

УДК 539.3-616.31-76.29.55

Павленко О.В., Леоненко П.В.,¹ Крищук М.Г., Єщенко В.О.²

РАЦІОНАЛЬНЕ ПЛАНУВАННЯ ХІРУРГІЧНИХ ТА ОРТОПЕДИЧНИХ РЕКОНСТРУКТИВНИХ ЗАХОДІВ ШЛЯХОМ СТВОРЕННЯ ІНДИВІДУАЛЬНИХ ІМІТАЦІЙНИХ МОДЕЛЕЙ БІОМЕХАНІЧНОЇ СИСТЕМИ З ДЕНТАЛЬНИМИ ІМПЛАНТАТАМИ

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

2 - НТУУ «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

В даній роботі створено та проаналізовано імітаційні моделі різних біомеханічних систем «кісткова тканина - дентальний імплантат - супраконструкція» для проведення реабілітації пацієнтів з дефектами зубних рядів з метою раціонального планування хірургічних та ортопедичних реконструктивних заходів. Проведений розрахунково-теоретичний аналіз сил, напружень та деформацій біомеханічних систем з дентальними імплантатами дозволив виділити біомеханічні фактори ризику при дентальній імплантації і дати практичні рекомендації з профілактики перевантаження імплантатів ортопедичними конструкціями ще до їх виготовлення.

Ключові слова: розрахунково-теоретичний біомеханічний аналіз, метод скінченних елементів, дентальні імплантати, опороздатність, напружено-деформований стан, зубо-щелепний апарат людини.

Вступ

Застосування дентальних внутрішньокісткових імплантатів відкрило нові можливості в конструюванні зубних протезів. Головною перевагою дентальної імплантації є створення умов для незнімного протезування, в тому числі при повній відсутності зубів або при значних дефектах зубних рядів. Крім того, внутрішньокісткові імплантати можуть використовуватися для підвищення якості фіксації знімних протезів [1, 2, 3, 4, 5].

Досвід використання дентальної імплантації в Україні та за її межами знайшов відображення у численних публікаціях, які в основному стосуються клінічної ефективності різних видів імплантатів, методик імплантації, а саме: безпосередньої, відстроченої, в умовах дефіциту кістки, при безпосередньому навантаженні імплантатів, а також лікуванню періімплантиту та методам його профілактики [1, 5, 6, 7, 8, 9,].

Розвиток дентальної імплантології і загальновідомі відмінності в умовах функціонування зуба та його штучної імітації – дентального імплантату обумовлюють необхідність прогнозування ефективності самої імплантації та протезування на імплантатах з позицій біомеханіки [8, 9].

Більшість дослідників, які вивчали кісткову тканину, зазначають, що, поряд з впливом безлічі системних і місцевих факторів, основними є біомеханічні зусилля, що регулюють процеси резорбції і регенерації кістки [8 - 10].

Параметри напружено-деформованого стану в кістковій тканині навколо дентальних імплантатів мають найважливіше значення для ефективності протезування на імплантатах, особливо у віддалені терміни їх функціонування. Значні силові навантаження змінної амплітуди в щелепі призводять до резорбції кісткової тканини і неспроможності імплантатів як штучних зубних протезів. У зв'язку з цим актуальні дослідження по моделюванню напружено-деформованого стану в кістковій тканині при різних умовах навантаження імплантатів [2, 3, 4, 11]. Біомеханічні аспекти планування імплантації та функціонування внутрішньокісткових імплантатів вивчені недостатньо, що частково пояснюється неможливістю виміряти *in vivo* напруження в кістковій тканині при навантаженні імплантатів. Гнатодинамометричне, тензометричне, частотно-резонансне дослідження (RFA) дають відносне уявлення про напружено-деформований стан в кістковій тканині при навантаженні імплантатів [9].

Найбільш інформативним і перспективним експе-

риментальним методом вивчення біомеханіки зубо-щелепного апарату є тривимірне математичне моделювання напружено-деформованого стану при різних клінічних умовах функціонування [11, 12, 13, 14]. Проведені в цьому напрямку роботи базуються на математичних моделях і розрахунках різного рівня складності та відповідності клінічним умовам, дають суперечливі результати по величині і характеру напружень в кістковій тканині [2 – 4, 15].

Аналіз залежності клінічної ефективності імплантатів від біомеханічних умов їх функціонування відображений в численних публікаціях, що стосуються окремих факторів впливу функціонального навантаження на стан кісткової тканини (кількість, довжина імплантатів, первинна стабільність імплантатів) [1, 5 - 7]. Відсутні відомості про вплив на клінічні результати локалізації імплантатів в різних відділах щелепи, якості кісткової тканини в місці імплантації, типу супраконструкції протезів на імплантатах і їх оклюзійних співвідношень, особливостей функціонального навантаження.

Цифрові методи планування та виготовлення зубопротезних конструкцій поки використовуються в урізаному вигляді. Крім цього, етап розрахунку міцності під впливом динамічних навантажень при клініко-лабораторних етапах виготовлення зубопротезних конструкцій взагалі не існує [14].

Мета роботи

Удосконалення методики CAD проектування протезів та адаптування її до медичного застосування для САЕ аналізу трьохвимірних високоточних моделей зубощелепного апарату пацієнта та дентальних імплантатів з метою скінчено-елементного аналізу напружено-деформованого стану біомеханічної системи «кісткова тканина - дентальний імплантат – супраконструкція».

Об'єкт і методи дослідження

Дана частина роботи відноситься до покрового дослідження, що стосується вивчення опороздатності і механічних аспектів поведінки біомеханічної системи «кісткова тканина – дентальний імплантат - супраконструкція» (КДІС) людини в умовах фізіологічної норми, методом покрового вивчення імітаційних моделей по відношенню до анатомічної реальності (рис.1-2.). Поставлена задача вирішується із застосуванням методів комп'ютерної конусно-променевої томографії для візуальної і кількісної оцінки щільності та геометрії неоднорідних структур кісток щелепи, що візуалі-

зуються, механіки твердого тіла, що пружно деформується, обчислювальної математики та інформаційних технологій для імітаційного моделювання мето-

дом скінченних елементів механічного стану КДІС людини в CAD/CAE системах.

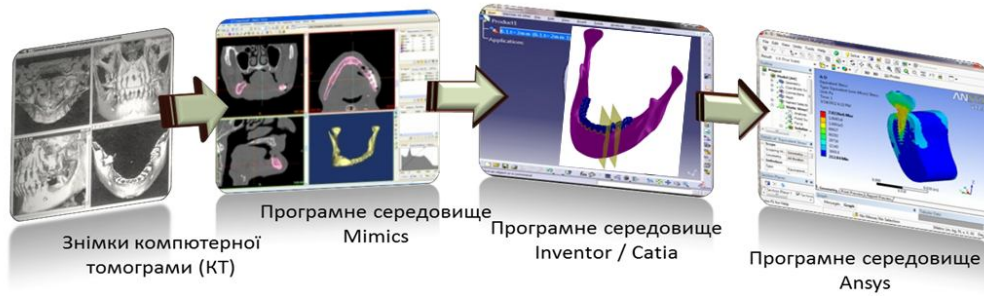


Рис.1. Схема етапів проведення скінчено-елементного аналізу імітаційної моделі біомеханічної системи «кісткова тканина а - дентальний імплантат - супраконструкція» [11-13, 16].

Об'єктом дослідження в даній роботі обрано імітаційні моделі біомеханічних систем «кісткова тканина - дентальний імплантат - супраконструкція» у пацієнтів з адентією нижньої щелепи. Для цього 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 [11-13]. За даними СВСТ, рентгеновської 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 механічних властивостей. Згідно до плану лікування пацієнта, до створеної кусково-неоднорідної, 3D моделі щелепи за допомогою булевих операцій встановлювали попередньо створені твердотільні моделі дентальних імплантатів та супраконструкцій.

Розташування в даному дослідженні дентальних

імплантатів було наступним: 2-ва у фронтальній ділянці нижньої щелепи, та два у ділянці премолярів. Згідно до плану лікування, після дентальної імплантації 4-х імплантатів заплановане встановлення на них повного знімного покривного протезу з металевим каркасом. З метою пошуку оптимальних варіантів перерозподілу навантаження на дентальні імплантати та кістку навколо них, зроблено припущення про можливе покращення опороздатності біомеханічної системи у разі балочного шинування дентальних імплантатів по 2-ва (рис.2., СЕМ КДІС №2). З метою аналізу побудовано 3D моделі: №1 - протези з опорою на 4-х, окремо розташованих дентальних імплантатах і модель №2 - повні знімні покривні протези з опорою на 4-х дентальних імплантатах, по два шинованих між собою балкою (здвоєних) дентальних імплантата.

На рис. 2 наведена схема з варіантами силового навантаження дентальних імплантатів геометричним аналогом супраконструкції - повного знімного покривного протезу у вигляді балки в системі КДІС.

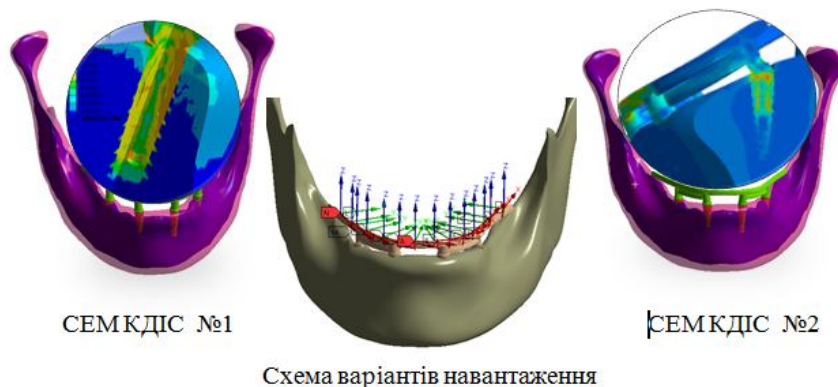


Рис.2. Варіанти імітаційних моделей біомеханічної системи «кісткова тканина - дентальний імплантат - супраконструкція», що були досліджені, а також схема їх силового навантаження.

Експериментальні навантаження скінчено-елементної моделі (СЕМ) КДІС проводили в програмному середовищі ANSYS в умовах максимально наближених до умов функціональних навантажень. Проведено вивчення пружно-деформованих станів і їх залежності від кута нахилу α вектора R сили оклюзійного навантаження. Прийняті в роботі механічні властивості матеріалів біомеханічної системи КДІС отримані з даних літератури, а також клінічних, спеціальних та експериментальних досліджень [9, 10, 12, 14].

Результати досліджень та їх обговорення

Для дослідження залежності опороздатності кісткової тканини (КТ) до функціональних навантажень

дентальних імплантатів в залежності від кількості опор, їх розташування та можливості шинування балкою проведено навантаження біомеханічної системи СЕМ КДІС. Застосовані алгоритми імітаційного математичного моделювання на основі методу скінченних елементів. Дані чисельного експерименту встановлені за результатами комп'ютерних тестів для біомеханічної системи СЕМ КДІС при функціональних силових навантаженнях, що залежать від точки прикладення сили на поверхні супраконструкції та напрямку її дії за критерієм досягнення еквівалентного за Мізесом напруженням границі міцності кортикальної КТ.

При функціональному навантаженні СЕМ КДІС №1 з окремо розташованими дентальними імплантатами

та у порівнянні з СЕМ КДІС №2, отримані певні закономірності. В моделі №1 мінімальна опороздатність КТ та витривалість до навантажень (за критерієм досягнення еквівалентного за Мізесом напруженням границі міцності кортикальної КТ) в біомеханічній системі КДІС визначена при горизонтальних навантаженнях $R = 300 \pm 120 \text{H}$, що відповідає куту вектора зусиль $\alpha = 90^\circ$. В СЕМ КДІС №2, при шинуванні дентальних імплантатів балкою, мінімальна опороздатність КТ також визначена при горизонтальних навантаженнях, але загальна витривалість СЕМ КДІС по відношенню до відповідних навантажень окремо розташованих імплантатів (модель №1) достовірно зросла в 6 разів, та становила $R = 1800 \pm 190 \text{H}$, ($P < 0,05$).

Максимальна опороздатність КТ та витривалість до навантажень в біомеханічній системі визначена при компресійному стиску вздовж лінії вісьової симетрії імплантатів в СЕМ КДІС №2, у шинуваних по 2-ва дентальних імплантати, $R = 889 \pm 90 \text{H}$, що відповідає куту вектора зусиль $\alpha = 0^\circ$. Натомість в СЕМ КДІС №1 цей показник був достовірно меншим в двічі, та складав $R = 445 \pm 110 \text{H}$, ($P < 0,05$). Оскільки армований повний знімний покривний протез за межами спираючого на жорсткі опори (імплантати), в дистальних відділах спирається виключно на піддатливу слизову, за своєю суттю (з точки зору біомеханічного конструювання) є консольною балкою. Відповідно для визначення відклику кісткової тканини на вплив навантажень на консольну частину балки, ми зміщували точки прикладання функціонального навантаження (вектор зусиль $\alpha = 0^\circ$) по поверхні консольної частини в СЕМ КДІС №2 на відстань 5мм, 10мм, 15мм (рис.2.). Визначено, що зміщення локалізованого навантаження на протез, в напрямку від вісі симетрії імплантата призводить до зміни напружено-деформованого стану КТ та до 30% зменшує її опороздатність (5мм, $R = 808 \text{H}$), (10мм, $R = 728 \text{H}$), (15мм, $R = 622 \text{H}$).

Згідно результатів аналізу порівняльної біомеханічної оцінки СЕМ КДІС №1 і №2, біомеханічними факторами, що підвищують ефективність імплантації та витривалість до функціонального навантаження, є шинування імплантатів балкою по 2-ва. Таке шинування призводить до падіння напружень в кортикальній кістковій тканині в 3 рази, відповідно збільшуючи запас міцності та витривалості усієї біомеханічної системи до перевантажень.

Оскільки оптимальним конструкційним рішенням визнано СЕМ КДІС №2, з метою вивчення поведінки цієї СЕМ КДІС в умовах зниження біомеханічних параметрів кісткової тканини при остеопенії та остеопорозі, вивчено вплив цих метаболічних остеопатій на витривалість усієї системи до функціональних навантажень. У разі повтору експерименту, але вже з по-

слабленими біомеханічними параметрами кортикального та губчастого шарів кісткової тканини встановлено відповідні закономірності. Мінімальна опороздатність КТ та витривалість до навантажень (за критерієм досягнення еквівалентного за Мізесом напруженням границі міцності кортикальної КТ) в біомеханічній системі КДІС також була визначена при здвигових навантаженнях (кут вектора зусиль $\alpha = 90^\circ$), але з падінням показника в 1,7 рази ($R = 1062 \pm 115 \text{H}$), ($P < 0,05$). Максимальна опороздатність КТ та витривалість до функціональних навантажень (розподілених по площі конструкції) в СЕМ КДІС також була визначена при компресійному стиску вздовж лінії вісьової симетрії шинуваних імплантатів (СЕМ №2, $R = 1200 \pm 70 \text{H}$), але з послабленням біомеханічних властивостей кістки, її можливості витримувати жувальний тиск впали в 1,7 рази ($R = 734 \pm 89 \text{H}$), ($P < 0,05$). У разі точкового навантаження супраконструкції в СЕМ №2, під кутом вектора зусиль $\alpha = 0^\circ$, але з послабленими біомеханічними характеристиками кістки, ми отримали більш суттєве падіння її несучої здатності в досліджуємому варіанті конструкції з шинуваними імплантатами. Встановлено зменшення в 2,6 рази несучої здатності біомеханічної системи з $R = 889 \text{H}$ до $R = 346 \text{H}$, ($P < 0,05$). Відповідно для визначення відклику кісткової тканини (з послабленими біомеханічними властивостями при остеопорозі) на вплив навантажень на консольну частину балки, ми зміщували точки прикладання функціонального навантаження (вектор зусиль $\alpha = 0^\circ$) по поверхні консольної частини як і в попередньому дослідженні моделі №2, на відстань 5мм, 10мм, 15мм (рис.2.). Визначено, що зміщення локалізованого навантаження на протез, дистально, в напрямку від вісі симетрії імплантата у варіанті СЕМ КДІС з суттєвим послабленням кісткової тканини (зниження модуля пружності) приводить до зміни напружено-деформованого стану КТ, з суттєвим зменшенням її опороздатності (5мм, $R = 321 \text{H}$), (10мм, $R = 295 \text{H}$), (15мм, $R = 270 \text{H}$).

Аналіз полів напружень при розподілену по площі супраконструкції навантаженні в 1200Н, у разі нормальних, фізико-механічних параметрів кісткової тканини, вказує, що оптимальним для СЕМ КДІС №2 є 4 опорних дентальних імплантати, що у разі шинування їх між собою по 2-ва, дозволяє без перевантажень навантажити кістку в опорних місцях повним знімним покривним протезом. В СЕМ КДІС №2 найбільші значення локалізовані в перших 5-ти витках різьби імплантатів з'єднаних між собою на відміну від локальних концентраторів напружень кортикального шару кістки навколо шийки імплантатів розташованих поодинокі, не з'єднаних між собою (рис.3.).

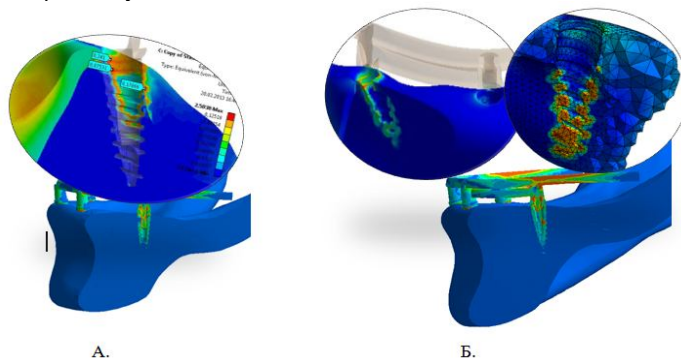


Рис.3. Розподіл напружень в з'єднанні кістка-імплантат: А. СЕМ КДІС №1; Б. СЕМ КДІС №2.

В СЕМ КДІС № 2 при вертикальному навантаженні, точковому, у фронтальному або бічному відділі усі напруження компенсуються та перерозподіляються за рахунок жорсткості їх з'єднуючої балки. Відповідно шинування встановлених імплантатів по 2-ва балкою, є найкращим рішенням для покривних знімних протезів (рис.3.).

Таким чином, отримано характеристики опороздатності та міцності біомеханічних систем «кісткова тканина - дентальний імплантат - супраконструкція» при функціональних силових навантаженнях повних знімних покривних протезів з опорою на 4-х дентальних імплантатах, що найчастіше застосовуються у клінічній практиці. Застосування автоматизованих алгоритмів дозволило створити імітаційні 3D моделі, що з високою точністю відтворювали особливості геометрії біомеханічних систем, неоднорідність структури кісткової тканини, розподіл напружень та деформацій при силовому навантаженні біомеханічних систем (моделі №1-2). На відміну від інших досліджень даного типу, що відтворювали лише загальні особливості анатомії біомеханічної системи «кісткова тканина - дентальний імплантат - супраконструкція» або її елементів в даному дослідженні було використано принцип максимального наближення імітаційних моделей до форми конструкцій імплантатів та структурної неоднорідності кісткової тканини щелепи (неоднорідності і анізотропії механічних характеристик) на основі методу тримірної реконструкції.

Висновки

Згідно даних аналізу порівняльної біомеханічної оцінки досліджених моделей, біомеханічними факторами, що підвищують ефективність імплантації, згідно з моделлю №2 є: функціональне навантаження імплантатів супраконструкцією вздовж лінії вісьової симетрії імпланта; шинування опорних імплантатів по два (падиння напружень в КТ в 3 рази).

При конструюванні протезів на імплантатах рекомендовано забезпечення вертикально-спрямованого оклюзійного навантаження імплантатів і рівномірних оклюзійних контактів уздовж зубного ряду, за рахунок сплюснення бугрів та крапкових контактів у центрі штучних коронок, а також контролювати та уникати у пацієнтів звички однобічного типу жування.

Системні метаболічні захворювання КТ (остеопенія, остеопороз) різко погіршують опороздатність кістки до функціональних навантажень навіть при шинуванні дентальних імплантатів по 2-ва. Такий висновок дає нам змогу рекомендувати при плануванні імплантації пацієнтам, що втратили зуби внаслідок ГП та метаболічних остеопатій, максимально-оптимально збільшувати кількість опорних імплантатів (та їх діаметр) з обов'язковим попереднім плануванням місць їх розташування з використанням запропонованим нами способом CAD/CAE проектування реконструктивних втручань.

Хірургічне втручання по встановленню дентальних імплантатів потрібно починати виключно після ортопедичного планування майбутньої конструкції зубних протезів з проведенням CAD/CAE розрахунків, а потім добирати необхідну кількість дентальних імплантатів та їх макро та мікро геометричні параметри.

Створення імітаційних моделей біомеханічної системи «кісткова тканина - дентальний імплантат - супраконструкція» на етапах планування реабілітації пацієнтів з дефектами зубних рядів з метою раціонального планування хірургічних та ортопедичних реконструктивних заходів дозволяє виділити біомеханічні

фактори ризику при дентальній імплантації і дати практичні рекомендації з профілактики перевантаження імплантатів ортопедичними конструкціями ще до їх виготовлення.

Перспективи подальших досліджень

Виходячи з вищевказаного, у подальшому, базуючись на отриманих знаннях та параметрах біомеханіки функціонування імітаційних моделей біомеханічних систем, будуть проведені пошуки оптимальних варіантів геометричних параметрів дентальних імплантатів з метою зменшення напружень в кістковій тканині.

Література

1. Кирюшин М.А. Ортопедическое лечение больных с полным отсутствием зубов на нижней челюсти пластиночными протезами с дополнительной фиксацией на внутрикостных мини-имплантатах : автореф. дис. к-та мед. наук: спец. 14.01.22 «Стоматология» / М.А.Кирюшин – М., 2007. – 20 с.
2. Олесова В.Н. Сравнительное трехмерное моделирование напряженно-деформированного состояния кортикальной кости нижней челюсти при нагрузке имплантатов в боковом и фронтальном отделах зубного ряда / В.Н. Олесова, Г.Н. Журули, Ю.М. Магамедханов [и др.] // Материалы конференции ; Имплантация в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. – Минск, 2009. – С.106.
3. Ревякин А.В. Исследование напряженно- деформированного состояния в системе протез-нижняя челюсть на имплантатах. Часть I / А.В. Ревякин, В.П. Болонкин, И.В. Болонкин // Маэстро стоматологии. – 2006. – №4. – С. 85-92.
4. Ревякин А.В. Исследование напряженно-деформированного состояния в системе протез-нижняя челюсть на имплантатах. Часть II. / А.В. Ревякин Ю.В. Никольский, В.Ф. Попов // Маэстро стоматологии. – 2007. – №1. – С. 11-22.
5. Хорвиц Я. Рентгенологические изменения в области имплантатов через один год после немедленного протезирования с опорой на имплантаты у пациентов с пародонтитом / Я. Хорвиц, О. Зуабн, Э. Мачтей // PERIO IQ. – 2009. – № 17. – С. 52-63.
6. Зуаби О. Рентгенологичні зміни навколо імплантатів, що були негайно відновлені реставраціями, у пацієнтів з захворюваннями пародонту / О. Зуаби, Дж. Горвіц, М. Пелед, Е. Махтей // Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія. – 2010. – № 2 (18). – С. 37–39.
7. Rocuzzo M. Ten-year results of a three arms prospective cohort study on implants in periodontally compromised patients. Part 1: implant loss and radiographic bone loss / M. Rocuzzo, N. De Angelis, L. Bonino, M. Aglietta // Clin. Oral Impl. Res. – 2010. – P.490–496.
8. Мазур І. П. Біомеханічні аспекти кісткової тканини нижньої щелепи: клініко-експериментальне дослідження. Частина II / І.П. Мазур, П.В. Леоненко // Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія. – 2010. – № 2 (18). – С. 8–16.
9. Леоненко П.В. Впровадження алгоритму (протоколу) надання комплексної діагностично-лікувальної допомоги пацієнтам з генералізованим пародонтитом, остеопатіями та дефектами зубних рядів з використанням методу дентальної імплантації / П.В. Леоненко // Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П.Л. Шупика. – 2012. – №21, кн.1. – С.211-225.
10. 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. – V. 40 (2). – P. 252-264.
11. 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». – 2012. – №65. – С. 105-109.
12. 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. Шупика. – 2012. – №21, кн.4. – С. 40-57.
13. Кришук М.Г. Імітаційне моделювання функціональних навантажень оклюзійної поверхні супраконструкцій з опорою на дентальні імплантати з метою визначення граничного стану напружень кісткових тканин щелепи людини / М.Г. Кришук, П.В. Леоненко, В.О. Єщенко // Матеріали 3-ї міжнародної конференції «Біомедична інженерія і технологія» 15-16 березня 2012р.. – К., 2012. – С.97-98.
14. Маланчук В. О. Вивчення біомеханіки нижньої щелепи на тривимірних комп'ютерних моделях методом скінченних елементів / В. О.Маланчук, А. В.Копчак, М. Г.Кришук // Вісник стоматології. – 2009. – №3. – С. 56-62.

15. Мандзюк Т. Обзор проблем компьютерного моделирования биомеханических систем у стоматологии / Т. Мандзюк, В. Вовк // Вісник Львів. Університету. Серія приклад. математ. та інформ. – 2008. – Вип. 14. – С.105-122.

16. Цибенко О.С. Автоматизовані системи проектування та інженерних розрахунків в машинобудуванні / О.С.Цибенко, М.Г.Кришук. – Навчальний посібник. - К. : Політехніка, НТУУ «КПІ», 2008. – 98 с.

Реферат

РАЦИОНАЛЬНОЕ ПЛАНИРОВАНИЕ ХИРУРГИЧЕСКИХ И ОРТОПЕДИЧЕСКИХ РЕКОНСТРУКТИВНЫХ МЕРОПРИЯТИЙ ПУТЕМ СОЗДАНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ИМИТАЦИОННЫХ МОДЕЛЕЙ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ С ДЕНТАЛЬНЫМИ ИМПЛАНТАТАМИ

Павленко О.В., Леоненко П.В., Кришук М.Г., Ещенко В.О.

Ключевые слова: расчетно-теоретический биомеханический анализ, метод конечных элементов, дентальные имплантаты, опорная способность, напряженно-деформированное состояние, зубо-челюстной аппарат человека.

В данной работе созданы и проанализированы имитационные модели различных биомеханических систем «костная ткань - дентальный имплантат - супраконструкции» для проведения реабилитации пациентов с дефектами зубных рядов с целью рационального планирования хирургических и ортопедических реконструктивных мероприятий. Проведенный расчетно-теоретический анализ сил, напряжений и деформаций биомеханических систем с дентальными имплантатами позволил выделить биомеханические факторы риска при дентальной имплантации и дать практические рекомендации по профилактике перегрузки имплантатов ортопедическими конструкциями еще до их изготовления.

Summary

RATIONAL PLANNING FOR SURGICAL AND ORTHOPEDIC RECONSTRUCTIVE MEASURES BY WORKING UP INDIVIDUAL SIMULATION MODELS OF BIOMECHANICAL SYSTEM WITH DENTAL IMPLANTS

Pavlenko A.V., Leonenko P.V., Krishchuk N.G., Yeschenko V.O.

Keywords: computational and theoretical biomechanical analysis, finite element method, dental implants, supporting capacity, stress-strain state, dentofacial apparatus.

This paper presents some aspects referring the development and analysis of simulations of various biomechanical systems "bone - dental implants – supra-constructions" for the rehabilitation of patients with dentition defects in order to improve the planning of surgical and orthopedic reconstructive measures. Computational and theoretical biomechanical analysis of forces, stresses and strains of biomechanical systems with dental implants allowed us to determine biomechanical risk factors in dental implantation and to provide practical guidelines for preventing implant overloading with the dental appliances before making them.

УДК 616-006.6-089.85

Сухін І.А., Білиловець О.М., Алікберов Ю.В., Сливка С.В., Васильєва І.В.

ВИКОРИСТАННЯ АПАРАТУ «LIGASURE» В АБДОМІНАЛЬНІЙ ХІРУРГІЇ

ДТГО «Південно-західна залізниця». Вузлова лікарня №1 ст. Дарниця.

ГТОО «Юго-западная железная дорога» Узловая больница № 1. ст. Дарниця

Стаття присвячена досвіду використання енергетичної платформи «Force triad» фірми Valleylab, яка має режим електричного лігування судин «LigaSure» другого покоління, при виконанні оперативних втручань на органах черевної порожнини. Запропоновані варіанти режимів використання в залежності від діаметру судин та супутньої патології.

Ключові слова: LigaSure, електричне лігування судин, гемостаз, порожнинні операції

Вступ

Велика кількість методів здійснення гемостазу, які використовуються при операціях на органах черевної порожнини, свідчить не тільки про активний науковий пошук, але й про відсутність досконалих методик. Останнім часом створена велика кількість приладів та різноманітних пристроїв для полегшення виконання операцій пов'язаних з небезпекою великої крововтрати і на самперед це електрохірургічні блоки. Електрохірургія займає відповідне місце в арсеналі хірургічних підходів до безкровного розсічення тканин та отримання надійного гемостазу[2]. При операціях, які виконуються в важко доступних місцях з обмеженим візуальним контролем, електричний дозовий вплив одна з небагатьох технологій, яка може забезпечити бажаний результат[1,3]. До переваг електрохірургічних апаратів можна віднести абластичність, можливість оперування в інфікованих тканинах. Разом з тим такі методики позбавлені недоліків, які полягають в складності співставності дії з бажаним ефектом та небезпекою виникнення не санкціонованих електричних опіків у пацієнтів, утворення великої зони ушкодження оточуючих тканин. Окрім всього ви-

користання електрокоагулятора в ділянці проходження магістральних судин може викликати пошкодження останніх[5]. При проведенні різних за характером оперативних втручань з використанням сучасних електрохірургічних апаратів, параметри необхідні для розсічення тканин визначаються хірургом досить приблизно. Самі сучасні апарати обладнані зворотнім зв'язком не можуть виключити аномальних шляхів руху електричного струму в наслідок неоднорідності біологічної тканини. Серед електрохірургічних способів впливу особливе положення займають генератор для електролікування судин Vessel Sealing System (LigaSure) та високочастотний електричний генератор ЕК300М-1 «Патонмед» [4]. Генератори для електролікування використовуються для коагуляції судин або пасма тканин з розташованими в них судинами. Переваги такої технології полягають в тому що при адекватному спрацьовуванні апарату в організмі не лишається сторонніх матеріалів. При такому впливі практично не буває явищ карбонізації [6]. До недоліків відносять тривалість процесу зварювання. Іноді виникає необхідність повторної дії на тканину в наслідок захвату надто великої ділянки або недостатньо щільно-