

УДК 539.3-616.31-76.29.55

П.В. ЛЕОНЕНКО<sup>1</sup>, к. мед. н., доцент; М.Г. КРИЩУК<sup>2</sup>, д. техн. н., професор; В.О. ЄЩЕНКО<sup>2</sup><sup>1</sup>Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л. Шупика, Київ;<sup>2</sup>НТУУ «Київський політехнічний інститут», Київ, Україна/

## Порівняльний біомеханічний аналіз конструкцій зубних шин в експериментальному моделюванні генералізованого пародонтиту

### Резюме

#### Сравнительный биомеханический анализ конструкций зубных шин в экспериментальном моделировании генерализованного пародонтита

П.В. Леоненко, М.Г. Крищук, В.О. Ещенко

В статье представлены результаты экспериментального биомеханического анализа методом конечных элементов поведения биомеханических систем «зуб – периодонт – челюсть – шинирующий аппарат» с целью выбора оптимального варианта ортопедического лечения с помощью шин фронтальной группы зубов при разной степени генерализованного пародонтита.

**Ключевые слова:** генерализованный пародонтит, зубные шины, имитационное моделирование биомеханических систем, биоинженерный анализ, CAD CAE технологии

### Summary

#### Comparative Biomechanical Analysis of Dental Structures of Splints in the Experimental Simulation of Generalized Periodontitis

P.V. Leonenko, M.G. Kryschuk, V.O. Eshchenko

The article presents results of an experimental biomechanical finite element analysis of the behavior of biomechanical systems "tooth - periodontium - jaw - splinting apparatus" in order to select the optimal variant of orthopedic treatment with frontal teeth splints with varying degrees of generalized periodontitis.

**Key words:** generalized periodontitis, splint, simulation of biomechanical systems, bio-engineering analysis, CAD CAE technology

На сучасному етапі розвитку стоматології рівень пародонтологічного лікування досягає значних успіхів і розвивається стрімкими темпами за рахунок впровадження досягнень в галузі фундаментальних наук, фармакології та стоматологічного матеріалознавства. За даними ряду авторів та статистичними даними МОЗ України, захворювання тканин пародонта залишаються найбільш частою причиною втрати зубів у дорослого населення [1–3]. Поширеність хвороб пародонта, за даними світової літератури, наближається до 80% [4]. Враховуючи, що близько 70–75% людей з патологією пародонта потребують ортопедичної допомоги, стає очевидним, що ця проблема має велику не тільки медичну, а й соціально-економічну значимість [4]. Методи ортопедичного лікування розглядаються як обов'язковий компонент комплексного лікування генералізованого пародонтиту (ГП), до числа яких входить іммобілізація рухливих зубів [2]. На думку фахівців, на сьогоднішній день немає універсальних шинуючих конструкцій, які підходять для будь-якої клінічної ситуації і задовольняють всі вимоги надійності, ефективності, естетичності, малої інвазивності та економічності [5]. Поява нових стоматологічних матеріалів та технологій ставить фахівця перед необхідністю перегляду показань до шинування та нового підходу до вибору оптимальної конструкції шинуючого апарата.

Найчастіше в клінічній практиці використовують спосіб прямого виготовлення шини в порожнині рота пацієнта у зв'язку зі швидкістю маніпуляції, її невеликою вартістю та відсутністю додаткового зуботехнічного етапу [6]. Але цей спосіб має низку недоліків, одним з яких є недовговічність конструкції, її багатшаровість, відсутність можливості на 100% полімеризувати увесь об'єм композитного матеріалу разом з армуючою стрічкою. Російськими вченими запропоновано вантові конструкції шинуючих апаратів на основі арамідної нитки та композитів, які є більш витривалішими до навантажень, але не дозволяють отримати контрольовану постійну жорсткість фіксації та мають багатшарову конструкцію, що також призводить з часом до її розволонення [7].

Крім вантових конструкцій, існує багато інших конструкцій шин різних за матеріалом та методикою їх виготовлення, але жодна з них не відповідає всім критеріям якості, що висуваються до шинуючих апаратів [8]. Втрата міцнісних характеристик з часом є основною проблемою, яка впливає з конструктивних особливостей шин. Так, недосконалість конструкції під час циклічного навантаження призводить до порушення цілісності шини та окремих її елементів, дефектів в області міжзубних проміжків, відколів шарів композитного пломбувального матеріалу,

відриву окремих зубів від загальної конструкції [8]. Для надання конструкції скловолоконно-композитної шини необхідної жорсткості вона виконується досить широкою, що, разом з нашаруванням порцій композитного пломбувального матеріалу, призводить до порушення природних контурів зубів, що шинують. При цьому відстань від шини до ясенного краю зберігається мінімальною або відсутня взагалі. Це веде до появи в області міжзубних проміжків ділянок з ускладненими умовами для проведення гігієнічних заходів. У ділянці міжзубних проміжків накопичується зубний наліт, мінералізовані зубні відкладення, посилюється мікробна контамінація шин та зубів, що призводить до загострення ГП [8]. Зміна природних контурів шинованих зубів за рахунок зміни умов прилягання язика до їх поверхні може порушувати дикцію пацієнта [8].

Будь-який з вищенаведених недоліків в конструкції шинуючого апарата значно ускладнює проведення пародонтологічних лікувальних маніпуляцій, починаючи з профілієни та закінчуючи хірургічними втручаннями на пародонті [8]. Тож нами було запропоновано удосконалену конструкцію шинуючого апарата, виготовленого у вигляді стрічки з пазами для фіксації на оральній поверхні зубів за методикою CAD CAM та сучасних матеріалів [9]. З метою визначення можливих вад в конструкції запропонованих модифікацій шин та добору кращого матеріалу для їх виготовлення, визначення величини локальних напружень і деформацій в перерізі шин та анатомічних структур під дією жувально-навантаження нами проведено їх експериментальне дослідження. Сучасним напрямом у проведенні такого експериментального біомеханічного аналізу є створення та дослідження комп'ютерних 3D моделей зубощелепного апарату (ЗЩА) людини із застосуванням методу скінченних елементів [10–12]. Він дозволяє з високою точністю визначати розподіл напружень, напрям і величину деформацій в окремих об'ємах та точках моделі, запас міцності шинуючих апаратів та особливості їх руйнування при дії екстремальних навантажень. Сучасні можливості комп'ютерної техніки та програмного забезпечення дозволяють створювати дуже складні та місткі за геометричними неоднорідними структурами багатовимірні скінченно-елементні моделі, які адекватно відтворюватимуть індивідуальну форму будь-яких елементів ЗЩА людини, ступінь їх структурної неоднорідності на основі аналізу даних конусно-променевої комп'ютерної томографії, а також створювати та аналізувати різні конструкції зубних шин [10].

Тому **метою дослідження** стало на сучасному рівні комп'ютерного та програмного забезпечення за допомогою розпрацьованого алгоритму створення комп'ютерної багатовимірної імітаційної моделі зубощелепного апарату людини провести експериментальний біомеханічний аналіз поведінки біомеханічних систем «зуб – періодонт – щелепа – шинуючий апарат» з метою імітаційного моделювання ортопедичного лікування за допомогою шин фронтальної групи зубів на нижній щелепі людини при різному ступені генералізованого пародонтиту.

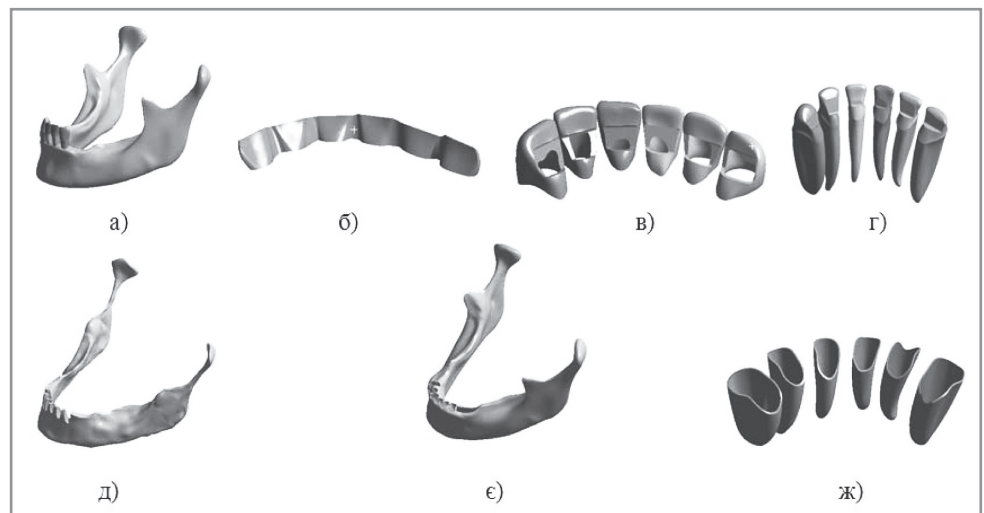
## Матеріали та методи дослідження

Дана робота відноситься до детального проекту дослідження, що стосується вивчення опороздатності і механічних аспектів поведінки біомеханічної системи «зуб – періодонт – щелепа – шинуючий апарат» (ЗПЩША) людини при ГП методом покровкового вивчення імітаційних моделей по відношенню до анатомічної реальності (рис. 1–2).

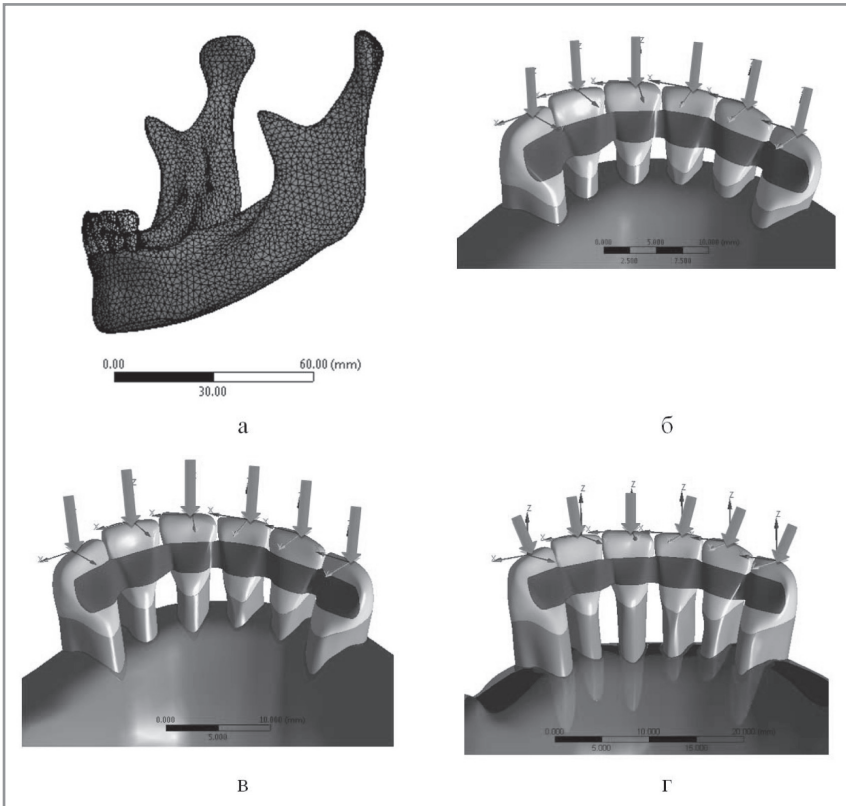
Об'єктом дослідження в даній роботі обрано 8 імітаційних моделей біомеханічних систем ЗПЩША у пацієнтів з ГП, шість з яких моделюють різний ступінь втрати кісткової тканини (КТ) внаслідок ГП. Моделі В – ГП I ступеня, С – ГП II ступеня, D – ГП III ступеня, відповідно моделі А 1 та А 2 – контрольна група, які імітують біомеханічну систему ЗПЩША без патологічних змін. Відповідно створено три моделі по одному ступеню ГП на кожен та одну без ГП. Для моделювання різних варіантів шинуючих пристроїв, до препарування зубів, моделі були дубльовані відповідно до кількості різновидів шин. Розташування в даному дослідженні шинуючих пристроїв було класичним для нижньої щелепи, з язичної поверхні зубів 3.3, 3.2, 3.1, 4.1, 4.2, 4.3. Для встановлення шинуючих пристроїв двох видів зуби було відпрепаровано на кожній з моделей під різні конфігурації шин, – шина з пласкою поверхнею в інтерфейсі зуб-шина (моделі В1; С1; D1) та шина з випуклими пазами в інтерфейсі зуб-шина (моделі В2; С2; D2). Крім цього, кожну з моделей аналізували на предмет заміни матеріалів для виготовлення шинуючих апаратів, всього проаналізовано три варіанти матеріалів: діоксид цирконію, сплав титану, зуботехнічний композитний матеріал для непрямого виготовлення шин. Всього проведено 24 чисельні експерименти.

На рис. 1 відображені структурно твердотільні елементи моделі біомеханічної системи щелепи з внутрішнім розташуванням шинуючого апарата, які складаються з таких елементів: а) біомеханічна система щелепи з внутрішнім розташуванням шинуючої конструкції в режимі збірки; б) шина; в) емаль; г) дентин; д) губчаста КТ; е) кортикальна КТ; ж) періодонт.

Для досягнення мети, поставленої у цій частині чисельного експерименту, застосовано методи механіки деформованого твердого тіла і теорії пружності, методи диференціального числення, чисельні методи інженерного аналізу, метод скінченних



**Рис. 1.** Структурні твердотільні елементи моделі біомеханічної системи щелепи з внутрішнім розташуванням шинуючого апарата



**Рис. 2.** Схема силового навантаження та розподіл функціональних навантажень в імітаційних моделях біомеханічної системи ЗПЦЩА

елементів. При дослідженні зазначених біомеханічних систем застосовували максимально точно наближення геометричних розмірів сполучених елементів імітаційних моделей до реального біологічного об'єкта та технологічної конструкції шинуючого апарата. За допомогою комп'ютерної томографії отримано геометричні параметри нижньої щелепи, в програмному забезпеченні Mimics визначено межі розподілу між кортикальним шаром та губчастим [10]. За даними СВСТ, рентгеновської денситометрії встановлювали рентгенологічну щільність анатомічних утворень, створювали набір поліліній та експортували в програмне середовище Inventor / Catia для створення 3D моделей. У разі потреби після отримання об'ємної моделі кожного структурного елемента з урахуванням їх неоднорідної структури за допомогою макросу «STL Import for SolidWorks» (Sycode) файл відкривали у програмі SolidWorks (Solid Works Cor.) для подальшого редагування сполучень різних контактних поверхонь неоднорідних тіл. Згідно із планом лікування пацієнта до створеної кусково-неоднорідної, 3D моделі щелепи за допомогою булевих операцій встановлювали твердотільні моделі зубів та двох різновидів шинуючих пристроїв (див. рис. 1). Механічні властивості КТ завдані як неоднорідні, анізотропні, ортотропні, а періодонта – як в'язко-пружні. Прийняті в роботі механічні властивості матеріалів біомеханічної системи ЗПЦЩА отримано з даних літератури, а також клінічних, спеціальних та експериментальних досліджень [10–16].

Експериментальні навантаження скінченно-елементної моделі (СЕМ) ЗПЦЩА проводили в програмному середовищі ANSYS в умовах максимально наближених до умов функціональних навантажень.

На рис. 2 показано схему силового навантаження та розподіл функціональних навантажень в біомеханічній системі «зуб – періодонт – щелепа – шинуючий апарат», на якій позначені: а) дискретна модель ЗПЦЩА (кількість вузлів 188677, елементів 102737), б) моделі В (В1-2) – ГП I ступеня, в) моделі С (С1-2) – ГП II ступеня, г) моделі D (D1-2) – ГП III ступеня.

Проведено вивчення пружно-деформованих станів (ПДС) і їх залежності від біомеханічних властивостей матеріалів шин, головного вектора сил і ділянки прикладання оклюзійного функціонального навантаження, а також коефіцієнтів запасу міцності для шинуючих апаратів та КТ з метою вибору оптимального рішення щодо конструктивної геометрії шини та матеріалу для її виготовлення.

Оцінку точності чисельних розв'язків в розрахунках ПДС біомеханічних систем ЗПЦЩА контролювали методом забезпечення асимптотичної збіжності отриманих результатів в зонах максимальних градієнтів напружень в результаті кратного збільшення кількості елементів СЕМ ЗПЦЩА [17]. Перевірку адекватності результатів імітаційного математичного моделювання ПДС 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 [13, 17].

## Результати та їх обговорення

Результати чисельних експериментальних розрахунків СЕМ ЗПЦЩА з різним ступенем ГП, двома варіантами шинуючих апаратів та трьома варіантами матеріалів для їх виготовлення наведені в таблиці 1.

Середньостатистичні значення еквівалентних, за Мізесом, напружень і коефіцієнтів запасу міцності за величинами границі тимчасового опору для КТ і шинуючого апарата були отримані

**Таблиця 1.** Еквівалентні напруження за Мізесом ( $\sigma_{\text{екв}}$ ) в елементах біомеханічної системи ЗПЦЩА моделей В, С, D (1–2)

Тип моделі	$\sigma_{\text{екв}}$ в шині з діоксиду цирконію, (МПа)	$\sigma_{\text{екв}}$ в КТ, (МПа)	$\sigma_{\text{екв}}$ в шині зі сплавів титану, (МПа)	$\sigma_{\text{екв}}$ в КТ, (МПа)	$\sigma_{\text{екв}}$ в шині з композиту, (МПа)	$\sigma_{\text{екв}}$ в КТ, (МПа)
A1	161	31	103	33	47	36
B1	202	45	130	47	59	49
C1	216	52	138	54	62	57
D1	297	144	190	146	86	149
A2	170	30	110	32	51	34
B2	214	41	138	43	62	45
C2	220	49	142	52	68	54
D2	301	138	211	141	94	146

Примітка: різницю між показниками вважали достовірною при  $p < 0,05$ .

методом визначення їх середнього значення за максимальними розрахунковими величинами для кожного перерізу в площині сполучення «шинуючий апарат – емаль – дентин зубів» (табл. 2).

З аналізу отриманих результатів дослідження різних біомеханічних систем (табл. 2) можна зробити висновок, що із втратою висоти альвеолярного відростка нелінійно зростають напруження в КТ та в перерізі конструкції шинуючого пристрою. Відповідно покращити опороздатність деформаціям в СЕМ D1 і D2 за рахунок фіксації різних варіантів конструкцій шин та добором матеріалів для їх виготовлення складно, оскільки при втраті висоти альвеолярного відростка на 1/2 довжини коренів зубів 4.3-3.3 коефіцієнт запасу міцності кортикальної КТ був у межах 0,8–0,9. Вважали, що для біомеханічних систем коефіцієнт запасу міцності при статичних навантаженнях має бути не менше 2, тоді СЕМ ЗПЦША вважається такою, що витримає функціональні навантаження та короткоплинні перенавантаження в межах запасу міцності. В чисельному експерименті встановлено, що будь-яке наванта-

ження, особливо точкове, яке перевищить межу  $148 \pm 10,8$  Н, призведе до критичних напружень в ділянці на межі корінь зуба – кортикальна КТ, в результаті яких відбудеться резорбція та незворотна втрата кістки. Функціональне навантаження у цій моделі призводить до збільшення напружень в системі у 1,8 разу по відношенню до норми (A1, A2, табл. 2). Відповідно жодна із досліджених конструкцій шин свою роль з перерозподілу напружень не виконає. З метою пошуку раціонального рішення для протезування зубів іншими конструкціями, нами проведено численні розрахунки для моделей D1 і D2, результати яких буде висвітлено у подальших наукових публікаціях. В інших моделях В та С варіанти виготовлення шин В1 та С2 забезпечують несучу здатність біомеханічної системи з будь-якими трьома вибраними варіантами матеріалів для їх виготовлення. Але найменші напруження в КТ і відповідно найбільшу здатність перерозподіляти навантаження між шинованими зубами було відзначено в моделі В2, С2 з шинами зі сплавів титану та діоксиду цирконію (див. табл. 2). Аналіз розподілу полів еквівалентних, за Мізесом, напружень в біомеханічній системі ЗПЦША дозволив виявити подібні для усіх моделей «проблемні зони» в шинуючих апаратах. На прикладі СЕМ D (рис. 3) показано найбільш навантажені ділянки шини, які відповідають зоні апроксимальних контактів між фронтальними зубами. Тут градієнти напружень екстремальні. Вид складного ПДС в кожній з даних зон при варіюванні характеристик жорсткості біомеханічної системи не змінюється (ці зони не змінюються для виготовлених шин з різних матеріалів).

Граничні величини опору деформуванню досліджуваних біомеханічних систем різного типу при функціональному навантаженні формують напруження в шинуючих пристроях різної інтенсивності, достовірно вищі в моделі А2-D2 порівнянно з А1-D1 ( $p < 0,05$ ). При цьому напруження, які виникають в КТ навколо шинованих зубів при їх функціональному навантаженні, в моделях А2-D2 достовірно нижчі, ніж в моделях А1-D1 ( $p < 0,05$ ).

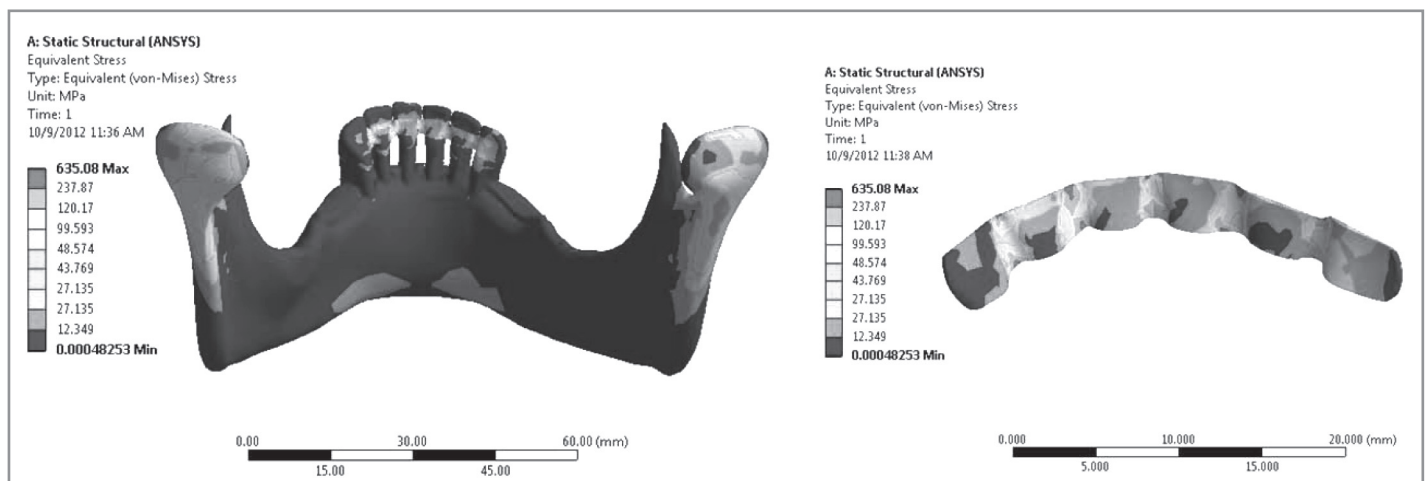
## Висновки

Імітаційне моделювання біомеханічних систем «зуб – періодонт – щелепа – шинуючий апарат» дозволяє відтворити з високим рівнем деталізації та інженерної точності клінічну ситуацію у пацієнтів, які потребують ортопедичного лікування захворювань тканин

**Таблиця 2.** Коефіцієнти запасу міцності елементів біомеханічної системи ЗПЦША моделей В, С, D (1–2)

Тип моделі	Шинуючий апарат з діоксиду цирконію		Шинуючий апарат зі сплавів титану		Шинуючий апарат з технічного композиту	
	Коефіцієнт запасу шинуючого апарата, n	Коефіцієнт запасу КТ, n	Коефіцієнт запасу шинуючого апарата, n	Коефіцієнт запасу КТ, n	Коефіцієнт запасу шинуючого апарата, n	Коефіцієнт запасу КТ, n
A1	6,5	3,9	8,3	3,6	7,4	3,3
B1	5,2	2,7	6,5	2,6	5,9	2,4
C1	4,9	2,3	6,2	2,2	5,6	2,1
D1	3,5	0,8	4,5	0,8	4,1	0,8
A2	6,2	4,0	7,7	3,8	6,9	3,5
B2	4,9	2,9	6,2	2,8	5,6	2,7
C2	4,8	2,4	6,0	2,3	5,1	2,2
D2	3,5	0,9	4,0	0,9	3,7	0,8

Примітка: різницю між показниками вважали достовірною при  $p < 0,05$ .



**Рис. 3.** Розподіл еквівалентних напружень, за Мізесом, у шинуючому пристрої та КТ нижньої щелепи (модель D1)

пародонта з використанням шинуючих апаратів непрямого виготовлення. Запропонована методика дозволяє на доклінічному етапі оцінити можливі функціональні наслідки від встановлення різних за геометрією і матеріалами виготовлення шин та визначити їх межу витривалості до навантажень в залежності від втрати опірних властивостей пародонта і навпаки.

Під час чисельних експериментів встановлено, що при ГП III ступеня тяжкості (моделі D1–2) пародонт втрачає можливості витримувати оклюзійні навантаження на фронтальні зуби нижньої щелепи в межах існуючого стереотипу діапазону цих навантажень, і навіть поєднання цих зубів у єдиний блок за допомогою шини непрямого виготовлення не дозволяє уникнути екстремальних напружень на рівні кістки (ки  $149 \pm 10,4$  МПа) та її втрати і потребує подальшого пошуку варіантів реабілітації таких пацієнтів.

Встановлено певні закономірності, які свідчать, що при виготовленні шинуючих конструкцій з різних матеріалів напруження в перерізі шини зростають залежно від міцностних характеристик мате-

ріалу. Найміцніша конструкція шини з діоксиду цирконію надійно поєднує зуби у єдиний функціональний блок та зменшує напруження на рівні КТ (B2 і B3, 41 і 49 МПа), ( $p < 0,05$ ), але при цьому в самій шині напруження зростають (B2 і B3, 214 і 220 МПа), ( $p < 0,05$ ).

Встановлено коефіцієнти запасу міцності для кожного типу шин та типів матеріалів їх виготовлення, а також КТ в моделях ЗПЩША. Найменший коефіцієнт запасу міцності КТ – в моделях ЗПЩША з шиною, виготовленою з композиту (B1–C1 n – 2,1–2,4), ( $p < 0,05$ ), найбільший – у шинуючого апарата, виготовленого з діоксиду цирконію (B2–C2 n – 2,4–2,9), ( $p < 0,05$ ), що доводить кращу ефективність цирконієвих шин з додатковим пазовим заглибленням у міжзубних проміжках в перерозподілі навантажень на КТ при ГП I–II ст.

**Перспективи подальших досліджень.** Ґрунтуючись на результатах досліджень, проводитимуть пошуки оптимальних варіантів розташувань шинуючих пристроїв на вестибулярній поверхні зубів та у вигляді вінірних накладок, з'єднаних між собою, у порівнянні із загальноприйнятими і розглянутими у цьому дослідженні.

## Список використаної літератури

1. Савчук О. В. Потреба населення міста Києва в незнімному протезуванні / О. В. Савчук, В. І. Радько // Галицький лікарський вісник. – 2005. – № 1. – С. 86–87.
2. Мазур І. П. Клініко-патогенетичні особливості перебігу захворювань пародонта при порушенні системного кісткового метаболізму та їх корекція : автореф. дис. на здобуття наук. степеня д-ра мед. наук : спец. 14.01.22 «Стоматологія» / І. П. Мазур. – Одеса, 2006. – 32 с.
3. Білоклицька Г. Ф. Клініко-метаболическі прояви патології пародонту у жінок з посткастраційним синдромом при хірургічній менопаузі, новий підхід до їх коригування засобами антиацетидотично спрямованої дії / Г. Ф. Білоклицька, Г. В. Погребняк // Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія. – 2006. – № 1. – С. 93–97.
4. Thomson WM, Mejia GC, Broadbent JM, Poulton R. Construct validity of Locker's global oral health item // J. Dent. Res. – 2012, Nov. – Vol. 91(11). – P. 1038–42.
5. Howard E. Strassler, DMD, Cheryl L. Serio, DDS Esthetic Considerations when Splinting with Fiber-Reinforced Composites Dental Clinics of North America, Volume 51, Issue 2, April 2007, Pages 507–524.
6. Поворознюк В. В. Костная система и заболевания пародонта / В. В. Поворознюк, И. П. Мазур. – К., 2003. – 446 с.
7. Ряховский А.Н. Вантовые зубные протезы. – М.: Изд. «Сельская новь», 2003. – 96 с.
8. Пат. 2276971 Россия, МПК А 61 С 8/02. Способ шинирования зубов (варианты) и устройство для его осуществления / Чупахин П. В.; автор и патентообладатель Чупахин П. В. – № 2003107487/14; заявл. 19.03.2003; опубл. 20.09.2004.
9. Пат. 56948 Україна, МПК А 61 С 13/00. Шина Леоненко для фронтальної або бокової групи зубів / П.В. Леоненко, Г.П. Леоненко; заявник та патентовласник П.В. Леоненко, Г.П. Леоненко. – № u201014018; заявл. 24.11.2010; опубл. 25.01.2011, Бюл. № 2.
10. Леоненко П.В. Скінчено-елементний аналіз імітаційної трьохвимірної моделі біомеханічної системи «кісткова тканина - дентальний імплантат - супраконструкція» / П.В. Леоненко, В.О. Єщенко // Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут». Серія машинобудування. – 2012. – №65. – С. 105–109.
11. 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.
12. Маланчук В.О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії / В.О. Маланчук, М.Г. Кришук, А.В. Копчак — К.: Видавничий дім «Асканія». – 2013. – 231 с.
13. Леоненко П.В. Створення і аналіз імітаційних 3D моделей біомеханічних систем "зуб - пародонт - щелепа" з метою експериментального вивчення змін їх біомеханіки у пацієнтів з генералізованим пародонтитом / П.В. Леоненко // Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П.Л. Шулика. – К., 2012. – №21, кн.4. – С. 40–57.
14. Natali A.N., Meroi E.A. A review of the biomechanic properties of bone as a material // Journal of Biomechanical Engineering. – 1988. – №11. – P. 266–265.
15. Odgaard A., Linde F. The underestimation of Young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens // J. Biomech. – 1991. – 24 (8). – P. 691–8.
16. Shahar R., Zaslansky P., Barak M., Frisem A.A., Currey J.D., Weiner S. Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry // J. Biomech. – 2007. – Vol 40 (2). – P. 252–64.
17. Цибенко О.С., Кришук М. Г. Системи автоматизованого проектування та інженерного аналізу в машинобудуванні / Навчальний посібник. – К.: Політехніка, 2008. – 95 с.