

УДК 539.3

Кришук¹ М.Г., д.т.н.; Міщенко² О.М., к.м.н.; Єщенко¹ В.О.

1 - НТУУ «Київський політехнічний інститут ім. І.Сікорського» м. Київ, Україна;

2 - Запорізький державний медичний університет, м. Запоріжжя, Україна

БИОМЕХАНИЧНИЙ СТАН КІСТОК ЩЕЛЕПИ В ПРОЦЕСІ РЕЛАКСАЦІЇ НАПРУЖЕНЬ ПРИ ВСТАНОВЛЕННІ ІМПЛАНТІВ

Kryshchuk M., Mishchenko O., Ieshchenko A.

1 - National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine (mmi@kpi.ua);

2 - Zaporozhye State Medical University, Zaporizhzhya, Ukraine

BIOMECHANICAL STATE IN THE PROCESS STRESS RELAXATION JAW BONE WHEN INSTALLING IMPLANTS

Приведено результати досліджень процесу релаксації напружень в кістках щелепи людини при встановленні імплантів для визначення граничних за величинами міцності біологічних тканин моментів закручування фіксаторів. Міцність та механічна напруженість кісток щелепи оцінюється із застосуванням методів математичного моделювання, як при встановленні імплантів, так і на протязі часу від 1с до 3000с процесу післяопераційного стану тканин кортикального та губчастого шару. Новизна постановки розглянутої задачі полягає у визначенні індивідуального неоднорідного поля релаксації напружень імітаційних моделей переднього відділу нижньої щелепи з товщиною кортикальної кістки від 1мм до 3мм на прикладі встановлення двохрідного імпланту. Експериментальні дані релаксації напружень та міцності взірців ушкоджених кісток щелепи людини застосовано в розрахунково-теоретичних дослідженнях напружень та зон руйнування в околі імпланту. Встановлені закономірності дозволяють обґрунтувати величини граничних моментів закручування імплантів та підвищити якість практичної реалізації контрольованого процесу їх встановлення для різного типу кісток щелепи. Кісткова тканина моделі фрагменту щелепи приймається неоднорідним ізотропним матеріалом. Чисельні розрахунки релаксації напружень кісток щелепи виконані за допомогою в'язкопружної моделі Максвелла.

Ключові слова: кістки, імпланти, імітаційна модель щелепи, чисельний експеримент, біомеханічна система, релаксація напружень, узагальнена модель Максвелла.

Вступ. Впровадження в клінічну практику сучасних методів імплантації конструкцій технологічного виготовлення впливає на перебіг інтенсифікації процесів перебудови кісток щелепи в зонах локації її напружено-деформованого стану (НДС) [1, 2]. Дані методи відновлення функціональних властивостей щелепи передбачають створення в кістковій тканині зон, які зазнають тривалих стискаючих та розтягуючих деформацій, що впливають на стабільність сполучення контактуючих тіл імпланту та кістки в умовах релаксації її напружень. Відомо, що живі тканини в процесі свого росту і розвитку істотним чином реагують на зовнішнє силове поле, в якому вони функціонують. Механічний фактор надає стимулюючу і регулюючу дію на специфічні клітини тканин щелепи, що призводить до запуску і розвитку процесів трансформації кісток в макроскопічному масштабі [3].

Починаючи з роботи Вольфа 1892 року [4] на сьогодні накопичено значний досвід емпіричних досліджень в області біомеханіки кісток людини [1-3]. Експериментально встановлено [5], що процеси релаксації напружень в кістковій тканині протікають значно швидше за біологічні процеси резорбції і формування кісткової тканини та здатні суттєво впливати на них за рахунок п'єзоелектричних ефектів, що виникають в локально напружених зонах.

Мета досліджень – створення імітаційних моделей біомеханічних систем щелепи та дослідження процесів релаксації напружень в кортикальній та губчастій кісткових тканинах в залежності від її структурно-функціонального стану при вкручуванні імплантів.

Матеріали та методи досліджень. Моделювання біомеханічного стану кісткових тканин щелепи при силових навантаженнях, що утворені при вкручуванні типового двохрідного зубного імпланту заданого типу в попередньо підготовлений отвір здійснено в припущенні наявності трьохвісьового НДС часток середовища, що деформується (рис.1). Розроблені імітаційні моделі (ІМ) біомеханічної системи (БМС) “кістка щелепи - зубний імплант” складені з трьох неоднорідних тіл: зубного імпланту, кортикального та губчастого шарів кісткової тканини, що жорстко сполучені між собою (рис. 2). Комп'ютерна модель конструкції імпланту побудована в середовищі системи Autodesk Inventor 11.0 [6] за геометричними характеристиками виробника. Просторова модель біологічних тканин щелепи створена по даними комп'ютерної томографії об'єкта

дослідження з використанням програми Mimics 10.0 [7]. Цифрову модель сполучених тіл БМС “кістка щелепи - зубний імплант” розроблено в CAD системі Autodesk Inventor 11.0. Для побудови сітки скінченних елементів, завдання біомеханічних характеристик матеріалів та умов контактної взаємодії структурних елементів ІМ БМС проведено експорт цифрових даних геометрії збірок структурних елементів ІМ БМС у середовище системи інженерного аналізу WB ANSYS 12.1 [8].

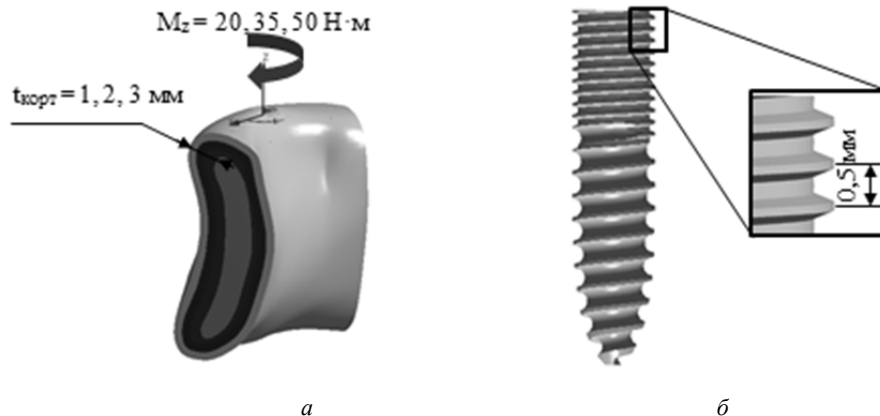


Рис. 1. Силіві навантаження крутним моментом (а) конструкції імпланта (б) заданого типу для кістки щелепи

За розробленою методикою, використанням цифрових даних та інформаційних технологій зазначених вище створено три ІМ БМС різної жорсткості з товщиною стінки кортикального шару щелепи 1мм, 2мм та 3мм (рис.2). Для спрощення будови кістки та визначення основних біомеханічних характеристик матеріалів технологічного виготовлення та біологічного походження застосовано гіпотези: 1) пружних ізотропних властивостей титанового сплаву ВТ-6 для імпланту; 2) в'язкопружних ізотропних властивостей кістки, які мають різну швидкість релаксації напружень для кожного типу шарів кісткових тканин; 3) біологічні матеріали кістки проявляють в'язкісні властивості тільки по відношенню до деформацій зсуву; 4) первісного ненапруженого стану кістки до встановлення імпланту; 5) при напруженнях, що перевищують межу пропорційності ушкоджених кісткових тканин виникають на мікрорівні зони її руйнування.

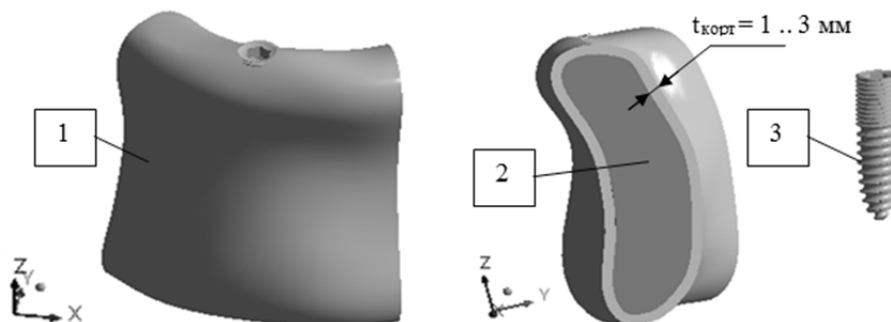


Рис. 2. Структурні елементи імітаційної моделі БМС “кістка щелепи - зубний імплант”: 1- кортикальний шар кістки; 2-губчастий шар кістки; 3- імплантат

Для прийнятої моделі в'язкопружного матеріалу біологічних тканин БМС релаксацією об'ємних характеристик зневажали. Вибір такої апроксимації біомеханічного стану БМС ототожнювали з моделюванням напружень та деформацій біологічних тканин узагальненою моделлю Максвелла [9]. Для однорідного в'язкопружного матеріалу БМС напруження $\sigma(\rho, t)$ в момент часу t представили сумою внесків напружень від окремих деформацій за скінченні проміжки часу в інтервалі $[0, t]$. Відповідно до лінійного закону спадкоємної в'язкопружності та принципом суперпозиції Больцмана девіатор напружень $\xi(\rho, t)$ представлено у вигляді

$$\xi(\rho, t) = 2G(\rho)\varepsilon(\rho, t) - 2G(\rho)\int_0^t R_c(\rho, t-\xi)d\varepsilon(\rho, \xi).$$

Для визначеного типу кісткових тканин щелепи за рентгенологічною щільністю ρ апроксимацію модуля зсувної релаксації напружень $R_c(\rho, t-\xi)$ виконували скінченновимірним рядом експонент із від'ємними

степенями $G(\xi) = G_\infty + \sum_{i=1}^{n_G} G_i e^{(-\xi/\lambda_i^G)}$; $G(\xi) = G_\infty + \sum_{i=1}^{n_G} G_i$. При визначенні невідомих коефіцієнтів апроксимуючої

функції $G(\xi)$ забезпечували умови її нормування за критерієм $\int_0^t G(\xi) d\xi = G_0$. Практична реалізація даної умови представлена рівнянням $G(t) = G_0(\alpha_\infty^G + \alpha_1^G \alpha \exp(-t/\tau_1^G) + \alpha_2^G \alpha \exp(-t/\tau_2^G))$, де $G(t)$ – модуль зсуву в поточний момент часу t , G_0 – модуль зсуву до релаксації, $\alpha_\infty^G = G_\infty/G_0$ – відношення модулів зсуву після і до релаксації, $\alpha_i^G = G_i/G_0$ – відношення модулів зсуву в момент часу релаксації τ_i^G до модуля зсуву до релаксації. Для знаходження невідомих коефіцієнтів функції $G(t)$ використовували емпіричні дані (табл.1) експериментальних досліджень релаксації напружень взірців кортикальної та губчастої кістки щелепи [5], що представлені регресійними рівняннями приведенного зусилля від часу навантаження. Розраховані величини коефіцієнтів $\alpha_\infty^G, \alpha_1^G, \alpha_2^G, \tau_1^G, \tau_2^G$ в обчисленнях параметрів функцій $G(t)$ узагальненої моделі Максвелла для кортикальної та губчастої кістки щелепи відповідають величинам модуля зсуву G_0 в'язкопружної моделі біологічних тканин відповідно в інтервалах 600...6000МПа та 39...394 МПа.

Експериментальні дані для величин пружних, в'язкопружних та міцнісних характеристик матеріалів ІМ БМС, що використовувались для чисельних експериментів, наведено в таблиці 1. Рахували, що для біологічних тканин мікроушкодження, що передують руйнуванню відповідних шарів неоднорідної кістки згідно [5], виникають при перевищенні величин еквівалентних за Мізесом напружень $\sigma_{екв}$, межі пропорційності $\sigma_{пл}$ матеріалу. Для імпланта межу тимчасового опору деформаціям визначено емпіричними даними для границі міцності σ_B .

Розрахункові схеми. Для дослідження процесів релаксації напружень в біологічних тканинах щелепи при закручуванні зубного імпланта використано двохетапний алгоритм побудови розрахункових схем ІМ БМС “кістка щелепи - зубний імплант”.

На першому етапі для розробленої розрахункової схеми ІМ БМС введено кінематичні обмеження по бокових поверхнях виділеного фрагменту кістки щелепи та створено локальну циліндричну систему координат з z-віссю, як показано на рис. 3а, направленою вздовж вісі імпланта. Крутний момент M_z задано відносно утвореної циліндричної системи координат у зоні дії динамометричного ключа на зубний імплант. Проведено чисельний експеримент по визначенню прогнозованого НДС ІМ БМС з пружними характеристиками матеріалів кісток та імпланту.

На основі результатів попереднього етапу проведено обчислення величин деформації конструкції імпланту ІМ БМС, які визначені як еквівалент силового навантаження зовнішнім моментом M_z . Навантаження системи контактуючих без проковзування тіл на другому етапі задане відповідними величинами повороту φ_y вектора переміщення зубного імпланта у циліндричній системі координат (рис. 3б).

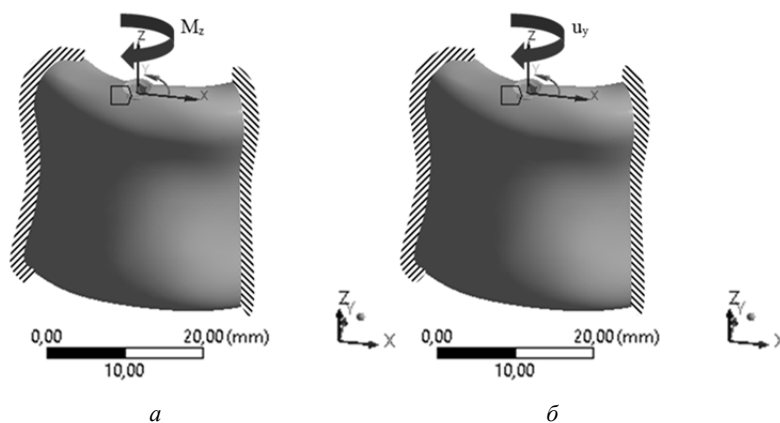


Рис. 3. Розрахункові схеми НДС ІМ БМС “кістка щелепи - зубний імплант” при вкручуванні імпланта: а - основна; б – еквівалентна

З використанням 10-вузлових тетраедричних та 20-вузлових гексагональних елементів з квадратичною інтерполяційною функцією програмного коду WB ANSYS 12.1 створено дискретну модель ІМ БМС. Оптимізацію сітки скінчених елементів (СЕ) ІМ БМС “кістка щелепи- зубний імплант” проведено за параметром максимального розміру СЕ та згущенням сітки СЕ для імпланту і отворів для його розміщення в об'ємах кортикальної та губчастих шарів кісток. Встановлено, що зменшення густини сітки з числом вузлів (NP) від 65036 до 194766 та кількості

Механічні властивості матеріалів БМС “кістка щелепи- зубний імплант”

№	Назва матеріалу	E, МПа	ν	$\sigma_{пл}/\sigma_{в}$, МПа	В'язкопружні механічні властивості	Джерело
1	Кортикальна кістка (ушкоджена)	4599	0,25	55,9 / -		[2, 5]
2	Губчаста кістка (ушкоджена)	193	0,27	5,9 / -		[2, 5]
3	Титановий сплав, ВТ-6	115000	0,3	- / 850	--	[10]

СЕ (NE) від 34758 до 194766 призводить до збільшення величини напружень лише в околі концентраторів механічних напружень. Такі зони знаходяться поблизу поверхонь контакту різьби імпланту з кісткою і показані на рис. 4. Зміна ступеня дискретизації ІМ БМС не впливає на розподіл еквівалентних за Мізесом напружень $\sigma_{екв}$ в об'ємах сполучених тіл біологічного походження з амплітудами таких величин до межі пропорційності 55.9 МПа для кортикальної кістки та відповідно - 5.9 МПа для губчастої кістки.

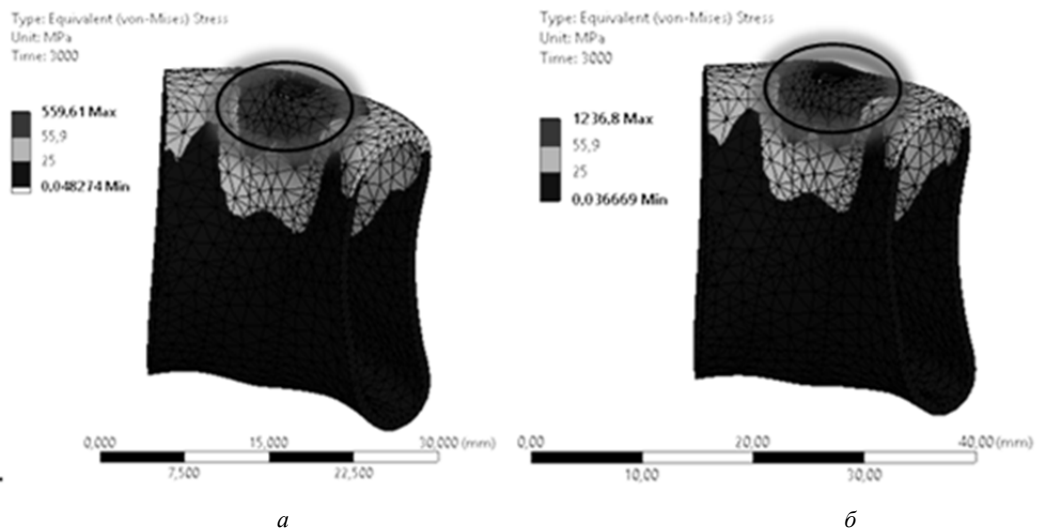


Рис. 4. Верифікація розрахункових величин напружень $\sigma_{екв}$ щелепи з кортикальною кісткою товщиною 1 мм за даними чисельного експерименту з параметрами сітки скінченних елементів ІМ БМС: NP= 63056, NE=34758 - а; NP=194766, NE=111972 -б

Результати досліджень. Поля еквівалентних за Мізесом напружень для кісток щелепи з різною жорсткістю кортикального шару при силовому навантаженні імпланту крутним моментом 20Н·м, 35Н·м, 50Н·м на момент часу $t = 3000$ с представлено на рисунках 5-7. Процес релаксації напружень в кортикальному шарі кісток щелепи різної жорсткості при силовому навантаженні імпланту за період часу $t = 1 \dots 3000$ с приведено на рис. 8.

За результатами чисельного експерименту встановлено зони руйнування кортикального та губчатого шару кісток щелепи з товщиною кортикального шару від 1мм до 3мм при вкручуванні імпланту крутним

моментом 20 Н·м, 35Н·м, 50Н·м. На рисунках 5-8 зони руйнування кісток щелепи позначені цифрою 1. Відповідно зони в'язкопружного та пружного типів деформування кісток позначені цифрою 2 та 3..

Встановлено, що для кістки щелепи з товщиною кортикального шару 1мм зона руйнування при встановленні імпланту з величиною моменту закручування 20Н·м, 35Н·м, 50Н·м (рис.5) становлять відповідно 2мм, 3.5мм та 12мм вздовж його конструкції та відповідно 1,25мм, 3,25мм та 6,00мм від його бокової поверхні імпланту. В зоні в'язкопружного деформування кісток щелепи мінімальні величини еквівалентних за Мізесом напружень кортикального шару після встановлення імплантів становлять 9-10МПа. Для кістки щелепи з товщиною кортикального шару 1мм при вкручуванні імпланту крутним моментом 20 Н·м зона руйнування має мінімальні геометричні розміри. Перевищення у 2.5 рази величин крутного моменту 20Н·м збільшує майже у 6 разів прилеглий до імпланту об'єм зони руйнування кортикального шару кістки, для якої необхідно набагато більше часу при відновленні її функціональності.

Для кістки щелепи з товщиною кортикального шару від 2 до 3мм зона руйнування при встановленні імпланту з величиною моменту силового навантаження 20Н·м, 35Н·м, 50Н·м (рис. 6, 7) обмежена тілом кортикальної кістки та не перевищує 1мм. В зоні в'язкопружного деформування кісток щелепи мінімальні величини еквівалентних за Мізесом напружень $\sigma_{\text{СКВ}}$ кортикального шару після встановлення імплантів знаходяться у діапазоні від 9МПа до 32МПа. Закономірності релаксації напружень в зонах в'язкопружного деформування кісток з товщиною кортикального шару від 2мм до 3 мм подібні (рис. 6, 7, 8а). Гранична амплітуда величини закручування крутним моментом у 50Н·м не має ознак невідповідності експериментальним даним, що встановлені фахівцями практичної стоматології медичних закладів України.

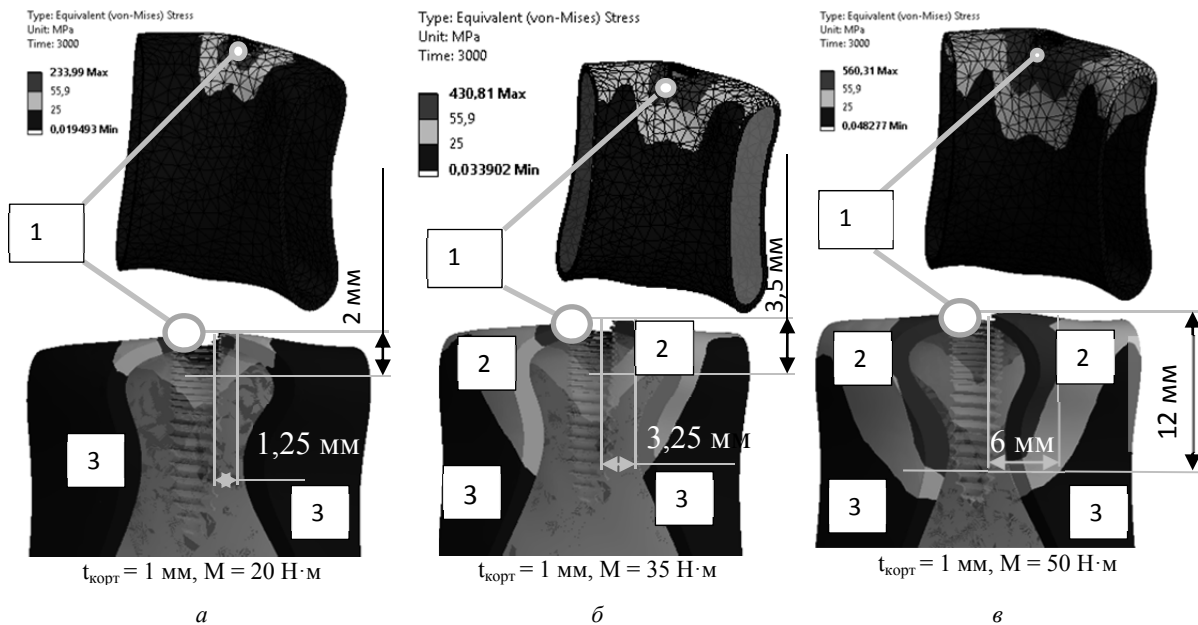


Рис. 5. Зони руйнування (позначено цифрою 1) кортикального шару кістки щелепи з товщиною $t_{\text{корт}} = 1$ мм для амплітуд силового навантаження імпланту крутним моментом 20 Нм (а) до 35 Нм (б), 50 Нм (в) на момент часу $t = 3000$ с

Цифрами позначено: 1 - зона руйнування, 2 -зона в'язкопружного деформування, 3 - зона пружного деформування

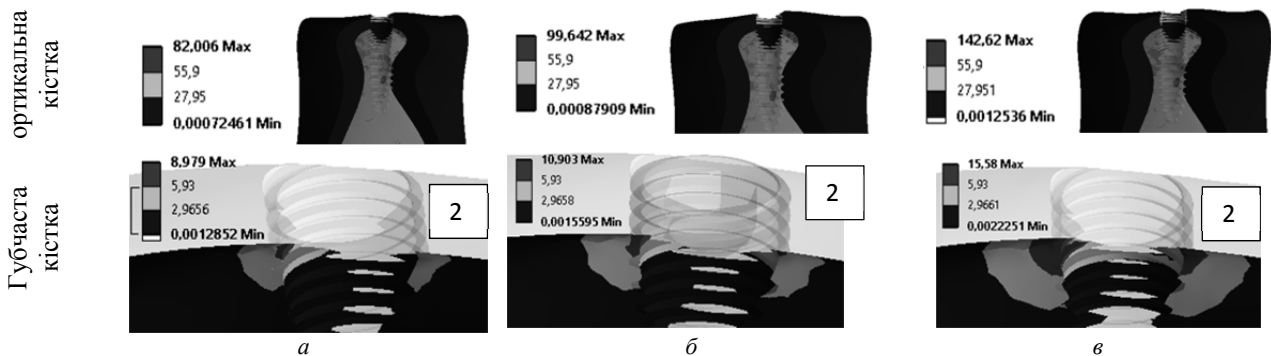


Рис. 6. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в кістках щелепи з товщиною кортикального шару $t_{\text{корт}} = 2$ мм при силовому навантаженні імпланту крутним моментом 20 Нм (а), 35 Нм (б), 50 Нм (в) на момент часу $t = 3000$ с. Зона в'язкопружного деформування позначена цифрою 2

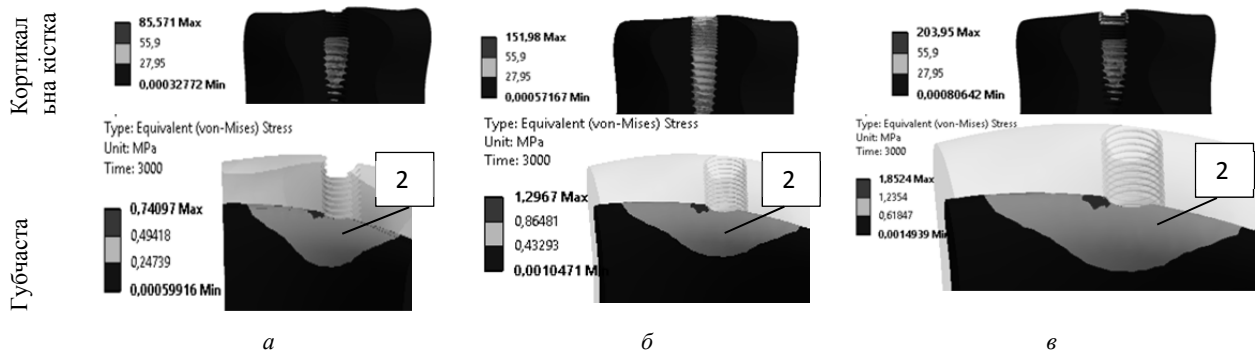


Рис. 7. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в кістках щелепи з товщиною кортикального шару $t_{\text{корт}} = 3$ мм при силовому навантаженні імпланту крутним моментом 20 Нм (а), 35 Нм (б), 50 Нм (в) на момент часу $t = 3000$ с. Зона в'язкопружного деформування позначена цифрою 2

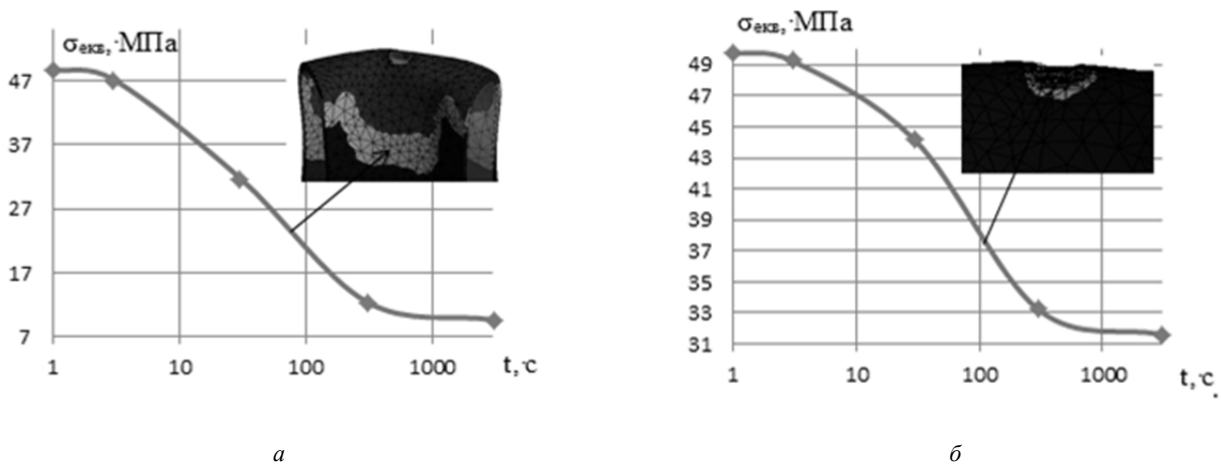


Рис. 8. Процес релаксації напружень $\sigma_{\text{екв}}$ в кортикальному шарі кістки щелепи з товщиною $t_{\text{корт}} = 1$ мм при силовому навантаженні імпланту крутним моментом $M=20$ Нм (а) та відповідно $t_{\text{корт}} = 2$ мм при $M=50$ Нм (б)

Висновки

Ідентифікація параметрів в'язкопружних характеристик біологічних матеріалів кортикальної та губчастої кісток щелепи проведена з використанням неявних характеристик зсувної релаксації напружень, для визначення яких застосовано узагальнену модель Максвелла та емпіричні дані експериментальних досліджень взірців матеріалу в умовах одновісного стиску. На прикладі встановлення двохрізьбового імпланту з величинами моментів закручування від 20Нм до 50Нм визначено поля релаксації напружень переднього відділу нижньої щелепи з товщинами кортикальної кістки, що змінюються від 1мм до 3мм. За результатами чисельних експериментів встановлено зони руйнування, пружного та в'язкопружного деформування кісток щелепи різної жорсткості при вкручуванні імплантів. Визначені закономірності розподілу напружень біологічних тканин щелепи дозволяють обґрунтувати величини граничних моментів закручування імплантів для кісток з різною жорсткістю кортикального шару, що мають деструктивні зміни, і підвищити якість практичної реалізації контрольованого процесу їх встановлення.

Анотація. Приведены результаты исследования процесса релаксации напряжений в костях челюсти человека при установлении имплантатов для определения предельных по величинам прочности биологических тканей моментов закручивания фиксаторов. Прочность и механическая напряженность костей челюсти оценивается с применением методов математического моделирования, как при установке имплантов, так и в течение времени от 1с до 3000 с процесса послеоперационного состояния тканей кортикального и губчатого слоя. Новизна постановки рассматриваемой задачи заключается в определении индивидуального неоднородного поля релаксации напряжений имитационных моделей переднего отдела нижней челюсти с толщиной кортикальной кости от 1мм до 3мм на примере установления двух-резьбового импланта. Экспериментальные данные релаксации напряжений и прочности образцов поврежденных костей челюсти человека применено в расчетно-теоретических исследованиях напряжений и зон разрушения в окрестности импланта. Установленные закономерности позволяют обосновать величины предельных моментов закручивания имплантов и повысить качество практической реализации контролируемого процесса их установки для различного типа костей челюсти. Костная ткань модели фрагмента челюсти принимается неоднородным изотропным материалом.

Численные расчеты релаксации напряжений костей челюсти выполнены с помощью вязкоупругой модели Максвелла. Для рассматриваемой начально-краевой задачи представлены необходимые уравнения, граничные и начальные условия.
Ключевые слова: кости, импланты, имитационная модель челюсти, численный эксперимент, биомеханическая система, релаксация напряжений, обобщенная модель Максвелла.

Abstract. The current study presents the results stress relaxation of the jaw bone in the human implant treatment, aiming to determine the strength limit values for of biological tissues and the maximum moment values for tightening clamps. The strength and mechanical strength of the jaw bone is estimated with the use of mathematical modeling as when installing implants and over time from 1s to 3000s of postoperative state of cortical and spongy tissues. The novelty of considered task is to determine the individual inhomogeneous field stress relaxation by using simulation models anterior mandible with cortical bone thickness from 1mm to 3mm setting on example of two-threaded implant. Experimental data of stress relaxation and strength models of damaged in human jaw bone applied and theoretical studies of stress and fracture zones in the surrounding area of tooth-implant. The identified regularities allow to prove the moment limit values for tightening implants and improve the quality of practical implementation of controlled process of installation for different types of bones of the jaw. The tissue model of fractured jaw bone taken as heterogeneous isotropic material. Numerical simulations of jaw bones stress relaxation were made using Maxwell viscoelastic model. For the boundary value problem the necessary equations, boundary and initial conditions are considered.

Keywords: bone implants, jaw simulation model, numerical experiment biomechanical system, stress relaxation, generalized Maxwell model.

Бібліографічний список використаної літератури

1. Prendergast P.J. Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design // *Clin. Biomech.* – 1997. – Vol. 12, No. 6. – p. 343–366.
2. Маланчук В.О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепо-лицевій хірургії. / В.О. Маланчук, М.Г. Кришук, А.В. Копчак. // – К.: Видавничий дім "Асканія", 2013. – 231 с.
3. Van der Meulen M., Huiskes R. Why mechanobiology? A survey article // *J. Biomech.* – 2002. – Vol. 35, No. 4. – p. 401–414.
4. Wolff J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. – Berlin: Verlag von August Hirschwald, 1892. – 300 s.
5. Маланчук В. О., Шидловський М. С, Копчак А. В. Експериментальне дослідження процесу релаксації напружень в кістковій тканині нижньої щелепи. "Вісник стоматології", № 2, 2010, – с. 90 – 96.
6. <http://www.autodesk.com/products/inventor-publisher/overview>
7. <http://biomedical.materialise.com>
8. Ansys.com : © 2016 ANSYS, Inc. All rights reserved – Режим доступу: <http://www.ansys.com/> (дата звернення 26.09.2016). – ANSYS - Simulation Driven Product Development.
9. Ильюшин А.А. Основы математической теории термовязкоупругости./ Б.Е. Победра // –М.: Наука, 1970, 280с
10. Splav-kharkov.com : © 2003 - 2016 Все права защищены – Режим доступу: http://www.splav-kharkov.com/mat_start.php?name_id=1298 (дата звернення 26.09.2016). – Титановый деформируемый сплав Марочник стали и сплавов.

References

1. Prendergast, P. (1997), "Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design", *Clin. Biomech*, vol. 12, no. 6. pp. 343–366.
2. Malanchuk, V.O., Kryshhuk, M.G. and Kopchak, A.V. (2013), *Imitacijne komp'yuterne modelyuvannya v shhelepo-ly`cevij xirurgij*, [Simulation computer modeling in maxillofacial surgery], "Askania" publishing house, Kiev, Ukraine.
3. Van der Meulen, M. (2002), "Huiskes R. Why mechanobiology? A survey article", *J. Biomech*, vol. 35, no. 4. pp. 401–414.
4. Wolff, J. (1892), "Das Gesetz der Transformation der Knochen", *Berlin: Verlag von August Hirschwald*.
5. Malanchuk, V.O. (2010), "Experimental study of stress relaxation process in the bone of the lower jaw", *Journal of dentistry*, no. 2, pp. 90 – 96.
6. Available at: <http://www.autodesk.com/products/inventor-publisher/overview>
7. Available at: <http://biomedical.materialise.com>
8. Available at: <http://www.ansys.com/> ANSYS - Simulation Driven Product Development.
9. Il'jushin A.A. (1970), "Osnovy matematicheskoy teorii termovjazkoupругosti", Nauka, Moscow, Russia.
10. Available at: http://www.splav-kharkov.com/mat_start.php?name_id=1298

Подана до редакції 10.06.2016