

УДК 539.3-616.724-01.3

М.Г. Кришук, В.О. Маланчук, А.В. Копчак, В.О. Єщенко

ВИВЧЕННЯ ВПЛИВУ АНІЗОТРОПІЇ І НЕОДНОРІДНОСТІ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ НА РОЗПОДІЛ НАПРУЖЕНЬ У НИЖНІЙ ЩЕЛЕПІ МЕТОДОМ СКІНЧЕННИХ ЕЛЕМЕНТІВ

The paper discusses simulation results of mathematical modeling of the stress-strain state of the lower jaw with advanced three-dimensional finite element model. To simplify the study of the structure of the elastic constants of anisotropic inhomogeneous body bone we use a priori data on characteristics of the rigidity of its cortical layer. When studying the effect of anisotropy and heterogeneity of the physical bone model its mechanical properties are considered as linear orthotropic for each discrete piece – uniform model of the mandibular body with three mutually orthogonal planes of symmetry in the Cartesian coordinate system. We determine the values of the elastic constants of anisotropic material in each local volume in the local Cartesian coordinates based on actual test data sample jaw materials jaw the elastic moduli and the coefficient of lateral deformation along the line of cortical bone osteons. Based on the data gnathodynamometry data, we repair strength and direction of the masticatory muscles in the simulation model. Moreover, we study the effect of anisotropy and heterogeneity of the physical model of the bone tissue distribution of stresses and strains in various parts of the lower jaw. The results are compared with field test data and previously proposed computational jaw models. We make recommendations on how to construct adequate simulation models of the stress-strain state of human mandible used in oral and maxillofacial surgery.

Вступ

На сьогодні створення індивідуальних скінченноелементних моделей (СЕМ) кісток обличчя є перспективним напрямом біомеханічних досліджень [1–3]. Автори вважають, що СЕМ у найближчому майбутньому можуть стати важливим компонентом планування щелепно-лицевих операцій і точного прогнозування складних біомеханічних реакцій при встановленні імплантатів, проведенні остеотомій та остеосинтезу кісток обличчя [3–5]. Розроблений на основі матричного обчислення метод скінченних елементів [1] виявився надзвичайно ефективним і набув широкого застосування в інженерії, машинобудуванні, аерокосмічній та енергетичній галузях. Він дає можливість з високою точністю визначати розподіл напружень, напрямків і величину деформацій в окремих об'ємах і точках (вузлах) моделі, запас міцності та особливості руйнування моделі при дії граничних навантажень. Вірогідність СЕМ для біологічних і біомеханічних об'єктів дослідження при цьому визначається точністю відтворення у вхідних даних геометричних структур, необхідною щільністю скінченних елементів поблизу концентраторів напружень, властивостями неоднорідного матеріалу з анізотропними та ізотропними пружними механічними характеристиками, силовим навантаженням і граничними умовами (умовами контактної взаємодії структурних елементів імітаційної моделі та особливостями її кінематичного закріплення) [1, 3–6].

Прогрес комп'ютерних технологій і удосконалення методів цифрової обробки рентгенологічних зображень дають змогу створити імітаційні моделі, що з високою точністю відтворюють за комп'ютерною томограмою пацієнта складну геометрію нижньої щелепи (НЩ). Натомість точний математичний опис біомеханічних властивостей кісткової тканини, особливо при створенні індивідуальних СЕМ, істотно ускладнений [7, 8].

Відомо, що кісткова тканина НЩ за своїми механічними властивостями є неоднорідною, нелінійною і анізотропною. Вона має виражені в'язко-пружні властивості і здатність до структурної перебудови під дією навантажень. Крім того, механічні властивості НЩ можуть істотно (на порядок і більше) змінюватись залежно від віку, статі, структурно-функціонального стану кісткової тканини, наявності локальних і системних патологічних процесів [6, 9, 10]. На сьогодні в літературі існують значні розбіжності у визначенні основних механічних констант навіть для неуразеної кісткової тканини. Модулі пружності кортикальної кістки, визначені в різних дослідженнях, коливаються від 4 до 20–22 ГПа, а губчастої – від 0,05 до 1,5 ГПа і більше. Механічні властивості кісткової тканини мають індивідуальні та топографічні варіації, крім того, на величину модуля істотно впливають особливості методики його визначення [3, 6, 8, 11]. Надійних неінвазивних методів оцінки індивідуальних властивостей кісткової тканини пацієнта *in vivo* на сьогодні

не існує. Тому більшість дослідників при створенні СЕМ кісток вдаються до спрощень і абстрагування, розглядаючи кістку як ізотропний матеріал з однорідною щільністю та характеристиками міцності. Величину основних механічних констант кісткової тканини задають за середніми значеннями, отриманими в прямих експериментах переважно на матеріалі *in vitro* [2, 4, 6, 8]. Як наслідок, при визначенні напружень і деформацій можуть виникати істотні похибки [8, 12].

Зважаючи на це, широке впровадження СЕМ щелеп людини в клінічну практику потребує всебічної оцінки їх точності та вірогідності [6, 8, 12]. Така оцінка в механіці інженерних конструкцій базується на зіставленні даних, отриманих при розрахунку моделі, із результатами прямих натурних експериментів. З урахуванням особливостей об'єкта дослідження, яким є організм людини, такий підхід у медицині істотно обмежений або неможливий. Будь-які інвазивні тести і виміри у пацієнта є неприпустимими з міркувань біоетики. Втім важлива інформація щодо впливу тих чи інших чинників на величину похибки розрахункових даних може бути отримана при проведенні числових експериментів імітаційного математичного моделювання [12].

Постановка задачі

Мета роботи – дослідити вплив анізотропії та неоднорідності механічних властивостей кісткової тканини на характер розподілу і величину функціональних напружень, що виникають у НЩ, із застосуванням методів імітаційного моделювання та числових розв'язків методом скінченних елементів тривимірних задач теорії пружності для анізотропних тіл.

Матеріали і методи дослідження

Комп'ютерну імітаційну тривимірну модель щелепи було створено на основі томографічного дослідження кісток лицевого черепу пацієнта з нормально сформованою, неушкодженою НЩ та інтактними зубними рядами. Побудову моделі проводили за 940 ключовими точками, координати яких було перенесено в програмне середовище ANSYS 5.7 [13]. Ці точки було з'єднані полілініями, за якими побудовано криволінійні площини і об'єми, що відповідали губчастому і кортикальному шару кістки. Зуби і пародонт у моделі не відтворю-

вали. Для формування об'ємної сітки СЕМ було вибрано 10-вузловий тетраедричний елемент SOLID 187 з квадратичною апроксимацією функцій. У ділянках, де передбачали наявність концентрації напружень, вдавались до згущення сітки. Створена базова модель НЩ складалася зі 173660 вузлів і 112100 скінченних елементів (78429 для кортикальної і 33671 для губчастої кісткової речовини). В моделі було відтворено умови навантаження, що відповідають передній оклюзії. Для цього в ділянці суглобової поверхні головки НЩ вдавались до шарнірного закріплення, а в ділянці фронтальних зубів блокували вертикальні переміщення поверхневих вузлів, моделюючи їжу, що відкушується, як абсолютно жорстке тіло. Активними вважали лише м'язи, що підіймають НЩ. Напрямок їх дії задавали за даними [14], а силу жувальних м'язів визначали за співвідношенням їх "абсолютної" сили і даними гнатодинамометрії, відомими з літератури [11] (таблиця).

Механічні властивості кортикальної і губчастої тканини змінювали в межах експериментально визначеного фізіологічного діапазону пружних фізико-механічних властивостей щелепи [7]. При цьому створювали ряд СЕМ НЩ з різним ступенем дискретизації її об'ємів, які розраховували за сталих кінематичних граничних умов і силового навантаження [14, 15].

Вплив абсолютного значення та співвідношення модулів пружності різних типів кісткової тканини на величину і характер розподілу напружень і деформацій НЩ було вивчено на лінійній ізотропній моделі з такими характеристиками: модуль пружності кортикальної кістки – 10 ГПа, губчастої кістки – 780 МПа, коефіцієнт Пуассона – 0,27 для обох типів кісткової тканини. Цю модель розглядали як контрольну. Після тестування моделі, перевірки скінченноелементної сітки на наявність дефектів якості скінченних елементів та оцінки збіжності числових результатів проводили розрахунок напружено-деформованого стану щелепи. Оцінювали розподіл головних напружень, еквівалентних за Мізесом напружень, а також нормальних і дотичних компонент тензора напружень, що діють у різних площинах та на поверхні щелепи. Крім того, визначали величину пружних деформацій та лінійних переміщень вузлів дискретної моделі.

Модуль пружності кортикальної кістки змінювали в межах визначеного в натурному експерименті діапазону (від 6 до 15 ГПа) [7]. Модуль пружності губчастої кістки змінювали

Таблиця. Відтворення сили і напрямку дії жувальних м'язів у СЕМ

М'яз	Абсолютна сила м'яза за Воробйовим–Ясвоніним	Орієнтація м'яза в сагітальній площині відносно Франкфуртської горизонталі за [14]	Сила скорочення жувального м'яза, розрахована для сили прикусу 385 Н	
			По вертикалі	По сагіталі
Скроневий	800 Н	$-27,1^\circ$	200 Н	-95 Н
Власне жувальний	750 Н	$19,6^\circ$	195 Н	60 Н
Медіальний крилоподібний	400 Н	$17,6^\circ$	100 Н	30 Н

пропорційно до зміни модуля кортикальної кістки (від 470 до 1150 МПа) і повторювали числовий розрахунок моделі.

Після цього змінювали співвідношення жорсткості кортикального і губчастого шарів. Модуль пружності кортикальної кістки задавали сталою величиною, а модуль пружності губчастої кістки варіювали від 100 до 900 МПа (експериментально визначений діапазон) [7].

Для вивчення впливу анізотропії та неоднорідності фізичної моделі кортикальної кістки її властивості розглядали як лінійно ортотропні для кожного дискретного кусково-однорідного об'єму моделі тіла НЩ з трьома взаємно ортогональними площинами симетрії декартової системи координат. Визначення величин для тензора пружних сталей неоднорідного тіла моделі НЩ проводили в локальній системі координат для кожного попередньо визначеного об'єму з відомими експериментальними даними матеріальних констант для модуля пружності [7] та коефіцієнтів поперечної деформації [8].

Відповідно до положень механіки суцільного середовища, тензору пружних сталей ор-

тотропного тіла в локальній системі координат відповідає числова матриця C_{ijkl} розмірами 6×6 , яка забезпечує лінійний зв'язок деформацій ε_{ij} і напружень σ_{kl} за законом Гука $\sigma_{kl} = C_{ijkl}\varepsilon_{ij}$. Для проведення розрахунків напружено-деформованого стану НЩ коефіцієнти матриці C_{ijkl} в кожному однорідному об'ємі з визначеними кутами напрямків локального базису (рис. 1, 2) перераховували до єдиної глобальної системи декартових координат моделі НЩ, а саме $C'_{mnpq} = \alpha_{mi}\alpha_{nj}\alpha_{pk}\alpha_{ql}C_{ijkl}$, за загальними правилами лінійних перетворень компонент тензора [16].

Для спрощення дослідження структури пружних констант анізотропного неоднорідного тіла НЩ керувались апріорними даними по характеристиках жорсткості її кортикального шару. Напрямок ліній максимальної жорсткості (вісь пружної симетрії) в ділянці НЩ збігається із напрямком більшості остеонів кортикального шару і змінюється від майже горизонтального на ділянці тіла до вертикального на

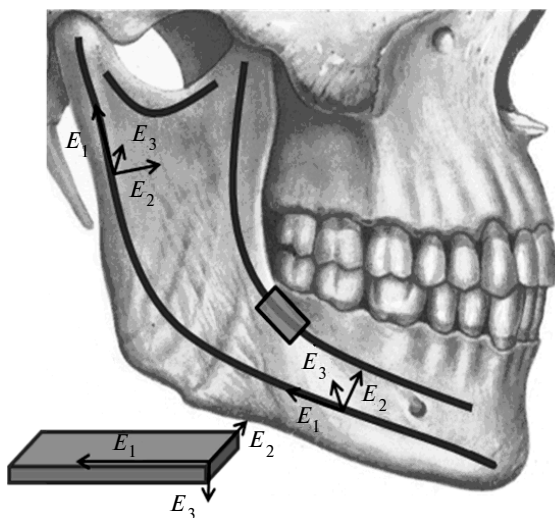


Рис. 1. Лінії максимальної жорсткості та вісі ортотропної симетрії пружних властивостей на НЩ

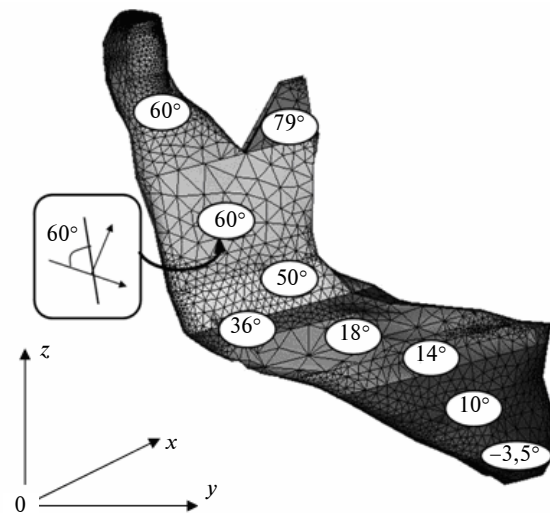


Рис. 2. Орієнтація ліній максимальної жорсткості в локальній системі координат (відносно нижнього краю щелепи), відтворена в СЕМ

ділянці гілки [7, 8] (рис. 1). Для відтворення складної геометрії ліній ортотропної симетрії СЕМ для НЩ було розділено на 12 об'ємів з однорідними механічними властивостями. В кожного з них орієнтацію вісей ортотропії та значення модулів пружності розраховували та задавали окремо (рис. 2).

У локальній системі координат для кожного з 12 об'ємів анізотропного неоднорідного тіла НЩ використовували отримане у фізичному експерименті співвідношення модулів пружності $E_1:E_2 = 1,65$, $E_2:E_3 = 1,2$. Модулі зсуву в різних напрямках задавали, виходячи з експериментально-отриманих даних [7, 8] і співвідношення модулів пружності. Жорсткість кортикальної кістки задавали більшою на ділянці кута і гілки ($E_1 = 11$ ГПа), а в ділянці тіла і підборіддя зменшували до 10 і 9 ГПа відповідно. Потім значення модулів пружності переводили з локальної системи координат (відносно краю НЩ) у глобальну систему координат і проводили подальші розрахунки.

Отримані при розрахунку анізотропної моделі дані порівнювали з результатами розрахунків ізотропної моделі з усередненим значенням величини модуля пружності. Вплив того чи іншого показника на результати розрахунків оцінювали за відмінністю у величині головних напружень і деформацій, а також еквівалентних за Мізесом напружень порівняно з контрольною базовою моделлю.

Результати і їх обговорення.

При розрахунку лінійної ізотропної моделі НЩ було встановлено, що при жувальному навантаженні вона перебуває в умовах складного напруженого стану, а кісткові тканини мають деформації розтягу-стиску, згину і зсуву. Напруження при цьому розподіляються нерівномірно. Їх максимальна концентрація виникає на ділянці переднього краю гілки НЩ і зовнішньої косої лінії. Зонами концентрації напружень також є задній край гілки, ділянка турса і передня поверхня шийки суглобового паростка

(рис. 3). Напруження сприймаються і перерозподіляються головним чином за рахунок кортикального шару кістки. В губчастій речовині вони не перевищують 1–3 МПа (рис. 4).

При пропорційній зміні модулів пружності кортикальної та губчастої кісткової тканини величина і характер розподілу напружень не змінюються, а величина деформацій зменшується прямо пропорційно до зростання модуля пружності. Втім зміна співвідношення модулів пружності різних шарів кістки спричиняє суттєві зміни в розподілі напружень. При зростанні модуля пружності губчастого шару від 100 до 900 МПа за сталої жорсткості кортикальної кістки максимальні значення напружень у ньому зростають у 6,2 разу (рис. 5).

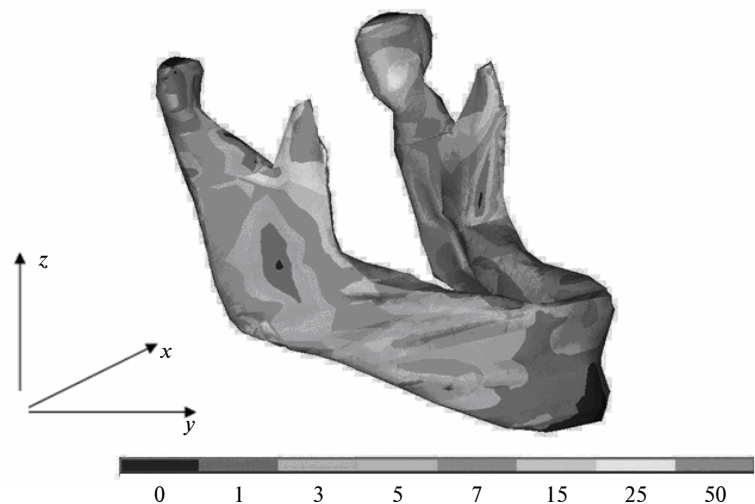


Рис. 3. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень (МПа) для НЩ при передній оклюзії

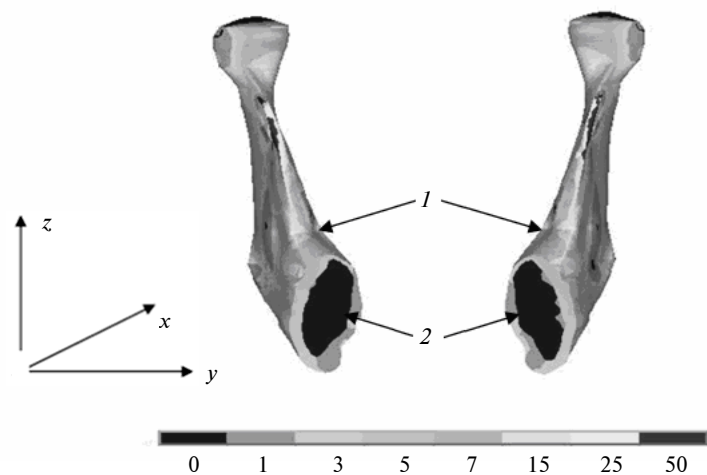


Рис. 4. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень (МПа) в кортикальному (1) і губчастому (2) шарах НЩ

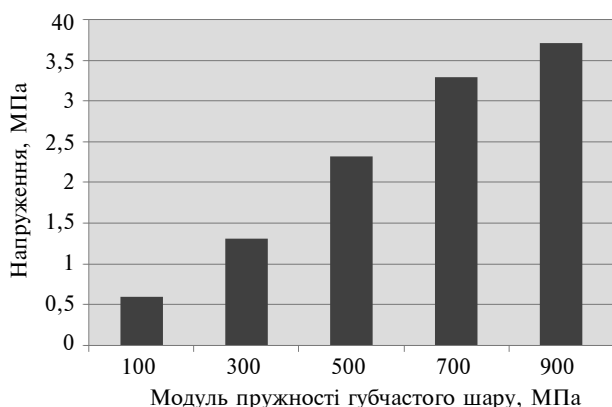


Рис. 5. Зміна максимальної величини еквівалентних за Мізесом напружень у губчастому шарі кістки залежно від його жорсткості

Розподіл напружень у кортикальному шарі стає більш рівномірним, величина максимальних напружень у ділянках, що є більш напруженими, зменшується, а в менш напружених зонах зростає. Градієнти напружень і деформації на різних анатомічних ділянках НЩ зменшуються. Виразність цих змін залежить від архітектури анатомічної ділянки НЩ. Градієнти напружень зменшуються істотніше на ділянках з добре вираженим губчастим шаром (тіло, виростковий відросток) і менш виразно на ділянках з товстим кортикальним шаром (задній край гілки щелепи) (рис. 6). Слід зазначити, що максимальні напруження в кортикальному шарі при зміні в 9 разів величини модуля пружності губчастої речовини змінюються непропорційно (на різних ділянках від 12 до 38 %).

Отримані данні свідчать, що зменшення жорсткості губчастого шару створює несприятливі біомеханічні умови для функціонування щелепи в цілому. Вони узгоджуються з клінічним досвідом щодо підвищення ризику спонтанних переломів у пацієнтів із остеопорозом, коли зменшення мінеральної насиченості губчастого шару випереджає зміни в кортикальній кістці [9, 17].

При відтворенні анізотропних властивостей матеріалів імітаційної моделі характер розподілу навантажень у НЩ не зазнавав суттєвих якісних змін. Основні розбіжності у величині напружень виникали на ділянках тіла НЩ і підборіддя. Розбіжності в максимальній величині еквівалентних за Мізесом напружень порівняно з контрольною моделлю становили 31–43 %. Натомість у ділянці гілки НЩ і зовнішньої косої лінії розбіжності були значно меншими – 3–18 %. Величина розбіжностей на різних ділянках визначалась, зокрема, напрям-

ком векторів головних напружень і деформацій відносно ліній максимальної жорсткості.

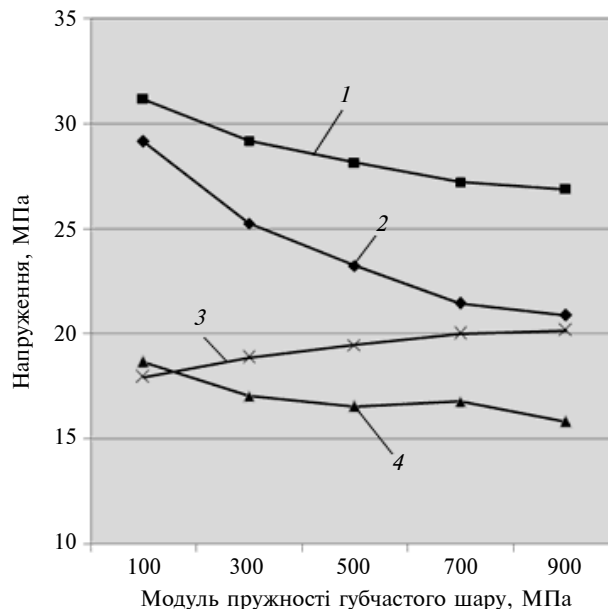


Рис. 6. Максимальна величина еквівалентних за Мізесом напружень на різних ділянках кортикального шару за зміни жорсткості губчастого шару: 1 – зовнішня косої лінії, 2 – виростковий відросток, 3 – тіло НЩ, 4 – задній край гілки НЩ

Таким чином, недостатньо точно відтворення ступеня механічної неоднорідності кісткової тканини та нехтування анізотропією її пружних властивостей при створенні СЕМ НЩ призводить до виникнення похибок у визначенні величини функціональних напружень і деформацій. Величина похибки на різних ділянках НЩ є істотною та може становити від 3 до 45 % і більше. Вона залежить не тільки від точності визначення механічних властивостей кістки, але й від особливостей її архітектури та умов навантаження.

Зважаючи на це, застосування спрощених СЕМ з ізотропними властивостями матеріалів, що побудовані на середньоанатомічних даних, можливе лише для якісної оцінки характеру розподілу навантажень у НЩ. При спробі їх застосування для кількісного біомеханічного аналізу конкретних клінічних ситуацій точність розрахунку може виявитись недостатньою.

Висновки

Вплив фізико-механічних анізотропних характеристик кісткової тканини НЩ суттєво позначається на розрахунковій величині діючих напружень і деформацій в імітаційних моделях,

що необхідно враховувати при застосуванні методів математичного моделювання в клінічних і наукових дослідженнях.

Важливим чинником, що визначає напружено-деформований стан щелепи людини, є співвідношення модулів пружності кортикального і губчастого шарів. При збільшенні жорсткості губчастого шару з параметрами від 100 до 900 МПа за сталої величини модуля пружності кортикальної кістки напруження в кортикальному шарі розподіляються більш рівномірно, а їх максимальна величина зменшується на різних ділянках кортикального шару на 12–38 %.

Зменшення жорсткості губчастого шару щелепи навіть за незмінних механічних властивостей кортикальної кістки (при остеопорозі, кістах тощо) створює несприятливі умови для

сприйняття і перерозподілу жувальних навантажень і збільшує ризик спонтанних переломів на ділянках концентрації напружень.

При відтворенні в моделі механічних властивостей кортикальної кістки як анізотропного неоднорідного матеріалу розбіжності у величині напружень і деформацій порівняно з ізотропною моделлю на різних ділянках щелепи становлять від 3 до 43 %. Їх величина залежить від особливостей навантаження моделі і орієнтації ліній ортотропної симетрії.

Розробка науково обґрунтованих математичних моделей в'язкопружного деформування кісток людини для біомедичної інженерії та результати приведених досліджень дають змогу вивчити типові та створювати нові раціональні стратегії остеосинтезу кісток щелепи людини.

1. *Зенкевич О.* Метод конечных элементов в технике. – М.: Мир. 1975. – 542 с.
2. *O. Panagiotopoulou et al.*, “Modelling subcortical bone in finite element analyses: A validation and sensitivity study in the macaque mandible”, *J. Biomech.*, vol. 43, pp. 1603–1611, 2010.
3. *Ревякин А.В.* Анализ напряженно-деформированного состояния нижней челюсти методом конечных элементов // *Маэстро стоматологии.* – 2005. – № 17. – С. 30–36.
4. *Чуйко А.Н., Вовк В.Е.* Особенности биомеханики в стоматологии. – Х.: Прапор, 2006. – 304 с.
5. *Поворозник В.В., Мазур И.П.* Костная система и заболевания пародонта. – К.: 2003. – 446 с.
6. *Кришук М.Г., Лакша А.М., Єценко В.О.* Оцінка адекватності імітаційної моделі напружено-деформованого стану сегмента кінцівки з фіксацією перелому стержневим апаратом зовнішньої фіксації // *Вісник НТУУ “КПІ”. Сер. Машинобудування.* – 2011. – Вип. 61. – С. 76–81.
7. *Маланчук В.О., Копчак А.В., Шидловський М.С.* Механічні властивості кісткової тканини уламків нижньої щелепи при її травматичному переломі // *Матер. Міжнар. науково-практ. конф. “Іновачійні технології в стоматології та щелепно-лицевій хірургії”*, 30–31 жовтня 2009 р., Харків. – Х., 2009. – С. 25–28.
8. *C. Clason et al.*, “A method for material parameter determination for the human mandible based on simulation and experiment”, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.*, vol. 7, no. 5, pp. 265–276, 2004.
9. *C.L. Schwartz-Dabney and P.C. Dechow*, “Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible”, *Am. J. Phys. Anthropol.*, vol. 120, pp. 252–277, 2003.
10. *J.R. Fernandez et al.*, “A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates”, *J. Biomech.*, vol. 36, pp. 329–337, 2003.
11. *F.J. Arendts and C. Sigolotto*, “Mechanical characteristics of the human mandible and study of in vivo behavior of compact bone tissue, a contribution to the description of biomechanics of the mandible-II”, *Biomed. Tech.*, vol. 35, no. 6, pp. 123–130, 1990.
12. *J. Al-Sukhun et al.*, “Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behavior of a finite element model of a human mandible”, *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 80, no. 1, pp. 247–256, 2007.
13. *ANSYS, Inc.* Theory Reference. Canonsburg, 2004, 1067 p.
14. *Макеев В.Ф., Шибінський В.Я.* Особливості розподілу силових навантажень на суглобові головки нижньої щелепи під дією жувального навантаження в модельному експерименті // *Новини стоматології.* – 2007. – № 2. – С. 40–43.
15. *P.H. van Spronsen et al.*, “Relationships between the orientation and moment arms of the human jaw muscles and normal craniofacial morphology”, *Europ. J. Orthod.*, vol. 19, pp. 313–328, 1997.
16. *Теорія пружності.* Ч. 1: Підручник / А.Є. Бабенко, М.І. Бобир, С.Л. Бойко, О.О. Боронко. – К.: Основа, 2009. – 244 с.
17. *Кнетс И.В., Пфафрод Г.Ю., Саулгозис Ю.И.* Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. – Рига: Зинатне, 1980. – 319 с.