

## ХІРУРГІЧНА СТОМАТОЛОГІЯ

УДК 621.9+546.616. -08.:716.4

DOI <https://doi.org/10.35220/2078-8916-2023-47-1.17>**Я.М. Мазурик,**

аспірант кафедри хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії, Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, вул. Зоологічна, 1, м. Київ, Україна, індекс 03680, yarosmaz@gmail.com

**В.О. Маланчук,**

доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії, Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, вул. Зоологічна, 1, м. Київ, Україна, індекс 03680, malanchuk\_v\_a@ukr.net

**ЕКСПЕРЕМЕНТАЛЬНЕ  
МОДЕЛЮВАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ  
ТИТАНОВИХ ПЛАСТИН ДЛЯ  
ВИБОРУ ТАКТИКИ ЛІКУВАННЯ  
ПРИ ВІДКРИТОМУ ПЕРЕЛОМІ  
НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ З НАЯВНІСТЮ  
ЗУБА В ЦІЛИНІ ПЕРЕЛОМУ**

**Мета роботи.** Визначити твердість та пружність титанових пластин до кісткової тканини і покращити ефективність лікування пацієнтів з відкритими переломами нижньої щелепи з наявністю зуба в щілині перелому. **Матеріали та методи.** Рентгенологічні методи обстеження (комп'ютерна томографія). Обстежено та проліковано 60 пацієнтів. Хірургічне лікування відбувалося протягом 6 місяців на базі КМКЛ № 12, ШЦЛВ № 2 м. Київ з 01.02.2022 по 01.08.2022. Серед пацієнтів всіх груп були 40 чоловіків та 20 жінок. Вік пацієнтів складав від 18 до 60. I група 20 – односторонній перелом кута нижньої щелепи котрий проходить поперечно через лунку зуба, характеризується розташуванням площини перелому приблизно по всій лінії і через верхівку кореня. II група 20 – односторонній перелом кута нижньої щелепи котрий проходить косо через лунку зуба. III група 20 – односторонній перелом кута нижньої щелепи дотично до лунки зуба. **Наукова новизна:** визначення вибору форми титанової пластини та оптимальної ділянки кістки, для накладання кісткових фіксаторів за допомогою пристрою для визначення механічних параметрів кістки № 150086 від 30.12.2021. Покращення ефективності фіксації зуба в щілині перелому. **Висновки:** Основою успіху є вибір титанової пластини для досягнення мінімального діастаза кісткової рани та співставлення відломків, що дозволяє в майбутньому зробити максимально природнім прикус і відновити його. В моделі було враховано відстань найближчих до щілини перелому гвинтів, чим покращили фіксацію пластини на нижній щелепі. Таким

чином, при достатньо точному співставленні уламків та наявності цільного контакту між ними пластина 1.5 мм змогла забезпечити стабільність до умов, що відповідають жуванню. За наявності діастаза між уламками НЩ одна пластина даної форми забезпечує достатню стабільність при жувальних навантаженнях при наявності самонарізаючих 5 гвинтів. Одним з важливих факторів залишається особливості біомеханічної поведінки системи «Нижня щелепа-пластина» в даному випадку визначалися наявністю зони контакту кісткових фрагментів, що дає безпосередньо сприймати частину навантаження і за рахунок цього розвантажити пластину в ділянці перелому. Після репозиції та іммобілізації уламків нижньої щелепи, необхідно створити умови для процесів репаративного остеогенезу.

**Ключові слова:** титанова пластина, визначення механічних параметрів кістки, переломи нижньої щелепи, зуба в щілині перелому, діастаз кісткової рани, іммобілізація уламків нижньої щелепи.

**Y.M. Mazuryk,**

PhD Student at the Department Oral and maxillofacial surgery, Dental Medical Center Bogomolets NMU, 1 Zoologichna street, Kyiv, Ukraine, postal code 03680, yarosmaz@gmail.com

**V.O. Malanchuk,**

PhD, MD, Professor, Head of the Department Oral and maxillofacial surgery, Dental Medical Center Bogomolets NMU, 1 Zoologichna street, Kyiv, Ukraine, postal code 03680, malanchuk\_v\_a@ukr.net

**EXPERIMENTAL SIMULATION  
STUDY OF TITANIUM PLATES FOR  
THE SELECTION OF TREATMENT  
TACTICS IN OPEN FRACTURE  
OF THE LOWER JAW WITH  
THE PRESENCE OF A TOOTH  
IN THE FRACTURE CLEFT**

**The aim.** Determine the hardness and elasticity of titanium plates to bone tissue and improve the effectiveness of treatment of patients with open fractures of the lower jaw with the presence of a tooth in the fracture gap. **Materials and methods.** X-ray examination methods (computed tomography). 60 patients were examined and treated. Surgical treatment took place for 6 months on the basis of KMKL No. 12, ShCLV No. 2 in Kyiv from 02.01.2022 to 08.01.2022. There were 40 men and 20 women among the patients of all groups. The age of the patients ranged from 18 to 60. I group 20 – a unilateral fracture of the angle of the lower jaw that passes transversely through the socket of the tooth, characterized by the location of the fracture plane approximately along the entire line and through the apex of the root. II group 20 – one-sided fracture of the

angle of the lower jaw, which passes obliquely through the tooth socket. III group 20 – unilateral fracture of the angle of the lower jaw tangential to the tooth socket. Scientific novelty. determination of the optimal area of the bone, for applying bone fixators using a device for determining the mechanical parameters of the bone No. 150086 dated 12.30.2021. Improving the efficiency of tooth fixation in the fracture gap. **Conclusions.** The basis of success is the choice of a titanium plate to achieve the minimum diastasis of the bone wound and alignment of fragments, which allows to make the bite as natural as possible in the future and to restore it. The distance of the screws closest to the fracture gap was taken into account in the model, which improved the fixation of the plate on the lower jaw. Thus, with a sufficiently precise alignment of the fragments and the presence of a tight contact between them, the 1.5 mm plate was able to provide stability to the conditions corresponding to chewing. In the presence of diastasis between the fragments of the cranium, one plate of this form provides sufficient stability under masticatory loads in the presence of 5 self-tapping screws. One of the important factors remains the peculiarities of the biomechanical behavior of the "Lower jaw-plate" system in this case determined by the presence of a contact zone of bone fragments, which allows us to directly perceive part of the load and, due to this, to unload the plate in the fracture area. After repositioning and immobilization of fragments of the lower jaw, it is necessary to create conditions for the processes of reparative osteogenesis.

**Key words:** titanium plate, determination of mechanical parameters of the bone, fractures of the lower jaw, tooth in the fracture gap, diastasis of the bone wound, immobilization of fragments of the lower jaw.

**Актуальність теми.** Основною проблемою є потреба максимального наближення моделі до реального біологічного об'єкту за основними контрольованими параметрами, що вимагає точного математичного описання його властивостей у вхідних даних [1, 2, 3, 4]. В літературі існують значні розбіжності, як в описанні механічних характеристик, так і умов навантаження НЩ, зумовлені її унікальною функціональною анатомією та складною багаторівневою організацією кісткової тканини, механічні властивості якої можуть суттєво (на порядок і більше) змінюватись в залежності від віку, статі, структурно-функціонального стану, наявності локальних і системних. Патологічних процесів в тому числі посттравматичних змін [5-15].

Для створення високоточних і вірогідних імітаційних моделей НЩ необхідне ґрунтовне теоретичне вивчення процесів, що відбуваються в жувальному апараті після травматичних ушкоджень та хірургічних втручань, а також розробка надійних неінвазивних методів оцінки індивідуальних механічних властивостей кісткової тканини пацієнта, особливостей його жувального стереотипу та функції м'язів [15, 16, 17, 18].

Водночас їх застосування в ЩЛХ досі є обмеженим, що зумовлено низкою об'єктивних передумов. Основною проблемою є потреба максимального наближення моделі до реального біологічного об'єкту за основними контрольованими параметрами, що вимагає точного математичного описання його властивостей у вхідних даних [1, 2, 3, 4]. Вирішення цих питань в конкретній клінічній ситуації проводиться без достатнього клініко-біологічного і біомеханічного обґрунтування і зазнає значного впливу суб'єктивних чинників, що зумовлює високу частоту післяопераційних ускладнень і незадовільних результатів.

**Мета роботи.** Визначити твердість та пружність титанових пластин до кісткової тканини і покращити ефективність лікування пацієнтів з відкритими переломами нижньої щелепи з наявністю зуба в щіліні перелому.

**Матеріали і методи.** Було взято за основу 60 пацієнтів котрі проходили хірургічне лікування на базі КМКЛ № 12, ЩЛВ № 2 м. Київ з 01.02.2022 по 01.08.2022. Та відтворення перелому нижньої щелепи в імітаційних моделях.

Серед пацієнтів всіх груп були 40 чоловіків та 20 жінок. Вік пацієнтів складав від 18 до 60.

I група 20 – односторонній перелом кута нижньої щелепи котрий проходить поперечно через лунку зуба, характеризується розташуванням площини перелому приблизно по всій лінії і через верхівку кореня.

II група 20 – односторонній перелом кута нижньої щелепи котрий проходить косо через лунку зуба.

III група 20 – односторонній перелом кута нижньої щелепи дотично до лунки зубу.

**Результати.** За допомогою комп'ютерного моделювання перелому нижньої щелепи, було визначено систему фіксації, здатну витримати значні функціональні навантаження без явних деформацій та руйнувань. В ході аналізу створеної на основі даних СКТ моделі НЩ, було розглянуто 3 варіанта перелому нижньої щелепи. Враховуючи складні біомеханічні умови в ділянці кута НЩ, було розроблено варіант накістної пластини товщиною 1,5 мм, із 5 отворами. Такий варіант фіксації забезпечував необхідну стабільність в 3-х ортогональних площинах та протидіяти осьовим силам розтягу.

Розрахункова схема біомеханічної системи «Нижня щелепа-пластина» (рис. 1, 2).

Був розроблений алгоритм для вирішення задач дослідження створення НЩ різного ступеня

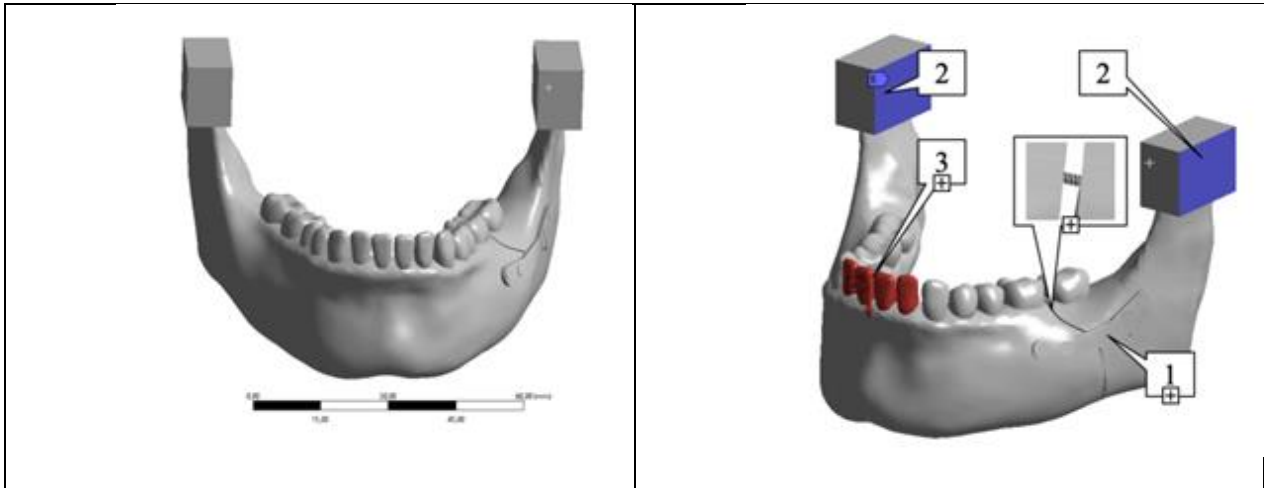


Рис. 1. Імітаційна модель біомеханічної системи "Нижня щелепа – пластина"

1 – фіксуєча пластина, 2 – пружні опори, 3 – силове навантаження різців щелепи, 4 – пружинна модель силової взаємодії частин щелепи.

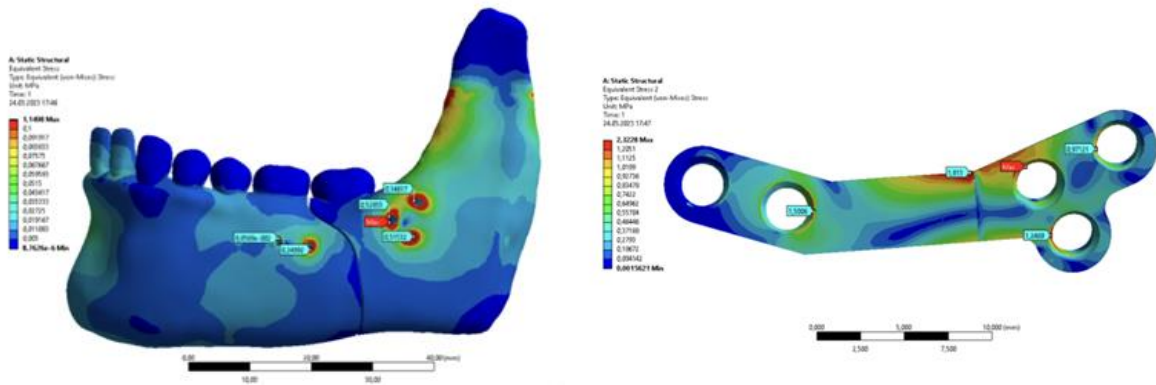


Рис. 2. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень біомеханічної системи "Нижня щелепа – пластина" з ушкодженням переломом 2-го типу фіксуєчою пластиною 2-го типу.

складності та деталізації, що дозволяло створювати моделі. Їх параметри об'єкта дослідження та структуру відтворювали за даними КТ враховуючи рентгенологічну щільність та твердість кісткової тканини пацієнта. Перевірка створених моделей на точність базувалась на багаторівневому аналізі. При дослідженні НЩ було досягнуто, що зони максимальної концентрації напружень були в межах кортикального шару зовнішньої косої лінії 50 МПа. При використанні даної форми пластили було відсутнє порушення стабільності та дезінтеграції системи. Було відтворено максимально природно штучно створені зони стиску, що перебувають в умовах нормального функціонування. Результати модельних експериментів, що імітували компресію міжфрагментну в ділянці кута нижньої щелепи, концентрувалися вздовж зовнішньої поверхні щелепи і сягали максимум по нижньому краю щелепи. При цьому пласт-

тина показала відсутність розходження кісткових фрагментів та стабільність конструкції (рис. 3).

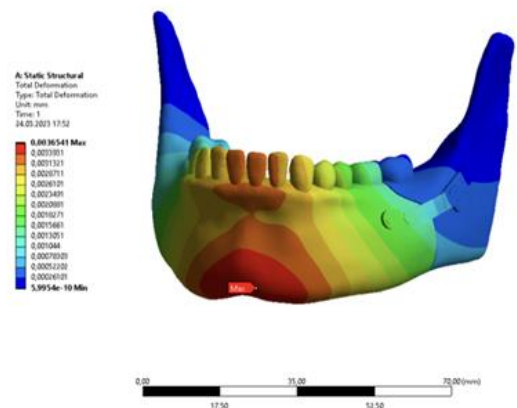


Рис. 3. Поле переміщень в гвинтах біомеханічної системи "Нижня щелепа – пластина" з ушкодженням переломом 2-го типу та фіксуєчою пластиною 2-го типу

**Висновки:** При аналізі моделей із меншою кількістю гвинтів було відмічено, що механічні характеристики системи «Нижня щелепа-пластина» за наявності контакту при фіксації пластини 4 гвинтами відрізнялось суттєво. Відсутність стабільності пластини при навантаженні та збільшення діастазу в ділянці перелому. В моделі було враховано відстань найближчих до щілини перелому гвинтів, чим покращили фіксацію пластини на нижній щелепі. Таким чином, при достатньо точному співставленні уламків та наявності щільного контакту між ними пластина 1.5 мм змогла забезпечити стабільність до умов, що відповідають жуванню. За наявності діастазу між уламками НЩ одна мініпластина даної форми забезпечує достатню стабільність при жувальних навантаженнях при наявності самонарізаючих 5 гвинтів. В процесі закручування гвинтів з певним зусиллям пластина 1.5 мм. попередньо була вигнута по поверхні кістки.

#### Література:

1. Аветіков Д.С. Застосування математичної моделі розтягнення і релаксації шкірно-жирових клаптів голови при їх підйомі та мобілізації. *Проблеми екології та медицини*. 2011. Том 15. -№ 3-4. С. 56.
2. Хекманн З.М., Лінке Й.Й., Вінтер В., Вебер Х.П. Біомеханіка покривних протезів з опорою на імплантати. *Новини стоматології*. 2003. № 2. С. 9-14.
3. Чуйко А.Н., Бережная Е.О., Бочаров Э.В., Бахуринский Н.Ю. О роли современных возможностей биомеханического анализа в стоматологии. *Вісник стоматології*. 2001. № 3. С. 43-49.
4. Panagiotopoulou O. Finite element analysis (FEA): applying an engineering method to functional morphology in anthropology and human biology. *Ann. Hum. Biol.* 2009. Vol.36. № 5. P. 609-623.
5. Ступницький Р.М. Морфометрична будова гаверсових каналів альвеолярного відростка нижньої щелепи залежно від віку. *Український стоматологічний альманах*. 2006. № 2. С. 19-21.
6. Чуйко А.Н., Шинчуковский И.А. Биомеханика в стоматологии. Харьков: Форт, 2010. – 466 с.
7. Al-Sukhun J., Lindqvist C., Helendus M. 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 A*. 2007. vol. 80 (1). P. 247-256 doi: 10.1002/jbm.a.30894.
8. Hara T., Takizawa M., Sato T., Ide Y. Mechanical properties of buccal compact bone of the mandibular ramus in human adults and children: relationship of the elastic modulus to the direction of the osteon and the porosity ratio. *Bull Tokyo Dent Coll.* – 1998. Vol.39 (1). P.47-55.

9. Harle F., Champy M., Terry B. Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis. Miniplates, Microplates, and Screws. Stuttgart, New York: Thieme, 1999. 182 p.

10. Mish C.E., Qu Z., Bidez M.W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg*. 2000. Vol. 58(2). P247-248.

11. Sahin S., Cehreli M.C., Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J. Dent.* 2002. № 30. P.271-282.

12. Schwartz-Dabney C.L., Dechow P.C. Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible. *J Dent Res*. 2002. Vol.81(9). P.613-617.

13. Schonning A., Oommen B., Ionescu I., Conway T. Hexahedral mesh development of free-formed geometry: The human femur exemplified. *Computer-Aided Design*. 2009. Vol.41. № 8. P. 566-572.

14. Yamamoto K., Matsusue Y., Murakami K., Horita S., Sugiura T., Kirita T. Maxillofacial fractures in older patients. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011. Vol. 69 (8). P. 2204 -2210.

15. Спосіб вимірювання щільності кісткової тканини : пат.5839 UA, МПК А 61 В 6/14. № 20040907367; заявл. 08.09.2004; опубл.15.03.2005.

16. Rho J.Y., Ashman R.B., Turner C.H. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J. Biomech.* 1993. № 26. P.111-119.

17. Sheng-Hui L., Ruo-Feng T., Jin-Xiang D. Anisotropic finite element modeling for patient-specific mandible. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2007. Vol. 8(3). P. 197-209.

#### References:

1. Avjetikov, D.S. (2011). Zastosuvannja matematychnoi' modeli roztyagnennja i relaksacii' shkirno-zhyrovyh klaptiv golovy pry i'h pidjomi ta mobilizacii' [Application of a mathematical model of stretching and relaxation of skin-fat flaps of the head during their lifting and mobilization]. *Problemy ekologii' ta medycyny – Problems of Ecology and medicine*, 15, 3-4, 56 [in Ukrainian].
2. Hekmann, Z.M., Linke, J.J., Vinter, V., & Veber, H.P. (2003). Biomechanika pokryvnyh proteziv z oporoju na implantaty [Biomechanics of integumentary prostheses with implant support]. *Novyny stomatologii' – Dental News*, 2, 9-14 [in Ukrainian].
3. Chuyko, A.N., Berezhnaya, E.O., Bocharov, E.V., & Bakhurinskiy, N.Yu. (2001). O roli so-vremennykh vozmozhnostey biomekhanicheskogo analiza v stomatologii [On the role of modern biomechanical analysis capabilities in dentistry]. *Visnyk stomatologii' – Bulletin of Dentistry*, 3, 43-49 [in Russian].
4. Panagiotopoulou, O. (2009). Finite element analysis (FEA): applying an engineering method to functional

morphology in anthropology and human biology. *Ann. Hum. Biol.*, 36, 5, 609-623.

5. Stupnyc'kyj, R.M. (2006). Morfometrychna budova gaversovyh kanaliv al'veolja-rnogo vidrostka nyzhn'oi' shhelepy zalezno vid viku [Morphometric structure of Havers channels of the alveolar process of the lower jaw depending on age]. *Ukrai'ns'kyj stomatologichnyj al'manah – Ukrainian dental Almanac*, 2, 19-21 [in Ukrainian].

6. Chuyko, A.N., & Shinchukovskiy, I.A. (2010). *Biomekhanika v stomatologii [Biomechanics in dentistry]*. Khar'kov: Fort [in Russian].

7. Al-Sukhun, J., Lindqvist, C., & Helendus, M. (2007). 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 A.*, 80 (1), 247-256 doi: 10.1002/jbm.a.30894.

8. Hara, T., Takizawa, M., Sato, T., & Ide, Y. (1998). Mechanical properties of buccal compact bone of the mandibular ramus in human adults and children: relationship of the elastic modulus to the direction of the osteon and the porosity ratio. *Bull Tokyo Dent Coll.*, 39 (1), 47-55.

9. Harle, F., Champy, M., & Terry, B. (1999). *Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis. Miniplates, Microplates, and Screws*. Stuttgart, New York: Thieme.

10. Mish, C.E., Qu, Z., & Bidez, M.W. (2000). Mechanical properties of trabecular bone in the human

mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg*, 58(2), 247-248.

11. Sahin, S., Cehreli, M.C., & Yalcin, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J. Dent*, 30, 271-282.

12. Schwartz-Dabney, C.L., & Dechow, P.C. (2002). Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible. *J Dent Res*, 81(9), 613-617.

13. Schonning, A., Oommen, B., Ionescu, I., & Conway, T. (2009). Hexahedral mesh development of free-formed geometry: The human femur exemplified. *Computer-Aided Design*, 41, 8, 566-572.

14. Yamamoto, K., Matsusue, Y., Murakami, K., Horita, S., Sugiura, T., & Kirita, T. (2011). Maxillofacial fractures in older patients. *J Oral Maxillofac Surg*, 69 (8), 2204 -2210.

15. Sposib vymirjuvannja shhil'nosti kistkovoï tkany : patent [Method for measuring bone density : patent] : 5839 UA, МПК А 61 В 6/14. № 20040907367, zjavl. 08.09.2004; opubl.15.03.2005.

16. Rho, J.Y., Ashman, R.B., & Turner, C.H. (1993). Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J. Biomech*, 26, 111-119.

17. Sheng-Hui, L., Ruo-Feng, T., & Jin-Xiang, D. (2007). Anisotropic finite element modeling for patient-specific mandible. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 8(3), 197-209.