

O. V. Bida, V. I. Struk, Yu. I. Zabuha
**Analysing the state of dental health
and the level of dental prosthetics of
Ukrainian population**

**Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education,
Bukovyna State Medical University**

Introduction. According to the Program of economic reforms in 2010-2014 Prosperous Society, Competitive Economy, Effective State the main objective of the reform is to improve the health of the population, to ensure the equal and fair access of all the citizens to health services of adequate quality.

The purpose of the paper is to assess the current state of dental health and the level of dental prosthetics of Ukrainian population.

Materials and methods. To achieve the objective there were used the methods of grouping and comparing statistical data, formal and logic, graphical method of analysis. The reports of the Ministry of Health of Ukraine became information base for the study.

Results. Based on the analysis of the reports of the Ministry of Health of Ukraine, we determined the following main trends of the development in the Ukrainian people's dental health state: a) decreased number of visits dentists by the Ukrainian people, b) decreased number of those who undergo scheduled dental sanitation, c) decreased number of dental prostheses, d) decreased number of treated teeth due to caries.

Conclusion. Having analysed the current state of dental industry in Ukraine and its prospects we consider the increased efficacy of functioning of dental services as part of the national health system, the implemented state measures of further reforming legal base, the created modern health care system to improve the level and quality of dental services and dental health of the Ukrainian people to be necessary.

Key words: dental health of the Ukrainian people, dental prosthetics, visit dentists, scheduled dental sanitation, dental prosthesis, treated teeth due to caries.

© КОЛЕКТИВ АВТОРІВ, 2013

П.В. Леоненко,¹ М.Г. Кришук,² В.О. Єщенко²

**АНАЛІЗ ФУНКЦІОНАЛЬНИХ НАСЛІДКІВ
ДЕНТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ У ПАЦІЄНТІВ З
МЕТАБОЛІЧНИМИ ОСТЕОПАТІЯМИ**

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

НТУУ «Київський політехнічний інститут»²

Вступ. Згідно огляду літератури з питань автоматизованого алгоритму біоінженерного проектування, розрахунку опороздатності та механічної міцності з'єднань штучних зубопротезних конструкцій з біологічними тканинами під впливом довготривалих циклічних силових навантажень в клініко-Зб. наук. праць співробіт. НМАПО
імені П.Л.Шупика 22 (1)/2013

лабораторних умовах їх виготовлення таких наукових праць взагалі не існує, і в подальшому, потребує розробки.

Мета. З урахуванням сучасних можливостей програмного та комп'ютерного забезпечення CAD/CAE технологій удосконалити алгоритм та провести імітаційне моделювання біомеханічних систем «кісткова тканина-дентальний імплантат-супраконструкція» для доклінічного аналізу можливих функціональних наслідків в системі, де кісткова тканина має вади фізико-механічних характеристик внаслідок метаболічних остеопатій.

Матеріали та методи. Об'єктом дослідження в даній роботі обрано 3 імітаційні скінчено-елементні моделі біомеханічних систем «кісткова тканина-дентальний імплантат-супраконструкція» у пацієнтів з адентією на нижній щелепі внаслідок генералізованого пародонтиту – 2, з яких моделюють різний ступінь втрати фізико-механічних властивостей кісткової тканини в результаті метаболічних остеопатій (1 і 2 моделі), а 3-тя контрольна – імітує кісткову тканину без патологічних змін (модель 3). Для досягнення мети дослідження застосовували методи 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 скінчених елементів механічного стану «кісткової тканини-дентального імплантату-супраконструкції» людини в CAD/CAE системах.

Результати. В скінчено-елементних моделях «кісткової тканини-дентального імплантату-супраконструкції» 1 та 2 максимальна опороздатність кісткової тканини та витривалість до навантажень визначена при розподіленому по площі оклюзійної поверхні функціональному силовому навантаженні. Показник $R=668,3\pm 25,4\text{Н}$ визначений для скінчено-елементної моделі 1 і $660,4\pm 22,4\text{Н}$ для моделі 2, був достовірно нижче від контрольної моделі 3 з нормальною кісткою, де R дорівнював $750,6\pm 31,5\text{Н}$ ($p<0,05$).

Висновок. На етапі аналізу результатів імітаційного моделювання біомеханічних систем – «кісткова тканина – дентальний імплантат - супраконструкція» встановлено - консольне витягіння супраконструкцій на 15мм, що спираються на 4 дентальних імплантати, викликає додаткове навантаження кісткової тканини навколо імплантатів, та у разі наявності метаболічних остеопатій зі зниженням щільності кісткової тканини, призводить до виникнення біомеханічних ризиків та суттєвої втрати опороздатності кістки в межах 42-44%, та умовно-німих конструкцій зубних протезів в межах 71,7 – 80,3%.

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

ВСТУП

Сучасний розвиток в стоматології за останні 10 років пов'язаний із широким впровадженням досягнень науки і техніки в практичну діяльність стоматологів різних спеціальностей. На сьогодні стоматологія є високотехнологічною галуззю медицини, що активно впроваджує надбання інших

наукових дисциплін та інтегрує їх з метою підвищення ефективності лікування стоматологічних хворих, покращення їх якості життя та профілактики. Зокрема, застосування біоінертних матеріалів в ортопедичній стоматології та дентальній імплантації (сплави титану, діоксиду цирконію, PEEK) дозволяє зняти низку біологічних обмежень, пов'язаних із імплантацією чужорідного тіла в організм людини, і суттєво розширює показання до імплантації та зубного протезування [1]. Наслідком встановлення імплантатів після їх остеоінтеграції з кісткою пацієнта є створення якісно нової системи «дентальний імплантат-кісткова тканина», складові якої відрізняються рядом фізико-механічних параметрів. З цього приводу виникає ряд труднощів. Головним чином це сприйняття штучними об'єктами функціональних навантажень та їх адекватний перерозподіл на оточуючі тканини протягом тривалого періоду часу. При цьому важливо відтворити природний характер розподілу напружень і деформацій притаманний втраченим зубам та кістковій тканині (КТ), що їх оточує [2]. Такий стан речей зумовлено тим, що структура КТ (згідно до закону Вольфа) визначається генетичними чинниками і суттєво залежить від умов силового навантаження, в яких вона перебуває. Дентальні імплантати (ДІ) значною мірою спотворюють природний розподіл напружень і деформацій у шарах КТ, що нерідко призводить до її втрати та неспроможності остеоінтеграції. Стоматолог-ортопед та хірург на етапі планування заміщення дефектів зубних рядів за допомогою протезування на ДІ та штучними коронками в жодному разі не в змозі відповісти на одне з ключових питань прикладної біомеханіки: чи здатна система «дентальний імплантат-кісткова тканина» витримати функціональні навантаження без руйнування або незворотних структурних перетворень, які супроводжуються втратою її стабільності та жорсткості [2, 3]. В більшості випадків планування хірургічного етапу та потім протезування відбувається на базі досвіду лікарів, а у кращому випадку на базі клінічних протоколів (наприклад ІТІ) існуючих в Європі та інших провідних країнах світу [3, 4]. Але стандартні протоколи надання допомоги пацієнтам з генералізованим парадонтитом (ГП) та метаболічними остопатіями не існують, а протокол ДІ у цієї категорії хворих потребує удосконалення та модифікації у кожному окремому випадку [5]. Відповідно, і етап протезування у цих хворих також має бути виконаний після певних біомеханічних розрахунків, які дозволять добрати оптимальну площу оклюзійних контактів, оклюзійну схему, та створити надійну конструкцію з огляду на її довготривале функціонування та оптимізувати навантаження на КТ згідно до її здатності витримувати навантаження [6].

На сьогодні встановлення ДІ у пацієнтів з остеопенією та остеопорозом на тлі ГП через це є своєрідним експериментом на пацієнтах з ризиками які неможливо прогнозувати, а успіх у таких пацієнтів є, зазвичай, примарним ніж очікуваним, що обумовлює високий рівень невдач [4, 5, 7, 8]. На противагу клінічно-емпіричному підходу у вирішенні завдань, пов'язаних із розрахунком міцності та надійності, існує інший підхід, який ґрунтується на створенні предметних чи математичних моделей досліджуваного об'єкта та вивченні його

поведінки за умов різних навантажень. Такий підхід використовують зазвичай в будівництві, конструкторській справі летальних апаратів (повітряних і космічних) та в інших напрямках створення штучних об'єктів, де від надійності конструкційних рішень залежить життя людей та строки експлуатації [9]. Важливе місце в біомеханічному аналізі посідають методи математичного моделювання, засновані на загальних, фундаментальних положеннях механіки твердого деформованого тіла. Прогрес інформаційних технологій зумовив появу нового напрямку — комп'ютерного моделювання, що якісно змінило методологію досліджень у різних галузях науки і техніки [9]. Так, наприклад, сучасні комп'ютерні технології дають змогу створювати моделі водних, повітряних та космічних човнів надзвичайної складності та забезпечити високу точність розрахунків і ступінь деталізації. На сьогодні в медичній практиці нашої країни є поодинокі приклади впровадження імітаційного моделювання та математичних розрахунків з метою прогнозування різних варіантів лікувальних реконструктивних заходів як в загальній медичній практиці, так і в стоматології [2, 3, 10].

В наукових дослідженнях з метою вивчення біомеханічних явищ використовують метод імітаційного моделювання як певних клінічних ситуацій, так і окремих органів. Імітаційна модель має об'єктивно відповідати об'єкту дослідження і може бути його аналогом по ряду значущих параметрів. Дослідження моделі дозволяють отримати нову, додаткову інформацію про об'єкт моделювання. Моделювання в стоматології має надати змогу не тільки поглибити уявлення про властивості об'єкта дослідження (КТ з метаболічними остеопатіями), а й передбачити його поведінку за різних умов і вирішувати завдання оптимізації - пошуку найкращого рішення тієї чи тієї прикладної задачі (протоколу імплантації, добору конструктиву ДІ та протезування у пацієнтів з вадами щільності КТ при ГП). В наукових дослідках у стоматології прямі дослідження (у тому числі виміри багатьох біомеханічних параметрів) на людях та тваринах неможливі або обмежуються складністю самого об'єкта дослідження, а також низкою біоетичних та юридичних аспектів. Кількість дослідів, зважаючи на можливі індивідуальні відхилення анатомії внутрішньої структури та фізико-механічних властивостей біологічних об'єктів (трупна чи тваринна КТ), має бути достатньою для забезпечення статистичної вірогідності отриманих даних. При цьому, як правило, необхідна наявність певної контрольної групи (наприклад протокол дентальної імплантації у здорових пацієнтів порівнюють з протоколом у пацієнтів з ГП та метаболічними остеопатіями), а можливості отримання матеріалу для натурних експериментів завжди обмежена з етичних, фінансових, технічних міркувань. В таких ситуаціях імітаційне моделювання функціонування зубощелепного апарату дозволяє уникнути певних нездоланних перепон на шляху дослідників [3, 9-12]. З метою спрощення процесу дослідження можливо створювати низку моделей, які доповнюють одна одну та дозволяють вивчати різні процеси об'єктів дослідження на різних етапах вивчення їх біомеханічних властивостей. В стоматології при створенні моделей зубощелепного апарату мають дотримуватись певні умови: адекватність - відповідність моделі реальному об'єкту, урахування його найважливіших властивостей, зв'язків, характеристик; точність - ступінь відповідності результатів, отриманих у процесі моделю-

вання, і результатів прямих вимірів, виконаних на об'єкті дослідження; універсальність - можливість застосування моделі для вирішення більшого кола завдань, зокрема для дослідження однотипних завдань у різних режимах функціонування системи [9, 10, 11]. Найчастіше в стоматології використовують предметні (натурні) моделі та дуже рідко математичні моделі. Предметні (натурні) моделі - це системи, що є спрощеною формою, подібною до досліджуваного об'єкта. Вони дають змогу відтворити досліджуваний процес чи явище. Особливістю цих моделей є їх подібність реальним об'єктам: вони матеріальні та зазвичай мають однакову фізичну природу. Досить часто натурне моделювання проводять на живому організмі, на так званих тваринних моделях [5]. Біологічні моделі при імітуванні ГП та метаболічних остеопатій отримати не складно, але відтворити етапи дентальної імплантації та особливо усі варіанти зубного протезування та оклюзійних схем та умов навантажень зубних протезів з опорою на ДІ неможливо навіть при дуже значному спрощенні подібності [5, 11]. З цих причин метод математичного моделювання є єдиним виходом з цього «глухого кута» при розробках науково-обґрунтованих конструкцій ДІ та зубних протезів, що на них спираються [2, 3, 6, 10, 11].

Різними науковцями запропоновані моделі для математичного моделювання різних клінічних (стандартних) ситуацій, з метою пошуку оптимальних конструкційних рішень для виготовлення шинуючих пристроїв, пластин та гвинтів для остеосинтезу, добору конструктиву зубних протезів [3, 11, 12]. Аналіз таких типів моделей не забезпечує точного прогнозування наслідків встановлення ДІ та протезів з опорою на них в конкретній клінічній ситуації у пацієнта з ГП і остеопорозом з індивідуальною, притаманною лише йому анатомією, біомеханічними властивостями біологічних тканин і перебігу патологічних процесів. Для вирішення таких складних завдань необхідно створювати індивідуальні імітаційні та індивідуалізовані (ідеалізовані але з введенням корегованих біомеханічних параметрів для системи притаманних пацієнту) моделі [6, 11]. Індивідуалізовані та індивідуальні імітаційні моделі з високою точністю відображають однаково точно, як особливості нормальної, так і патологічної анатомії, внутрішньої структури, фізико-механічних властивостей тканини та умов навантаження, притаманних для стереотипу жувального навантаження у конкретного пацієнта і тільки для нього. Такі моделі є потреба застосовувати під час наукових досліджень в стоматології та у клінічній практиці на етапі планування встановлення ДІ на беззубих щелепах або (та) кінцевих дефектах щелеп для обрання оптимальної конструкції зубних протезів з огляду на біомеханіку, оптимізації параметрів ДІ та протетичних елементів з урахуванням типу кісткової тканини, фізико-механічних властивостей, особливостей клінічного випадку, а також побажань пацієнта.

Мета дослідження - удосконалити алгоритм та провести імітаційне моделювання біомеханічних систем «кісткова тканина-дентальний імплантат-супраконструкція» для доклінічного аналізу можливих функціональних наслідків в системі, де кісткова тканина має вади фізико-механічних характеристик внаслідок метаболічних остеопатій.

МАТЕРІАЛИ ТА 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 покровокого вивчення імітаційних моделей. Поставлена задача вирішується із застосуванням методів комп'ютерної конусно-променевої томографії для візуального 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, 9].

Об'єктом дослідження в даній роботі обрано 3 імітаційні моделі біомеханічних систем КДІС (СЕМ КДІС 1-3) у пацієнтів з адентією на нижній щелепі – 2, з яких моделюють різний супінь втрати фізико-механічних властивостей КТ внаслідок метаболічних остеопатій у пацієнтів (СЕМ КДІС 1-2), а 3-тя контрольна – імітує КТ без патологічних змін (СЕМ КДІС 3). 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 [6]. 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 супраконструкції. Розташування в даному дослідженні ДІ було наступним: 2 - у фронтальній ділянці нижньої щелепи (D3,8;L10мм), та два у ділянці премолярів (D3,8;L10мм) за методикою «усе на 4-х» Паоло Мало з умовно-знімним протезом з консольним витяжінням в ділянці 3.6 та 4.6 довжиною 15мм. З метою вивчення перерозподілу навантаження на ДІ і кістку навколо них та змін опороздатності біомеханічної системи при біодеградації пружних властивостей КТ проведено аналіз 3D моделей. СЕМ КДІС 1 - протези з опорою на 4-х, окремо розташованих ДІ при наявності остеопоротичних змін в КТ (СЕМ КДІС 1 - $E_{\text{корт.шар1}} = 8000\text{МПа}$, $\sigma_{\text{в корт.шар1}} = 100\text{МПа}$, $E_{\text{губч.шар2}} = 650\text{МПа}$, $\sigma_{\text{в губч.шар2}} = 11\text{МПа}$); СЕМ КДІС 2 - протези з опорою на 4-х, окремо розташованих ДІ при наявності остеопоротичних змін в КТ (СЕМ КДІС 2 - $E_{\text{корт.шар3}} = 4500\text{МПа}$, $\sigma_{\text{в корт.шар3}} = 80\text{МПа}$, $E_{\text{губч.шар4}} = 500\text{МПа}$, $\sigma_{\text{в губч.шар4}} = 7\text{МПа}$); СЕМ КДІС 3 - умовнознімні протези з опорою на 4-х ДІ встановлених в КТ без патологічних змін (СЕМ КДІС 3 - $E_{\text{корт.шар5}} = 10000\text{МПа}$, $\sigma_{\text{в корт.шар5}} = 120\text{МПа}$, $E_{\text{губч.шар6}} = 800\text{МПа}$, $\sigma_{\text{в губч.шар6}} = 15\text{МПа}$).

Навантаження супраконструкцій на ДІ СЕМ КДІС 1-3 було представлено 4 варіантами: 1) однорідно розподілене по площі протеза силове навантаження під кутом 11,5о сумарною одиничною амплітудою; 2) вектор одиничної сили зосереджений на відстані 15мм від крайнього ДІ, кут нахилу 11,5о; 3) розподілене по площі протеза функціональне навантаження під кутом 11,5о; 4) вектор сили зосереджений на відстані 15мм від крайнього ДІ, кут нахилу 11,5о.

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 біомеханічних властивостей КТ та вектора і ділянки прикладання оклюзійного навантаження. Прийняті в роботі механічні властивості матеріалів біомеханічної системи КДІС отримані з даних літератури, а також клінічних, спеціальних та експериментальних досліджень [2, 3, 6, 11].

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Для дослідження залежності опороздатності КТ від її біомеханічних властивостей та типу супраконструкції і умов її навантаження проведено навантаження СЕМ КДІС 1-3. На основі методу скінченних елементів застосовані алгоритми імітаційного математичного моделювання пружно-деформованого стану жорстко сполучених неоднорідних середовищ з анізотропними та в'язко-пружними механічними властивостями. Дані чисельного експерименту встановлені за результатами комп'ютерних тестів для біомеханічної системи СЕМ КДІС при одиничних та функціональних силових навантаженнях, що залежать від точки (точок) прикладення сили на поверхні супраконструкції та напрямку її дії. Максимальна опорозатність різного типу моделей КДІС встановлювалась за критерієм досягнення еквівалентного за Мізесом напруження границі міцності кортикальної КТ та каркасу умовно-знімного протезу.

Під час чисельного експерименту при розподіленому силовому навантаженні з сумарною одиничною амплітудою СЕМ КДІС 1-2 та змінами фізико-механічних параметрів кісткової тканини (внаслідок метаболических остеопатій у пацієнтів, що втратили зуби внаслідок ГП) і ДІ у порівнянні з СЕМ КДІС 3, отримані наступні напруження, які для супраконструкцій та КТ відображені нижче (рис.1).

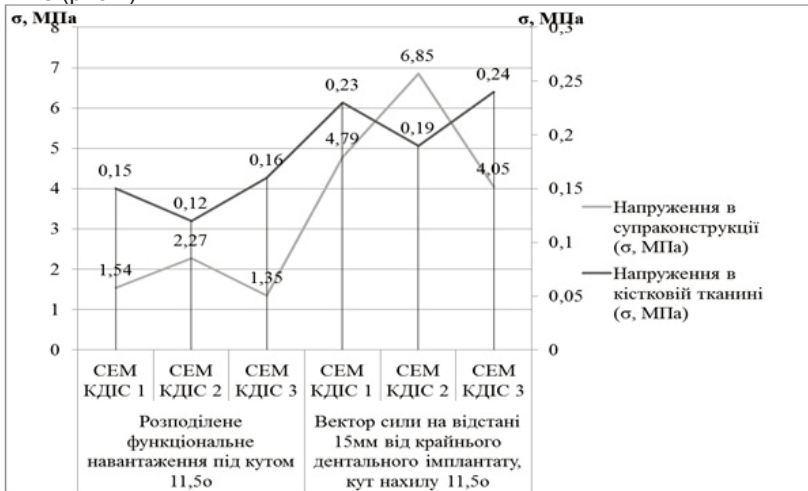


Рис. 1. Зміни напруження у КТ та супраконструкціях в моделях СЕМ КДІС 1-3 під час чисельних експериментів з одиничним навантаженням сумарною одиничною амплітудою

Згідно рис. 1 при деградації біомеханічних властивостей КТ, що імітують метаболічні остеопатії в СЕМ КДІС 1-2, встановлено падіння напруження в КТ та суттєве зростання напруження в супраконструкції, яка є більш жорсткою та, за рахунок чого, відбувається концентрація напружень, що виникли в системі. При аналізі максимально допустимих зусиль для імітаційних моделей СЕМ КДІС 1-3 встановлено, що при деградації біомеханічних властивостей КТ їх здатність витримувати функціональні розподілені по площі протезу навантаження знижується (рис. 2).

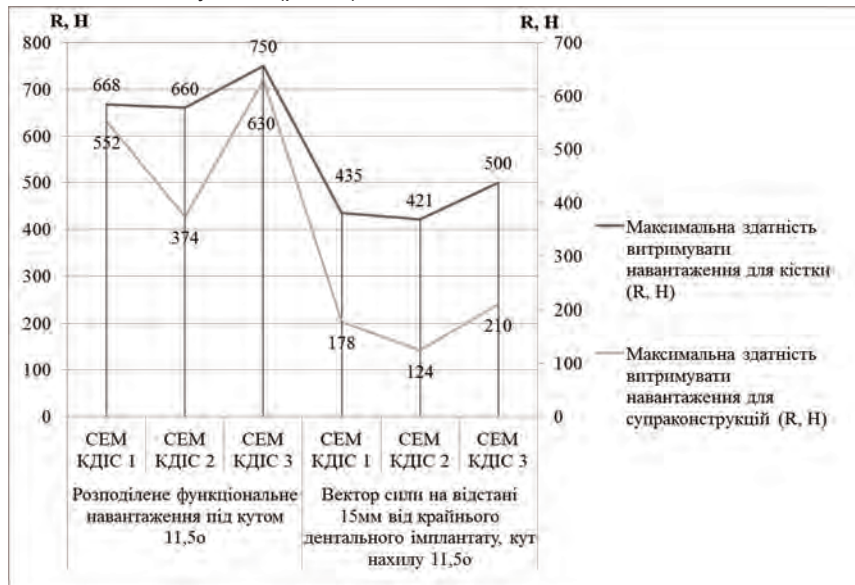


Рис. 2. Зміни опороздатності КТ до функціональних навантажень супраконструкцій в моделях СЕМ КДІС 1-3 під час чисельних експериментів

В моделях СЕМ КДІС 1 та 2 максимальна опороздатність КТ та витривалість до навантажень біомеханічної системи КДІС визначена при розподіленому по площі оклюзійної поверхні функціональному силовому навантаженні, СЕМ КДІС 1 і 2, $R=668,3\pm 25,4\text{Н}$ і $660,4\pm 22,4\text{Н}$. Натомість в СЕМ КДІС 3 цей показник був достовірно більшим, та складав $R=750,6\pm 31,5\text{Н}$ ($p<0,05$). В моделях СЕМ КДІС 1 і 2 максимальна витривалість до навантажень супраконструкцій (за критерієм досягнення еквівалентного за Мізесом напруженням границі міцності каркасу протеза) в біомеханічній системі КДІС визначена при розподіленому по площі оклюзійної поверхні функціональному силовому навантаженні, СЕМ КДІС 1 і 2, $R=552,1\pm 20,7\text{Н}$ і $374,2\pm 26,1\text{Н}$. Натомість в СЕМ КДІС 3 цей показник був достовірно вищим, та складав $R=630,2\pm 44,2\text{Н}$, ($p<0,05$). Оскільки умовно-знімний протез за межами спирання на жорсткі опори (імплантати), в дистальних відділах є за своєю суттю консольною

балкою ми провели ряд чисельних експериментів для вивчення її поведінки в розроблених нами моделях. Для визначення відклику КТ на вплив навантажень на консольну частину балки, ми змістили точку прикладання функціонального навантаження (вектор зусиль $\alpha=11,50$) по поверхні консольної частини в СЕМ КДІС 1-3 на відстань 15мм. Визначено, що зміщення локалізованого навантаження на протез, в напрямку від вісі симетрії останнього опорного імплантата призводить до зміни напружено-деформованого стану КТ в СЕМ КДІС 1 і 2 та зменшує її опороздатність на 42% та 44% відповідно (у порівнянні до СЕМ КДІС 3 з розподіленням по площі функціональним навантаженням). При цьому витривалість до навантажень в супраконструкціях також зазнає змін. При деградації біомеханічних властивостей КТ в моделях СЕМ КДІС1 та СЕМ КДІС2 витривалість до навантажень супраконструкцій при тих самих умовах навантаження моделей також зазнала змін. В СЕМ КДІС 1 при зміщенні точки прикладання функціонального навантаження (вектор зусиль $\alpha=11,50$) по поверхні консольної частини на відстань 15мм відмітили падіння витривалості до таких навантажень умовно-змінних протезів на 71,7%, а в СЕМ КДІС 2 на 80,3% (порівняно до моделі СЕМ КДІС 3 з розподіленням по площі функціональним навантаженням).

Згідно результатів аналізу порівняльної оцінки опороздатності СЕМ КДІС 1 і 2, біомеханічними факторами, що знижують ефективність дентальної імплантації, та витривалістю до функціонального навантаження, є консольні витяжіння умовно змінних супраконструкцій зубних протезів фіксованих на імплантатах. Суттєве падіння опороздатності КТ на 42-44% відмічено в СЕМ КДІС 1 і 2, де КТ зазнала структурних змін внаслідок метаболічних остеопатій та біодеградації на певні відсотки її біомеханічних властивостей.

ВИСНОВКИ

Імітаційне моделювання біомеханічних систем – «кісткова тканина – дентальний імплантат - супраконструкція» дозволяє відтворити з інженерною точністю (90%) клінічну ситуацію у пацієнтів, що потребують протезування імплантатами та штучним конструкціями зубів, до хірургічного втручання, на передопераційному доклінічному етапі оцінити його можливі функціональні наслідки, навіть в складних умовах біодеградації біомеханічних властивостей КТ внаслідок метаболічних остеопатій.

Уперше відтворено за допомогою імітаційного моделювання біомеханічних систем КДІС різний ступінь біодеградації пружних властивостей КТ у пацієнтів с остеопенією та остеопорозом, шляхом варіювання типів КТ та їх біомеханічних властивостей для визначення наслідків дентальної імплантації та протезування умовно-змінними конструкціями за методикою Пауло Мало «усе на 4-х».

На етапі аналізу результатів імітаційного моделювання біомеханічних систем КДІС встановлено - консольне витяжіння супраконструкцій на 15мм, що спираються на 4 дентальних імплантати, призводить до додаткового навантаження КТ навколо імплантатів, та у разі наявності метаболічних остеопатій зі зниженням щільності КТ призводить до виникнення біомеханічних ризиків та суттєвої втрати опороздатності кістки в межах 42-44%, та умовно-змінних конструкцій зубних протезів в межах 71,7 – 80,3%.

Перспективи подальших досліджень. Виходячи з вищенаведеного будуть проведені пошуки оптимальних варіантів розташувань ДІ та конструкційних рішень для протезів, що спираються на них у пацієнтів з вадами щільності КТ з метою підвищення ефективності дентальної імплантації та зменшення напружень в КТ при навантаженні зубних протезів, що на них спираються.

Література

1. Marya K., Dua J.S., Chawla S. et al. Polyetheretherketone (PEEK) Dental Implants: A Case for Immediate Loading. *International Journal of Oral Impl. and Clin. Research.* 2011, 2: 97-103.

2. Маланчук В. О., Копчак А. В., Кришук М. Г. Вивчення біомеханіки нижньої щелепи на тривимірних комп'ютерних моделях методом скінченних елементів. *Вісник стоматології.* 2009, 3: 56-62.

3. Мандзюк Т., Вовк В. Огляд проблем комп'ютерного моделювання біомеханічних систем у стоматології. *Вісник Львів. Університету. Серія приклад. математ. та інформ.* 2008, 14: 105-122.

4. Мушеев И.У., Олесова В.Н., Фромович О.З. Практическая дентальная имплантология: [руководство]. 2-е изд., доп. М.: Локус Станди. 2008.

5. Мазур І. П., Леоненко П. В. Біомеханічні аспекти кісткової тканини нижньої щелепи: клініко-експериментальне дослідження. Частина II. Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія. 2010, 2 (18): 8–16.

6. 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.

7. Зуабі О., Горвіц Дж., Пелед М., Махтей Е. Рентгенологічні зміни навколо імплантатів, що були негайно відновлені реставраціями, у пацієнтів з захворюваннями пародонту. *Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія.* 2010, 2 (18): 37–39.

8. Roccuzzo M., De Angelis N., Bonino L., Aglietta 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. *Clin. Oral. Impl. Res.* 2010, 21: 490–496.

9. Цибенко О. С., Кришук М. Г. Системи автоматизованого проектування та інженерного аналізу в машинобудуванні: Навчальний посібник. К.: Політехніка. 2008.

10. Лакша А.М. Метод створення реалістичних скінченно-елементних моделей довгих кінцівок. *Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут».* Серія машинобудування. 2012, 65: 44-48.

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

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

П.В. Леоненко, М.Г. Кришук, В.О.Ещенко
Анализ функциональных последствий
дентальной имплантации у пациентов с
метаболическими остеопатиями

Национальная медицинская академия последиplomного
образования имени П.Л. Шупика, г. Киев,
ГТУУ «Киевский политехнический институт»

Введение. Согласно обзору литературы автоматизированного алгоритма биоинженерного проектирования, расчета несущей способности и механической прочности соединений искусственных зубопротезных конструкций с биологическими тканями под влиянием длительных циклических силовых нагрузок в клиничко-лабораторных условиях их изготовления таких научных статей вообще не существует, и в дальнейшем, требует разработки.

Цель. С учетом современных возможностей программного и компьютерного обеспечения CAD / CAE / CAM технологий усовершенствовать алгоритм и провести имитационное моделирование механического состояния биомеханических систем «костная ткань-дентальный имплантат-супраконструкция» для доклинического анализа возможных функциональных последствий в системе, где костная ткань имеет недостатки физико- механических характеристик вследствие метаболических остеопатий.

Материалы и методы. Объектом исследования в данной работе выбраны 3 имитационные конечно-элементные модели биомеханических систем «костная ткань-дентальный имплантат-супраконструкция» у пациентов с адентией на нижней челюсти вследствие генерализованного пародонтита – 2, из которых моделируют разную степень потери физико-механических свойств костной ткани вследствие метаболических остеопатий (1 и 2 модели), а 3-я контрольная - имитирует костную ткань без патологических изменений (модель 3). Для достижения цели исследования применяли методы СВ СТ для визуальной и количественной оценки плотности и геометрии неоднородных структур костей челюсти, которые визуализируются, механики твердого тела, которое упруго деформируется, вычислительной математики и информационных технологий для имитационного моделирования методом конечных элементов механического состояния «костной ткани-дентального имплантата-супраконструкции» человека в CAD / CAE системах.

Результаты. В конечно-элементных моделях «костной ткани-дентального имплантата-супраконструкции» 1 и 2 максимальная несущая способность костной ткани и выносливость к нагрузкам определена при распределенной по площади окклюзионной поверхности функциональной силовой нагрузке. Показатель $R=668,3\pm 25,4\text{H}$ определен для конечно-элементной модели 1 и $660,4\pm 22,4\text{H}$ для модели 2, был достоверно ниже контрольной модели 3 с нормальной костью где R равен $750,6\pm 31,5\text{H}$ ($p < 0,05$).

Выводы. На этапе анализа результатов имитационного моделирования биомеханических систем - «костная ткань - дентальный имплантат - супраконструкция» установлено - консольное вытяжение супраконструкций на 3б. наук. праць співробіт. НМАПО
імені П.Л.Шупика 22 (1)/2013

15мм, опираючихся на 4 дентальних імплантата, приводить до додаткової навантаженні кісткової тканини навколо імплантатів, і при наявності метаболічних остеопатій зі зниженням щільності кісткової тканини, приводить до виникненню біомеханічних ризиків і суттєвій втраті несущої здатності кістки в межах 42-44%, і умовно знімних конструкцій зубних протезів в межах 71,7-80,3%.

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

P. V. Leonenko, M. H. Kryshchuk, V. O. Yeshchenko
**Analysing the functional subsequences of dental
implantation in patients with metabolic osteopathies**
**Shupyk National Medical Academy of
Postgraduate Education, Kyiv,
NTUU Kyiv Polytechnic Institute, Kyiv, Ukraine**

Introduction. According to the literature review there is no automatic algorithm of bioengineering design, the calculation of the bearing capacity and mechanical strength of the joints of artificial denture designs with biological tissues under the influence of long-term cyclic power loads in the clinical and laboratory setting of their production ; so it is to be developed.

Purpose. To improve the algorithm and to perform simulated modeling of bio-mechanical systems "bone tissue - dental implant - suprastructure" for the pre-clinical analysis of the possible functional consequences in the system where the bone tissue has disadvantages of physical and mechanical characteristics caused by metabolic osteopathies, taking into account the current capabilities of computer software of CAD / CAE / CAM technologies.

Materials and methods. As the object of the study there were selected three finite-element simulation models of biomechanical systems "bone tissue - dental implant - suprastructure" in patients with edentulous lower jaw caused by generalized periodontitis - 2 of which simulate a different degree of loss of physical and mechanical properties of the bone tissue due to metabolic osteopathies (1 and 2 models), and the third control group simulates the bone tissue without pathological changes (model 3). To achieve the objectives of the study there were applied methods of computer conical and beam tomography for the visual and quantitative evaluation of the density and geometry of the inhomogeneous structures of the jaw bones that are visualized, mechanics of the solid body, which is elastically deformed, computational mathematics and information technology for simulation by finite element method of the mechanical state of "bone tissue - dental implant - suprastructure" of a person in the CAD / CAE systems.

Results. In the finite-element models of the "bone tissue - dental implant - suprastructure" the 1st and 2d maximal load-bearing capacity of bone tissue and the endurance to the loads are detected at the functional power load distributed over the area of the occlusal surface. The index $R=668.3\pm 25.4N$ that was determined for a finite-element model 1, and $660.4\pm 22.4N$ for the model 2 was signifi-

cantly lower than that of the control model 3 with normal bone where R was equal to $750.6 \pm 31.5H$ ($p < 0.05$).

Conclusion. Having analysed the results of the simulated modeling of the biomechanical systems - "bone tissue - dental implant - suprastructure" we established that a console 15mm extension of suprastructures, based on 4 dental implants caused additional load of bone tissue around the implant; the presence of metabolic osteopathies with the decreased bone density led to significant bio-mechanical risks and essential loss of bearing capacity of bone within 42-44%, and conditionally removable dentures within 71.7 - 80.3%.

Key words: metabolic osteopathy, simulated modeling of biomechanical systems, bioengineering analysis, CAD / CAE technology.

© КОЛЕКТИВ АВТОРІВ, 2013

Н.О. Савичук, Л.В. Корнієнко,**

І.О. Трубка, Л.А. Сафронова***

КОРЕКЦІЯ ПОРУШЕНЬ СТАНУ КОЛОНІЗАЦІЙНОЇ РЕЗИСТЕНТНОСТІ ПОРОЖНИНИ РОТА У ДІТЕЙ З ХРОНІЧНИМИ ВІРУСНИМИ ГЕПАТИТАМИ

*Інститут стоматології НМАПО імені П.Л.Шупика,

**Інститут мікробіології і вірусології НАН України

Вступ. Порухення стану колонізаційної резистентності порожнини рота у дітей з хронічним вірусним гепатитом є одним з найвагоміших факторів ризику виникнення та прогресування стоматологічної патології.

Мета. Розроблення, впровадження та визначення ефективності лікувально-профілактичних комплексів, направлених на корекцію даної патогенетичної ланки розвитку стоматологічних захворювань у дітей із хронічними вірусними гепатитами.

Методи. При визначенні ефективності запропонованих лікувально-профілактичних заходів пацієнти були розподілені на дві групи – основну лікувальну (ОЛГ) та контрольну лікувальну групи (КЛГ). До складу основної групи увійшли 40 дітей з хронічним вірусним гепатитом, які отримували запропонований лікувально-профілактичний комплекс – препарати „Субалін” і „Лісобакт”. До складу групи порівняння увійшли 20 дітей з хронічним вірусним гепатитом, які отримували традиційні методи профілактики та лікування. У якості методів лабораторного супроводу використовували мікробіологічні дослідження порожнини рота та визначення рівню імуноглобулінів ротової рідини, які здійснювалися до початку лікування та через 20 днів після його закінчення.

Результати. У дітей з ХВГ порівняно з традиційними підходами були виявлені позитивні зміни у стані стоматологічного здоров'я, що відображено