

secondary dentitions in every age group are defined. It is analyzed the possibility to use the proposed classification of the dentition secondary deformation.

Key words: *residents of Kyiv, deformation, dentition, analysis of etiology.*

СТВОРЕННЯ І АНАЛІЗ ІМІТАЦІЙНИХ 3D МОДЕЛЕЙ БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ "ЗУБ - ПЕРІОДОНТ - ЩЕЛЕПА" З МЕТОЮ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ВИВЧЕННЯ ЗМІН ЇХ БІОМЕХАНІКИ У ПАЦІЄНТІВ З ГЕНЕРАЛІЗОВАНИМ ПАРОДОНТИТОМ

Леоненко П.В.

Інститут стоматології

Національної медичної академії

післядипломної освіти імені П.Л. Шупика

Резюме. *Генералізовані хвороби пародонта проявляються у вигляді неухильно прогресуючого запально-деструктивного процесу, що з віком веде до повного руйнування міжзубних кісткових перетинок, тканин пародонта в цілому, порушує цілісність зубного ряду, а також змінює біомеханіку взаємодії між зубними рядами. Тому метою дослідження постало розробити експериментальну модель зубощелепного апарату людини з метою імітаційного моделювання різного ступеня генералізованого пародонтиту, вивчити механізми втрати опороздатності пародонту. В процесі реалізації мети та завдань дослідження на сучасному рівні комп'ютерного та програмного забезпечення розпрацьовано комп'ютерну багатовимірну імітаційну модель зубощелепного апарату людини для експериментального біомеханічного аналізу методом скінченних елементів поведінки біомеханічної системи «зуб – періодонт - щелепа». Проведено експериментальне імітаційне моделювання генералізованого пародонтиту різного ступеня, вивчено закономірності механізмів втрати опороздатності пародонту при пародонтиті.*

Ключові слова: *генералізований пародонтит, 3D експериментальна модель, зубощелепний апарат людини, біомеханічний аналіз, метод скінченних елементів, математичні розрахунки, функціональне навантаження.*

ВСТУП

На сьогодні відомо, що зубощелепний апарат людини під час функціонування зазнає дії різноманітних навантажень та зумовлених ними переміщень і деформацій. Різноманітні за природою сили, що діють під час функціонування навантаження на зубощелепний апарат людини під час функціонування, характеризуються напрямом, величиною і тривалістю їх дії [1]. Під дією вказаних сил анатомічні структури та штучно введені в роту

порожнину конструкції змінюють об'єм і форму за рахунок деформацій стиску, зсуву, згину або їх суперпозиції [2, 3, 9, 10, 12, 13].

Відомо, що кісткова тканина, ортопедичні конструкції та ортодонтичні апарати, а також дентальні імплантати найбільш стійкі до деформацій стиснення, і менше за все до зрушення. Ступінь деформації кісткової тканини та штучних конструкцій визначається одиницями розрахунку жорсткості, а інтенсивність внутрішніх сил, що припадають на одиницю поверхні, характеризується величиною напруг [3, 4].

Слід відзначити, що різні типи деформаційних рухів в зубощелепному апараті залежать не тільки від величини, напрямку і тривалості дії прикладеної сили, а й від фактичних біомеханічних властивостей його структурних елементів (наприклад при аналізі природних зубів - залежність стану твердих тканин зубів від віку, біохімічного стану, особливостей мікроструктурної будови, загально соматичного стану здоров'я, результатів життєдіяльності людини), що на сучасному етапі потребують додаткового уточнення [3-6]. Поглиблене, достеменне вивчення біомеханічних властивостей стану зубощелепної системи із застосуванням методів біомеханіки може дозволити більш глибоко зрозуміти механізми розвитку функціональних порушень, обирати раціональні методи для комплексного лікування, прогнозувати напрями в розвитку захворювання та його перебіг, визначати не на пацієнтах, а на віртуальних імітаційних моделях зубощелепної системи цих пацієнтів ефективність будь-яких ортодонтичних, ортопедичних та хірургічних лікувальних методів та їх матеріально-технічне забезпечення.

Особливе значення у пацієнтів з патологією зубощелепної системи має визначення величини локальних напружень і деформацій різних анатомічних структур при жувальному навантаженні при плануванні введення в ротову порожнину штучних конструкцій зубів, проведенні дентальної імплантації та реконструктивних заходів.

На сьогодні, сучасним напрямком у проведенні біомеханічного аналізу є дослідження комп'ютерних багатовимірних моделей зубощелепного апарату людини методом скінченних елементів [3, 7, 14-16]. Він дозволяє з високою точністю визначати розподіл напружень, напрямок і величину деформацій в окремих об'ємах та точках моделі, запас міцності та особливості її руйнування при дії екстремальних навантажень. Сучасні можливості комп'ютерної техніки можуть дозволити створення дуже складних та містких багатовимірних скінченно-елементних моделей, які відтворюватимуть достеменно індивідуальну форму будь-яких елементів зубощелепної системи людини, ступінь їх структурної неоднорідності на основі аналізу результатів конусно-променевої комп'ютерної томографії [1].

Тому **метою дослідження** постало, на сучасному рівні комп'ютерного та програмного забезпечення розробляти комп'ютерну багатовимірну імітаційну модель зубощелепного апарату людини для експериментального біомеханічного аналізу методом скінченних елементів поведінки біомеханічної системи «зуб – періодонт - щелепа» з метою імітаційного моделювання

різного ступеня генералізованого пародонтиту (ГП), вивчення механізмів втрати опороздатності пародонту.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Дана робота відноситься до детального проекту дослідження, що стосується вивчення опороздатності і механічних аспектів поведінки біомеханічної системи «зуб – періодонт - щелепа» (ЗПЩ) людини при ГП методом покрокового вивчення імітаційних моделей по відношенню до анатомічної реальності.

Поставлена задача вирішується із застосуванням методів комп'ютерної конусно-променевої томографії для візуальної і кількісної оцінки щільності структур, що візуалізуються, механіки твердого тіла, що деформується, обчислювальної математики та інформаційних технологій для імітаційного моделювання в CAD/CAE програмах за розпрацьованим нами способом [7]. Об'єктом дослідження в даній роботі обрано фронтальну групу зубів в чотирьох фізіологічно можливих варіантах існування біомеханічних систем ЗПЩ, що представляють різний ступінь розвитку генералізованого пародонтиту (I – III ст.) та його відсутність (рис.1).

Для отримання даних про топологічні властивості і вивчення структури побудови неоднорідностей біомеханічних систем ЗПЩ необхідних для створення імітаційних моделей були використані фактичні дані по щелепам пацієнтів, отримані підчас конусно-променевої комп'ютерної томографії (Cone Beam Volumetric Tomography - CBVT) за допомогою конусно-променевого комп'ютерного томографу (Planmeca 3D серії ProMax, PLANMECA OY Asentajankatu 6, 00880 Helsinki, Finland). В рентгенівських установках серії Planmeca ProMax 3D застосовується технологія об'ємної томографії із застосуванням конусного променя (CBVT). Ця технологія ідеальна для отримання зображень саме щелепно-лицевої ділянки, так як в ній застосовується промінь пірамідальної форми для сканування всієї досліджуваної області за один прохід напівкруглої форми, на відміну від спіральної комп'ютерної томографії, де використовується отримання великої кількості осьових зрізів за велику кількість проходів по повному колу. В ході сканування кожне зображення формується за допомогою короткого рентгенівського імпульсу, а не безперервного опромінення. Дані зображення були збережені у вигляді файлів з форматом DICOM.

Реконструкцію даних для побудови тривимірних кінцево-елементних моделей (КЕМ) проводили з використанням зображень комп'ютерної томографії (КТ) в індивідуальному представленні всіх суттєвих структурних елементів біомеханічної системи ЗПЩ (рис. 1) в програмах Autodesk Inventor, ліцензія НТУУ «КПІ» та ANSYS, ліцензія ДКБ «Південне» [7].

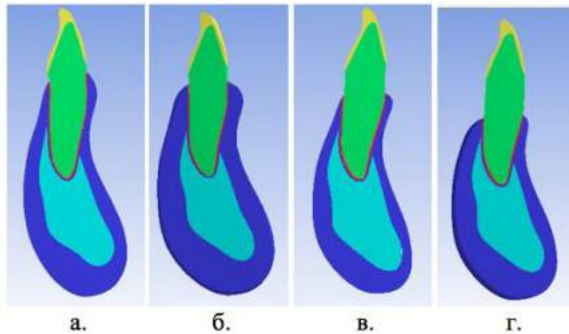


Рис. 1. Тривимірні моделі біомеханічних систем ЗПЩ представляють різну ступінь ГП: а) відсутність ГП - варіант фізіологічної норми; б) втрата кісткової тканини на 1/4 кореня зуба; в) втрата кісткової тканини на 1/2 кореня зуба; г) втрата кісткової тканини на 3/4 кореня зуба.

КЕМ біомеханічних систем для аналізу деформацій і напруг склалися з різної кількості тетраедричних кінцевих елементів (рис. 2 а). Мінімальна кількість автоматично згенерованих в системі ANSYS вузлів та елементів в досліджуваних моделях ЗПЩ дорівнювало відповідно 51391 і 28178. У досліджуваних моделях для обмежених вільних країв альвеолярної кістки ЗПЩ введені умови шарнірного спирання. Нижня частина щелепи мала кінематичні обмеження по нормалі до її поверхні.

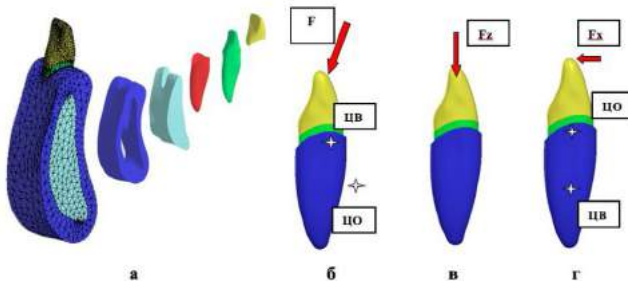


Рис. 2. а) Кінцево-елемента модель біомеханічної системи ЗПЩ та її структурні складові; б) схема силового навантаження різця: головний вектор сил F під кутом до вертикальної вісі зуба, центр опору (ЦО) і центр обертання різця (ЦВ); в) компресійне навантаження різця; г) зсувне навантаження різця.

Статичні компресійні і зсувні сили $F = (F_x, \quad , F_z)$ були невідомими величинами вектора функціонального навантаження при ГП і підлягали визначенню за умовою максимальної абсолютної лінійної деформації

періодонтальної зв'язки на 10% меншою її товщини в біомеханічних системах ЗПЩ. Обчислювальний експеримент проводили для трьох варіантів навантаження кожної з чотирьох типів імітаційних моделей біомеханічних систем ГПН, що представляли відсутність захворювань пародонту і ГП на його різних ступенях розвитку (ГП I – III ст.) (рис. 1). Головний вектор сил $F = 1$ (рис. 2 б, в, г) і його складові ($F_x = 1$, $F_z = 1$) одиничної довжини прикладали до крапкових оклюзійних контактів на поверхні фронтальної групи зубів згідно з Хватовою В.О. [2, 3, 8, 14-16]. Здвигова сила була зосереджена на адекватно обраній ділянці контактної поверхні зуба, що і компресійна сила [2, 3, 8]. Інтенсивність здвигової сили становила 20% від компресійного навантаження, що відповідає малим кутам відхилення головного вектора сил рівного $11,5^\circ$ під час жувальних навантажень на фронтальну групу зубів. За результатами розрахунків напружень і деформацій у біомеханічних системах ЗПЩ для головного вектора зусиль знаходили величини масштабних коефіцієнтів. Методом лінійної інтерполяції знаходили екстремальні величини компресійних і зсувних зусиль, які відповідають граничному стану періодонтальної зв'язки ЗПЩ в альвеолярній кістці при функціональному навантаженні зубів для ГП (I – III ст.).

Максимальне оклюзійне навантаження (зовнішня сила), що розвивається людиною при жуванні, залежить від індивідуальних можливостей мускулатури і больового порогу. Параметри навантажень визначали та задавали наступним чином: силу стиснення між зубними рядами або окремими зубами, дослідження зони міжзубного контакту і розподіл навантаження по контактній поверхні визначали за допомогою використання вимірювальної плівки Fuji Prescale Pressure Measuring System (Fuji Photo Film Co., Ltd., Tokyo, Japan) та програми для аналізу показників власної розробки [7].

При вивченні опору зовнішнім навантаженням опорних тканин зубів (рис.1) ми враховували, та в кожній з них виділяли на поздовжній вісі центр опору і центр обертання. Центр опору, який знаходиться приблизно посередині кореня зуба і характеризує його стійкість. Якщо вплив проходить через центр опору зуба, то рух його частинок стає поступальним, паралельним первісній конфігурації. Положення зуба змінюється в залежності від напрямку дії здвигової складової сили. Поворот зуба здійснюється при виникненні моменту сил відносно деякої точки опори - центру обертання, розташованого в його корені на відстані l від точки прикладання здвигової складової сили.

У даній роботі при побудові моделей біомеханічних систем ЗПЩ зроблені припущення про однорідність, ізотропність і сплошність альвеолярної кістки, а її складові під дією прикладених навантажень деформуються пружно [10]. Для неоднорідної за механічними властивостями багаточислової системи структурних складових тканин фронтальних зубів ізотропні механічні властивості матеріалів (зубна емаль, дентин, кістка) взяті з літературних даних [3, 4, 5, 14-16]. Складність структури і функції періодонта, що є основним поглиначем механічної енергії і забезпечує її перерозподіл на кісткову тканину альвеоли, до сих пір, на наш погляд, не отримали адекватного

опису механічних властивостей в науковій літературі або вимагають експериментального знаходження параметрів розроблених не пружних моделей. Тому при відпрацюванні залежностей «напруження - деформації» для цієї найважливішої складової ЗПН ми використовували просту модель періодонта з пружними анізотропними властивостями за U.Mandel [11]. З корекцією головних осей ортотропії у відповідності з нашими дослідженнями. Прийняті в роботі механічні властивості матеріалів біомеханічної системи ЗПЩ наведені в табл 1.

Таблиця 1

Механічні властивості матеріалів біомеханічної системи ЗПЩ [3,4,5,6,11,14-16]

Об'єкт дослідження	Тип матеріалу	Модуль Юнга E, Па	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кісткова тканина	Кортикальний шар	$1 \cdot 10^{10}$	0,25
	Губчатий шар	$8 \cdot 10^8$	0,27
Зуб	Емаль	$4 \cdot 10^{10}$	0,3
	Дентин	$1,56 \cdot 10^9$	0,3
Періодонт	Періодонт	$E_x = 600000$ $E_y = 600000$ $E_z = 150000$ $G_{xy} = 2,01 \cdot 10^5$ $G_{yz} = 1,29 \cdot 10^5$ $G_{zx} = 1,29 \cdot 10^5$	$\nu_{xy} = 0,49$ $\nu_{yz} = 0,49$ $\nu_{zx} = 0,45$

Оцінку точності чисельних рішень в розрахунках біомеханічних систем ЗПЩ контролювали методом забезпечення асимптотичної збіжності отриманих результатів в зонах максимальних градієнтів напружень в результаті кратного збільшення кількості кінцевих елементів КЕМ ЗПЩ [9, 12].

Перевірку адекватності результатів імітаційного математичного моделювання напружено-деформованого стану (НДС) біомеханічних систем проводили в процесі перевірок повноти і коректності вхідних даних дискретної моделі, а також покрокового уточнення механічних властивостей структурних складових розрахункових схем, кореляції розрахункових зусиль, напружень і деформацій з емпіричними і літературними даними [3, 14-16]. Статистичну обробку отриманих результатів проводили на персональному комп'ютері, використовуючи програмне забезпечення Microsoft Excel і Statistica.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Проведено аналіз деформацій і напружень в біомеханічних системах ЗПЩ та визначено наступне. Механічна міцність конкретно взятого (графічні приклади рис. 3-6) фронтального зуба забезпечується за рахунок його оптимальної конструкції (з огляду на біомеханічні властивості), в якій є високоміцний тонкий поверхневий шар, що оберігає підлеглі тканини від дії точкового навантаження або перенавантаження. Дентин зуба має більш щільну структуру, ніж кістки скелета (за даними КТ). Дентин, вкритий шаром

емалі, через дентинно-емалеве з'єднання сприймає зовнішнє навантаження на зуб, утворюючи з емаллю на ультра і мікрорівнях композитну гетерогенну волокнисту структуру, яка є демпфером при навантаженні на емаль. При цьому особливості будови дентину і емалі відповідають їх функції.

Результати розрахунків зусиль, еквівалентних напружень по III-й теорії міцності (далі напружень) [9, 10, 12, 13] і переміщень тривимірної моделі біомеханічної системи ЗПЩ з урахуванням індивідуальної анатомії та завдання адекватних механічних властивостей її структурним елементам наведені на рис. 3 -6, у таблиці 2. Чисельний розрахунок ПДС дванадцяти імітаційних моделей біомеханічної системи ЗПЩ для трьох типових варіантів статичного навантаження фронтальних зубів проведено в системі ANSYS. Для кожного з тестів обчислювального експерименту величина модуля вектора навантаження і його компонент підлягала визначенню. Напрямок вектора функціонального навантаження і його компонент показано на рис. 2 і описано вище. Знайдені розрахункові величини значень максимальних зусиль фронтальних зубів для можливих в практиці випадків ві силового навантаження і різного ступеню ГП з відповідною втратою альвеолярної кістки і без ГП в біомеханічній системі ЗПЩ наведені на рис. 3 - 6 і в таблиці 2.

Таблиця 2

Результати розрахунків пружно-деформованого стану біомеханічної системи ЗПЩ

Модель біомеханічної системи ЗПЩ	Компресійне зусилля *), Н	Зусилля зсуву *), Н	Відносні переміщення центру опору різця, мм	Напруження від стиснення, МПа	Напруження від згину, МПа
а) варіант фізіологічної норми	17	10	0	60	69
б) втрата кісткової тканини на 1/4 кореня зуба (ГП I)	14 (82%)*	7 (70%)*	0,5	29*	41*
в) втрата кісткової тканини на 1/2 кореня зуба (ГП II)	12 (71%)*	5 (50%)*	2*	19*	39*
г) втрата кісткової тканини на 3/4 кореня зуба (ГП III)	9 (53%)*	3 (30%)*	3*	14*	51*

Примітка: в дужках наведені величини зусиль у % відносно варіанту фізіологічної норми, * $p < 0,5$ – достовірна різниця в показниках між моделями ЗПЩ у нормі та з ГП.

В процесі досліджень за вищеописаною методикою отримані поля переміщень і напруг для різних 3D профілів біомеханічної системи ЗПЩ і перерізів зубів, їх емалі та дентину, графічних зображень центрів опору і обертання зубів, полів деформацій сполучених тіл, що межують з періодонтальною

зв'язкою до і після силового навантаження. За результатами чисельного експерименту встановлено, що для умов нормування модуля вектора сил (рис. 2 б), деформацій і напружень для моделей системи ЗПЩ (рис. 3, 4) знайдена відшукуєма амплітуда функціонального навантаження відповідає значенням зусиль на кожен з зубів відповідно рівним $F = \{16\text{Н}, 13\text{Н}, 11\text{Н}, 8\text{Н}\}$.

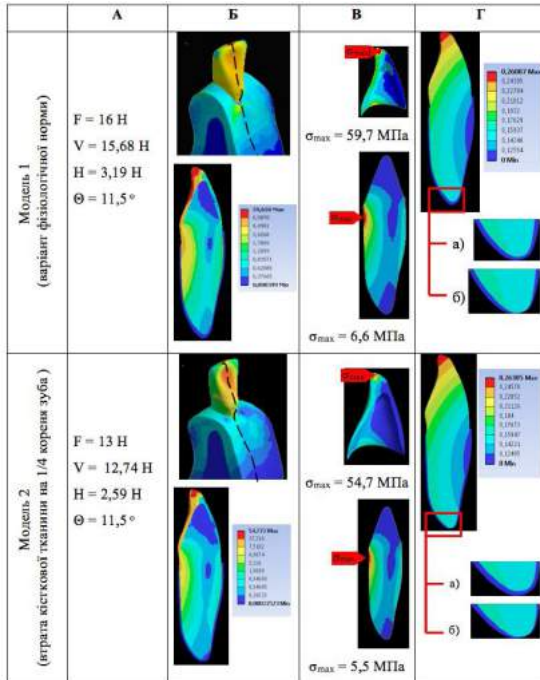


Рис. 3. Розподіл напружень в біомеханічній системі ЗПЩ (моделі 1 і 2).

На рис. 3 відображено розподіл напружень в біомеханічній системі ЗПЩ: колонка А - величини зусиль (F - величина модуля вектора зусиль, V - величина вертикальної складової вектора зусиль, H - величина горизонтальної складової вектора зусиль, Θ - кут напрямку вектора зусиль); колонка Б - поля напружень в перерізі зуба з періодонтом; колонка В - максимуми напружень в емалі і дентині зуба; колонка Г - поля переміщень, зона максимальних переміщень зуба в альвеолі; а) недеформований стан, б) деформований стан.

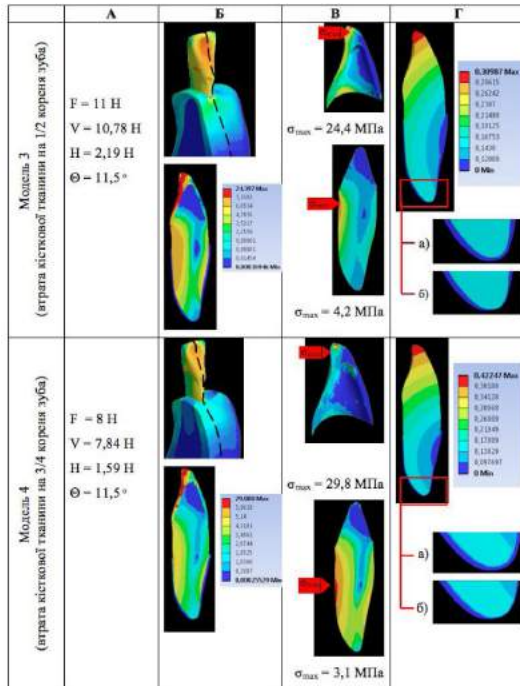


Рис. 4. Розподіл напружень в біомеханічній системі ЗПЦ (моделі 3 і 4).

На рис.4 відображено розподіл напружень в біомеханічній системі ЗПЦ (моделі 3 і 4): колонка А - величини зусиль (F - величина модуля вектора зусиль, V - величина вертикальної складової вектора зусиль, H - величина горизонтальної складової вектора зусиль, Θ - кут напрямку вектора зусиль); колонка Б - поля напружень в перерізі зуба з періодонтом; колонка В - максимуми напружень в емалі і дентині зуба; колонка Г - поля переміщень, зона максимальних переміщень зуба в альвеолі; а) недеформований стан, б) деформований стан.

У разі компресійного навантаження зубів знайдені значення величин розрахункових зусиль F = {17Н, 14Н, 12Н, 9Н} в різних варіантах системи ЗПЦ (рис. 5) змінюються від вищеприведеного незначно.

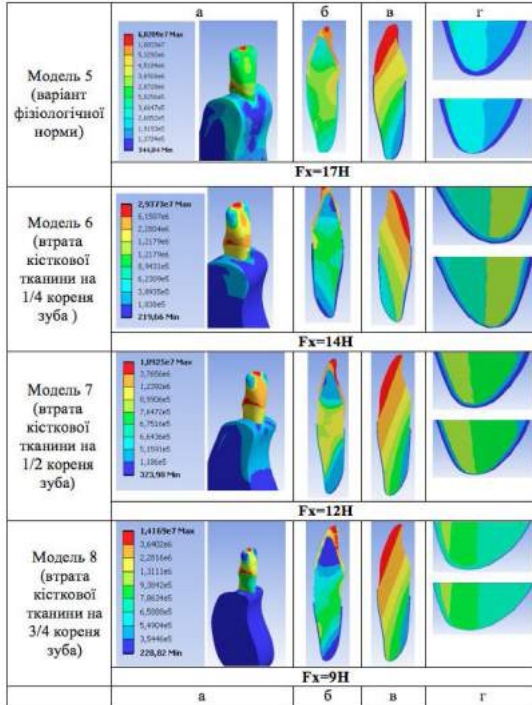


Рис. 5. Розподіл напружень в біомеханічній системі ЗПЩ при компресійному навантаженні.

Примітка: а) розподіл напружень в біомеханічній системі ЗПЩ в перерізі;
 б) роз-поділ напружень в перерізі окремо взятого різця;
 в) переміщення тіла різця при компресійному навантаженні;
 г) деформація кореня зуба і періодонту до і після дії сили.

Максимальний коефіцієнт зменшення навантаження пов'язаний з наявністю ГП (ГП- III) у встановлених межах дорівнює двом (модель 4, рис. 4), що корелює з емпіричними даними.

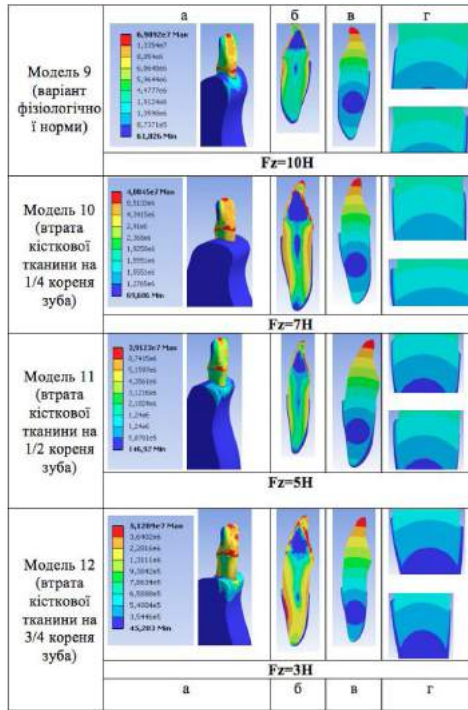


Рис. 6. Розподіл напружень в біомеханічній системі ЗПЩ при здвиговому навантаженні.

Примітка: а) розподіл напружень в біомеханічній системі ЗПЩ в перерізі;
 б) розподіл напружень в перерізі окремо взятого різця;
 в) переміщення тіла різця при компресійному навантаженні;
 г) деформація кореня зуба і періодонту до і після дії сили.

На графіку (рис.7) відображена залежність зміни максимальних компресійних зусиль на моделях фронтальних зубів біомеханічної системи ЗПЩ в залежності від довжини кореня зуба при ГП, що має сполучення з кістковою тканиною, і відповідної втрати висоти альвеолярного відростку при ГП (I – III ст.) з адекватною до кожної із ступенів ГП, втратою опірних властивостей кісткової тканини.

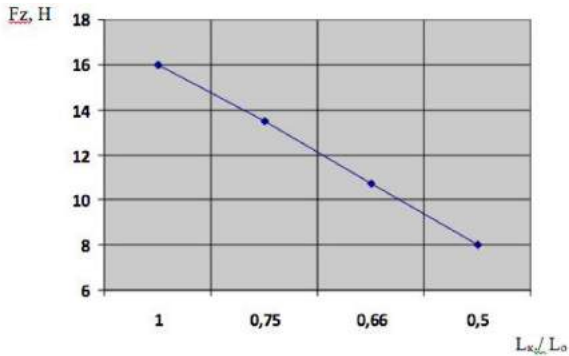


Рис. 7. Зміна максимальних компресійних зусиль на моделі біомеханічної системи ЗПЩ в залежності від довжини кореня зуба при ГП, що має сполучення з кістковою тканиною (висоти альвеолярного відростку): L_k - довжина кореня зуба при ГП; L_o - висота кореня зуба.

Більш значне зменшення (у три рази) спостерігається для здвигового навантаження на зуби у разі зменшення жорсткості системи ЗПЩ при ГП (ГП- III) з втратою опірних властивостей кісткової тканини на 3/4 кореня зуба (рис. 6).

У цьому випадку зусилля зсуву зменшуються від 10Н до значень рівних 3 Н (рис. 8).

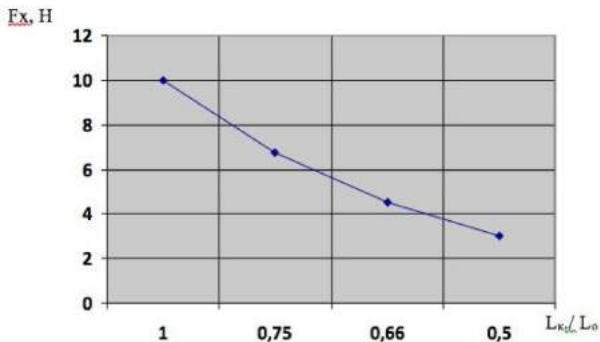


Рис. 8. Зміна максимальних зсувних зусиль на моделі біомеханічної системи ЗПЩ в залежності від довжини кореня зуба при ГП, що має сполучення з кістковою тканиною (висоти альвеолярного відростку): L_k - довжина кореня зуба при ГП; L_o - висота кореня зуба.

Опорна здатність досліджених зубів при ГП зменшується у зв'язку з трансляцією його центру обертання (рис. 6) і центру опору на 0,5 мм, 2 мм, 3 мм для розглянутих випадків моделей ЗПЩ (табл. 3). У разі вигину, зміну величини моменту сил (рис. 9) обумовлено зменшенням зсувних зусиль і збільшенням відстані від лінії прикладання сили до центру обертання.

Аналіз НДС різних моделей біомеханічних систем ЗПЩ для досліджуваних варіантів навантаження фронтальних зубів показав, що має місце неоднорідне поле градієнтів напружень в емалі і дентині різця (рис. 3 - 6).

Альвеолярна кістка моделі біомеханічної системи ЗПЩ сприймає зусилля через періодонт і, як показано на рис. 3, 4, максимальні градієнти напруг розміщені в зоні сполучення дентину-періодонта-кістки. Екстремальна величина еквівалентних напружень в розглянутих моделях для кістки, що оточує фронтальні зуби лежить в діапазоні від X1 МПа до X2 МПа.

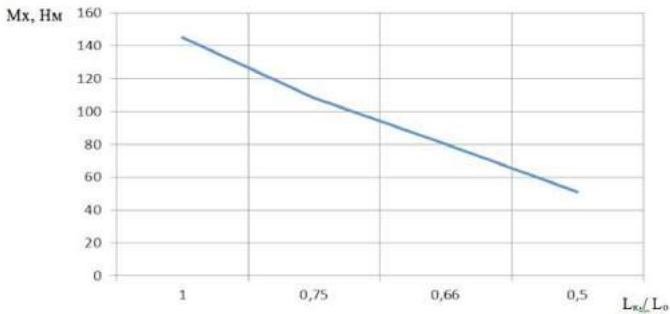


Рис. 9. Зміна максимального згинального моменту на моделі біомеханічної системи ЗПЩ в залежності від довжини кореня зуба при ГП, що має сполучення з кістковою тканиною (висоти альвеолярного відростку): L_k - довжина кореня зуба при ГП; L_o - висота кореня зуба.

В результаті аналізу НДС досліджуваних моделей зубів в системі ЗПЩ встановлено наявність зон локальних концентрацій напружень в пришийковій частині, в зоні емалево-цементної границі, де тонкий шар емалі заміщується на дентин, а механічні властивості емалі та дентину істотно різняться (таблиці 1).

У моделі біомеханічної системи ЗПЩ без ГП при знайденій величині функціонального навантаження $F=16 \text{ Н}$, максимальні напруження в емалі і дентині зубів фронтальної групи складають $\sigma_{\text{max_емаль}}=59,7 \text{ МПа}$ і $\sigma_{\text{max_дентин}}=6,6 \text{ МПа}$ відповідно.

Аналогічно для випадку з ГП (ГП - III) з суттєвою втратою опірних властивостей кісткової тканини на 3/4 кореня зуба, зусилля не перевищують $F= 8 \text{ Н}$ при максимальній деформації періодонта напруги становлять

$\sigma_{\max_емаль}=29,8$ МПа і $\sigma_{\max_дентин}=3,1$ МПа.

Згідно аналізу даних проведених експериментів, знайдено максимальні величини еквівалентних напружень в дентині моделі біомеханічної системи ЗПЩ в залежності від ступеню ГП. На графіку (рис.10) відображена залежність зміни максимальних величин еквівалентних напружень в дентині моделі біомеханічної системи ЗПЩ від довжини кореня зуба при ГП, що має сполучення з кістковою тканиною і відповідної втрати висоти альвеолярного відростку при ГП (I – III ст.) з адекватною до кожної із ступенів ГП, втратою опірних властивостей кісткової тканини.

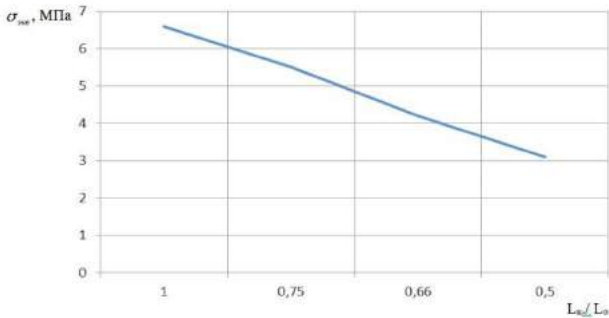


Рис. 10. Зміна максимальних величин еквівалентних напружень при функціональному навантаженні в дентині моделі біомеханічної системи ЗПЩ в залежності від довжини кореня зуба при ГП, що має сполучення з кістковою тканиною (висоти альвеолярного відростку):

L_k - довжина кореня зуба при ГП; L_0 - висота кореня зуба.

Як видно з графіку вище, при функціональному векторі навантаження зміна максимальних величин еквівалентних напружень в дентині моделей фронтальних зубів біомеханічної системи ЗПЩ зменшується від 6,5 МПа до 3 МПа (рис. 10), і ця зміна залежить від ступеня втрати опірних властивостей кісткової тканини навколо коренів зубів (її кількість). Зменшення амплітуди напружень в 2,5 рази (від 13,5 МПа до 5,2 МПа) спостерігається в дентині моделей фронтальних зубів біомеханічної системи ЗПЩ з ГП при зміні амплітуди сил зсуву в 3,3 рази, а саме з 10 Н до 3 Н (рис. 11).

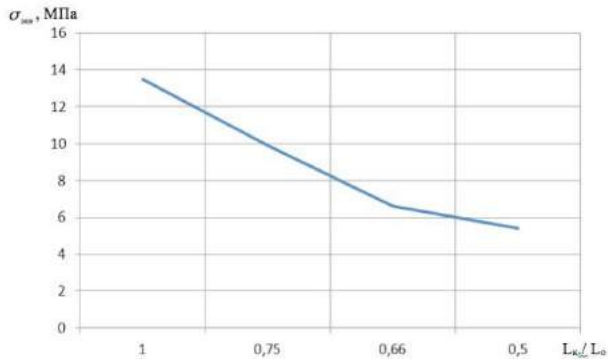


Рис. 11. Зміна максимальних величин еквівалентних напружень, обумовлених здвиговими зусиллями в дентині моделі біомеханічної системи ЗПЩ в залежності від довжини кореня зуба при ГП, що має сполучення з кістковою тканиною (висоти альвеолярного відростку): L_k - довжина кореня зуба при ГП; L_0 - висота кореня зуба.

В імітаційних моделях з ГП (ГП - III) з суттєвою втратою опірних властивостей кісткової тканини за рахунок втрати висоти альвеолярного відростка на 3/4 висоти кореня зуба втрачається несуча здатність фронтальної групи зубів при компресійному навантаженні на 53%, а також становить 30% від максимального зрушуючого навантаження рівного 10 Н. При цьому для зрушуючого (згинаючого) навантаження фронтальних зубів біомеханічної системи ЗПЩ напруження мають високі рівні концентрацій з величиною від 39 МПа до 69 МПа в шарах дентину, з переважним розташуванням концентраторів напруження в пришийковій ділянці. Для випадку з ГП (ГП - III) з втратою опірних властивостей кісткової тканини на 3/4 кореня зуба і в моделі без ГП співвідношення величин максимальних напружень в зонах концентрації становить 1,77.

ВИСНОВКИ

- Методом покрокового вивчення імітаційних моделей по відношенню до анатомічної реальності встановлені закономірності розподілу і напруг в біомеханічних системах "зуб - періодонт - щелепа" людини при ГП, виявлено умови трансляційних і деформаційних рухів центрів опору і обертання фронтальних зубів при різних ступенях даного виду захворювання.

- Різні типи деформаційного руху зуба в альвеолярному відростку щелепи пацієнтів з ГП залежать від величини, напрямку і тривалості дії прикладеної сили, фактичних біомеханічних властивостей його структурних елементів та кісткової тканини щелепи, величини площі поверхні сполучення кореня зуба в альвеолі.

- Визначено екстремальні величини сил компресії та зсуву для фронтальної групи зубів при зменшенні висоти альвеолярної кістки щелепи, виявлено ступінь втрати несущої здатності даної групи зубів при типових можливих силових навантаженнях в умовах фізіологічної норми та при ГП.

- Макро - і мікроскопічна будова зубів і оточуючих їх тканин при ГП пропорційно ступеню розвитку захворювання втрачає можливості до адекватного сприйняття функціонального навантаження, його трансформації та активній протидії різним складовим векторів функціонального навантаження, а при ГП III ст. втрачається несуща здатність фронтальної групи зубів при компресійному навантаженні на 53%, а також становить 30% від максимального зрушуючого навантаження рівного 10Н.

Виходячи з вищенаведеного, у **подальшому** базуючись на отриманих знаннях та параметрах біомеханіки функціонування імітаційних моделей біомеханічних систем "зуб - періодонт - щелепа", будуть розроблені та експериментально перевірені різні конструкційні рішення для шинування фронтальних зубів та відібрані матеріали для їх виготовлення, що будуть найбільш адаптованими за своїми фізико-механічними властивостями до тканин, на/чи в яких, вони будуть закріплені.

Література

1. **Мандзюк Т.** Огляд проблем комп'ютерного моделювання біомеханічних систем у стоматології / Т. Мандзюк, В. Вовк // Вісник Львів. Університету. Серія приклад. математ. та інформ. - 2008. - Вип. 14. - С. 105-122.
2. **Бегун П.И.** Биомеханика: Учебник для вузов / П. И. Бегун, Ю. А. Шукейло. - СПб.: Политехника, 2000. – 463 с.
3. **Чуйко А. Н.** Особенности биомеханики в стоматологии / А. Н. Чуйко, В. Е. Вовк. - Х.: Прапор, 2006. – 304 с.
4. **Natali A. N.** A review of the biomechanic properties of bone as a material / A. N. Natali, E. A. Meroi // Journal of Biomechanical Engineering.- 1988. - № 11. - P. 266-265.
5. **Odgaard A.** The underestimation of Young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens / A. Odgaard, F. Linde // J. Biomech. – 1991. - № 24 (8). - P. 691 - 698.
6. **Shahar R.** Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry / R. Shahar, P. Zaslansky, M. Barak [et al.] // J. Biomech.- 2007. - Vol 40 (2). - P. 252 - 264.
7. Пат. 68170 Україна, МПК G 01 N 3/00. Спосіб високоточної багатовимірної віртуальної імітації будови та функції зубощелепного апарату людини, ортодонтичних апаратів, ортопедичних конструкцій зубних протезів, шин, шин-протезів, імплантатів та їх протетичних елементів з метою експериментального моделювання їх функціонування / Леоненко П. В. – № u201115613; заявл. 29.12.2011 ; опубл. 12.03.2012, Бюл. № 5.
8. **Хватова В.А.** Клиническая гнатология: учеб. пособие / Хватова В. А. - М.: Медицина, 2008. - 296 с.
9. **Цибенко О.С.** Системи автоматизованого проектування та

інженерного аналізу в машинобудуванні: Навчальний посібник / О. С. Цибенко, М. Г. Кришук. - К.: Політехніка, 2008. – 95 с.

10. **Тимошенко С. П.** Теория упругости / С. П. Тимошенко, Дж. Гудьер. - М.: Наука, 1975. – 575 с.

11. **Mandel U.** A biomechanical study of the human periodontal ligament / U. Mandel, P. Dalgaard, A. Viidik // Journal of Biomechanics. - 1986. - Vol. 19. - P. 637 - 645.

12. **Победря Б. Е.** Численные методы в теории упругости и пластичности / Победря Б. Е. - М.: Изд-во Моск. ун-та, 1981. – 344 с.

13. **Писаренко Г. С.** Справочник по сопротивлению материалов / Писаренко Г. С., Яковлев А. П., Матвеев В. В. - К.: Наука, 1975. — 400 с.

14. **Трофименко О.А.** Визначення напружено-деформованого стану тканин пародонту в залежності від ступеня атрофії альвеолярного відростка / О. А. Трофименко // Современная стоматология.–2007. – № 1. – С. 115 - 118.

15. **Трофименко О.А.** Визначення напружено – деформованого стану тканин пародонту в залежності від ступеню атрофії альвеолярного паростка : зб. тез доповідей V наук.-техн. конф. «Приладобудування: стан і перспективи» / О. А. Трофименко. - К., 2006. – С. 232 - 233.

16. **Маланчук В. О.** Вивчення біомеханіки нижньої щелепи на тривимірних комп'ютерних моделях методом скінченних елементів / Маланчук В. О., Копчак А. В., Кришук М. Г. // Вісник стоматології – 2009. - №3. - С. 56 - 62.

Создание и анализ имитационных 3D моделей биомеханических систем "зуб - периодонт - челюсть" с целью экспериментального изучения изменений их биомеханики у пациентов с генерализованным пародонтитом

Леоненко П.В.

***Резюме.** Генерализованные заболевания пародонта проявляются в виде неуклонно прогрессирующего воспалительно-деструктивного процесса, что с возрастом приводит к полному разрушению межзубных костных перегородок, тканей пародонта в целом, нарушает целостность зубного ряда, а также изменяет биомеханику взаимодействия между зубными рядами. Цель исследования - разработать экспериментальную модель зубочелюстного аппарата человека с целью имитационного моделирования различной степени генерализованного пародонтита, изучить механизмы потери сопротивляемости пародонта. В процессе реализации целей и задач исследования на современном уровне компьютерного и программного обеспечения разработана компьютерная многомерная имитационная модель зубочелюстного аппарата человека для экспериментального биомеханического анализа методом конечных элементов поведения биомеханической системы «зуб - периодонт - челюсть». Проведено экспериментальное имитационное моделирование генерализованного*

пародонтита разной степени, изучены закономерности механизмов потери сопротивляемости пародонта при пародонтите.

Ключевые слова: генерализованный пародонтит, 3D экспериментальная модель зубочелюстного аппарата, экспериментальный биомеханический анализ методом конечных элементов, математические расчеты, функциональная нагрузка.

Creation and analysis of imitating 3D models of biomechanical systems "tooth - periodontium - jaw" for the purpose of experimental studying of changes of their biomechanics at patients with generalized peridontitis

P. Leonenko

Summary. Generalized diseases of peridontium are shown in the form of steadily progressing inflammatory-destructive process, which with the years leads to final fracture of interdental bone septums, periodontal tissues as a whole, breaks integrity of dental arches, and also changes biomechanics of interaction between dental arches. A research objective - to develop experimental model of human dentognathic apparatus for the purpose of imitating modeling of various GP degree, to study mechanisms of peridontium resistibility loss. In the course of realization of the purposes and research tasks at modern level of computer and the software human dentognathic apparatus computer multidimensional imitating model is developed for the experimental biomechanical analysis by a method of finite elements of behavior of biomechanical system «tooth - periodontium - jaw». Experimental imitating modeling of GP of different degree is held, mechanisms of peridontium resistibility loss are investigated at peridontitis.

Key words: generalized peridontitis, 3D experimental model of dentognathic apparatus, the experimental biomechanical analysis by method of finite elements, mathematical calculations, functional loading.