

Леоненко<sup>1</sup> П.В. к.м.н., доц., Єщенко<sup>2</sup> В.О.

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

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

## СКІНЧЕНО-ЕЛЕМЕНТНИЙ АНАЛІЗ ІМІТАЦІЙНОЇ ТРЬОХВИМІРНОЇ МОДЕЛІ БІОМЕХАНІЧНОЇ СИСТЕМИ «КІСТКОВА ТКАНИНА - ДЕНТАЛЬНИЙ ІМПЛАНТАТ - СУПРАКОНСТРУКЦІЯ»

Leonenko<sup>1</sup> P., Eschenko<sup>2</sup> V.

1 - The P.L. Shupik National Medical Academy of Post-graduate Education ([p.leonenko@gmail.com](mailto:p.leonenko@gmail.com))

2 - The National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine ([mmi@kpi.ua](mailto:mmi@kpi.ua))

### FINITE-ELEMENT ANALYSIS OF BIOMECHANICAL SIMULATION OF THREE- DIMENSIONAL MODEL OF THE "BONE - DENTAL IMPLANT - SUPRACONSTRUCTION"

*В даній роботі на сучасному рівні комп'ютерного та програмного забезпечення проведено розрахунково-теоретичний аналіз сил, напружень та деформацій біомеханічної системи «кісткова тканина - дентальний імплантат - супраконструкція». Встановлено закономірності опороздатності кісткової тканини щелепи до функціональних навантажень дентальних імплантатів, що залежать від анатомічної будови альвеолярного відростку та будови оклюзійної поверхні супраконструкцій. Розрахована площа контакту поверхні дентальних імплантів з кортикальною та губчастою кістковими тканинами різного об'єму, які визначають параметри опороздатності до деформацій у випадку складного виду напружено-деформованого стану кістки щелепи сполученої з імплантом.*

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

#### Вступ

В останні роки ряд публікацій присвячено різним аспектам діагностики якості та обсягу альвеолярної кістки в області імплантації, впливу функціональних навантажень на репаративні процеси кісткової тканини [1-3]. 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 [3, 4].

Максимальні оклюзійні навантаження, що розвиваються людиною при жуванні, залежать від значної кількості індивідуальних параметрів налаштувань зубо-щелепного апарату людини, основними з яких є силові можливості жувальних м'язів. Спеціальні клінічні та експериментальні методики визначення зусиль жувальних м'язів, та умов силових навантажень в зубо-щелепному апараті дозволяють отримати певні вихідні екстремальні параметри фізіологічно можливих варіантів силового навантаження для створення імітаційної моделі біомеханічної системи зубо-щелепного апарату людини [5 - 8].

Вивчення процесів опороздатності функціональним навантаженням кісткових тканин щелепи з імплантатами, пов'язано з необхідністю отримання додаткової об'єктивної інформації про досліджувану протезну конструкцію та умов біомеханічної взаємодії з біологічними тканинами зубо-щелепного апарату пацієнта. Науково-обґрунтовані методи планування та виготовлення зубопротезних конструкцій для впровадження в кісткову тканину щелеп в нормі та з патологічними змінами їх біомеханічного стану на даний час майже не використовуються. Крім того, для альвеолярної кістки з її різним біомеханічним станом етап автоматизованого проектування, розрахунку опороздатності та механічної міцності з'єднань штучних зубопротезних конструкцій з біологічними тканинами під впливом довготривалих циклічних силових навантажень в клініко-лабораторних умовах їх виготовлення взагалі не існує [9, 10].

#### Мета досліджень

Провести покрокове розрахунково-теоретичне дослідження, що стосується вивчення опороздатності і механічних аспектів розподілу та концентрації напружень при деформаціях кісток біомеханічної системи «кісткова тканина – дентальний імплантат - супраконструкція» (КДІС) людини в умовах фізіологічної норми

біологічних тканин на основі удосконаленої методики біоінженерного аналізу із застосуванням CAD/CAE технологій.

### Матеріали і методи дослідження

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 (МСЕ) механічного стану КДІС людини в CAD/CAE системах.

Об'єктом дослідження в даній роботі обрано типову ділянку частини об'єму щелепи з розташованим в ній дентальним титановим імплантатом визначеної геометричної конфігурації, що має відповідну супраконструкцію у вигляді коронки премоляра. Для проведення біомеханічного аналізу зусиль, напружень і деформацій побудовані адекватні за геометричними характеристиками та механічними властивостями середовищ імітаційні трьохвимірні моделі сполучених структур неоднорідних елементів біомеханічної системи КДІС. Скінченно-елементну дискретизацію об'ємів КДІС проведено за допомогою тетраїдальних елементів. Для варіацій анатомічної будови альвеолярних відростків в біомеханічних системах КДІС товщина кортикального шару змінювалась та визначена в скінченно-елементній моделі (СЕМ) № 1 величиною 0,5мм, а в СЕМ № 2 – 2мм. В розрахункових схемах для стиснених вільних країв альвелярної кістки біомеханічної системи КДІС введені умови шарнірного обпирання. Нижня частина фрагмента щелепи мала кінематичні обмеження по нормалі до її поверхні. На поверхнях спряження неоднорідних елементів КДІС змодельовано контактні умови передачі зусиль та переміщень без проковзування.

Відомо, що сили, які діють під час функціонального навантаження кістки щелепи, рідко спрямовані строго уздовж довгої осі імплантату та частково розподілені на поверхні коронки імпланту. Центральні скати провідних горбків верхніх і нижніх коронок премолярів мають різний нахил, що перевищує 10 градусів і більше від кута повороту аксіальних осей цих зубів.

Фізіологічно можливі варіанти силового навантаження дентального імплантату для імітаційної моделі біомеханічної системи КДІС визначені в розрахунковій схемі для ділянки відсутнього премоляру нижньої щелепи. та наведені у вигляді головного вектора зусиль, що прикладений в довільній точці на поверхні коронки супраконструкції імплантату та визначений кутами його нахилу  $\alpha$ ,  $\beta$  в декартовій системі координат рис. 1б. Даний вид силового навантаження супраконструкції імпланту характеризується деформаціями розтягу-стиску, зсуву, згину та кручення, що приводять до складного виду напружено-деформованого стану кістки рис. 1в.

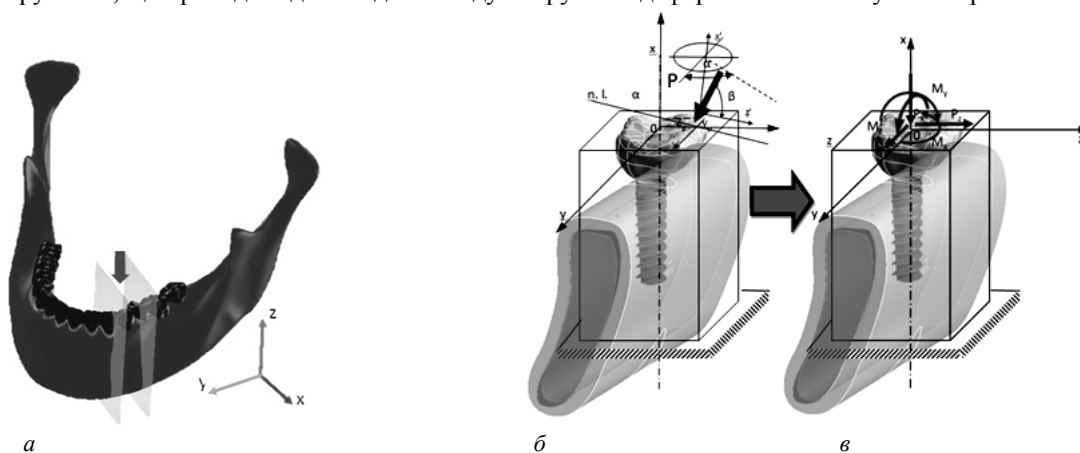


Рис. 1. Щелепа людини з імплантатами (а), схема силового навантаження коронки імплантата (б), (в)

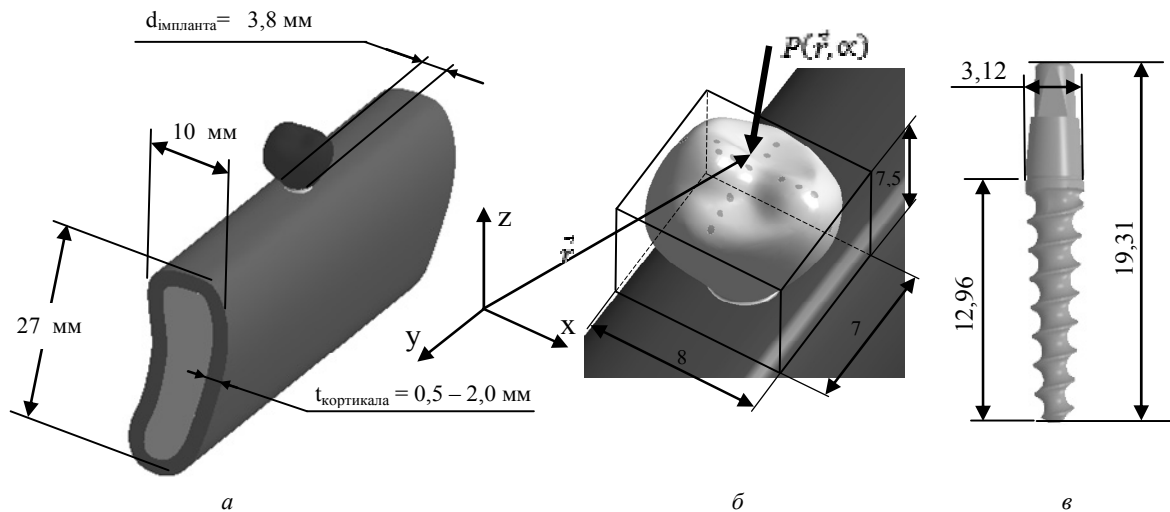
Амплітуди зусиль при статичних навантаженнях кожної розрахункової схеми імітаційної моделі КДІС були невідомими величинами та підлягали визначенню за умовою досягнення еквівалентних за Мізесом напружень в альвеолярній кістці границі міцності при її деформуванні.

Для визначення опороздатності, оптимальної побудови площі та рельєфу оклюзійного стола коронки, визначення впливу розмірів оклюзійної поверхні на виникнення напружено-деформованих станів КДІС проводили в програмному середовищі ANSYS 12.1 [15] комп'ютерне тестування різних варіантів силових навантажень розроблених СЕМ. В умовах максимально наближених до схем функціональних навантажень змінювали кут нахилу  $\alpha$  головного вектора зусиль оклюзійного навантаження в сагітальній площині: а)  $\alpha = 0^\circ$ , б)  $\alpha = 11,5^\circ$ , в)  $\alpha = 348,5^\circ$ , г)  $\alpha = 45^\circ$ , д)  $\alpha = 315^\circ$ , е)  $\alpha = 90^\circ$ , ж)  $\alpha = 270^\circ$  та координати його топологічного розміщення на поверхні коронки імпланту (рис.2б.).

Прийняті в роботі механічні властивості матеріалів біомеханічної системи КДІС отримані з літературних джерел [4, 6, 9, 10], а також узгоджені за даними клінічних та експериментальних досліджень [2, 5, 7, 8, 12, 13].

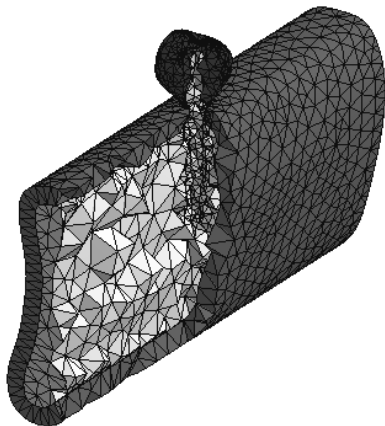
**Результати дослідження.** Дослідження залежності опороздатності кісткової тканини (КТ) до функціональних навантажень дентальних імплантатів в КДІС, що залежать від анатомічної будови альвеолярного відростку та будови оклюзійної поверхні супраконструкцій, проведено методом комп'ютерного тестування різноманітних варіантів силового навантаження імітаційних моделей біомеханічної системи КДІС з різними товщинами кортикального шару альвеолярної кістки (рис.2а).

Результати чисельних експериментів, що наведені на рис.3, встановлені за результатами 24 комп'ютерних тестів для СЕМ №2 біомеханічної системи КДІС при функціональних силових навантаженнях, що залежать від точки прикладення головного вектора зусиль на поверхні коронки та кутового напрямку її дії.



**Рис. 2. Геометричні параметри структурних елементів біомеханічної системи «кісткова тканина (а)- дентальний імплантат (б)- супраконструкція» та точки прикладення головного вектора зусиль на поверхні коронки імплантата (б)**

Мінімальна величина опороздатності імітаційної моделі КДІС відповідає навантаженням згину амплітудою  $R=100\text{Н}$ , що відповідає куту вектора зусиль  $\alpha = 90^\circ$ . Максимальна опороздатність КТ до силових навантажень в біомеханічній системі КДІС визначена при компресійному стиску вздовж лінії вісьової симетрії імплантата зусиллям  $R=890\text{Н}$ , що відповідає куту вектора зусиль  $\alpha=0^\circ$ .



**Рис. 3. Скінчено-елементна модель біомеханічної системи «кісткова тканина - дентальний імплантат - супраконструкція»**

Зміщення точки прикладення головного вектора сил (кут  $\alpha=0^\circ$ ) по поверхні коронки з опорою на дентальний імплантат на відстань 3мм (рис.3) в напрямку від вісі симетрії імплантата приводить до зміни виду напружено-деформованого стану КТ та в 4,24 рази зменшує її опороздатність в системі КДІС до величини  $R=210\text{Н}$ .

За аналізом розподілу граничних величин зусиль (рис. 4) встановлено, що кістка щелепи в залежності від кута навантаження ( $\alpha$ , град) та віддалення поверхні прикладення зусиль від центру коронки ( $l$ , мм) при товщині кортикальної кістки 0,5мм має суттєве зменшення опороздатності кісткової тканини. Мінімальна опороздатність КТ в біомеханічній системі КДІС визначена при навантаженнях згину ( $R=87\text{Н}$ ), а максимальна опороздатність КТ до навантажень, що розрахована при компресійному стиску на поверхні імплантата при віддаленні від вісі симетрії імплантата складає  $R=659\text{Н}$  та відповідає куту вектора зусиль  $\alpha=0^\circ$ .

В дослідженнях СЕМ біомеханічних систем КДІС також визначена площа контакту поверхні дентального імплантанту з кортикальною та губчастою КТ. При товщині кортикального шару альвеолярного відростка 2 мм, площа контакту дентального імплантанту з кортикальною КТ склала  $20,43\text{ мм}^2$ , а з губчастою –  $86,15\text{ мм}^2$ . При товщині кортикального шару альвеолярного відростка 0,5 мм, площа контакту дентального імплантанту з кортикальною КТ склала  $5,37\text{ мм}^2$ , а з губчастою –  $101,41\text{ мм}^2$ . У випадках збільшення довжини та діаметру дентального імплантанту, більш ефективним для раціональної передачі навантаження на КТ виявилось збільшення діаметру дентального імплантанту. Наприклад, збільшення діаметру дентального імплантанту на 0,5 мм призвело до збільшення контактної площі кортикальної КТ до  $6,61\text{ мм}^2$  і губчастої до  $147,43\text{ мм}^2$  при товщині кортикального шару 0,5 мм, а при його товщині в 2мм площа контакту з кортикальною КТ збільшилась до  $25,58\text{ мм}^2$  і губчастою зменшилась на 15% до  $128,46\text{ мм}^2$  відповідно. Збільшення діаметру

дентального імплантату позитивно вплинуло також на опороздатність КТ до функціональних навантажень. Мінімальна опороздатність КТ в КДІС при згинальних навантаженнях збільшилась до  $R=207\text{H}$ , а максимальна опороздатність КТ до навантажень при компресійному стиску вздовж лінії вісьової симетрії імплантата визначена величиною  $R=1115\text{H}$ .

### Висновки

1. Збільшення опороздатності КТ пов'язано з наближенням вектору функціонального навантаження на оклюзійну поверхню коронки дентального імплантату до лінії вісьової симетрії імплантата, а зменшення опороздатності спостерігається при відцентрових зміщеннях поверхні силових навантажень та при збільшенні кута головного вектора зусиль силового навантаження.

2. Збільшення площі контакту імплантатів з кортикальним шаром КТ, який має вищі властивості механічної міцності, ніж губчаста тканина, призводить до збільшення опороздатності КТ альвеолярного відростка.

3. Геометричні параметри конструкцій дентальних імплантатів мають вагомое значення для більш раціонального перерозподілу функціонального навантаження між кісткою та поверхнею дентального імплантата.

4. Виходячи з вищенаведеного у подальшому, базуючись на отриманих знаннях та результатах дослідження біомеханіки КДІС, будуть проведені пошуки оптимальних варіантів покращення опороздатності кісткової тканини щелепи людини з імплантатами.

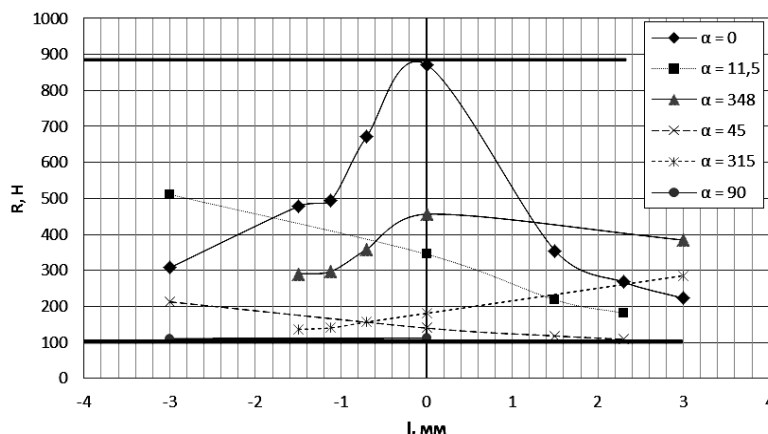


Рис. 4. Розподіл граничних величин зусиль ( $R, \text{H}$ ) опороздатності кісткової тканини в залежності від кута нахилу вектора навантаження ( $\alpha$ , град), а також його віддалення від центру маси поверхні коронки ( $l$ , мм) при товщині кортикальної кістки ( $l = 2$  мм)

**Аннотация.** В данной работе на современном уровне компьютерного и программного обеспечения проведено расчетно-теоретический анализ сил, напряжений и деформаций биомеханической системы «костная ткань - дентальный имплантат - супраконструкция». Установлены закономерности для несущей способности костных тканей челюсти к функциональным нагрузкам дентальных имплантатов, зависящие от анатомического строения альвеолярного отростка и строения окклюзионной поверхности супраконструкции. Рассчитана площадь контакта поверхности дентальных имплантатов с кортикальной и губчатой костной тканью, которая определяет параметры несущей способности кости к деформациям в случае сложного вида напряженно-деформированного состояния кости челюсти соединенной с имплантатом.

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

**Abstract.** In this paper, up to date computer hardware and software was held by calculation and theoretical analysis of the forces of the biomechanical stresses and strains of the "bone - dental implant - supraconstruction". The laws of the bearing capacity of the jaw bone to functional load of dental implants were investigated, depending on the anatomy of the alveolar process and the structure of the occlusal surface supraconstructions. There were calculated the surface area of contact of dental implants with cortical and trabecular bone tissue of different volume that determines the carrying capacity to deformations in the case of complicated form of the stress-strain state of the jaw bone in connection to implant.

**Purpose** Perform incremental numerical and theoretical study concerning study of capacity and mechanical aspects of distribution and stress concentration of the deformation of bone biomechanical system "bone - dental implants - supraconstruction" (KDIS) rights under physiological norm biological tissue based on advanced techniques using bioengineering analysis CAD / CAE technologies.

**Findings.** Increase capacity of CT associated with the approach vector functional load on the surface occlusion crowns dental implant to implant symmetry axial lines and reduce of capacity observed in bias surface centrifugal force loads and an increase in the angle of the main vector of force load.

**Keywords:** computational and theoretical biomechanical analysis, finite element method, dental implants, bearing capacity, the stress-strain state, the human dentognathic apparatus.

1. Зуабі О. Рентгенологічні зміни навколо імплантатів, що були негайно відновлені реставраціями, у пацієнтів з захворюваннями пародонту / О. Зуабі, Дж. Горвіц, М. Пелед, Е. Махтей // Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія. – 2010. – № 2 (18). – С. 37 – 39.
2. 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. 21, 2010; 490 – 496.

3. *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.
4. *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. – Vol 40 (2). – P. 252-264.
5. *Павленко О.В.* Профілактика та медикаментозна корекція тканин протезного ложа і поля в період адаптації до протезів (метод. рекомендації) // Павленко О.В., Біда В.І., Дорошенко О.М. та співав. //, Київ – Наукова думка, 2011. – с.18.
6. *Маланчук В. О.* Вивчення біомеханіки нижньої щелепи на тривимірних комп'ютерних моделях методом скінченних елементів / Маланчук В. О., Копчак А. В., Кришук М. Г. // Вісник стоматології – 2009. - №3. – С. 56 – 62.
7. *Онищенко В.С.* Порівняльна характеристика різних методів ортопедичного лікування захворювань тканин пародонту / В.С. Онищенко, О.М. Дорошенко, П.В. Леоненко, М.В. Дорошенко // Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П.Л. Шупика.- К.,2007. – №16, кн.1. – С. 354 – 365.
8. *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.- К., 2012. – №21, кн.1. – С. 211 – 225.
9. *Мандзюк Т.* Огляд проблем комп'ютерного моделювання біомеханічних систем у стоматології / Т. Мандзюк, В. Вовк // Вісник Львів. Університету. Серія приклад. математ. та інформ. – 2008. – Вип. 14. – С. 105 – 122.
10. *Трофименко О. А.* Визначення напружено-деформованого стану тканин пародонту в залежності від ступеня атрофії альвеолярного відростка / О. А. Трофименко // Современная стоматология. – 2007. – № 1. – С. 115 – 118.
11. *Цибенко О.С.* Автоматизовані системи проектування та інженерних розрахунків в машинобудуванні / Цибенко О.С., Кришук М.Г. // Навчальний посібник. «Політехніка», НТУУ «КПІ», Київ, 2008, – 98 с.
12. *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., Київ., 2012. – с.97-98.
13. *Леоненко П.В.* Створення і аналіз імітаційних 3D моделей біомеханічних систем "зуб - періодонт - щелепа" з метою експериментального вивчення змін їх біомеханіки у пацієнтів з генералізованим пародонтитом / П.В. Леоненко // Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П.Л. Шупика. – К.,2012. – №21, кн.4. – С. 40 – 57.
14. <http://www.materialise.com/mimics> (accessed 28 February 2012)
15. *ANSYS, Inc.* Theory Reference. Canonsburg. 2004. p. 1067.

## REFERENCES

1. *Zuabi O., Dzh. Gorvic, M. Peled, E. Mahtej.* Rentgenologichni zmini navkolo implantativ, shcho byly negajno vidnovleni restavracijami, u pacientiv z zahvorjuvannjami parodontu (Radiographic changes around implants were immediately restored restoration in patients with periodontal disease) Implantologija. Parodontologija. Osteologija., 2010., no. 2, 18. pp. 37 – 39.
2. *Rocuzzo M., N. De Angelis, L. Bonino, M. Aglietta.* 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. 21, 2010; pp. 490 - 496.
3. *Mazur I. P., P.V. Leonenko.* Biomechanichni aspekti kistkovoї tkanini nizhn'oj shchелеpy: kliniko-eksperimental'ne doslidzhennja. Chastina II (Biomechanical aspects of bone of the mandible: clinical and experimental study. Part II) Implantologija. Parodontologija. Osteologija. 2010, no.2, 18. pp. 8 – 16.
4. *Shahar R., P. Zaslansky, M. Barak.* Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry [et al.] J. Biomech: 2007, Vol 40 (2), pp. 252 – 264.
5. *Pavlenko O.V., Bida V.I., Doroshenko O.M.* Profilaktika ta medikamentozna korekcija tkanin proteznogo lozha i polja v period adaptacii do proteziv (metod. rekomendacii) [Prevention and pharmacological correction of tissue prosthetic bed and margins in the period of adaptation to the prosthesis (method. recommendations)] Kyiv: Naukova dumka, 2011. 18 p.
6. *Malanchuk V. O., Kопchак A. V., Kryshchuk M. G.* Vivchennja biomehaniki nizhn'oi welepi na trivimirmih komp'juternih modeljah metodom skinchennih elementiv (Studying the biomechanics of the mandible on three-dimensional computer models of the finite element method) Visnik stomatologii, 2009. no.3, pp. 56 – 62.
7. *Oniwenko V.S., O.M. Doroshenko, P.V. Leonenko, M.V. Doroshenko.* Porivnjal'na harakteristika riznih metodiv ortopedichnogo likuvannja zahvorjuvan' tkanin parodontu (Comparison of different methods of orthopedic treatment of periodontal tissue) Scientific papers of the employees NMAPO name P.L. Shupika, K.,2007, №16, kn.1. pp. 354 – 365.
8. *Leonenko P.V.* Vprovadzhenja algoritmu (protokolu) nadannja kompleksnoj diagnostichno-likuval'noi dopomogi pacientam z generalizovanim parodontitom, osteopatijami ta defektami zubnih rjadiv z vikoristannjam metodu dental'noi implantacij (Implementation of the algorithm (protocol) providing comprehensive diagnostic and therapeutic care for patients with generalized periodontitis, osteopathy and dentition defects with the use of dental implants) Scientific papers of the employees NMAPO name P.L. Shupika K., 2012, no.21, kn.1. pp. 211 – 225.
9. *Mandzjuk T., V. Vovk.* Ogljad problem komp'juternogo modeljuvannja biomehanichnih sistem u stomatologij (Review the problems of computer simulation of biomechanical systems in dentistry) Visnik L'viv. Universitetu. Serija priklad. matemat. ta inform. 2008, Vip. 14. pp. 105 – 122.
10. *Trofimenko O. A.* Viznachenja napruzhenno-deformovanogo stanu tkanyn parodontu v zalezhnosti vid stupenja atrofij al'veoljarnogo vidrostka (Determination of the stress-strain state of periodontal tissue depending on the degree of atrophy of the alveolar bone) Sovremennaja stomatologija, 2007, no. 1. pp.115 – 118.
11. *Cybenko O.S., Kryshchuk M.G.* Avtomatizovani sistemi proektuvannja ta inzhenernih rozrahunkiv v mashinobuduvanni (Automated systems design and engineering calculations in engineering) Study guide «Politehnika», NTUU «KPI», Kyiv, 2008, 98 p.
12. *Krishchuk M.G., P.V. Leonenko, V.O. Eshchenko.* Imitacijne modeljuvannja funkcional'nih navantazhen' okluzijnoj poverhni suprakonstrukcij z oporoju na dental'ni implantati z metoju viznachenja granichnogo stanu napruzhen' kistkovih tkanin welepi ljudini (Simulation functional loads occlusal surface supraconstructions relying on dental implants to limit state stresses human jaw bone tissue) Proceedings of the 3rd International Conference «Biomedichna inzhenerija i tehnologija» 15-16 march 2012r., Kyiv., 2012, pp.97 – 98.
13. *Leonenko P.V.* Stvorenja i analiz imitacijnih 3D modelej biomehanichnih sistem "zub - periodont - welepa" z metoju eksperimental'nogo vivchennja zmin ih biomehaniki u pacientiv z generalizovanim parodontitom (Creating and analyzing simulation models 3D biomechanical systems "tooth - Periodontal - jaw" to changes in their experimental study of biomechanics in patients with generalized periodontitis) Scientific papers of the employees NMAPO name P.L. Shupika K., 2012. no.21, kn.4, pp. 40 – 57.
14. <http://www.materialise.com/mimics> (accessed 28 February 2012)
15. *ANSYS, Inc.* Theory Reference. Canonsburg. 2004. p. 1067