

СТОМАТОЛОГІЯ

УДК 616.716.4-001.514-073.756.8-089.881-74: 004.94:539.4:539.319

DOI 10.11603/2415-8798.2018.2.8997

©О. О. Гудименко, Є. В. Кузенко, М. М. Дем'яненко, М. С. Скиданенко
Сумський державний університет

ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДУ СКІНЧЕННИХ ЕЛЕМЕНТІВ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ АНГУЛЯРНИХ ПЕРЕЛОМІВ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ

Резюме. У дослідженні представлено методику чисельних розрахунків переломів нижньої щелепи з урахуванням морфометричних параметрів. Отриманий напружено-деформований стан уламків нижньої щелепи, скріплювальної пластини та гвинтів дозволяє оцінити ступінь відносного зміщення уламків та їх стан після дії жувальних навантажень 4 фази.

Мета дослідження – проаналізувати поведінку уламків нижньої щелепи після фіксації ангулярного перелому нижньої щелепи пластинами різної конфігурації із використанням сучасних програмних комплексів, що реалізують метод скінченних елементів.

Матеріали і методи. Для дослідження і вивчення поведінки уламків нижньої щелепи після фіксації пластинами різної конфігурації було представлено комп'ютерне моделювання у програмному комплексі ANSYS Workbench, а саме, його модуль Transient Structural, який реалізує метод скінченних елементів.

Результати досліджень та їх обговорення. Після проведення чисельних розрахунків було виявлено, що використання комп'ютерних технологій у щелепно-лицевій хірургії надає більш точного уявлення про результати лікування, взаємодію та відносне переміщення між частинами системи "відламки щелепи – пластина – гвинти", у результаті чого стає можливим поліпшенням в плані лікуванні.

Висновки. Використання сучасних програмних комплексів автоматизованого геометричного моделювання дозволяє створювати високоточні моделі біомеханічних систем за даними КТ з наступною скінченно-елементною дискретизацією та проведенням чисельного експерименту в системах інженерного аналізу.

Ключові слова: метод скінченних елементів; ANSYS; напружено-деформований стан; ангулярний перелом; титанові пластини.

ВСТУП Актуальність лікування переломів нижньої щелепи (НЩ) зумовлена високою частотою травм у цій ділянці. Пов'язано це з анатомічним розташуванням і функціональними особливостями НЩ. При її травмі виникає зміщення уламків кісток, характер якого залежить не тільки від сили травматичного фактора та вектора прикладання сили, а і від сили скорочення та направлення тяги м'язів, прикріплених до уламків. Найчастіше переломи НЩ трапляються у ділянці її кута [1]. Цей вид переломів є напруженішим у ділянці обличчя через високу частоту ускладнень і тяжкий хірургічний доступ [2].

Використання комп'ютерного моделювання (КМ) відкриває нові можливості для розвитку науково обґрунтованого підходу до хірургічного лікування хворих з ангулярними переломами НЩ. У зв'язку з цим останнім часом все більше значення набуває біомеханічний аналіз, побудований на базі твердотільного моделювання з наступним скінченно-елементним аналізом [3].

Для дослідження біомеханічних властивостей людського тіла майже неможливо провести механічні експерименти. Проте комп'ютерні технології, а саме комп'ютерне моделювання з використанням методу скінченних елементів (МСЕ), стали ефективним інструментом у проведенні механічних досліджень. МСЕ виник за необхідності вирішувати проблеми, пов'язані з еластичністю та конструкторською інженерією, що буває в цивільному та авіаційному будівництві. Strang та Fix ще у 1973 р. опублікували свою роботу на цю тему, і з тих пір МСЕ перетворився на галузь прикладної математики для чисельного моделювання фізичних, а згодом і біологічних систем [4].

Метою дослідження було проаналізувати поведінку уламків нижньої щелепи після фіксації ангулярного перелому нижньої щелепи пластинами різної конфігурації із

використанням сучасних програмних комплексів, що реалізують метод скінченних елементів.

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ Для досягнення поставленого завдання ми використовували програмний комплекс (ПК) ANSYS Workbench, його модуль Transient Structural, що заснований на МСЕ, програмне забезпечення (ПЗ) Mimics, SolidWork.

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ Швидкий ріст використання технології 3D-зображень, таких як КТ, забезпечує більш точне, ніж 2D-зображення, уявлення анатомічних структур, що допомагає лікарю у діагностиці, плануванні та оцінці результатів лікування в щелепно-лицевій хірургії.

Основною причиною використання КМ є отримання реальних результатів для вирішення певних проблем. Найбільша перевага полягає в тому, що не потрібне ні дороге вимірювальне обладнання, ні експериментальна установка. Імітаційні моделі також є способом обчислення, наприклад фізичних сил у рамках складних проблем, де неможливо їх виміряти.

Біомеханіка являє цікаву сферу для застосування КМ, оскільки точне значення сил та моментів у тілі людини не можливо виміряти. Одна з найбільших проблем біомеханіки – визначення реалістичних властивостей матеріалу. Як і у випадку з будь-яким біологічним матеріалом в організмі людини, відповідні властивості, наприклад модуль Юнга або густина, значно залежать від таких факторів, як вік, особиста історія хвороби або попередні захворювання. Багато літературних досліджень присвячено цій проблемі [5]. Зазвичай для розрахунку обирають середні значення для певної групи людей. На сьогодні одним із найпоширеніших та найточніших програмних комплексів, що реалізують МСЕ, є ANSYS Workbench (його модуль Transient Structural),

тому ми вирішили також використати його під час власного дослідження.

Спочатку для отримання тривимірної моделі НЩ з системи КТ-зображень отримали поступові осьові розрізи кожних її 0,5 мм. Зображення були відновлені за допомогою цифрової обробки та зв'язків у медицині як 3D-формат файлу медичного зображення. 3D-зображення імпортували в ПЗ Mimics (Materialise, Ann Arbor, MI) для попередньої обробки та моделювання. Потім за допомогою ПЗ SolidWork до 3D-моделі додали ангулярний перелом НЩ, який тягнувся від місця розташування третього моляра до задньої нижньої точки кута НЩ [6], шляхом ділення її корпусу площиною у ділянці кута НЩ, скріплювальна титанова пластина та гвинти. Наступним етапом було імпортування отриманої розрахункової моделі в ANSYS Workbench та розбиття її на скінченні елементи. За відсутності інформації щодо точних властивостей органічних речовин кістки, кортикальну та губчасту частини кістки НЩ було прийнято ізотропними, однорідними та лінійно пружними. Також були визначені механічні властивості кожного елемента моделі, для кістки брали такі середні властивості: модуль Юнга $E=16\,000$ МПа, коефіцієнт Пуассона $\mu=0,3$, густина $\rho=2,675$ г/см³; для матеріалу пластини (титан марки ВТ1): межа текучості $\sigma_T=500$ МПа; модуль Юнга $E=112\,000$ МПа, коефіцієнт Пуассона $\mu=0,36$, густина $\rho=4,505$ г/см³ [7, 8].

Після налаштування моделі та проведення розрахунків за допомогою ANSYS Workbench отримано НДС тривимірної моделі НЩ. Розрахункову модель поділили на ділянки для прикладання навантажень, що відповідали жувальним м'язам, а також значенням і напрямленням сил, які вони розвивають. Далі було визначено закріплення НЩ, типи контактів, побудована розрахункова сітка та налаштовано вирішувач.

Під час функціонального навантаження НЩ перебуває в складному НДС, що включає деформації стиснення-розтягнення, згину та зміщення. Зонами максимальної

концентрації напружень є передній та задній краї гілки, зовнішня коса лінія, ділянка турса та шийка виросткового відростка. Особливості розподілу напружень та деформацій значною мірою залежать від індивідуальних параметрів анатомічної форми та архітекtonіки НЩ, сили та напрямлення тяги жувальних м'язів, структурно-функціональних особливостей кісткової тканини.

Для контактів між елементами, що можуть рухатись один відносно одного, було обрано тип контакту "Frictional", а саме, для контакту кістка-кістка (коефіцієнт тертя 0,5), щелепа-кістка (коефіцієнт тертя 0,3) та гвинти-пластина (коефіцієнт тертя 0,15). Для цих же контактих пар обирали в якості методу їх розрахунку розширений метод Лагранжу. Щоб зменшити розрахункову сітку для модулювання різьбового з'єднання між відламками кістки та гвинтами, використовували метод віртуальної різі, типу контакту "Bonded", метод розрахунку контактів MPC. Розрахунок контактної жорсткості не проводили залежно від ітерацій. За результатами розрахунків було визначено НДС титанових пластин різної конфігурації: пряма, пластина-квадрат, у-пластина, т-пластина (рис.). Таким чином, було проведено 4 різні методики хірургічної фіксації з використанням МСЕ.

У цьому дослідженні врахували основні умови навантаження з урахуванням сил, що виникають під час функції жування. У літературі повідомляється про широкий діапазон величин для жувальних сил [9–11]. Проте ми використовували значення розраховані Weber, тобто припустили, що величина сили в кожному м'язі прямопропорційна поперечному перерізу м'язів. Суму всіх сил жувальних м'язів розраховували для створення моменту, достатнього для збалансування встановленої сили прикусу на точці обертання відростка. Скровоно-нижньощелепний суглоб було зафіксовано з можливістю руху в усіх трьох напрямках [12].

У процесі моделювання не проводили моделювання зубів та пародонта, на молярах, протилежних від перелому, було введено жувальний комок, який має певну

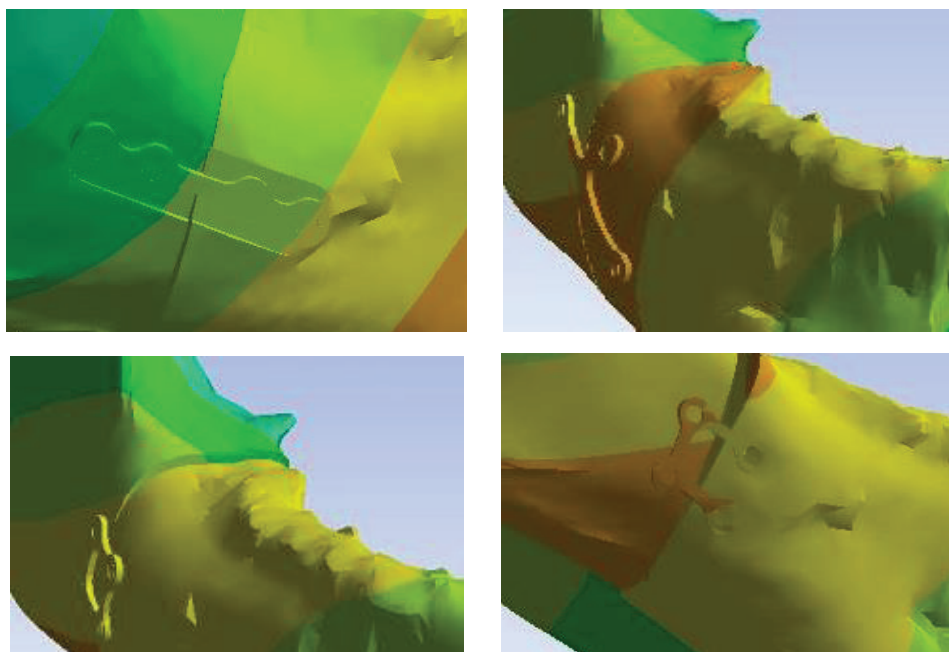


Рис. Збільшений вигляд деформації титанових пластин із різною конфігурацією.

жорсткість (2000 Н/мм²), для цього використовували тип контакту "Elastic Support".

Таким чином, ПК ANSYS, а саме його модуль Transient Structural, підраховує навантаження на пластини, моменти згинання та крутіння в ділянці перелому, враховуючи рухи у скронево-нижньощелепному суглобі, сили прикусу та жувальних м'язів, що діють на проксимальні та дистальні фрагменти уламків. Рухомість уламків НЩ, тобто зміщення проксимального фрагмента відносно дистального та відстань між сегментами зламу, розраховували по трьох осях – X, Y, Z.

ВИСНОВКИ 1. Використання сучасних програмних комплексів автоматизованого геометричного моделювання дозволяє створювати високоточні моделі біомеханічних систем за даними КТ з наступною скінченно-елементною дискретизацією та проведенням чисельного експерименту в системах інженерного аналізу.

2. Застосування 3D-візуалізації переломів НЩ з урахуванням морфометричних параметрів дозволяє досто-

вірно оцінити стан і ступінь зміщення уламків, стабільність та жорсткість фіксації фрагментів НЩ різними конструкціями пластин при різних умовах навантаження, що підтвердило ефективність даного методу в плануванні лікування та аналізі поведінки уламів щелепи при жуванні після остеосинтезу.

3. 3D-комп'ютерне моделювання також дозволяє в передопераційному періоді розрахувати необхідний набір інструментів для проведення остеосинтезу НЩ, що, у свою чергу, зменшує час проведення операції, покращує якість її проведення за рахунок використання найоптимальнішої пластини.

Перспективи подальших досліджень Перспективним розвитком у даному напрямку є удосконалення підготовки фахівців з інженерної біомеханіки та впровадження інформаційних технологій для аналізу біомеханічних систем з ушкодженнями кісткових тканин в лікувальні центри України.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Esen A. Biomechanical evaluation of malleable noncompression miniplates in mandibular angle fractures: An experimental study / A. Esen, D. Dolanmaz, H. H. Tüz // Br. J. Oral Maxillofac. Surg. – 2012. – No. 50. – P. 65–68.

2. Biomechanical evaluation of a new design titanium miniplate for the treatment of mandibular angle fractures / B. T. Suer, I. D. Kocyigit, S. Kaman [et al.] // Int. J. Oral Maxillofac Surg. – 2014. – No. 43. – P. 841–845.

3. Особливості підбору імплантатів з використанням комплексу MIMICS-ANSYS / А. М. Чуйко, Р. А. Левандовський, М. М. Угрин, О. Б. Беліков // Новини стоматології. – 2013. – № 1. – С. 50–55.

4. Chrcanovic B. R. Fixation of mandibular angle fractures: In vitro biomechanical assessments and computer-based studies / B. R. Chrcanovic // Oral Maxillofac. Surg. – 2013. – No. 17. – P. 251–268.

5. Biomechanical stress and strain analysis of mandibular human region from computed tomography to custom implant development / R. F. Gregolin, C. A. de Carvalho Zavaglia, R. C. Tokimatsu, J. A. Pereira. // Advances in Materials Science and Engineering. – 2017. – No. 3. – P. 1–9.

6. Biomechanical analysis of mandibular angle fractures / J. Kimsal, B. Baack, L. Candelaria [et al.] // J. Oral Maxillofac. Surg. – 2011. – No. 69. – P. 3010–3014.

7. Чуйко А. Н. Компьютерная томография и биомеханическое сопровождение в челюстно-лицевой хирургии / А. Н. Чуйко, Д. К. Калиновский, К. Р. Пограничная // Ортопед травматол. – 2011. – № 3. – С. 29–41.

8. Biomechanical analysis of titanium fixation plates and screws in mandibular angle fractures / F. Atik, M. S. Ataç, A. Özkan [et al.] // Niger J. Clin. Pract. – 2016. – No. 19. – P. 386–390.

9. Balakrishnan R. Three dimensional titanium mini plates in management of mandibular fractures / R. Balakrishnan, V. Ebenezer, A. Dakir // Biomed. Pharmacol. J. – 2014. – No. 7. – P. 241–246.

10. Comparison of three-dimensional plate versus double miniplate osteosynthesis for treatment of unfavorable mandibular angle fractures / N. H. Al-Tairi, M. M. Shoushan, M. M. Saad Khedr, S. E. Abdalal // Tanta Dental Journal. – 2015. – No. 12. – P. 89–98.

11. Effects of different mandibular fracture patterns on the stability of miniplate screw fixation in angle mandibular / Z. O. Pektas, B. Bayram, C. Balcik [et al.] // International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. – 2012. – No. 41. – P. 339–343.

12. Lovald S. Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular fractures / S. Lovald, J. Wagner, B. Baack. // J. Oral Maxillofac. Surg. – 2009. – No. 67. – P. 973.

Отримано 24.04.18

©О. О. Hudymenko, Y. V. Kuzenko, M. M. Demianenko, M. S. Skydanenko
Sumy State University

THE USE OF THE FINITE ELEMENT METHOD FOR THE TREATMENT OF ANGULAR MANDIBLE FRACTURES

Summary. This research presents the technique of numerical calculations of mandible fractures, taking into account morphometric parameters. The received stress-deformed state of the mandible fragments, fastening plate and screws allows us to estimate the relative degree of displacement of the fragments and to evaluate their state after the action of chewing loads of phase 4.

The aim of the study – to analyze the behavior of the mandible fragments after fixing the angular mandible fracture with plates of different configurations using modern software complexes that implement the finite element method.

Materials and Methods. The behavior mandible fragments after fixing the plates of different configurations was the computer simulation in the ANSYS Workbench software, namely, its module Transient Structural, which implements the method of finite elements.

Results and Discussion. After numerical calculations, it has been discovered that the use of computer technologies in maxillofacial surgery provides a more accurate picture of the treatment results, interaction and relative movement between parts of the system of "mandible fracture – plate – screws", which makes it possible to improve the treatment plan.

Conclusions. The use modern software complexes of automated geometric modeling allows us to create high-precision models of biomechanical systems based on CT data followed by finite-element sampling and a numerical experiment in engineering analysis system.

Key words: finite element method; ANSYS; stress-deformed state; angular fracture; titanium plates.

©Е. А. Гудименко, Е. В. Кузенко, М. Н. Демьяненко, М. С. Скиданенко

Сумской государственной университет

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДА КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ АНГУЛЯРНЫХ ПЕРЕЛОМОВ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Резюме. В исследовании представлено методику численных расчетов переломов нижней челюсти с учетом морфометрических параметров. Полученное напряженно-деформированное состояние отломков нижней челюсти, скрепляющей пластины и винтов позволяет оценить степень относительного смещения отломков и их состояние после воздействия жевательных нагрузок 4 фазы.

Цель исследования – проанализировать поведение отломков нижней челюсти после фиксации ангулярного перелома нижней челюсти пластинами различной конфигурации с использованием современных программных комплексов, реализующих метод конечных элементов.

Материалы и методы. Для исследования и изучения поведения отломков нижней челюсти после фиксации пластинами различной конфигурации было представлено компьютерное моделирование в программном комплексе ANSYS Workbench, а именно, его модуль Transient Structural, реализующий метод конечных элементов.

Результаты исследований и их обсуждение. После проведения численных расчетов было выявлено, что использование компьютерных технологий в челюстно-лицевой хирургии способствует более точному представлению о результатах лечения, взаимодействии и относительном перемещении между частями системы “отломки челюсти – пластина – винты”, в результате чего становится возможным улучшение плана лечения.

Выводы. Использование современных программных комплексов автоматизированного геометрического моделирования позволяет создавать высокоточные модели биомеханических систем по данным КТ с последующей конечно-элементной дискретизацией и проведением численного эксперимента в системах инженерного анализа.

Ключевые слова: метод конечных элементов; ANSYS; напряженно-деформированное состояние; ангулярный перелом; титановые пластины.