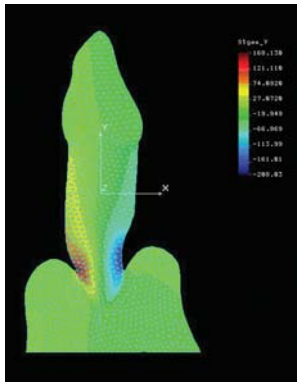


Рис. 6. Відповідні 75 %-ній резорбції поля вертикальних нормальних напружень.

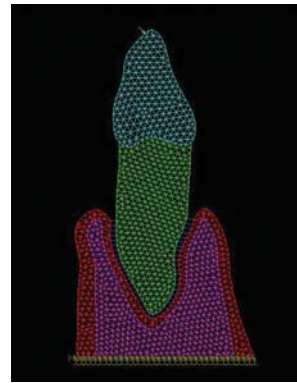


Рис. 7. Модель при одночасній 50 % вертикальній і горизонтальній резорбції, збільшення «гирла» періодонтальної щілини до 0,5 мм.

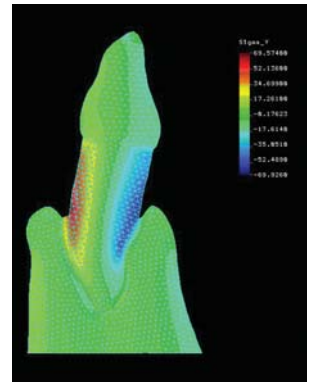


Рис. 8. Сила діє на зуб суворо горизонтально.

Природно, що вертикальна резорбція зуба, як і будь-які зміни властивостей кістки, при запально-дистрофічних явищах не відбувається ізольовано. На рис. 7 і 10 наводиться вид моделі при одночасній 50 % вертикальній і горизонтальній резорбції, вираженій у максимальному збільшенні «гирла» періодонтальної щілини відповідно до 0,5 і 0,75 мм. Відповідні цим змінам моделі поля вертикальної напруги наведені на рис. 9 і 11, максимальні значення яких наведені в шостому й сьомому рядках табл. 2. Напруга при таких змінах періодонту в кістці альвеоли трохи змінюється (див. роз'яснення в попередньому абзаці). Податливість по відношенню до 50 % вертикальної резорбції збільшилась відповідно в 1,34 та 1,6 разу.

У восьмому й дев'ятому рядках табл. 2 наведені результати аналізу НДС при зміні жорсткісних властивостей тканин альвеоли (модуля пружності) відповідно в

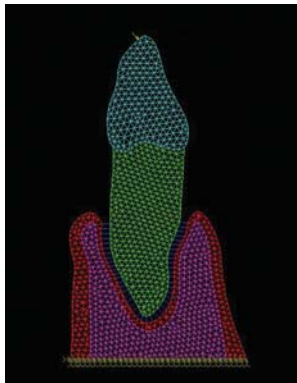


Рис. 9. Поля вертикальних напружень, що відповідають горизонтальному навантаженню на модель.

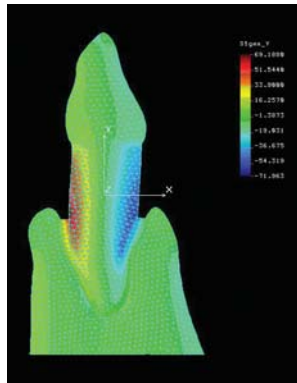


Рис. 10. Модель при одночасній 50% вертикальній і горизонтальній резорбції, збільшення «гирла» періодонтальної щілини до 0,75 мм.

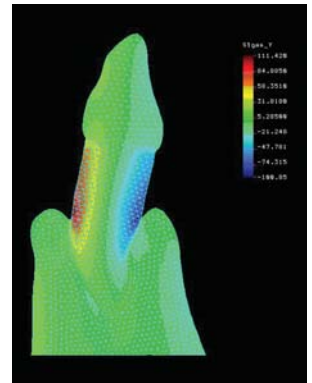


Рис. 11. Поля вертикальних напружень, що відповідають горизонтальному навантаженню на модель при збільшенні «гирла» періодонтальної щілині до 0,75 мм.

1,25 і 0,75 разу, що можливо, наприклад, при явищах остеосклерозу або остеопорозу, при вертикальній і горизонтальній резорбції, яка дорівнює відповідно 50 % і 0,5 мм. Такі величини зміни жорсткісних властивостей кістки альвеоли на НДС пародонту істотних змін не внесли.

Відмітимо також, що за допомогою розробленої моделі можна дослідити порушення цілісності кортикальної пластинки (і будь-якої іншої структурної складової) при виникненні місць, уражених остеопорозом. Компоненти НДС для цього випадку не наводяться не тільки через обмеженість розмірів статті, а в основному через численність варіантів зміни властивостей залежно від стану конкретного хворого. Кожний типовий випадок також може бути темою окремого дослідження.

Запропонована плоска звичайно-елементна модель фрагмента ЗЧС дозволяє досить детально досліджувати НДС сегмента щелепи в зоні нижнього ікла при різних захворюваннях пародонту – вертикальній, горизонтальній і віковій резорбції альвеоли з позицій глибокого біомеханічного аналізу. Зміни в модель можна вносити оперативно, залежно від надходження нових даних. Це дозволяє забезпечити індивідуалізований підхід до вибору раціонального ортопедичного методу лікування.

ЛІТЕРАТУРА

1. Заболевания пародонта: Атлас / Н.Ф. Данилевский, Е.А. Магид, М.А. Мухин, В.Ю. Миликевич; под ред. Н.Ф. Данилевского. – М.: Медицина, 1993. – 320 с.: ил.
2. Иванов В.С. Заболевания пародонта. – 3-е изд., перераб. и доп. – М.: Медицинское информационное агентство, 1998. – 296 с.: ил.
3. Копейкин В.Н. Ортопедическое лечение заболеваний пародонта. – М.: «Трида-Х», 1998. – 176 с.: ил.
4. Руководство по ортопедической стоматологии / Под ред. В.Н. Копейкина. – М.: Медицина, 1993. – 496 с.: ил.
5. Ортопедическая стоматология / Щербак А.С., Гаврилов Е.И., Трезубов В.Н., Жулев Е.Н. – С.-Пб.: ИКФ «Фоллиант», 1997. – 565 с.
6. О роли и современных возможностях биомеханического анализа в стоматологии / Чуйко А.Н., Бережная Е.О., Бочарова Э.В., Бахуринский Н.Ю. // Вісн. стоматології. – 2001. – № 3. – С. 43–49.
7. Бранков Г. Основы биомеханики / Пер.с болг. – М.: Мир, 1981. – 254 с.
8. Проблемы прочности в биомеханике: Учеб. пособие для тех. и биол. вузов / И.Ф. Образцов, И.С. Адамович, А.С. Барер и др. / Под ред. И.Ф. Образцова. – М.: Высш. шк., 1988. – 311 с.: ил.
9. Чуйко А.Н., Бережная Е.О. Подвижность и податливость зуба: Биомеханический анализ // Стоматолог. – 2001. – № 4. – С. 15–19.
10. Гризодуб В.И., Чуйко А.Н., Бахуринский Н.Ю. Основные биомеханические характеристики тканей пародонта // Вестн. стоматологии. – 2001. – № 1. – С. 59–65.
11. Harty F. Endodontics on clinical practice. – Bristol, 1976. – 236 p.
12. Mandel U., Dalgard P., Viidik A. A biomechanical study of the human periodontal ligament // J. Biomechanics. – 1986; 18: 8: 637–645.
13. Величко Л.С., Полонейчик Н.М., Крушевский А.Е. Определение остаточной мощности пародонта // Стоматология, 1985, № 4. – С. 20–21.

Изучение биомеханических показателей опорных зубов при изменениях в тканях пародонта с помощью компьютерного моделирования.

С.А. Шнайдер, О. В. Громов, Д.С. Ашрафов, А.О. Громова

Цель исследования состояла в изучении изменения напряженно-деформированных состояний твердых тканей зубов при патологических изменениях в тканях пародонта с применением двухмерного компьютерного моделирования методом конечных элементов.

Материалы и методы исследования. Методом конечных элементов построены двухмерные модели зубочелюстного сегмента с резорбцией на 25 %, 50 % и 75 % длины корней зубов, исследованы напряженно-деформированные состояния при различной степени убыли костной ткани и перемещения ее составляющих. Проведен компьютерный биомеханический анализ и представлена сравнительная характеристика литературных данных о свойствах элементов зубочелюстного сегмента (ЗЧС) при патологии пародонта.

Результаты исследований. Выявлена зависимость между состоянием костной ткани альвеолярного отростка (степенью резорбции), направлением прилагаемой нагрузки и активностью зон напряжения. Приведены расчетные данные, подтверждающие абсолютные показатели значений напряжений и перемещений элементов ЗЧС при резорбции альвеолярной кости на 25 %, 50 % и 75 % длины корней зубов.

Вывод. Величина знакопеременных напряжений и перемещений элементов в различных участках зубочелюстного аппарата человека зависит от силы и направления нагрузки в меньшей степени, нежели от степени убыли костной ткани альвеолярного отростка.

Ключевые слова: конечно-элементное моделирование, зубочелюстной сегмент, патология пародонта, резорбция альвеолярной кости, напряжение, перемещение, деформация.

The study of the biomechanical performance of abutment teeth with changes in periodontal tissues by means of computer simulation.

S. Shnyder, O. Gromov, D. Ashrafov, A. Gromova

The purpose of the study was to examine the changes in the stress-strain states of dental hard tissues with pathological changes in periodontal tissues using a two-dimensional computer simulation of the finite element method.

Materials and methods. The method of two-dimensional finite element model constructed dentoalveolar segment resorption by 25 %, 50 % and 75 % of the length of the roots of teeth, studied the stress-strain states with varying degrees of loss of bone and movement of its components. The computer biomechanical analysis and provides a comparative description of the literature data on the properties of the elements dentoalveolar segment with periodontal pathology.

The results of research. The dependence between the state of the bone tissue of the alveolar bone (resorption degree), the direction of the applied load and the activity of voltage zones. Calculated data confirming the absolute figures voltage and displacement elements of dentoalveolar system when resorption of alveolar bone by 25 %, 50 % and 75 % of the length of the roots of teeth.

Conclusion. The magnitude of alternating stress and displacement of elements in different parts of the human dental-maxilla apparatus depends on the strength and direction of the load is less than the degree of loss of bone tissue of alveolar process.

Keywords: finite-element modeling, dentition segment, pathology of periodontal, alveolar bone resorption, stress, strain, displacement.

С.А. Шнайдер – доктор мед. наук, профессор, директор ДУ «ІСНАМНУ».

О.В. Громов – канд. мед. наук, доцент кафедри ортопедичної стоматології ДЗ «ДМА МОЗ України».

Адреса: 49101, м. Дніпропетровськ, пр. Карла Маркса 12-а, каб. 15. КЗ «Стоматологічна поліклініка №1 ДОР».

А.М. Чуйко – канд. тех. наук, доцент ДЗ «ХДУПуТ».

Д.С. Ашрафов – Азербайджанський мед. університет, каф. орт. стом.