

УДК 616.31-002-036.1-036.87-08:615.015.8

С.А. Шнайдер¹, О.В. Громов², А.М. Чуйко³, Д.С. Ашрафов⁴

Вивчення біомеханічних показників зуба та інтактного 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 та інтактного пародонту із застосуванням двомірного комп'ютерного моделювання методом кінцевих елементів.

Матеріали та методи досліджень. Методом кінцевих елементів виконано двомірну модель зубощелепного сегменту й досліджені напружено-деформовані стани частин, що її складають. Проведено комп'ютерний біомеханічний аналіз та представлено порівняльну характеристику літературних даних про властивості елементів зубощелепного сегменту (ЗЩС).

Результати досліджень. Виявлено залежність між ступенем активності зон напруги, напрямком прикладеного навантаження та станом кісткової тканини альвеолярного відростка. Наведено розрахункові дані, що підтверджують абсолютні показники значень напружень і переміщень елементів ЗЩС.

Висновок. Величина знакозмінних напружень і переміщень елементів у різних ділянках зубощелепного апарату людини залежить від сили та напрямку навантаження, а також від щільності кісткової тканини альвеолярного відростка.

Ключові слова: кінцево-елементне моделювання, зубощелепний сегмент, пародонт, напруження, переміщення, деформація.

Серед актуальних проблем сучасної стоматології питанням вивчення захворювань пародонту присвячена досить велика кількість досліджень [1, 2, 3, 4, 5], в яких глибоко розглядаються анатомо-гістологічні, біологічні, біохімічні та фізіологічні питання. При цьому біомеханічний аналіз, як правило, проводиться поверхнево, без залучення сучасних методів і засобів [6]. На наш погляд, медицина взагалі і стоматологічна біомеханіка зокрема досі не можуть адекватно відповісти на запитання сучасної науки і техніки, оскільки навіть найбільш авторитетні вчені-стоматологи трактують завдання біомеханіки в стоматології дуже вузько [5].

Але біомеханічний аналіз із залученням сучасних методів математичного моделювання [6, 8] дозволяє найбільш глибоко вивчити роботу будь-якої біосистеми. На відміну від класичної біомеханіки, яка на базі теоретичної механіки вивчає взаємодію різних частин організму й зусиль, що виникають при цьому, ми пропонуємо ввести новий термін – «глибокий біомеханічний аналіз», розуміючи під цим дослідження напружено-деформованого стану (НДС) будь-якої структурної складової організму, на базі методу кінцевого елемента, побудованого з використанням залежностей теорії пружності і її спеціальних розділів.

Запровадження комп'ютерних технологій у багатьох випадках може бути єдиною можливістю повного і глибокого вивчення біомеханічних критеріїв, і, на наш погляд, завжди переважно моделюванню в металі на клінічній моделі. Наприклад, кінцево-елементна модель (КЕМ) системи «травмована кістка–імплантат» можна успішно використовувати не тільки на стадії передопераційного планування, а й, що не менш важливо, у післяопераційний період із внесенням у модель усіх виникаючих змін у конкретного хворого.

Відомо, що під впливом зусиль, що виникають в зубощелепному апараті, відбувається деформація усіх тканинних елементів пародонту: зуба, кістки альвеоли та ясен з окістям, а також зв'язкового апарату – пародонту [1, 2, 3, 4]. Напруга, що виникає при цьому є не тільки

функціональними подразниками судинних і нервових елементів пародонту, що відіграють важливу роль в рефлексорній регуляції жувального тиску. Крім того, ця напруга при певних значеннях, тривалості й характері дії може привести до структурної перебудови кісткових тканин і, як наслідок, не тільки сприяти виникненню різних патологій, а й бути причиною різних ускладнень.

Тому останніми роками як у загальній травматології та ортопедії, так і в ортопедичній стоматології все більша увага приділяється міцністному аналізу. При нинішньому рівні розвитку міцністних розрахунків такий аналіз найпростіше й ефективно можна провести за допомогою КЕМ [6, 8]. При цьому на першому етапі необхідно досліджувати НДС будь-якої структури в нормі, а потім при різних патологіях, методах лікування, різних типах реконструкції й т. п. Якісну картину можна отримати за допомогою простішої двомірної плоскої моделі, а потім побудувати об'ємну тривимірну модель для отримання конкретних цифрових даних.

Саме цьому питанню – аналізу НДС пародонту залежно від його стану і присвячено запропоноване дослідження.

Коли передбачається проаналізувати НДС, то мається на увазі визначення напружень і переміщень, що є функцією від деформацій, у всіх точках досліджуваної системи. Розглянемо послідовно обидві сторони цього питання, враховуючи, що у стоматологічній літературі питанням рухливості (визначенню переміщень) зуба приділено значно більше уваги, ніж питанням міцності.

З позицій міцнісного аналізу завдання формулюється досить чітко і просто: необхідно визначити діючі напруження σ і порівняти їх з $\sigma_{ли}$, що допускаються (руйнують), тобто перевірити справедливості умови міцності (нерівності):

$$\sigma \leq \sigma_{ли} \quad (1)$$

Обидві величини, що входять у цю нерівність, взаємозв'язані. З одного боку, необхідно постійно удосконалювати методи визначення діючого напруження –

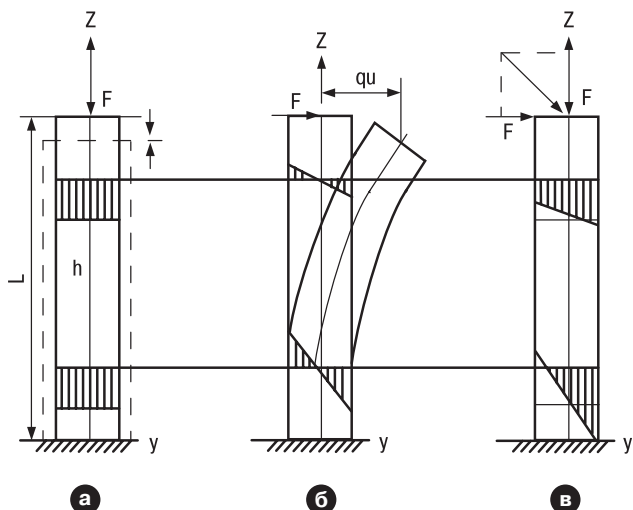


Рис. 1. Модель зуба у вигляді консольно закріпленої балки. а) однакова за величиною нормальні стискуючі напруження при дії подовжньої сили (уздовж осі зуба-балки) в усіх поперечних перерізах; б) вигин балки - зубощелепного сегменту при дії поперечної сили; в) при спільній дії вертикальної і горизонтальної складової сили напруження складаються алгебраїчно (з урахуванням знаку).

домагатись максимальної коректності розрахункової схеми: геометричних розмірів, механічних властивостей структурних складових (наприклад, обліку фізичної нелінійності або гіперпружності, характерних для деяких кісткових і м'яких тканин [6, 7, 10]); методів розрахунку й т. п. З іншого боку, потрібне постійне поповнення бази цього руйнівного напруження, яку можна отримати в основному експериментальним шляхом як при патологоанатомічних дослідженнях, так і при вивченні живих тканин залежно від статі, віку, типу захворювання та ін.

Проте, перш ніж звернутись до побудови та аналізу досить складної КЕМ зубощелепного сегменту (ЗЩС), наведемо основні положення теорії міцності (опору матеріалів). Необхідні для подальшого аналізу формули розглянемо на простому прикладі, коли зуб або ЗЩС у першому наближенні можна представити у вигляді консольно закріпленої балки, з постійним по довжині поперечним перерізом (рис. 1).

При дії подовжньої сили (уздовж осі зуба-балки) в усіх поперечних перерізах виникають нормальні стискуючі напруження, однакові за величиною, що показано на епюрі рис. 1-а. Значення цього напруження визначається тільки величиною сили F і площею поперечного перерізу A :

$$\sigma_c = \frac{F}{A} = \frac{F}{bh}, \quad (2)$$

де b і h – відповідно ширина й висота прямокутного перерізу.

Тут і далі індекс p використовуватиметься для позначення розтягування, c – стискування, *виг.* – вигину.

При дії поперечної сили балка – зубощелепний сегмент – починає згинатись, як показано на рис. 1-б. Напруження, що виникають при цьому, змінюються за лінійним законом як за висотою балки (див. формулу (3)) залежно від координати y , так і за довжиною залежно від величини моменту, тобто плеча додатка сили (у формулі (3) $M = F(1 - z)$).

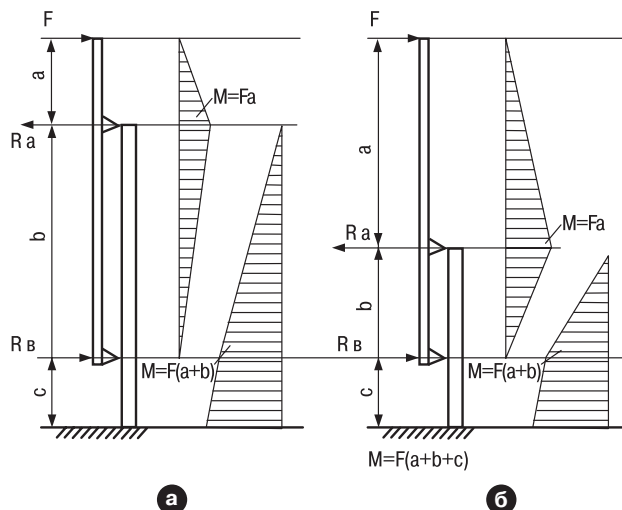


Рис. 2. Зуб і альвеолярний відросток представлені у виді двох балок різної жорсткості. а) зуб в нормі: максимальний момент, що вигинає, в зубі виникає у шийки; б) зуб з вертикальною резорбцією альвеолярного відростка рівної 50%. Максимальний момент, що вигинає, в зубі також виникає у шийки, але його величина в два рази більше.

$$\sigma_{изг} = \frac{M}{J} y, \quad (3)$$

де J – момент інерції поперечного перерізу.

Підкреслимо, що нормальні напруження на осі балки й на кінці, де прикладена сила, по усьому перерізу, дорівнюють нулю (див. епюри на рис. 1-б). Максимальні нормальні напруження від вигину (різного знаку) виникають у закладенні (жорсткому закріпленні) балки, і для прямокутного поперечного перерізу їх можна визначити за формулою:

$$\sigma_{изг, max} = \frac{Fl}{bh^2/6}, \quad (4)$$

де враховано, що для прямокутного перерізу момент опору –

$$W_x = \frac{J}{y_{max}} = \frac{bh^2}{6}$$

При спільній дії вертикальної і горизонтальної складової сили напруження складаються алгебраїчно (з урахуванням знаку), як показано на рис. 1-в. При однаковій величині вертикальної й горизонтальної складової сили легко отримати співвідношення між максимальними напруженнями при вигині і стискуванні. У цьому випадку:

$$\lambda_\sigma = 6 \frac{l}{h} \quad (5)$$

Так, якщо прийняти, що довжина балки (зубощелепного сегменту) у п'ять разів перевищує її висоту, то максимальне напруження від вигину у тридцять разів перевершить відповідне напруження від стискування. Ця особливість дії навантажень, що вигинають і стискують, завжди враховується інженером при розробці нових конструкцій.

Цей простий аналіз можна використати для деяких якісних оцінок, а безпосередньо його можна використовувати тільки для коронки зуба, якщо вважати, що зуб

жорстко затиснений в альвеолярній лунці. Насправді зуб, що утримується зв'язуючим апаратом періодонту, як би «плаває», тобто закріплений пружно. Для моделювання цієї особливості зуба, установленого в альвеолярну лунку, представимо зуб і альвеолярний відросток у вигляді двох балок різної жорсткості (рис. 2). При дії горизонтальної складової сили зуб-балка буде обертається до тих пір, поки не упреється у стінки альвеолярної лунки, з одного боку, у зоні у шийки зуба, а з іншого боку – в зоні біля кореня зуба. Реакції, що виникають при цьому, можна визначити за формулами:

$$R_a = F \frac{a}{b}, \quad R_b = F \left(1 + \frac{a}{b}\right) \quad (6)$$

де a і b – висота коронки й кореня зуба відповідно.

Від співвідношення цих параметрів і величини діючої сили залежать максимальні значення ординат на епюрі моментів, що вигинають. На рис. 2-а і рис. 2-б наведені два найбільш характерних випадки: зуб у нормі й зуб з вертикальною резорбцією альвеолярного відростка рівної 50 %. У обох випадках максимальний момент, що вигинає, у зубі виникає у шийки, але у другому випадку він в два рази більше. Момент, що вигинає, в альвеолярному відростку практично наслідую одну й ту саму залежність. Значення моментів, що вигинають, для визначення діючого напруження в будь-якому перерізі слід підставляти у формулу (3). Відмітимо, що реальний зуб опирається на велику частину поверхні альвеолярної лунки, тобто точок контакту буде значно більше, й завдання стає статично невизначним. Її рішення методами опору матеріалів значно ускладнюється, що ще раз свідчить про доцільність кінцево-елементного аналізу, незважаючи на його трудомісткість.

Як уже відзначалось, питанням переміщень зуба (його рухливості) у стоматологічній літературі приділяється велика увага [3, 4, 5, 9].

Розрізняють фізіологічну й патологічну рухливість зубів. Перша є природною і може бути не помітна для неозброєного ока. Існування її підтверджується непрямими ознаками у вигляді стирання контактних пунктів і виникнення з віком контактних майданчиків. Саме стирання контактних пунктів служить доказом фізіологічної рухливості зубів, що здійснюється й трьох взаємно-перпендикулярних напрямках – вертикальному, трансверсальному й сагітальному. Для патологічної рухливості характерне помітне зміщення (за розмахом і напрямком) зубів при невеликих зусиллях. Ступінь патологічної рухливості зубів пов'язаний з тяжкістю та глибиною руйнування зв'язкового апарату зуба і характером течії запального процесу в пародонті. Патологічна рухливість зубів більше виражена при вертикальній формі резорбції кістки альвеолярного відростка [1].

Більшість авторів [1, 3, 5] виділяють три міри рухливості зубів. Проте в керівництві, яке вийшло під редакцією В.Н. Копейкіна [4], рекомендується розрізняти чотири міри рухливості: I – рухливість в якому або одному напрямку – вестибулярному, оральному, медіальному або дистальному; II – у двох напрямках (по [1] як у вестибуло-оральному, так і в сагітальному напрямку); III – у вестибуло-оральному й медіо-дистальному; IV – в усіх напрямках, включаючи вертикальний.

З точки зору механіки зуб як тверде тіло, фіксуючись у періодонтальному просторі, має шість ступенів свободи: три поступальні і три обертальні відносно трьох ортогональних осей. Рухливість зуба як твердого тіла й визначається складанням цих можливих переміщень відносно трьох осей. Крім того, як пружне тіло він має нескінченну кількість ступенів свободи. При цьому найбільш вірогідними є деформації розтягування (стискування) уздовж

подовжньої осі зуба, вигин у вестибулярно-оральному й медіально-дистальному напрямі і кручення навколо подовжньої осі. Як відомо, знаючи деформації у різних напрямках і умови закріплення пружного тіла, ми можемо визначити і пружні переміщення всіх точок (перерізів) зуба. Саме всі ці переміщення зуба як твердого, так і пружного тіла визначають його сумарні переміщення, які у стоматології прийнято називати рухливістю зуба.

Для аналізу рухливості зуба необхідно повернутися до моделі зуба у вигляді консольно закріпленої балки (рис. 1). При дії осьової сили переміщення змінюються за лінійним законом, досягаючи максимуму на вільному кінці балки. Означені переміщення можна визначити за формулою:

$$q_c = \frac{Fl}{EA} \quad (7)$$

де E – модуль пружності матеріалу [10].

Переміщення при вигині змінюються за законом кубічної параболи, досягають максимуму на вільному кінці балки, і їх можна визначити за формулою:

$$q_{изг} = \frac{Fl^3}{3EJ} \quad (8)$$

Легко показати, що для балки прямокутного поперечного перерізу при однакових за величиною вертикальної й горизонтальної, що її складають, сили співвідношення переміщень при вигині та стискуванні дорівнюють:

$$\lambda_{изг} = 4 \left(\frac{l}{h} \right) \quad (9)$$

Установлено, що при довжині балки, що перевершує її висоту у 5 разів, переміщення від вигину перевершать переміщення від стискування у 100 разів.

Ці співвідношення (5), (9) ми враховуватимемо і при проведенні більш складного аналізу.

Вирази (7), (8) у загальному випадку (для системи з одним ступенем свободи), можна представити у вигляді:

$$q = \frac{F}{k} = \delta F \quad (10)$$

де k – жорсткість системи; d – податливість системи.

Для розглянутих вище випадків стискування й вигину податливість зуба можна визначити за формулами:

$$\delta_c = \frac{l}{EA}, \quad \delta_{изг} = \frac{l^3}{3EJ} \quad (11)$$

Відмітимо [9, 10], що податливість системи (величина, зворотна жорсткості) в обох випадках визначається модулем пружності матеріалу E , завдовжки l і величиною (A – площа перерізу) або конфігурацією (J – момент інерції перерізу) поперечного перерізу. Таким чином, жорсткість має розмірність Н/мм і показує, яка сила спричинить переміщення, що дорівнюватиме 1 мм, а податливість має зворотну розмірність – мм/Н і показує величину переміщення при дії сили, що дорівнює 1 Н.

Наведений вище скорочений аналіз міцністих і жорсткістих властивостей зубощелепного сегменту на прикладі балки постійного перерізу не враховує ні шарувату структуру, ні складність геометрії, ні відмінність

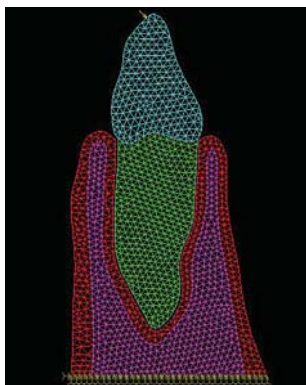


Рис. 3. Профіль плоскої кінцево-елементної моделі нижньої щелепи в області ікла по Hartу.

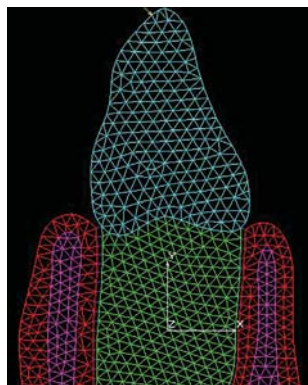


Рис. 4. Контури сегменту моделі нижньої щелепи в області ікла по В.Н. Копейкину.

міцністних і жорсткістних характеристик різних структурних складових системи. Такий аналіз, при сучасному рівні розвитку науки, може бути проведений з використанням КЕМ [5, 9].

Для аналізу НДС ЗЩС розроблена плоска кінцево-елементна модель нижньої щелепи в ділянці ікла. Профіль зуба виконаний за Hartу [11] (рис. 3), а контури сегменту взяті за В.Н. Копейкиним [4] (рис. 4). Модель містить основні структурні складові ЗЩС: зуб, що включає коронку (емаль), шийку зуба й корінь (дентин), періодонтальну щілину, внутрішню й зовнішню кортикальну пластинку зубної альвеоли та губчасту речовину. Усі перераховані структурні складові добре видно на рис.4, де вони зображені різними кольорами у збільшеному масштабі.

Контури сегменту повторені повністю відповідно до рис. 83 роботи [4]. Переріз зуба не проводився із-за наступних, на наш погляд, принципових міркувань. З позицій будівельної механіки зуб є товстостінною оболонкою складної форми, виконаної з дуже жорсткого й міцного матеріалу (емаль і дентин [10]), який по відношенню до навколишніх структурних шарів може сприйматись як абсолютно жорстке тіло. Його переріз, виконати який не дуже складно, з урахуванням каналу кореня зуба перетворює замкнуту оболонку на раму, жорсткість якої буде набагато менше, ніж у суцільного тіла. Так само з метою деякого спрощення моделі цемент зуба, що нагадує за будовою кістку, включено в конфігурацію кореня зуба. Довжина зуба прийнята рівною 26 мм, інші розміри суворо пропорційні довжині.

Відмітимо, що ускладнення моделі за рахунок введення інших структурних складових (чи деталізації вже введених), наприклад, окістя альвеолярної кістки, пов'язано тільки з відсутністю у відомих нам літературних джерелах її розміру (товщина) і механічних властивостей.

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

У табл. 1 позначено: E – модуль пружності кісткової тканини; m – коефіцієнт Пуассона; $\sigma_{в.р}$ і $\sigma_{в.с}$ – межа міцності при розтягуванні та стискуванні відповідно. Межі міцності наведені в таблиці в якості довідкового матеріалу, щоб забезпечити можливість порівняння отримуваної діючої напруги з тими, що руйнують.

Наведені механічні характеристики тканин пародонту відбивають 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 вагому пластичність, тобто нелінійність. Сучасні програми, що реалізують метод кінцевого елемента (МКЕ), дозволяють урахувувати будь-який тип нелінійності. Тому питання про побудову відповідної моделі треба пов'язувати тільки з урахуванням достовірних початкових даних про пружність періодонту. У той же час при аналізі лінійної моделі, яка за визначенням є жорсткішою системою, ніж реальна біосистема, слід враховувати, що отримувані з її допомогою переміщення будуть менше, а напруги більше саме на стільки, на скільки введені додаткові механічні характеристики відрізняються від реальних. Найбільшою мірою стосовно моделі, що розробляється, це зауваження слід віднести до механічних властивостей періодонту.

Оскільки плоска модель у порівнянні з об'ємною (тривимірною) принципово не може бути точніше, при відрітці моделі особлива увага приділялась адекватності моделі, що розроблялася, з реальною щелепою не тільки якісно, а й по можливості кількісно, із забезпеченням порівняння отримуваних числових результатів з відомими в літературі. Відмітимо також, що створена плоска модель фактично є об'ємною, але з усіма постійними параметрами товщини сегменту, вирізаного двома паралельними площинами, працює в умовах плоского напруженого стану. Ураховуючи, що профіль зуба виконаний відповідно до Hartу [11] (рис. 3), тобто досить точно, для забезпечення істинної взаємодії між коренем зуба і шарами періодонту, що оточують його, ширина кореня визначалася за рівністю об'ємів коренів реального зуба і змодельованого в комп'ютері, що виразилось у відповідному зменшенні площі перерізу кореня зуба у пришийчній частині (рис. 3). За цим же принципом визначалася ширина коронки, а ширина альвеолярної кістки зубощелепного сегменту приймалась рівною відстані між контактними пунктами зуба.

Далі пояснимо й деякі інші особливості побудови моделі.

Особливу увагу при побудові моделі приділяли розмірам періодонтальної щілини й механічним властивостям періодонту. Ширина щілини виконана змінною (відповідно до даних [1, 3]): у пришийчному перерізі – 0,25 мм, у першій третині довжини кореня 0,15 мм, в апікальній частині максимальна ширина 0,28 мм. Таким чином, забезпечено розширення щілини у пришийчній і верхівкової

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	1,1–34	230–310
Компактна	$1,37 \times 10^4$	0,3	722	Червоний	1,1–34	50–400
Губчаста	$6,89 \times 10^3$	0,3	897	Фіолетовий	10–20	26–160
Періодонт	50,0	0,45	76	Синій	3,8	

№ моделі	Верг.резорб./ Гор.резорб.	Переміщення DR , мм	Податливість δ мм/Н	Напруження, σ , МПа		
				Коронка	Шийка	Компактна кістка
1	0/0	0,478	0,00313	12,77–19,62	25,45–34,58	20,71–25,53
2	0/0	1,148	0,00319	30,65–47,09	61,08–82,99	49,7–61,27

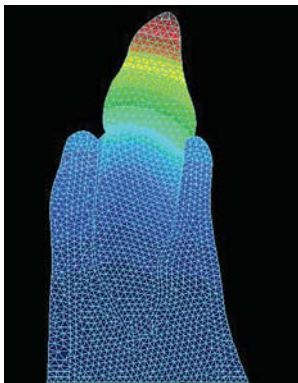


Рис. 5. Поле сумарних переміщень під впливом навантажень.

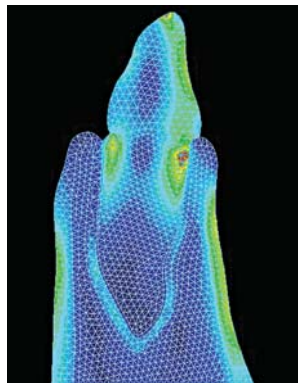


Рис. 6. Поле еквівалентних напружень по Мізесу.

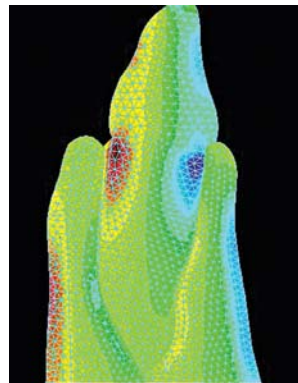


Рис. 7. Нормальні вертикальні напруження σ_y .

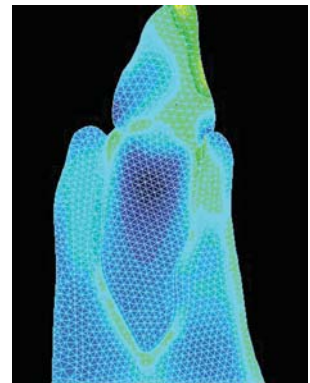


Рис. 8. Нормальні дотичні напруження τ_{xy} .

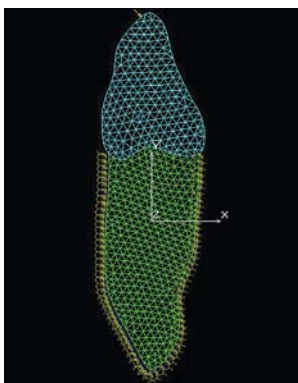


Рис. 9. Загальний вигляд плоскої моделі з «закладенням» зовнішнього контуру періодонта.

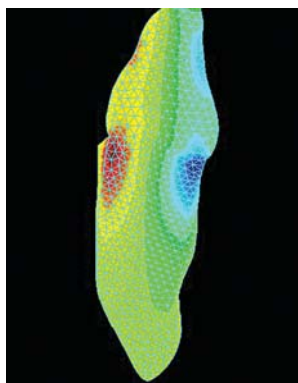


Рис. 10. Відповідне рис.9 поле нормальних напружень σ_y .

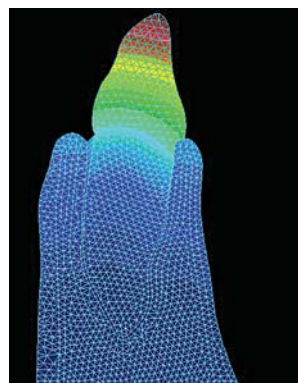


Рис. 11. Поле сумарних переміщень.

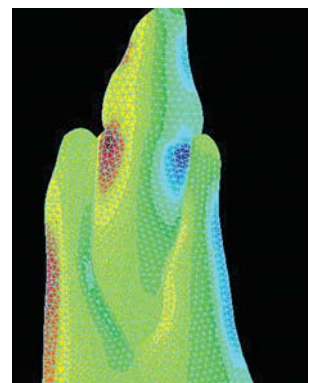


Рис. 12. Поле нормальних напружень.

частинах у порівнянні із середньою частиною. Природно, ширину періодонтальної щілини можна змінити як залежно від даних різних авторів, так і від розмірів щілини конкретного зуба. Наприклад, залежно від резорбційних процесів у кістковій тканині альвеоли.

Складність структури та функції періодонту, що є основним поглиначем механічної енергії і забезпечує її перерозподіл на кісткову тканину альвеоли, досі, на наш погляд, не отримала адекватного віддзеркалення в науковій літературі. Так, у роботі [3] В.Н. Копейкін, посилаючись на Tjipels, наводить такі дані: «...подовження колагенових волокон площею 1 мм^2 і завдовжки 1 мм при навантаженні 1 кг складає $0,01 \text{ мм}$ ». Це достатня (замкнута) система даних, що дозволяє визначити модуль пружності тканини, якщо припустити, що вона слідує закону Гука. У цьому випадку напруження (сила ділена на площу) $\sigma = 10 \text{ Н/мм}^2$ і модуль пружності (напруження, ділене на відносну деформацію) $E = 1000 \text{ Н/мм}^2$ (МПа). Таким чином, виходить, що модуль пружності колагенових волокон можна порівняти з модулем пружності дентину

(см. табл. 1). Очевидно, цей результат не можна визнати достовірним. Тому при відпрацюванні властивостей цієї найважливішою складовою ЗЩС використовували просту модель періодонту із пружними властивостями за U. Mandel зі співавт.[12], хоча, як указувалось вище, для періодонту нелінійність механічних характеристик властива найбільшою мірою.

На закінчення цієї частини опису моделі ще раз підкреслимо, що в геометричні розміри і механічні характеристики всіх структурних складових моделі можна оперативно вносити зміни в залежності як від вступу нових даних у типових випадках, так і, що не менш важливо, забезпечити строго індивідуальний підхід із внесенням у модель усіх змін, що виникають у кожному конкретному випадку. Описана базова модель модернізувалась, тобто її геометрія перебудовувалася залежно від виду і міри, як вертикальної, так і горизонтальної атрофії альвеолярної кістки.

Навантаження прийнято за R_{us} рівним 150 Н , тобто верхній межі сили твердої їжі, що виникає під час пережовування в ділянці ікла. Сила відповідно до схеми

Зона	Базова модель		Закладення періодонту		За Копейкіним	
	D_x	D_x	D_x	D_y	D_x	D_y
Ріжуча кромка	0,478	0,478	0,374	0,013	-	-
Шийка ліворуч	0,131	0,131	0,061	0,076	0,0076	0,0031
Шийка праворуч	0,13	0,13	0,0599	-0,117	0,0076	-0,0051
Середина ліворуч	0,026	0,026	0,0044	0,0016	-0,0012	0,001
Середина праворуч	0,026	0,026	-0,0046	-0,016	-0,00124	0,0035
Корінь	0,0009	-0,002	-0,0001	-0,0021	-0,01	-0,001

(рис. 83 роботи [4]) прикладається в точці дещо нижче різальної кромки (рис. 4) під кутом 45 градусів по відношенню до вертикалі.

Програма, за допомогою якої побудована й аналізується модель, записує у протокол рішення задачі переміщення кожного вузла по трьох координатних осях, напруга нормальна й дотична по осях, головна напруга й напруга за Мізесом (еквівалентна напруга за четвертою теорією міцності у термінології, прийнятій й російсько-мовній літературі) й кожній вузловій точці та в середині кожного елемента. Напруга за Мізесом розраховується за звичайною формулою:

$$\sigma_M = \sqrt{0,5[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2] + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)} \quad (12)$$

Нижче аналізується розроблена плоска модель, тому ця формула значно спроститься, оскільки всі компоненти напруженого стану, що містять індекс z , дорівнюватимуть нулю.

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

Результати випробувань побудованої моделі (норма, базова модель) наведені на рис. 5, 6, 7 і 8. У першому рядку табл. 2 помічені максимальні значення величин, які будуть використовуватись при аналізі: сумарні переміщення DR , податливість зуба δ і нормальне напруження σ_y в різних структурних складових системи. Обговоримо деякі з наведених цифр у взаємозв'язку з рисунками, наведеними на кольоровій вкладці.

Сумарні переміщення рівні 0,478 мм (горизонтальні – 0,477 мм, вертикальні – 0,013 мм) показують, що рухливість зуба трохі нижче першого ступеня за Д. Свраковим та Е. Атанасовим [3, 4]. Якщо цей результат прийняти за контрольний, то можна вважати, що побудована модель і всі її параметри відповідають здоровому зубу людини.

На рис. 5 представлено поле сумарних переміщень; на рис. 6 – поле еквівалентних напруг по Мізесу, а на рис. 7 і 8 його основні компоненти – нормальне вертикальне напруження σ_y і дотичні напруження τ_{xy} . Добре видно, що основною складовою напруги за Мізесом є нормальні вертикальні напруження. Ці напруження, в основному визначені вигином зубощелепного сегменту, виводяться з урахуванням знака, тобто відбивають стискування або розтягування відповідних структур, що особливо важливо при аналізі впливу напруження на кровообіг у тканинах пародонту. Тому далі при дослідженні різних типів і ступеня резорбції будемо в основному аналізувати тільки ці напруження – σ_y .

Поле цих напружень, які представлені на рис. 7, дуже добре узгоджуються з усіма висновками, отриманими при аналізі балки зуба постійного перерізу (рис. 1 і 2). Оскільки поле нормального напруження σ_y в коронці, шийці зуба та альвеолярній пластинці несиметричне (різного знака й різної величини праворуч і ліворуч), це свідчить про спільну дію вигину та стискування. Виходячи з елементарних геометричних співвідношень, за даними першого рядка табл. 2 можна визначити, що напруження «чистого» стискування в коронці дорівнюють $\sigma_{y,c} = -8,22$ МПа, у шийці зуба – $\sigma_{y,c} = -4,57$ МПа й у зовнішній стінці альвеоли – $\sigma_{y,z} = -5,78$ МПа. Максимальні напруження від вигину виникають в корені зуба біля шийки. Особливо слід підкреслити, як впливає з рис. 7, що ці зони максимальних розтягуючих і стискуючих напружень лежать на глибині 0,6–0,7 мм. Цей факт, а саме те, що максимальні напруження виникають у дентинній частині зуба (яка не є найміцнішою за даними табл. 1) і лежать на глибині – ще треба переосмислити як з точки зору можливості виникнення карієсу зуба, так і інших захворювань. Напруження від функціонального навантаження в стінках альвеолярного відростка локалізуються в певних зонах крайніх волокон. Їх місце розташування за висотою зубощелепного сегмента визначається як величиною плеча дії сили, так і моментом опору кістки (див. формулу (3)). Природно, усі висновки цього абзаца відповідають конкретним параметрам як зубощелепного сегмента, так і орієнтації діючої сили.

Тепер розглянемо трохі спрощену модель. Напружено-деформований стан моделі в нормі, представлений на рис. 5, 6, 7 і 8 відбиває взаємозв'язок усіх структурних складових. Для порівняльного аналізу переміщень усього зубощелепного сегмента й переміщень тільки зуба, на наш погляд, доцільно, частково слідуючи роботі [13], представити зуб «у вигляді плоскої моделі з «закладенням» зовнішнього контуру періодонта». Загальний вигляд такого фрагмента моделі наведений на рис. 9, а відповідне поле нормальних напружень σ_y на рис. 10. Значення переміщень (горизонтальних D_x і вертикальних D_y) у характерних зонах зубощелепного сегмента (відповідно до рис. 83 роботи [4]) для базової моделі, для моделі із закладенням по контуру періодонту та дані В.Н. Копейкіна наведені в табл. 3.

Віднімаючи зі значень переміщень базової моделі аналогічні значення моделі із закладенням по періодонту, можна отримати питому величину переміщень, яка забезпечується тільки пружністю альвеолярної кістки. Тут же (у двох останніх колонках табл. 3) наведені значення переміщень за Копейкіним ([4] рис. 83). На жаль, у роботі [4] не вказана ні сила, при якій отримані ці переміщення, ні ті нерухомі структурні складові пародонту, відносно яких ці переміщення вимірювались. Легко встановити, що ці значення порівняно добре корелюються зі значеннями, отриманими для спрощеної моделі – із закріпленням зовнішнього обрису періодонта.

У другому рядку табл. 2 наводяться результати розрахунків для навантаження $F = 360$ Н, що відповідає максимальній витривалості для ікла за Gaber [1]. Це навантаження у 2,4 разу перевищує функціональне навантаження при жуванні, при якому для забезпечення порівняння результатів і робиться аналіз усіх даних варіантів зміни моделі. Легко встановити, що всі показники НДС – переміщення і напруження – також збільшилися у 2,4 разу. Поле сумарних переміщень і поле нормальних напружень для цього випадку наводяться на рис. 11 і 12 відповідно.

Практично залишився постійним рекомендований нами [9,10] показник податливості зуба δ , який є відносним показником і дозволяє обчислювати значення пере-

міщень (рухливість) при будь-якому навантаженні. Цим ще раз підкреслюється зручність цього показника у практичних застосуваннях при оцінці рухливості зуба.

Таким чином, розроблена плоска КЕМ ЗШС дозволила, з одного боку, досить детально досліджувати НДС при нормальному стану сегменту щелепи в зоні нижнього ікла. Основні результати цього дослідження добре корелюються з наявними в науковій літературі результатами. Зміни в модель можна вносити оперативну, у залежності як від вступу нових даних у типових випадках, так і, що не менш важливо, забезпечити суворо індивідуальний підхід як на стадії вибору раціонального ортопедичного методу лікування, так і в період після протезування, із внесенням у модель усіх змін, що виникають у конкретного хворого.

ЛИТЕРАТУРА

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 / Щербаков А.С., Гаврилов Е.И., Трезубов В.Н., Жулев Е.Н. – С.-Пб.: ИКФ «Фолиант», 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: Учебн. пособие для техн. 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. Endodonticson 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 зуба и интактного пародонта с помощью компьютерного моделирования

С.А. Шнайдер, О.В. Громов, А.Н. Чуйко, Д.С. Ашрафов

Цель: исследования состояла в изучении изменения напряженно-деформированных состояний твердых тканей зубов и интактного пародонта с применением двухмерного компьютерного моделирования методом конечных элементов.

Материалы и методы исследования. Методом конечных элементов создана двухмерная модель зубочелюстного сегмента и исследованы напряженно-деформированные состояния и перемещения ее составляющих. Проведен компьютерный биомеханический анализ и представлена сравнительная характеристика литературных данных о свойствах элементов зубочелюстного сегмента (ЗЧС).

Результаты исследований. Выявлена зависимость между степенью активности зон напряжения, направлением прилагаемой нагрузки и состоянием костной ткани альвеолярного отростка. Приведены расчетные данные, подтверждающие абсолютные показатели значений напряжений и перемещений элементов ЗЧС.

Вывод. Величина знакопеременных напряжений и перемещений элементов в различных участках зубочелюстного аппарата человека зависит от силы и направления нагрузки, а также от плотности костной ткани альвеолярного отростка.

Ключевые слова: конечно-элементное моделирование, зубочелюстной сегмент, пародонт, напряжение, перемещение, деформация.

Studying of biochemical parameters of the tooth and intact periodontal by computer simulation

S. Shneider, O. Gromov, A. Chuiko, D. Ashrafov

Purpose: of the study was to examine changes in the stress-strain states of dental hard tissues and periodontal intact using a two-dimensional computer simulation of finite element method.

Materials and methods. The finite element method created two-dimensional model dentoalveolar segment and studied the stress-deformed state of the movement and its components. The computer biomechanical analysis and provides a comparative description of the literature data on the properties of the elements dentoalveolar segment.

The results of research. A relationship between the degree of activity zones of tension, the direction of the applied load and the condition of the bone tissue of the alveolar process. Calculated data confirming the absolute values of the indicators of stresses and displacements dentition segment elements.

Conclusions. The magnitude of alternating stress and displacement elements in various areas of human dentoalveolar apparatus depends on the strength and direction of load, as well as the bone density of alveolar bone.

Key words: finite element modeling, dentition segment, periodontitis, stress, displacement, strain.

С.А. Шнайдер – д-р мед. наук, профессор, директор ДУ «ІСНАМНУ».

Громов Олег Владиславович – канд. мед. наук, доцент кафедри ортопедичної стоматології, ДЗ ДМА МОЗ України, КЗ «Стоматологічна поліклініка № 1 ДОР». Адреса: 49101, м. Дніпропетровськ, пр. Карла Маркса 12-а, каб. 15.

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

Д.С. Ашрафов – Азербайджанський мед. університет, кафедра ортодонтичної стоматології.