

© КОЛЕКТИВ АВТОРІВ, 2013

П.В. Леоненко,¹ М.Г. Кришук, В.О. Єщенко²

БІОМЕХАНІЧНИЙ АНАЛІЗ ВІНІРНИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ШИН НА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ БАГАТОВИМІРНИХ МОДЕЛЯХ ГЕНЕРАЛІЗОВАНОГО ПАРОДОНТИТУ

¹ Національна медична академія післядипломної освіти
імені П.Л. Шупика, м. Київ,

² НТУУ «Київський політехнічний інститут», м. Київ

Вступ. Основною ортопедичною методикою в комплексному лікуванні генералізованого пародонтиту є поєднання рухомих зубів у групи з метою покращення репаративної регенерації тканин пародонту. Для цього існує багато різновидів конструкцій шин які різняться за матеріалом та методикою їх виготовлення, але більшість з них не відповідає усім критеріям якості які висуваються до шинуючих апаратів. Втрата їх міцносних характеристик з часом є основною проблемою яка впливає з їх конструкційних особливостей.

Мета. За допомогою розпрацьованого алгоритму створення комп'ютерної багатовимірної імітаційної моделі зубощелепного апарату людини провести методом скінченних елементів експериментальний біомеханічний аналіз поведінки біомеханічних систем «зуб – періодонт – щелепа – вінірна шина» (ЗПЩВШ) з метою імітаційного моделювання ортопедичного лікування за допомогою шин фронтальної групи зубів при різному ступені генералізованого пародонтиту (ГП).

Матеріали та методи. Об'єктом дослідження в даній роботі обрано 12 імітаційних моделей біомеханічних систем «зуб – періодонт – щелепа – вінірна шина» у пацієнтів з ГП, які моделюють фізіологічну норму та різний ступінь втрати кісткової тканини внаслідок ГП. Моделі А - без патологічних змін (контрольна група), В - ГП I ступеня, С - ГП II ступеня, D - ГП III ступеня.

Результати. Імітаційне моделювання біомеханічних систем «зуб – періодонт – щелепа – вінірна шина» дозволяє на доклінічному етапі оцінити можливі функціональні наслідки від встановлення різних за геометрією та матеріалами виготовлення вінірних шин, визначити їх межу витривалості до навантажень в залежності від втрати опірних властивостей пародонту.

Висновок. Граничні величини опору деформування досліджуваних біомеханічних систем різного типу при функціональному навантаженні формують напруження в кістковій тканині різної інтенсивності, достовірно нижчі в моделях В3 та С3 порівняно до В1 та С1 ($p < 0,05$) при виготовленні шин з діоксиду цирконію, що дозволяє їх рекомендувати до застосування при ГП I-II ступеня.

Ключові слова: генералізований пародонтит, вінірні зубні шини, імітаційне моделювання біомеханічних систем, біоінженерний аналіз, CAD/CAE технології.

ВСТУП

Генералізовані захворювання пародонта клінічно проявляються прогресуючою резорбцією альвеолярного відростка, утворенням патологічних ясеневих і кісткових карманів і функціональним переважанням зубів [1, 2, 3]. Ураження опірних структур пародонту порушує біомеханіку окремих зубів та/або зубного ряду в цілому.

Збільшення зовнішньої альвеолярної частини коренів зубів пов'язане зі зменшенням висоти міжзубних і міжкороневих перетинок, і є одним з патогенетичних механізмів у розвитку травматичної оклюзії. Прогресування дистрофічно-деструктивних процесів в тканинах пародонту, тривале травматичне перевантаження пародонту порушує статику зубів, розвивається патологічна рухливість, що є характерним для вторинних травматичних уражень пародонту [4, 5]. З метою профілактики, усунення або послаблення функціонального перевантаження пародонту використовується цілий арсенал ортопедичних заходів. Основними завданнями яких є повернути зубному апарату втрачену єдність і перетворити зуби з окремо діючих елементів в нерозривне ціле, розподілити жувальний тиск серед зубів, що залишилися і розвантажити зуби з найбільш ураженим пародонтом, а також оберегти зуби від травмуючої дії бічного навантаження. Як правило, для досягнення мети ортопедичного лікування захворювань пародонту застосовують шини різних конструкцій, матеріалів та технологій їх виготовлення [6]. Таким чином, природний спосіб послабити вплив на перевантажений пародонт полягає в зниженні цього навантаження, що діє на окремий зуб, за рахунок перерозподілу зусиль жування на кілька сусідніх зубів. Залучення додаткових зубів для пережовування харчової грудки при генералізованому пародонтиті (ГП) і зменшення їх рухливості відбувається за рахунок зв'язування їх за допомогою шин. Очевидно, що в цьому випадку лікар, який виконує операцію з установки шини, має справу з механічною конструкцією, отже, необхідне розуміння біомеханічної складової процесу для досягнення бажаного ефекту. На сьогодні позитивного результату добиваються за рахунок накопиченого досвіду, який, з одного боку, не виключає виникнення помилок і, з іншого боку, допускає пошук невикористаних резервів для поліпшення результатів від шинування. У зв'язку з цим актуальною біомеханічною проблемою є аналіз і оптимальне проектування роботи шини в зв'язці з зубами, що мають різні ступені рухливості і деструкції альвеолярного відростка [7,8].

Особливе значення у пацієнтів з патологією зубощелепного апарату (ЗЩА) має визначення величини локальних напружень і деформацій різних анатомічних структур при жувальному навантаженні при плануванні введення в ротову порожнину штучних конструкцій у вигляді шин на етапах реконструктивних заходів.

На сьогодні, сучасним напрямком у проведенні біомеханічного аналізу є дослідження комп'ютерних багатовимірних моделей ЗЩА людини методом скінченних елементів [9-11]. Він дозволяє з високою точністю визначити розподіл напружень, напрямок і величину деформацій в окремих об'ємах та точках моделі, запас міцності та встановлювати особливості її руйнування при дії екстремальних навантажень. Сучасні можливості комп'ютерної техніки та програмного забезпечення дозволяють створення дуже складних та містких багатовимірних скінчено-елементних моделей, які відтворюватимуть достеменно індивідуальну форму будь-яких елементів ЗЩА, ступінь їх структурної неоднорідності на основі аналізу даних конусно-променевої комп'ютерної томографії, а також створювати та аналізувати різні конструкції зубних протезів та шин [11, 12].

Тому метою дослідження постало, за допомогою розпрацьованого алгоритму створення комп'ютерної багатовимірної імітаційної моделі зубощелепного апарату

людини провести експериментальний біомеханічний аналіз методом скінчених елементів поведінки біомеханічних систем «зуб – періодонт – щелепа – вінірна шина» з метою імітаційного моделювання ортопедичного лікування за допомогою шин фронтальної групи зубів на нижній щелепі людини при різному ступені генералізованого пародонтиту.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Об'єктом дослідження в даній роботі обрано 12 імітаційних моделей біомеханічних систем «зуб – періодонт – щелепа – вінірна шина» (ЗПЦВШ) у пацієнтів з ГП, які моделюють фізіологічну норму та різний ступінь втрати кісткової тканини (КТ) внаслідок ГП. Моделі А - без патологічних змін (контрольна група), В - ГП I ступеня, С - ГП II ступеня, D - ГП III ступеня. Відповідно створено три моделі по одному ступеню ГП на кожну та одну без патологічних змін. Для моделювання різних варіантів вінірних шин, до препарування зубів моделі були дубльовані відповідно до кількості різновидів шин. Конструкція та розташування в даному дослідженні вінірних шин була на вестибулярній поверхні зубів 3.3, 3.2, 3.1, 4.1, 4.2, 4.3 [13]. Для встановлення вінірних шин трьох різновидів зуби було відпрепаровано на кожній з моделей під різні конфігурації шин. Вінірна шина-накладка з плоскою поверхнею в інтерфейсі зуб-шина (моделі А1; В1; С1; D1), шина з перекриттям ріжучого краю (моделі А2; В2; С2; D2), та шина з перекриттям ріжучого краю та випуклими пазами в інтерфейсі зуб-шина з апроксимальних поверхонь (моделі А3; В3; С3; D3) (рис. 1).



Рис. 1. Різновиди досліджених вінірних шин у вигляді структурних твердотільних елементів та її дискретного відображення в скінчено-елементній моделі біомеханічної системи ЗПЦВШ

Різновиди досліджених вінірних шин відображені на рис. 1 у вигляді структурних твердотільних елементів: а) вінірної шини-накладки з плоскою поверхнею в інтерфейсі зуб-шина; б) шини з перекриттям ріжучого краю; в) шини з перекриттям ріжучого краю та випуклими пазами в інтерфейсі зуб-шина з апроксимальних поверхонь; г) дискретного відображення шини в моделі ЗПЦВШ. Крім цього, кожну з моделей аналізували на предмет заміни матеріалів для виготовлення шинуючих пристроїв, всього проаналізовано 3 варіанти матеріалів: діоксид цирконію, сплав титану, зуботехнічний композитний матеріал для непрямого виготовлення шин. За допомогою методів імітаційного моделювання та скінчено-елементного аналізу проведено 36 чисельних експериментів.



Рис. 2. Структурні твердотільні елементи моделі біомеханічної системи щелепи з вестибулярно розташованою вінірною шиною та дискретним відображенням моделі ЗПЩВШ

На рис. 2 відображені структурні твердотільні елементи моделі біомеханічної системи щелепи з вінірною шиною які складаються з наступних елементів: а) періодонт; б) дентин; в) вінірна шина; г) емаль; д) скінчено-елементна дискретна модель ЗПЩВШ (кількість вузлів - 302527, елементів - 168071); е) губчаста КТ; ж) кортикальна КТ.

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 скінчених елементів. При дослідженні зазначених біомеханічних систем застосовували максимально точно наближення геометричних розмірів сполучених елементів імітаційних моделей до реального біологічному об'єкту та технологічної конструкції шинуючого пристрою. Згідно запропонованого нами алгоритму за допомогою комп'ютерної томографії отримані геометричні параметри нижньої щелепи, в програмному забезпеченні Mimics аналізували для визначення межі розподілу між кортикальним шаром та губчастим [12]. За даними СВСТ, рентгенівської 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 елементу с 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 (ліцензія НТУУ «КПІ» та ANSYS, ліцензія ДКБ «Південне»). Згідно із планом лікування пацієнта, до створеної кусково-неоднорідної, 3D моделі щелепи за допомогою булевих операцій встановлювали твердотільні моделі зубів та три різновиди вінірних шин (рис.1). Механічні властивості кісткової тканини завдані як неоднорідні, анізотропні, ортотропні та періодонту анізотропні, в'язко-пружні (табл.1).

Фізико-механічні властивості елементів біомеханічної системи «зуб – періодонт – щелепа – віірна шина»

Елементи біомеханічної системи	Модуль Юнга, (Па)	Модуль пружності на зсув, (Па)	Коефіцієнт Пуасона, (ν)	Границя міцності (МПа)
Кортикальна КТ	$E_3=1,99 \cdot 10^{10}$ $E_2=1,62 \cdot 10^{10}$ $E_1=1,00 \cdot 10^{10}$	$G_{2,3}=7,96 \cdot 10^9$ $G_{1,3}=6,23 \cdot 10^9$ $G_{1,2}=3,91 \cdot 10^9$	$\nu_{2,3}=0,2$ $\nu_{1,3}=0,3$ $\nu_{1,2}=0,28$	120
Кортикальна КТ (тип 1)	$E_3=1,59 \cdot 10^{10}$ $E_2=1,30 \cdot 10^{10}$ $E_1=8,00 \cdot 10^9$	$G_{2,3}=6,37 \cdot 10^9$ $G_{1,3}=4,98 \cdot 10^9$ $G_{1,2}=3,13 \cdot 10^9$	$\nu_{2,3}=0,2$ $\nu_{1,3}=0,3$ $\nu_{1,2}=0,28$	100
Кортикальна КТ (тип 2)	$E_3=8,96 \cdot 10^{10}$ $E_2=7,29 \cdot 10^9$ $E_1=4,50 \cdot 10^9$	$G_{2,3}=3,58 \cdot 10^9$ $G_{1,3}=2,80 \cdot 10^9$ $G_{1,2}=1,76 \cdot 10^9$	$\nu_{2,3}=0,2$ $\nu_{1,3}=0,3$ $\nu_{1,2}=0,28$	80
Губчаста КТ	$E_3=1,58 \cdot 10^9$ $E_2=1,38 \cdot 10^9$ $E_1=8,00 \cdot 10^8$	$G_{2,3}=6,58 \cdot 10^8$ $G_{1,3}=5,31 \cdot 10^8$ $G_{1,2}=3,15 \cdot 10^8$	$\nu_{2,3}=0,2$ $\nu_{1,3}=0,3$ $\nu_{1,2}=0,28$	15
Губчаста КТ (тип 1)	$E_3=1,28 \cdot 10^9$ $E_2=1,12 \cdot 10^9$ $E_1=6,50 \cdot 10^8$	$G_{2,3}=5,35 \cdot 10^8$ $G_{1,3}=4,32 \cdot 10^8$ $G_{1,2}=2,56 \cdot 10^8$	$\nu_{2,3}=0,2$ $\nu_{1,3}=0,3$ $\nu_{1,2}=0,28$	11
Губчаста КТ (тип 2)	$E_3=9,88 \cdot 10^8$ $E_2=8,62 \cdot 10^8$ $E_1=4,06 \cdot 10^8$	$G_{2,3}=4,11 \cdot 10^8$ $G_{1,3}=3,31 \cdot 10^8$ $G_{1,2}=1,97 \cdot 10^8$	$\nu_{2,3}=0,2$ $\nu_{1,3}=0,3$ $\nu_{1,2}=0,28$	7
Емаль	$4,00E+10$	$1,54E+10$	0,3	70
Періодонт	$E_3=6,00 \cdot 10^5$ $E_2=6,00 \cdot 10^5$ $E_1=1,00 \cdot 10^5$	$G_{2,3}=2,01 \cdot 10^5$ $G_{1,3}=2,01 \cdot 10^5$ $G_{1,2}=5,10 \cdot 10^4$	$\nu_{2,3}=0,49$ $\nu_{1,3}=0,49$ $\nu_{1,2}=0,45$	
Дентин	$1,56 \cdot 10^9$	$6,00 \cdot 10^8$	0,3	17
Діоксид цирконія	$2,10 \cdot 10^{11}$	$8,08 \cdot 10^{10}$	0,3	1050
Сплав титану	$0,96 \cdot 10^{11}$	$3,69 \cdot 10^{10}$	0,3	850
Зуботехнічний композит	$0,90 \cdot 10^{11}$	$3,46 \cdot 10^{10}$	0,3	350

Прийняті в роботі механічні властивості матеріалів біомеханічної системи ЗПЩВШ отримані з даних літератури, а також клінічних, спеціальних та експериментальних досліджень [7-12].

Навантаження віірних шин з зубами в скінчено-елементних моделях (A1-3; B1-3; C1-3; D1-3) було представлено розподіленням по площі протеза функціональним навантаженням під кутом $11,5^\circ$ з сумарною амплітудою 192Н.

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

Проведено вивчення пружно-деформованих станів і їх залежності від біомеханічних властивостей матеріалів для виготовлення шин, вектора і ділянки прикладання оклюзійного навантаження, а також коефіцієнтів запасу міцності для шинуючих конструкцій та КТ з метою добору оптимального рішення конструктивної геометрії шини та матеріалу для її виготовлення.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Результати чисельних експериментальних розрахунків СЕМ ЗПЦВШ з різним ступенем ГП та трьома варіантами вінірних шин та трьома варіантами матеріалів для їх виготовлення під дією функціонального навантаження наведені в таблиці 2.

Таблиця 2

Еквівалентні напруження за Мізесом ($\sigma_{\text{екв}}$) в різних елементах біомеханічної системи ЗПЦВШ моделей А, В, С, D (1-3)

Тип моделі	$\sigma_{\text{екв}}$ В ШИНІ з діоксиду цирконію, (МПа)	$\sigma_{\text{екв}}$ КТ, (МПа)	$\sigma_{\text{екв}}$ В ШИНІ з сплавів титану, (МПа)	$\sigma_{\text{екв}}$ В КТ, (МПа)	$\sigma_{\text{екв}}$ В ШИНІ з зуботехнічного композиту, (МПа)	$\sigma_{\text{екв}}$ В КТ, (МПа)
A1	234	30	150	31	68	33
B1	237	40	152	42	69	43
C1	250	48	160	50	73	52
D1	289	137	185	140	83	144
A2	148	30	94	30	43	31
B2	158	39	101	40	46	41
C2	169	47	108	48	49	50
D2	174	135	111	138	50	140
A3	330	28	211	29	96	30
B3	358	35	229	37	104	39
C3	398	44	255	46	116	47
D3	447	130	286	132	130	133

Середньостатистичні значення еквівалентних за Мізесом напружень і коефіцієнтів запасу міцності за величинами границі тимчасового опору для КТ і вінірної шини були отримані методом визначення їх середнього по максимальним розрахунковим величинам для кожного перерізу в площині сполучення вінірна шина – емаль-дентин зубів (табл. 3).

З аналізу отриманих результатів дослідження різних біомеханічних систем (табл. 2, 3), можна зробити висновок, що з втратою висоти альвеолярного відростка зростають напруження в КТ та в перерізі конструкції вінірної шини, а екстремальні показники визначені в моделях D. Так, в моделях D в перерізі вінірних шин з втратою опірної КТ навколо зубів напруження зростали, та були максимальними (447МПа). Збільшення напружень в шинах моделей D призвело до зменшення їх коефіцієнту запасу міцності, якій для D1, D2, D3 дорівнював $4,13 \pm 0,5$, $6,9 \pm 0,8$ та $2,6 \pm 0,3$ відповідно. Крім цього напруження в КТ для моделей D1-3 також були достовірно вищими ($p < 0,05$) серед досліджених моделей, та в середньому дорівнювали $136,5 \pm 4,5$ МПа ($134 \pm 3,6$ МПа для цирконієвих конструкцій шин). Такі напруження були в 4,5 рази вищими за середні показники напруження в КТ в контрольній групі А ($29,6 \pm 0,5$ МПа, для цирконієвих конструкцій шин). Відповідно покращити опороздатність в СЕМ D1, D2, D3 за рахунок фіксації різних варіантів конструкцій вінірних шин та добром матеріалів для їх

виготовлення складно, оскільки при втраті висоти альвеолярного відростка на 1/2 довжини коренів зубів 4.3-3.3 коефіцієнт запасу міцності КТ був у межах для моделей D1- 0,86±0,05, D2- 0,9, D2- 0,9. В біомеханічних конструкціях коефіцієнт запасу має бути не менше 2 одиниць, тоді конструкція вважається такою, що витримує функціональні силові навантаження та перенавантаження (короткоплинні та в межах запасу міцності) [11]. Відповідно жодна з нами досліджених конструкцій шин в моделях D свою роль з перерозподілу навантажень та зменшення напружень не виконає.

Таблиця 3

Коефіцієнти запасу міцності елементів біомеханічної системи «зуб – періодонт – щелепа – вінірна шина» моделей А, В, С, D

Тип моделі	Шинуючий пристрій з діоксиду цирконію		Шинуючий пристрій зі сплавів титану		Шинуючий пристрій з технічного композиту	
	Коефіцієнт запасу шинуючого пристрою, n	Коефіцієнт запасу КТ, n	Коефіцієнт запасу шинуючого пристрою, n	Коефіцієнт запасу КТ, n	Коефіцієнт запасу шинуючого пристрою, n	Коефіцієнт запасу КТ, n
A1	4,5	4,0	5,7	3,9	5,1	3,6
B1	4,4	3,0	5,6	2,9	5,1	2,8
C1	4,2	2,5	5,3	2,4	4,8	2,3
D1	3,6	0,9	4,6	0,9	4,2	0,8
A2	7,1	4,0	9,0	4,0	8,1	3,9
B2	6,6	3,1	8,4	3,0	7,6	2,9
C2	6,2	2,6	7,9	2,5	7,1	2,4
D2	6,0	0,9	7,7	0,9	7,0	0,9
A3	3,2	4,2	4,0	4,1	3,6	4,0
B3	2,9	3,4	3,7	3,2	3,4	3,1
C3	2,6	2,8	3,3	2,6	3,0	2,6
D3	2,3	0,9	3,0	0,9	2,7	0,9

В інших моделях В та С варіанти виготовлення шин В1-3 та С1-3 забезпечують несучу здатність біомеханічної системи з будь-якими трьома вибраними варіантами матеріалів для їх виготовлення. Але найменші напруження в КТ і відповідно найбільша здатність витримувати навантаження була відзначена при виготовленні шин з додатковими ретенційними елементами та перекриттям ріжучого краю і матеріалу виготовлення - діоксиду цирконію (моделі А3, В3, С3). При порівнянні напружено-деформованих станів в моделях з різними конструкціями шин та матеріалів для їх виготовлення встановлено, що збільшення площі сполучення шини з твердими тканинами зубів за рахунок додаткових ретенційних елементів (модель А3-Д3) знижує напруження в КТ за рахунок кращого перерозподілу функціонального навантаження. Відповідно в моделі А3, В3, С3, Д3 на рівні КТ встановлені наступні напруження (28МПа,

35МПа, 44МПа, 130МПа). Відповідно найкращий перерозподіл функціональних навантажень та зменшення напружень в КТ відмічено в моделях А3-D3 порівняно до інших. При аналізі напружено-деформованих станів в моделях А3-D3 в залежності від заміни матеріалів шин встановлено певні залежності. Відтак при збільшенні міцносних характеристик вінерних шин за рахунок виготовлення їх з діоксиду цирконію та сплавів титану, напруження в їх перетині також зростали. Так, наприклад, для моделі С3 з шиною з діоксиду цирконію напруження в ній склали (398МПа), з шиною з титану (255МПа), з технічного композиту (116МПа) (табл.2). Але при визначенні коефіцієнту запасу міцності в шинах, за рахунок вищої границі міцності для діоксиду цирконію ми відзначили, що її запас міцності у будь-якому варіанті її виготовлення перевищував показник 2,3 навіть в моделях з ГП III (D модель, табл.3).

ВИСНОВКИ

Імітаційне моделювання біомеханічних систем «зуб – періодонт – щелепа – вінерна шина» дозволяє на доклінічному етапі оцінити можливі функціональні наслідки від встановлення різних за геометрією та матеріалами виготовлення вінерних шин, визначити їх межу витривалості до навантажень в залежності від втрати опірних властивостей пародонту.

При ГП III-го ступеню тяжкості (моделі D1-3), пародонт втрачає можливості витримувати оклюзійні навантаження на фронтальні зуби нижньої щелепи в межах існуючого стереотипу діапазону цих навантажень і поєднання цих зубів у єдиний блок за допомогою вінерної шини непрямого виготовлення не дозволяє уникнути екстремальних напружень на рівні кістки ($136,5 \pm 4,5$ МПа) та може бути причиною її прогресуючої втрати.

Граничні величини опору деформуванню досліджуваних біомеханічних систем різного типу при функціональному навантаженні формують напруження в кістковій тканині різної інтенсивності, достовірно нижчі в моделях В3 та С3 які містять додаткові пазові ретенційні елементи (35 та 44МПа) порівняно до В1 та С1 (40 та 48МПа), ($p < 0,05$) при виготовленні шин з діоксиду цирконію, що дозволяє їх рекомендувати до застосування при ГП I-II ступеня.

Перспективи подальших досліджень. Виходячи з отриманих експериментальних даних буде проведено подальший аналіз повторно-змінних деформацій згину зі стиском та розтягуванням поверхонь матеріалу зубів та шин з метою добору найкращого варіанту цементного з'єднання.

Література

1. Данилевський М. Ф., Несін О. Ф., Рахній Ж. І. Захворювання слизової оболонки порожнини рота. К.: Здоров'я. 1998.
2. Мюллер Х.-П. Пародонтологія. Львов: ГалДент. 2004: 63 - 65.
3. Маклафлін Р. П., Беннет Д. С., Тревізи Х. Дж. Систематизированная механика ортодонтического лечения. Пер. с англ. под редакцией проф. П. С. Флиса. ГалДент. 2005: 279 - 298.
4. Бережная Е. О., Данилов П. И., Челябинна О. О. Созидательное сотрудничество стоматологов ортодонта и ортопеда. Український стоматологічний альманах. 2005, 1: 37 - 40.

5. Carranza's Clinical Periodontology. 9th ed. Edited by M. G. Newman, H. H. Takei, F. A. Carranza. 2002.

6. Мазур І. П. Клініко-патогенетичні особливості перебігу захворювань пародонта при порушенні системного кісткового метаболізму та їх корекція : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня д-ра мед. наук : спец. 14.01.22 «Стоматологія». Одеса. 2006.

7. Трофименко О. А. Визначення напружено-деформованого стану тканин пародонту в залежності від ступеня атрофії альвеолярного відростка. Современная стоматология. 2007, 1: 115-118.

8. Леоненко П.В. Створення і аналіз імітаційних 3D моделей біомеханічних систем "зуб - періодонт - щелепа" з метою експериментального вивчення змін їх біомеханіки у пацієнтів з генералізованим пародонти том. Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П.Л. Шупика. К. 2012, 21 (4): 40 – 57.

9. Леоненко П.В., Єщенко В.О. Скінчено-елементний аналіз імітаційної трьохвимірної моделі біомеханічної системи «кісткова тканина - дентальний імплантат - супраконструкція». Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут». Серія машинобудування. 2012, 65: 105-109.

10. Трофименко О. А. Визначення напружено-деформованого стану тканин пародонту в залежності від ступеня атрофії альвеолярного відростка. Современная стоматология. 2007, 1: 115-118.

11. Маланчук В.О., Кришук М.Г., Копчак А.В. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії. К.: Видавничий дім «Асканія». 2013.

12. 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.

13. Пат. 56949 Україна, МПК А 61 С 13/00. Вінрна шина-протез Леоненка. П.В. Леоненко, Г.П. Леоненко; заявник та патентовласник П.В. Леоненко, Г.П. Леоненко. №u201014019 ; заявл. 24.11.2010 ; опубл. 25.01.2011, Бюл. № 2.

П.В. Леоненко, М.Г. Кришук, В.О.Єщенко

Биомеханический анализ винирных конструкций зубных шин на экспериментальных трехмерных моделях генерализованного пародонтита

Национальная медицинская академия последипломного образования
имени П.Л. Шупика, г. Киев,

НТУУ «Киевский политехнический институт», г. Киев

Введение. Основной ортопедической методикой в комплексном лечении генерализованного пародонтита является объединение подвижных зубов в группы с целью улучшения репаративной регенерации тканей пародонта. Для этого существует много разновидностей конструкций шин, отличающихся по материалу и методике их изготовления, но большинство

из них не соответствует критериям качества, предъявляемым к шинирующим аппаратам. Потеря их прочностных характеристик со временем является основной проблемой, вытекающей из их конструктивных особенностей.

Цель. С помощью разработанного алгоритма создания компьютерной многомерной имитационной модели зубочелюстного аппарата человека провести методом конечных элементов экспериментальный биомеханический анализ поведения биомеханических систем «зуб - периодонт - челюсть - винирная шина» (ЗПЧВШ) для имитационного моделирования ортопедического лечения с помощью шин фронтальной группы зубов при разной степени генерализованного пародонтита (ГП).

Материалы и методы. Объектом исследования в данной работе выбраны 12 имитационных моделей биомеханических систем ЗПЧВШ у пациентов с ГП моделирующих физиологическую норму и разную степень потери костной ткани вследствие ГП. Модели А - без патологических изменений (контрольная группа), В - ГП I степени, С - ГП II степени, D - ГП III степени.

Результаты. Имитационное моделирование биомеханических систем ЗПЧВШ позволяет на доклиническом этапе оценить возможные функциональные последствия установки различных по геометрии и материалам изготовления винирных шин, определить их предел выносливости к нагрузкам в зависимости от потери опорных свойств пародонта. Заключение. Предельные величины сопротивления деформированию исследуемых биомеханических систем различного типа при функциональной нагрузке формируют напряжение в ткани различной интенсивности, достоверно ниже в моделях В3 и С3 в сравнении с В1 и С1 ($p < 0,05$) при изготовлении шин из диоксида циркония, что позволяет их рекомендовать к применению при ГП I-II степени.

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

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

Biomechanical analysis of viniral dental splints on the experimental three-dimensional models of generalized periodontitis

Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education

Institute of Dentistry, Kiev,

NTU "KPI", Kiev,

Introduction. The main orthopedic procedure in treatment of generalized periodontitis is to bring together a group of mobile teeth in order to improve the reparative regeneration of periodontal tissues. To do this, there are many types of splints, differing in material and method of manufacture, but most of them do not meet the criteria of quality requirements for splinting devices. The loss of their strength characteristics over time is the main problem arising from the design features.

Purpose. With the help of the algorithm of creating a multi-dimensional computer simulation model of dentoalveolar apparatus of human to finite element analysis of experimental biomechanical behavior of biomechanical systems "tooth - periodonium - jaw - viniral splint"

(TPJVS) for simulation of orthopedic treatment with frontal teeth splints with varying degrees of generalized periodontitis (GP).

Materials and methods. As the objects of study in this paper were selected 12 simulation models of biomechanical systems TPJVS in patients with GP simulating the physiological norm, and varying degrees of bone loss due to GP. Model A - no pathological changes (the control group), B - GP I degree, C - GP II degree, D - GP III degree.

Results. Simulation modeling of biomechanical systems TPJVS allows in the preclinical stage to assess the possible functional consequences of the installation of different types of splints and materials of manufacturing them, define the limit of their tolerance to stresses as a function of the loss of periodontal supporting properties.

Conclusion. Limit magnitude of deformation resistance of biomechanical systems studied with various types of functional load, voltage is formed in the tissue of varying intensity significantly lower patterns B3 and C3 as compared with the B1 and C1 ($p < 0.05$) in the manufacture of splints of zirconium dioxide, which allows them to recommend for use in GP I-II.

Key words: generalized periodontitis, dental viniral splints, simulation of biomechanical systems, bioengineering analysis, CAD / CAE technology.

© І.М. ЧОРНЕНЬКИЙ, 2013

І.М. Чорненький

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ СТУПЕНЮ АДГЕЗИВНОСТІ ТКАНИН КОРЕНЕВОГО ДЕНТИНУ В ЗАЛЕЖНОСТІ ВІД УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ТЕХНОЛОГІЇ ПІДГОТОВКИ ПОВЕРХОНЬ КОРЕНЕВОГО КАНАЛУ-

Інститут стоматології НМАПО імені П.Л. Шупика

Вступ. Актуальність нових підходів до впливу на адгезивність тканин дентину кореневого каналу з металевими штифтовими конструкціями: виконана робота є дослідженням впливу ультразвукової технології в поєднанні з кондиціонуванням та при обробці поверхні дентину каналу, а також експериментальне дослідження на адгезивність.

Мета. Дослідження впливу ультразвукової обробки на тканини каналу кореня в поєднанні з кондиціонуванням тканин дентину кореневого каналу і впливу її на ефективність відновлення коронкової частини зубів штифтовими конструкціями шляхом дослідження методик адгезивних властивостей.

Матеріали та методи. Експеримент був проведений на підготовлених зразках на базі кафедри ортопедичної стоматології Інституту стоматології НМАПО імені П.Л. Шупика, лабораторне дослідження растровою електронною мікроскопією - в Інституті металофізики імені Г. В. Курдюмова НАН України, експериментальні дослідження на адгезію - в НТТУ (КПІ).

Результати. Аналізуючи результати ультразвукової методики підготовки дентину каналу кореня, ми досягаємо, на скільки розкриваються дентинні каналці, що дає збільшення мікромеханічного з'єднання площини з фіксуючим цементом і подальше покращення адгезивних властивостей тканини зуба – цемент – метал.

Висновок. Результати отриманих нами експериментальних даних показали, що при використанні ультразвукової технології в поєднанні з сучасним кондиціонуванням тканин