

СТОМАТОЛОГІЯ

УДК 616.31;617.52-089

© П.В. ЛЕОНЕНКО, 2015

П.В. Леоненко

ПРОГНОЗУВАННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ЗАСТОСУВАННЯ ДЕНТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ ТА ПРОТЕЗУВАННЯ У ПАЦІЄНТІВ З НИЗЬКОЮ ЩІЛЬНІСТЮ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

Інститут стоматології Національної медичної академії післядипломної освіти імені П. Л. Шупика

Вступ. При метаболічних остеопатіях на тлі генералізованого пародонтиту кісткова тканина зазнає структурних та біомеханічних змін на різних рівнях її організації і вивчення впливу цих змін на результати дентальної імплантації є сучасним завданням.

Мета. Дослідити напружено-деформований стан біомеханічної системи «кісткова тканина-дентальний імплантат-супраконструкція» в залежності від зміни пружних характеристик кортикального шару кісткової тканини при метаболічних остеопатіях.

Матеріал і методи. Для досягнення мети дослідження розроблено 30 комп'ютерних багатовимірних імітаційних моделей СЕМ 1, 7, 8КДІСІ-II з п'ятьма типами послаблення міцнісних характеристик КТ в діапазоні E1 - E5 =1000 – 10000 МПа, а також проведено 60 чисельних експериментів (30 моделей з двома умовами навантажень) для їх експериментального біомеханічного аналізу методом скінченних елементів. Проведення чисельних експериментів методом скінченних елементів з метою вивчення напружено-деформованого стану об'єктів моделювання та їх оптимізації проводили в програмному середовищі ANSYS.

Результати. За результатами проведення чисельних експериментів визначено, що підвищити тримкість КТ до навантажень можна шляхом збільшення діаметру ДІ при товщині ККТ понад 0,5 мм, в інших випадках потрібно ущільнювати локально КТ шляхом введення додаткових ущільнювачів (наприклад, кістково-пластичного матеріалу). Доведено ефективність біокортикального упору ДІ у підвищенні тримкості КТ навколо ДІ до існуючого діапазону навантажень у ротовій порожнині на ШК у пацієнтів з вадами щільності КТ внаслідок ГП та метаболічних остеопатій.

Висновки. Створення апікального упору ДІ та штучного ущільнення КТ АВ навколо ДІ в імітаційних моделях із змодельованими метаболічними остеопатіями та товщиною кортикального шару КТ АВ 0,5 мм дозволяє мінімізувати підвищення напружень у пришийковій ділянці ДІ при згинальних навантаженнях ($=4,5\pm 0,10$ МПа, $p<0,001$) порівняно з традиційним розташуванням ДІ з тонкою ($=17,2\pm 0,14$ МПа) та широкою ($=8,4\pm 0,09$ МПа) платформами.

Ключові слова: метаболічні остеопатії, імітаційне моделювання біомеханічних систем, біоінженерний аналіз, CAD/CAE технології.

Вступ. В останні роки низку досліджень було присвячено різним аспектам діагностики якості та обсягу альвеолярної кістки в області імплантації, впливу жувальних навантажень на репаративні процеси КТ [1, 2, 3, 4]. Більшість дослідників, які вивчали КТ, зазначають, що, поряд з впливом

безлічі системних і місцевих факторів, провідну роль відіграють біомеханічні зусилля, що регулюють процеси резорбції і регенерації кістки [3, 5, 6]. Вивчення цих процесів пов'язане з необхідністю отримання додаткової об'єктивної інформації про досліджувану протезну конструкцію та її взаємодії з біологічними тканинами ЗЩА пацієнта. Для вирішення проблем біомеханіки, що виникають при стоматологічному протезуванні, застосовують методи математичного моделювання, які використовують можливості сучасної обчислювальної техніки [5-7]. Сьогодні в стоматологічній практиці планування ортопедичних конструкцій і завдання їх конструктивної міцності відбуваються на основі певного професійного досвіду стоматолога-ортопеда, розуміння азів біомеханіки та властивостей конструкційних матеріалів, а також методом «спроб та помилок». Цифрові методи планування та виготовлення зубопротезних конструкцій (CAD/CAM технології) поки використовуються в обмеженому обсязі. Актуальним науковим завданням є розробка алгоритмів швидкого та максимально спрощеного створення багатовимірних моделей ЗЩА пацієнтів для раціонального планування ДІ та зубного протезування з урахуванням циклічної витривалості майбутніх конструкцій, структурно-функціонального стану КТ, особливостей стереотипу оклюзійних навантажень. В даний час вже недостатньо обмежуватися спрощеними розрахунковими схемами, потрібен точний і чітко індивідуальний опис властивостей ЗЩА пацієнта для побудови та аналізу віртуальних тривимірних моделей [5, 8]. У перших дослідженнях з математичного моделювання протезних конструкцій використовували відносно прості, плоскі СЕМ [5], а у випадках тривимірного моделювання - спрощені тривимірні циліндричні моделі [5]. Надалі стали використовувати уточнені тривимірні моделі, які створювалися вручну [5]. Геометрична інформація визначалася шляхом вимірювання гіпсових моделей і панорамних знімків. Такий досить віддалений рівень наближення до анатомічної будови та властивостей елементів ЗЩА є неприйнятним [9].

Мета. Дослідити напружено-деформований стан біомеханічної системи «кісткова тканина-дентальний імплантат-супраконструкція» з ослабленими міцнісними характеристиками КТ у пацієнтів на тлі ГП, які потребують дентальної імплантації з метою визначення та превенції біомеханічних ризиків та пошуку їх нейтралізації.

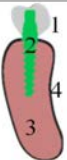

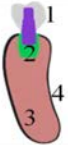
Матеріали і методи. Дана частина роботи відноситься до покрокового дослідження, що стосується вивчення опороздатності і механічних аспектів поведінки біомеханічної системи «кісткова тканина-дентальний імплантат-супраконструкція» (КДІС) людини в умовах патологічної зміни в метаболізмі КТ та, як в наслідок, змін фізико-механічних параметрів у порівнянні до фізіологічної норми, методом покрокового вивчення імітаційних моделей. Поставлена задача вирішується із застосуванням методів комп'ютерної конусно-променевої томографії для візуальної і кількісної оцінки щільності та геометрії неоднорідних структур кісток щелепи, що візуалізуються, механіки твердого тіла, що пружно деформується, обчислювальної математики та інформаційних технологій для імітаційного моделювання методом скінченних елементів механічного стану КДІС людини в CAD/CAE системах [6, 10].

Об'єктом дослідження в даній роботі обрано три імітаційні моделі біомеханічних систем КДІС (СЕМ 1, 7, 8КДІС) у пацієнтів з адентією на нижній щелепі, які моделюють біомеханіку функціонування трьох різних типів

дентальних імплантатів. Також у кожній СЕМ 1, 7, 8КДІС імітовано два типи товщини кортикальної пластини: $t_{\text{ККТ}} 0,5 \text{ мм}$ - СЕМ 1, 7, 8КДІС I та $t_{\text{ККТ}} 2,0 \text{ мм}$ - СЕМ 1, 7, 8КДІС II (табл.). При цьому для кожної з моделей (СЕМ 1, 7, 8КДІС I-II) проведено експериментальне моделювання ослаблення міцнісних характеристик КТ, які виникають у пацієнтів на тлі ГП з метою визначення та превенції біомеханічних ризиків та пошуку їх нейтралізації при проведенні такої категорії хворих дентальної імплантації. Таким чином, для досягнення мети дослідження було розроблено 30 комп'ютерних багатовимірних імітаційних моделей СЕМ 1, 7, 8КДІС II з п'ятьма типами послаблення міцнісних характеристик КТ в діапазоні 1000-10000 МПа ($E_1=1000 \text{ МПа}$; $E_2=2500 \text{ МПа}$; $E_3=5000 \text{ МПа}$; $E_4 =7500 \text{ МПа}$; $E_5 =10000 \text{ МПа}$), а також проведено 60 чисельних експериментів (30 моделей з двома умовами навантажень) для їх експериментального біомеханічного аналізу методом скінченних елементів.

Таблиця

Ідентифікатори, схеми та загальна характеристика СЕМ КДІС, які було використано при чисельних експериментах з поодиноким розташованими ДІ та супраконструкціями

Схематичне зображення твердотільної СЕМ КДІС	Ідентифікатор моделі за типом ДІ, кутом його розташування в КТ та типом абатмента	Ідентифікатор моделі за товщиною кортикальної КТ	
		$t_{\text{ККТ}} 0,5 \text{ мм}$	$t_{\text{ККТ}} 2,0 \text{ мм}$
1	2	3	4
	1 КДІС конусний тонкий одноетапний ДІ	1 КДІС I	1 КДІС II
	7 КДІС спіральний двоетапний ДІ, апікальним упором, локальне ущільнення КТ (2 поверхні контакту з кортикальною КТ), 15° абатмент	7 КДІС I	7 КДІС II
	8 КДІС широкий короткий двоетапний ДІ, прямий абатмент	8 КДІС I	8 КДІС II

Примітка: на схемах позначені: 1 - коронка та абатмент; 2 - ДІ та гвинт абатмента; 3 - губчаста КТ АВ; 4 - кортикальна КТ АВ ($t_{\text{ККТ}} 0,5 \text{ та } 2,0 \text{ мм}$).

Досліджували НДС СЕМ КДІС при функціональних навантаженнях амплітудою 49Н. Орієнтацію кута (α) вектора сили на поверхні ШК змінювали. Моделювали можливі силові навантаження супраконструкції на ДІ - компресії ($\alpha=0^\circ$) та згину ($\alpha=90^\circ$). Результати проведених 60 чисельних експериментів зведені до графіків розподілу еквівалентних напружень за Мізесом ($\sigma_{\text{екв}}$) в залежності від модуля пружності в напрямі максимального модуля пружності анізотропних властивостей КТ в СЕМ КДІС (рис. 1, 2).

Алгоритм створення і аналізу СЕМ КДІС. Згідно запропонованого нами алгоритму за допомогою комп'ютерної томографії отримані геометричні параметри нижньої щелепи, в програмному забезпеченні Mimics визначені межі розподілу між кортикальним шаром та губчастим [6, 10, 11]. За даними СВСТ, рентгенівської денситометрії встановлювали рентгенологічну щільність анатомічних утворень, створювали набір поліліній та експортували в програмне середовище Inventor/Catia для створення 3D моделей. Отриману 3D модель розбивали на низку дискретних однорідних об'ємів, кожному з яких надавали власних анізотропних пружних механічних властивостей, перемінні напрямки лінії максимальної жорсткості та неоднорідність кортикального і губчастого шарів. Згідно до плану лікування пацієнта, до створеної кусково-неоднорідної, анізотропної 3D моделі щелепи за допомогою булевих операцій встановлювали попередньо створені твердотільні моделі ДІ та супраконструкцій. Проведення чисельних експериментів методом скінченних елементів з метою вивчення НДС об'єктів моделювання та їх оптимізації проводили в програмному середовищі ANSYS на базі кафедри динаміки, міцності машин та опору матеріалів Механіко-машинобудівного інституту НТУУ «КПІ» за участі співробітників та консультативної допомоги професора кафедри – д. т. н., проф. М.Г. Крижука. Прийняті в роботі механічні властивості матеріалів біомеханічної системи КДІС отримані з даних літератури, а також клінічних, спеціальних та експериментальних досліджень [5-7, 10, 11].

Результати дослідження та їх обговорення. Для КТ щелепи без патологічних змін її щільності та з вираженим шаром ККТ (товщина ККТ=2,0 мм, модуль пружності $E=10000$ МПа) розподіл напружень $\sigma_{\text{екв}}$ та їх градієнтів при функціональних навантаженнях силами компресії та згину СЕМ 1КДІСII та 7КДІСII ДІ є подібним. Тримкість біомеханічної системи у даному випадку визначає як кортикальний, так і губчастий шари кісток щелепи. Але при цьому в кортикальному шарі КТ СЕМ 7КДІСII при застосуванні ДІ з апікальним упором та ущільненням КТ навколо, максимальні значення напружень були вірогідно меншими, ніж в 1КДІСII, та становили: при компресії - $\sigma^{\text{max}} 3,4 \pm 0,12$ МПа проти $\sigma^{\text{max}} 6,6 \pm 0,10$ МПа, $p < 0,001$ (рис. 1) та згині - $\sigma^{\text{max}} 13,3 \pm 0,08$ МПа проти $50,1 \pm 0,13$ МПа, $p < 0,001$ в 1КДІСII (рис. 2). При стоншенні кортикального шару щелепи до товщини $t=0,5$ мм (модуль пружності $E=10000$) при згинальному типі навантаження ШК, напруження в кортикальному шарі СЕМ КДІС суттєво зростали: з $\sigma^{\text{max}} 50,1 \pm 0,13$ МПа (1КДІСII) до $66,2 \pm 0,10$ МПа (1КДІСI, $p < 0,001$); з $13,3 \pm 0,08$ МПа (7КДІСII) до $16,3 \pm 0,14$ (7КДІСI, $p < 0,001$); з $17,3 \pm 0,16$ МПа (8КДІСII) до $29,8 \pm 0,18$ МПа (8КДІСI, $p < 0,001$). За результатами досліджень розподілу еквівалентних напружень в зоні сполучення елементів КДІС для біомеханічних систем 1КДІСI-II, 7КДІСI-II та 8КДІСI-II, встановлено, що жорсткість КТ щелепи зумовлена зміною її товщини ККТ від 2,0 мм до 0,5 мм та максимальне погіршення її пружних властивостей до $E=10000$ МПа

по різному впливає на розподіл градієнтів напружень навколо досліджених типів ДІ, а дизайн ДІ визначає зону крайового ефекту. Важливо відзначити, що для всіх досліджуваних типів ДІ силові навантаження щелепи з товщиною кортикального шару КТ 2,0 мм при її стоншенні до 0,5 мм призводять до концентрації екстремальних напружень в різних ділянках ДІ та середовищ кортикальної і губчастої КТ, що наближені до поверхні їх контакту. Зони крайового ефекту для ДІ типу 1КДІС при компресійному та згинальному навантаженні, визначає довжина ДІ у сполученні з двома шарами КТ - кортикального та губчастого. При згині ДІ даного типу, на тлі змодельованих остеопатій КТ та при стоншенні ККТ (СЕМ 1КДІСІ) величини екстремальних напружень досягають найбільших значень ($17,2 \pm 0,14$ МПа) серед досліджених типів ДІ (рис. 2) та вдвічі перевищують визначені напруження в СЕМ 7КДІСІ (рис. 1). Також у СЕМ 1КДІСІ стоншення кортикального шару АВ в 4 рази на тлі змодельованого остеопорозу, призводить до втрати тримкості губчастого шару КТ. Концентрація екстремальних напружень має місце в невеликих, чітко окреслених зонах контактів ДІ та ККТ, в зв'язку з суттєвим зниженням жорсткості кортикального шару КТ. Натомість, в іншому варіанті ДІ та його бікортикальній фіксації (7КДІСІ), на моделях з змодельованим остеопорозом КТ та локальним ущільненням КТ навколо ДІ, амплітуда напружень при згині вірогідно менша ($4,57 \pm 0,10$ МПа, $p < 0,001$). При цьому за рахунок дизайну ДІ, його апікального упору та імітації ущільнення КТ характер розподілу градієнтів мало змінюється на відміну від інших двох варіантів ДІ (рис. 1–2). Суттєво інший характер розподілу напружень, градієнтів та зон крайового ефекту визначено для ДІ 8КДІС. При силовому навантаженні біомеханічної системи 8КДІСІІ з товщиною ККТ 2 мм опороздатність та зону крайого ефекту визначає її жорсткість. При згині стоншення кортикального шару КТ в СЕМ 8КДІСІ на тлі зниження модуля пружності КТ ($E_1 = 1000$ МПа) призводить до перерозподілу градієнтів напружень у зону губчастого шару щелепи та суттєвого підвищення напружень з переважною концентрацією їх екстремальних значень у ККТ (у СЕМ 8КДІСІ $8,40 \pm 0,09$ МПа). Так, у СЕМ 8КДІСІ-II при втраті пружних властивостей КТ внаслідок остеопорозу ($E_1 = 1000$ МПа), при згинальному силовому навантаженні у СЕМ 8КДІСІ напруження на 27% більші ніж в 8КДІСІ, а їх градієнти з високою щільністю розподілені виключно в кортикальному шарі, переважно навколо шийки ДІ. Пов'язано це із суттєвою втратою тримкості КТ АВ до навантажень внаслідок зниження біомеханічних властивостей на тлі моделі метаболічних остеопатій, і в цих умовах товщина ККТ є найбільш вагомим фактором, що її підтримує. При цьому губчастий шар КТ переважним чином втрачає свій вплив на тримкість у біомеханічній системі з змодельованими метаболічними остеопатіями.

Отже, максимальні величини напруження в кортикальному шарі КТ біомеханічної системи СЕМ 1, 7, 8КДІСІ-II для всіх типів ДІ при зменшенні модуля пружності ККТ до 10 раз, спадають у середньому в 3-4 рази, але суттєво змінюється їх розподіл в кортикальному та губчастому шарах (що підвищує вимоги до дизайну ДІ та його позиціонування в КТ АВ) та відбувається значна втрата тримкості усєї системи в цілому до навантажень, особливо до згинального типу (рис. 2).

Розташування ДІ з апікальним упором та ущільненням КТ навколо нього (7КДІСІ-II) робить такий варіант побудови біомеханічної системи менш залежним

СТОМАТОЛОГІЯ

від зміни модулів пружності (E_{\max}) КТ біомеханічної системи, особливо при втраті товщини кортикальної кістки (рис. 1, 2).

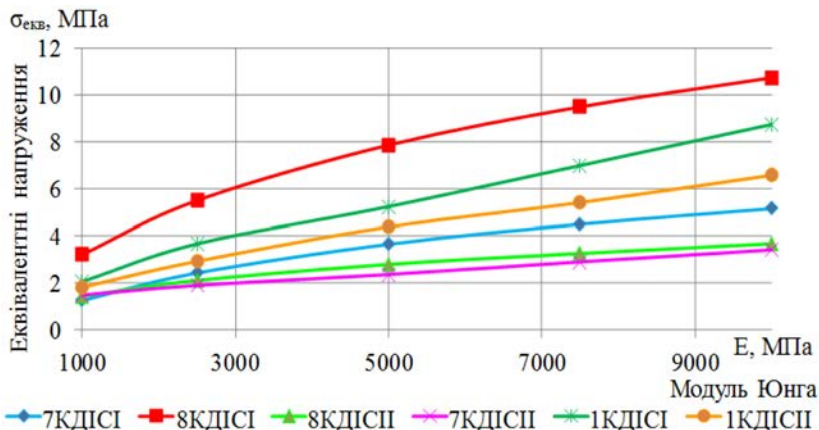


Рис. 1. Залежність еквівалентних напружень від модуля Юнга КТ та товщини ККТ при компресійному навантаженні ШК в СЕМ 1, 7, 8КДІСІ-ІІ.

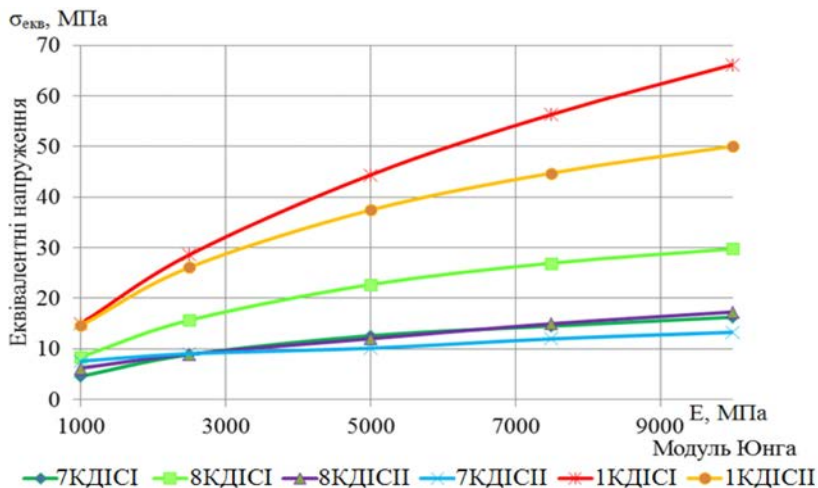


Рис. 2. Залежність еквівалентних напружень від модуля Юнга КТ та товщини ККТ при навантаженні ШК згином в СЕМ 1, 7, 8КДІСІ-ІІ.

Таким чином, проведені чисельні експерименти дозволили знайти залежність між щільністю КТ, її товщиною кортикального шару та дизайном ДІ і його особливостями розташування у пацієнтів з ГП та вадами щільності КТ внаслідок метаболічних остеопатій. Експериментальним шляхом доведено: використання тонких ДІ з платформою 3,3 мм в СЕМ 1КДІСІ-ІІ призводить до виникнення найбільших напружень у ККТ навколо ДІ порівняно з іншими

дослідженими. При такій побудові біомеханічної системи встановлено значну залежність від типу КТ і її пружних властивостей, що робить саме ці дентальні імплантати найгіршим варіантом для клінічного застосування у пацієнтів з ГП та метаболічними остеопатіями. Вірогідно кращим для такої категорії хворих з вадами щільності КТ АВ є варіант встановлення ДІ з апікальним упором та ущільненням КТ навколо нього, при цьому діаметр платформи ДІ має бути не меншим 3,8 мм з дизайном спірального ДІ, з агресивною різьбою. Широкі ДІ з діаметром платформи 5,0 мм у пацієнтів з вадами щільності КТ дозволяють перерозподілити навантаження між кортикальним і губчастими шарами, але при мінімальній товщині ККТ 0,5 мм ця здатність суттєво знижується, що призводить до підвищених напружень у ККТ та може слугувати причиною резорбції КТ в пришийковій ділянці. Отже, застосування ДІ з широкою платформою 5,0 мм та більш актуальне у хворих з остеопенією та остеопорозом щелепних кісток при товщині ККТ понад 0,5 мм, в інших випадках пріоритетним варіантом імплантації у таких хворих є встановлення спіральних ДІ діаметром 3,8 мм та більше з апікальним упором та ущільненням КТ навколо нього. Тонкі монолітні ДІ для одноетапної імплантації з діаметром платформи 3,3 мм пацієнтам з остеопатіями не показані до використання, оскільки при вадах щільності КТ навколо них виникають значні напруження, особливо небезпечні при бічних навантаженнях.

Висновки. За результатами проведення чисельних експериментів визначено, що підвищити тримкість КТ до навантажень можна шляхом збільшення діаметру ДІ при товщині ККТ понад 0,5 мм, в інших випадках потрібно ущільнювати локально КТ шляхом введення додаткових ущільнювачів (наприклад, кістково-пластичного матеріалу). Доведено ефективність бікортикального упору ДІ у підвищенні тримкості КТ навколо ДІ до існуючого діапазону навантажень у ротовій порожнині на ШК у пацієнтів з вадами щільності КТ внаслідок ГП та метаболічних остеопатій. За результатами імітаційного моделювання біомеханічних систем «кісткова тканина - дентальний імплантат - супраконструкція» встановлена залежність між параметрами КТ та дизайном ДІ, обґрунтовані особливості розташування ДІ у пацієнтів з ГП та вадами щільності КТ внаслідок метаболічних остеопатій. Встановлено, що створення апікального упору ДІ та штучного ущільнення КТ АВ навколо ДІ в імітаційних моделях із змодельованими метаболічними остеопатіями та товщиною кортикального шару КТ АВ 0,5 мм дозволяє мінімізувати підвищення напружень у пришийковій ділянці ДІ при згинальних навантаженнях ($E_{max}=4,5\pm 0,10$ МПа, $p<0,001$) порівняно з традиційним розташуванням ДІ з тонкою ($E_{max}=17,2\pm 0,14$ МПа) та широкою ($E_{max}=8,4\pm 0,09$ МПа) платформами.

Перспективи подальших досліджень. Ґрунтуючись на результатах даного дослідження буде модифіковано протокол дентальної імплантації пацієнтам з генералізованим пародонтитом та метаболічними остеопатіями, а також проведені клінічні та рентгенологічні дослідження з вивчення результатів його застосування.

Література

1. Жулев Е.Н. Частичные съёмные протезы (теория, клиника и лабораторная техника) / Е. Н. Жулев. - Н.Новгород: НГМА, 2000. - 424 с.
2. Рентгенологічні зміни навколо імплантатів, що були негайно відновлені реставраціями, у пацієнтів з захворюваннями пародонта / О. Зуабі [та ін.] //

Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія. - 2010. - № 2 (18). - С. 37–39.

3. Мазур І. П. Остеотропні засоби в корекції порушень кісткового метаболізму та дистрофічно-деструктивних процесів у тканинах пародонта / І.П. Мазур, В.А. Лузін, В.В. Поворознюк // Український морфологічний альманах. - 2005. - № 5. - С. 91-94.

4. Беляев С. Г. Окклюзионные аспекты в лечении концевых дефектов зубного ряда нижней челюсти с использованием внутрикостных имплантатов / С. Г. Беляев // Клиническая имплантология и стоматология. - 2002. - № 1-2 (19-20). - С. 40–43.

5. Чуйко А.Н. Особенности биомеханики в стоматологии / А.Н. Чуйко, В. Е. Вовк. - Х.: Прапор, 2006. - 304 с.

6. Леоненко П. В. Клініко-експериментальне обґрунтування комплексу стоматологічних заходів при лікуванні хворих на генералізований пародонтит з використанням ортопедичних конструкцій зубних протезів: автореф. дис. д-ра мед. наук: 14.01.22 / Леоненко Павло Вікторович; Нац. мед. акад. післядиплом. освіти імені П. Л. Шупика. - К., 2014. - 42 с.

7. 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.

8. Stress in the Mandible with Splinted Dental Implants caused by Limited Flexure on Mouth Opening: An in vitro Study / M. Radnai [et al.] // Int. J. Exper. Dent. Sci. - 2012. - № 1. - P. 8–13.

9. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA / W. G. Assunção [et al.] // J. Oral Rehabil. - 2008. - № 10. - P. 766-774.

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. Алгоритм надання комплексної діагностично-лікувальної допомоги пацієнтам з дефектами зубних рядів і генералізованим пародонтитом з використанням методу дентальної імплантації та CAD / CAE / CAM технологій: метод. рекомендації / О. В. Павленко [та ін.]. - Вінниця: ПП Балюк, 2013. - 52 с.

П. В. Леоненко

Прогнозирование результатов применения дентальной имплантации и протезирования у пациентов с низкой плотностью костной ткани

**Институт стоматологии Национальной медицинской академии
последипломного образования имени П. Л. Шупика**

Вступление. При метаболических остеопатиях на фоне генерализованного пародонтита костная ткань подвергается структурным и биомеханическим изменениям на разных уровнях ее организации и изучение влияния этих изменений на результаты дентальной имплантации является современной задачей.

Цель. Исследовать напряженно-деформированное состояние биомеханической системы «костная ткань-дентальный имплантат-супраконструкции» в

зависимости от изменения упругих характеристик кортикального слоя костной ткани при метаболических остеопатиях.

Материал и методы. Для достижения цели исследования были разработаны 30 компьютерных многомерных имитационных моделей СЭМ 1,7, 8КДИСИ-II с пятью типами ослабления прочностных характеристик КТ в диапазоне E1 - E5 = 1000 - 10000 МПа, а также проведено 60 численных экспериментов (30 моделей с двумя условиями нагрузок) для их экспериментального биомеханического анализа методом конечных элементов. Проведение многочисленных экспериментов методом конечных элементов с целью изучения напряженно-деформированного состояния объектов моделирования и их оптимизации проводили в программной среде ANSYS.

Результаты. По результатам проведения многочисленных экспериментов установлено, что повысить несущую способность КТ к нагрузкам можно путем увеличения диаметра ДИ при толщине ККТ более 0,5 мм, в других случаях нужно уплотнять локально КТ путем введения дополнительных уплотняющих материалов (например, костно-пластического материала). Доказана эффективность бикортикального упора ДИ в повышении несущей способности КТ вокруг ДИ к существующему диапазону нагрузок в ротовой полости на ШК у пациентов с проблемами плотности КТ вследствие ГП и метаболических остеопатий.

Выводы. Создание апикального упора ДИ и искусственного уплотнения КТ АВ вокруг ДИ в имитационных моделях с смоделированными метаболическими остеопатиями и толщиной кортикального слоя КТ АВ 0,5мм позволяет минимизировать повышение напряжений в пришеечной области ДИ при сгибающих нагрузках (=4,5±0,10МПа, p<0,001) по сравнению с традиционным расположением ДИ с тонкой (=17,2±0,14 МПа) и широкой (=8,4±0,09 МПа) платформами.

Ключевые слова: метаболические остеопатии, имитационное моделирование биомеханических систем, биоинженерный анализ, CAD/CAE технологии.

P. V. Leonenko

Prediction of the results of applying the dental prosthesis and implantation in patients with low bone density

Institute of Stomatology of Shpyk National Medical Academy of Postgraduate Education

Introduction. When metabolic osteopathy on the background of generalized periodontitis bone undergoes structural and biomechanical changes at different levels of its organization to the study the impact of these changes on the results of dental implantation is a modern problem.

The aim. To investigate the stress-strain state of the biomechanical system «bone-dental implant-superstructures», depending on changes in the elastic characteristics of cortical bone tissue in metabolic osteopathy.

Material and Methods. In order to achieve objectives of the study were developed 30 computer multi-dimensional simulation models of finite-element model 1.7, 8KDISI-II with five types of weakening the strength characteristics of BT in the range of E1 - E5 = 1000 - 10000 MPa, and the numerical experiments conducted 60 (30 models with two load conditions) for their experimental biomechanical finite element analysis. Carrying out many experiments using finite element method to study the stress-strain state of the object modeling and optimization was carried out in the software environment of ANSYS.

Results. According to the results of numerous experiments found that increase the carrying capacity of BT to loads can be achieved by increasing the diameter of DI at a thickness of 0.5 mm CBT, in other cases it is necessary to condense locally BT by

introducing additional seals (eg. bone-plastic material). The efficiency of bicortical stop DI in improving the carrying capacity of BT around the DI to the existing range of loads in the mouth at the HQ in patients with problems due to GP BT density and metabolic osteopathy.

Conclusions. Creating the apical stop DI and BT AP artificial seal around the DI in the simulation model with simulated metabolic osteopathy and cortical thickness 0.5 mm AP BT minimizes heightened tension in the cervical region DI at bending loads ($= 4,5 \pm 0,10$ MPa, $p < 0.001$) compared to the conventional arrangement of DI with a thin ($= 17,2 \pm 0,14$ MPa) and a wide ($= 8,4 \pm 0,09$ MPa) platforms.

Key words: metabolic osteopathy, biomechanical simulation systems, bioengineering analysis, CAD / CAE technology.

Відомості про авторів:

Леоненко Павло Вікторович – д. мед. н., доцент кафедри ортопедичної стоматології Інституту стоматології НМАПО імені П.Л. Шупика. Адреса: Київ, вул. Пімоненка, 10-а, тел.: (044) 484-01-63.