

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
імені О. О. БОГОМОЛЬЦЯ

Кваліфікаційна наукова праця

На правах рукопису

УДК 616.314-089:616.716.4-001.5-089.2(043.3)

МАЗУРИК ЯРОСЛАВ МАР'ЯНОВИЧ

ДИСЕРТАЦІЯ

**КОМПЛЕКСНЕ ЛІКУВАННЯ ХВОРИХ НА ВІДКРИТІ ПЕРЕЛОМИ
НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ПРИ НАЯВНОСТІ ЗУБА В ЩІЛИНІ ПЕРЕЛОМУ**

галузі знань 22 «Охорона здоров'я»

за спеціальністю 221 «Стоматологія»

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело _____ Я.М. Мазурик

Науковий керівник: Маланчук Владислав Олександрович – член-кореспондент НАМН України, професор, завідувач кафедри хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії НМУ імені О. О. Богомольця

Київ – 2023

АНОТАЦІЯ

Мазурик Я.М. Комплексне лікування хворих на відкриті переломи нижньої щелепи при наявності зуба в щілині перелому. -Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії за спеціальністю 221 «Стоматологія». – Національний медичний університет імені О. О. Богомольця, Київ, 2023.

Дисертаційна робота присвячена підвищенню якості лікування пацієнтів на травматичні переломи НЩ шляхом біомеханічного обґрунтування вибору фіксатора, його дизайну та анатомо-топографічного його розміщення в ділянці лінії зламу. В загальній структурі травматичних пошкоджень кісток лицевого черепу переломи нижньої щелепи займають від 55 до 75%. Топографічне розміщення лінії перелому, що проходить через лунку зуба, змушує хірурга вирішити дооперативну тактику стосовно його долі. Такі клінічні ситуації з даних літературних джерел є досить контрверсійними та не однозначними, а з практики – потребую індивідуального рішення в кожному конкретному випадку.

Проведено ретроспективний аналіз даних 185 історій хвороб пацієнтів з травматичними переломами нижньої щелепи, які знаходились на лікуванні на клінічній базі кафедри (ЩЛІВ КМКЛ №12) впродовж 2016-2023 рр. Ретельний системний аналіз рентгенологічних даних, клінічних заключень медичної документації дав можливість проаналізувати недоліки класичного підходу, визначити акценти та поставити питання, відповіді на які знайшли відображення в експериментальному блоці наукової роботи.

За гендерною ознакою серед пацієнтів 51 % становили особи чоловічої статі, 49% - особи жіночої статі. За топографічної ознакою ТПНЩ розподіляли на переломи кута та тіла НЩ – 55%, переломи метального відділу – 45%. Серед причин даного виду ушкоджень кісток переважала транспортна травма (37%), побутова травма (27%), спортивна травма (26%), виробнича (побутова) (10%). Динаміка отриманих травм в сукупності пошкоджень травматичних переломів нижньої щелепи переважав 2017 та 2019 роки по кількості отриманих травм.

Залежно від топографії розміщення лінії перелому по відношенню до лунки зуба у 33% випадків щілина перелому проходила поперечно альвеолі, 27% варіантів мали косий напрямок, дотично до лунки спостерігалось у 40% кейсів. Проаналізувавши характер проведення лікування пацієнтів з переломами НЩ за вказаний період, нами встановлено, що остеосинтез проведено у 59% випадків з переломом нижньої щелепи, а консервативне лікування становило 41% випадків.

Серед всіх пацієнтів 39 (36%) хворих на ТПНЩ, що були прооперовані з використанням класичних підходів остеосинтезу, мали діастаз між уламками того чи іншого розміру. Зуби з лінії перелому майже ніколи не видалялися. Виключення склали варіанти вивиху зуба та перелому його кореня.

Акцент подальшого експериментального блоку був зроблений на біомеханічний аспект невдалої фіксації, що і стало головною гіпотезою наукової роботи

Автор провів клінічну інтраопераційну оцінку твердості кісткової тканини в ділянці лінії зламу (локально) на 50 пацієнтах з ТПНЩ, з використанням розробленого ним пристрою для визначення механічних параметрів кістки (деклараційний патент України на корисну модель №150086). Після його калібрування отримані числові дані були використані в ІКМ НЩ та присвоєнні їй відповідних властивостей.

Рентгенологічне дослідження в післяопераційному періоді пацієнтів після проведеного остеосинтезу дало можливість виявити наявність діастазу рани до 2,4 мм в ментальному відділі, в ділянці тіла НЩ – до 2мм.

Проте за даними клінічних заключень та рентгенологічних знімків спостерігалися ознаки консолидації кісткових фрагментів навіть з діастазом рани до 2,5 мм, але при цьому виявлено порушення прикусу у 12 (11,1%) пацієнтів. Зуби, які знаходились в щілині перелому, були стійкі після ендодонтичного лікування. Проведений ретроспективний аналіз дав змогу не лише визначити типи зміщення кісткових фрагментів з переломами тіла, ментальної ділянки НЩ і знайти переважну локалізацію лінії перелома у ділянках зі збереженим зубним рядом.

У співпраці з НТУУ «КПІ імені І. Сікорського» в програмному середовищі ANSYS APDL 12.1, ліцензія ДКБ «Південне», customer: 233433), згідно ДСТУ ISO/IEC/7025:2006 (ISO/IEC/7025:2005) змодельовано 7 апросимальних моделей НЩ з лінійним одностороннім переломом в ділянці тіла щелепи та ментальної ділянки, залежно від топографії лінії зламу (3 варіанти, запропоновані автором) та розробленого дизайну пластини для остеосинтезу на 5 отворів (тип 1) та 6 отворів («метелик», тип 2).

Дисертант, взявши за прототип пластину локального регулювання для остеосинтезу кута нижньої щелепи (Alpes-Belledonne Private Hospital, France), модифікував дизайн та товщину пластини (заявка на винахід u 2023 04596 «Пластина для остеосинтезу відламків кута та тіла нижньої щелепи»). За допомогою імітаційного моделювання шляхом обчислення винайшли варіант пластини, що надійно фіксує уламки щелепи, не завищує параметри жорсткості біомеханічної системи «НЩ-фіксатор» та мінімізує вірогідність утворення діастазу в зоні перелому НЩ.

За даними експериментального дослідження при переломі НЩ в ментальному відділі розташування пластини на 6 отворів, товщиною 1,5 мм, нижче середньої лінії по нижньому краю НЩ дозволяє отримати зниження концентраторів локального напруження в гвинтах на 67%, напруження в пластині – на 82%. Це веде до зменшення напруження в лінії перелому на 67%, величину діастазу на 87%.

Проведений порівняльний аналіз розрахунків НДС комп'ютерних моделей НЩ з одностороннім лінійним переломом, вертикальним осьовим та косим розміщенням лінії зламу, а також застосуванням пластини на 5 отворів за різним варіантів її розміщення показав, що оптимальним є позиціонування пластини з кінцем на 3 отвори ближче до кута НЩ, на 2 отвори – в напрямку ментального отвору. Цьому свідчили зменшення напруження в отворах щелепи для гвинтів на 67%, у власне пластині – до 85%, а в гвинтах на 86%, напруження в переломі та переміщення щелепи залишилось сталим. Також вдалося досягнути зменшення величини діастазу в переломі НЩ на 84%.

Чисельний експеримент автор підтвердив натурним прямим біомеханічним експериментом, виконаним на 4-х кадаверних нижніх щелепах, що є амортизованим матеріалом кафедри нормальної анатомії НМУ імені О.О. Богомольця та можуть бути об'єктом дослідження. Дані, отримані в експерименті, порівнювали з розрахунками ІКМ НЩ, котра була створена на основі даних КТ та врахуванням біомеханічних параметрів кісткової тканини.

Було створено переломи в ділянці тіла НЩ та в ментальному відділі. Фотофіксацію препарату проводили фактично по реперним точкам, які нанесені на його поверхню з відомими розмірами об'єкта, використавши камеру Panasonic DMG-T1. Експеримент проведений з використанням універсальної випробувальної машини TIRAtest-2151. Зазначену випробувальну машину застосовують для визначення механічних властивостей металів, пластмас, волокон, композиційних матеріалів тощо. Машина була доповнена системою реєстрації деформацій біологічних об'єктів за допомогою цифрових фото і відеокамер. Пластини виготовили з медичного титану в лабораторії інженерного центру CARTEM 3D технологій, використовуючи машину DMP Flex 350.

Проведені експериментальні дослідження показали біомеханічну обґрунтованість системи «Нижня щелепа-фіксатор» в здатності забезпечувати абсолютну надійну фіксацію уламків НЩ. Позиціонування пластини 1,2 мм при ТПНЩ в ділянці тіла нижньої щелепи здійснювали в ділянці зовнішньої косої лінії. При переломі НЩ в ментальній ділянці використовували пластину 1,5 мм (тип 2, «метелик»), розташовану нижче верхівок коренів зубів по нижньому краю НЩ. Під час експериментального дослідження визначили, що оптимальна величина компресії уламків кісткової тканини в ділянці перелому сягає від 20 до 70 Н.

Проведені числові розрахунки доводять, що найбільшу жорсткість має система з переломом тіла НЩ (164,3 Н/мм). Також були знайдені взаємні переміщення уламків щелепи в залежності від видів переломів та способу фіксації. Найбільше зміщення зафіксовано між уламками щелепи з переломом

ментального відділу при навантаженні 150 Н – 1 мм, в решті випадків переміщення не перевищує 0, 22 мм.

Таким чином, визначено способи біомеханічно оптимальної фіксації відамків НЩ, вибору пластини та її розміщення, особливо коли мова йде про умови раннього функціонального навантаження в післяопераційному періоді.

Ключові слова: перелом, нижня щелепа, титанові пластини, напружено-деформований стан, діастаз, біомеханіка.

SUMMARY

Mazurik Y.M. Comprehensive treatment of patients with open fractures of the lower jaw in the presence of a tooth in the fracture gap.

Dissertation for obtaining the scientific degree of Candidate of Medical Sciences (Doctor of Philosophy) in the specialty 221 "Dentistry". - O.O. Bogomolets National Medical University, Kyiv, 2023

The dissertation is devoted to improving the quality of treatment of patients for traumatic fractures of the mandible by biomechanical justification of the choice of the fixative, its design and anatomical and topographic placement in the section of the fracture line. In the general structure of traumatic injuries of the bones of the facial skull, fractures of the lower jaw occupy from 55 to 75%. The topographic placement of the fracture line passing through the tooth hole forces the surgeon to decide a pre-operative tactic regarding his fate. Such clinical situations from these literary sources are quite controversial and not unambiguous, and from practice - I need an individual solution in each case.

A retrospective analysis of data of 185 case histories of patients with traumatic fractures of the lower jaw, which were treated at the clinical base of the department of Kyiv city clinical hospital #12 during 2016-2023, was conducted. A thorough system analysis of radiological data, clinical conclusions of medical documentation made it

possible to analyze the shortcomings of the classical approach, determine the accents and ask questions, the answers to which were found in the reflection in the experimental block of scientific work.

By gender among patients, 51% were males, 49% were females. According to the topographic feature, fractures of mandible were divided into fractures of the angle and body of the mandible - 55%, fractures of the mental region - 45%. Among the causes of this type of bone damage, transport injury prevailed (37%), household injury (27%), sports injury (26%), industrial (household) (10%). The dynamics of injuries in the aggregate of injuries of traumatic fractures of the lower jaw prevailed in 2017 and 2019 in the number of injuries received.

Depending on the topography of the location of the fracture line in relation to the tooth hole, in 33% of cases the fracture gap passed transverse to the alveoli, 27% of variants had an oblique direction, and 40% of cases were observed tangentially to the hole. After analyzing the nature of the treatment of patients with fractures of NS for the specified period, we found that osteosynthesis was carried out in 59% of cases with a fracture of the lower jaw, and conservative treatment was 41% of cases.

Among all patients, 39 (36%) patients with DLTD who underwent surgery using classical osteosynthesis approaches had diastasis between fragments of one size or another. Teeth from the fracture line were almost never removed. Exceptions were the options for dislocation of the tooth and fracture of its root.

The emphasis of the subsequent experimental block was placed on the biomechanical aspect of unsuccessful fixation, which became the main hypothesis of scientific work.

The author conducted a clinical intraoperative assessment of bone hardness in the area of the fracture line (locally) on 50 patients with TNF- α using a device developed by him to determine the mechanical parameters of the bone (Ukrainian declaration patent for a utility model No. 150086). After its calibration, the obtained numerical data were used in LN PCM and assigned the corresponding properties.

X-ray examination in the postoperative period of patients after osteosynthesis made it possible to detect the presence of a wound diastasis of up to 2.4 mm in the mental department, in the area of the NS body - up to 2 mm.

Nevertheless, according to clinical conclusions and X-ray images, signs of consolidation of bone fragments were observed even with a wound diastasis of up to 2.5 mm, but a malocclusion was detected in 12 (11.1%) patients. Teeth that were in the fracture gap were stable after endodontic treatment. The conducted retrospective analysis made it possible not only to determine the types of displacement of bone fragments with fractures of the body, mental region of the UE and to find the predominant localization of the fracture line in areas with preserved dentition.

In cooperation with NTUU «KPI named after I. Sikorsky» in the software environment ANSYS APDL 12.1, license DKB" Yuzhnoye, "customer: 233433), according to DSTU ISO/IEC/7025:2006 (ISO/IEC/7025:2005) simulated 7 aprosimal models of mandible with a linear one-sided fracture in the jaw body and mental area, depending on the topography of the fracture line (3 options, proposed by the author) and the developed design of the plate for osteosynthesis for 5 holes (type 1) and 6 holes ("butterfly", type 2).

The dissertation, taking as a prototype the plate of local regulation for osteosynthesis of the angle of the lower jaw (Alpes-Belledonne Private Hospital, France), modified the design and thickness of the plate (application for invention u 2023 04596 «Plate for osteosynthesis of fragments of the angle and body of the lower jaw»). According simulation and calculation, a variant of the plate was invented that reliably fixes fragments of the jaw, does not overestimate the rigidity parameters of the biomechanical system "mandible-fixator" and minimizes the likelihood of diastasis formation in the jaw fracture zone.

Based on experimental study in case of mandible fracture in the mental area, the location of the plate is 6 holes, 1.5 mm thick, below the middle line along the lower edge of the mandible, it is enough to get a decrease in the local stress concentrators in the screws by 67%, the stress in the plate - by 82%. This leads to a reduction in stress in the fracture line by 67%, the value of diastasis by 87%.

A comparative analysis of stress-strain calculations of computer models of mandible with a one-sided linear fracture, vertical axial and oblique placement of the fracture line, as well as the use of a plate for 5 holes for various options for its placement, showed that it is optimal to position the plate with an end 3 holes closer to the angle of the jaw, 2 holes – in direction of the mental foramen. This was evidenced by a decrease in the tension in the holes of the jaw for screws by 67%, in the plate itself - up to 85%, and in the screws by 86%, the tension in the fracture and the movement of the jaw remained constant. It was also possible to achieve a decrease in the size of diastasis in the fracture of the mandible by 84%.

The author confirmed the numerical experiment with a full-scale direct biomechanical experiment performed on 4 cadaver lower jaws, which is amortized material of the Department of Normal Anatomy of the Bogomolets NMU and may be the object of research. The data obtained in the experiment were compared with the calculations of computer model of mandible, which was created on the basis of CT data and taking into account the biomechanical parameters of bone tissue.

Fractures were created in the area of the mandible body and in the mental area. Photofixation of displacement was actually carried out by reference points, which are applied to its surface with known dimensions of the object, using a Ranasonic DMG-T1 camera. The experiment was conducted using a universal test machine TIRAtest-2151. The testing machine is used to determine mechanical properties of metals, plastics, fibres, composite materials, etc. The machine was supplemented with a system for recording deformations of biological objects using digital photos and video cameras. The plates were made of medical titanium in the laboratory of the CARTEM 3D technology engineering center using the DMP Flex 350 machine.

Conducted experimental studies have shown the biomechanical validity of the system "Lower jaw-fixator" in the ability to provide absolute reliable fixation of fragments of the lower jaw. Positioning of the 1.2 mm plate in case of the lower jaw body fracture was performed in the external oblique line area. A 1.5 mm plate (type 2, "butterfly") located below the tops of the apex roots of the teeth along the lower edge of the mandible was used for fracture of the mental area. During the experimental

study, it was determined that the optimal amount of compression of bone fragments in the fracture site reaches from 20 to 70 N.

The performed numerical calculations prove that the system with fracture of the mandible body (164.3 N/mm) has the greatest rigidity. Mutual movements of jaw fragments were also found, depending on the types of fractures and the method of fixation. The greatest displacement is recorded between the fragments of the jaw with a fracture of the mental department with a load of 150 H - 1 mm, in other cases the movement does not exceed 0.22 mm.

Thus, methods of biomechanically optimal fixation of lower jaw samples, selection of the plate and its placement are determined, especially when it comes to conditions of early functional load in the postoperative period.

Key words: fracture, lower jaw, titanium plates, stress-strain analysis, diastasis, biomechanics.

Список публікацій здобувача:

1. Мазурик Я., Маланчук В. Вибір тактики лікування при відкритому переломі кута нижньої щелепи з наявністю зуба в щілині перелому. *Вісник стоматології*. 2022. Т. 120, № 3. С. 45–50. <https://doi.org/10.35220/2078-8916-2022-45-3.8>
2. Мазурик Я., Маланчук В. Визначення механічних параметрів кістки для вибору тактики лікування при відкритому переломі нижньої щелепи з наявністю зуба в щілині перелому. *Вісник стоматології*. 2023. Т. 121, № 4. С. 47–54. <https://doi.org/10.35220/2078-8916-2022-46-4.9>
3. Мазурик Я., Маланчук В. Експериментальне моделювальне дослідження титанових пластин для вибору тактики лікування при відкритому переломі нижньої щелепи з наявністю зуба в щілині перелому. *Вісник стоматології*. 2023. Т. 122, № 1. С. 100–104. <https://doi.org/10.35220/2078-8916-2023-47-1.17>
4. Mazurik Y. V., Malanchuk M. D. Medicine and dentistry. Device for determining the mechanical parameters of the bone to select tactics of treatment for an open fracture of the lower jaw with a tooth in the fracture gap. *Modern Science — Moderní věda*. 2022. № 5. P. 126–131.

Апробація результатів дисертаційного дослідження:

1. II-й Український стоматологічний конгрес «Інтегрована медицина та стоматологія» 22-23 жовтня 2020 року. (усна доповідь)
2. XIII науково-практична конференція з міжнародною участю «Спеціальні питання діагностики та лікування захворювань ЛОР-органів, краніофасіальної ділянки та органу зору», 18-19.03.2021 року. Тема доповіді: «Догляд за порожниною рота в після травматичному періоді кісток скелета людини» (усна доповідь).
3. VII З'їзд УАЧЩЛХ, присвячений 180-річчю НМУ імені О.О. Богомольця, 11.05.2021 року. Тема доповіді: «Можливі фактори ризику, ускладнення і їх профілактика при відкритому переломі нижньої щелепи з наявністю зуба в щілині перелому» (усна доповідь, тези).
4. 25th EACMFS Congress, 13-16. 07.2021 (electronic poster, category «Facial deformity surgery», online).

Патент України на корисну модель:

1. Пристрій для визначення механічних параметрів кістки : пат. 150086 Україна : А61С3/00. № u202104423 ; заявл. 30.07.2021; опубл. 29.12.2021, Бюл. № 52. 2 с.

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ	2
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	15
ВСТУП	16
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ	
1.1 Етіологія і патогенез переломів НЩ, що проходять через лунку зуба.....	22
1.2 Особливості клінічної картини переломів НЩ, що проходять через лунку зуба і їх діагностика	26
1.3 Дослідження біомеханічних проблем остеосинтезу НЩ з використання імітаційного комп'ютерного моделювання	29
1.4 Регенеративні та біомеханічні властивості НЩ	34
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ	
2.1. Дизайн дослідження	40
2.2. Методика досліджень біомеханічних характеристик системи «Нижня щелепа-фіксатор» в натурному експерименті	41
2.3. Проведення математичного аналізу та створення імітаційних комп'ютерних моделей НЩ	48
2.4. Ретроспективний аналіз даних	56
2.5. Аналіз локальних фізико-механічних параметрів кісткової тканини НЩ.	58
2.6. Статистичні методи дослідження	60
РОЗДІЛ 3. ІМІТАЦІЙНЕ КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ З ПЕРЕЛОМОМ, В ЩІЛИНІ ЯКОГО ЗНАХОДИТЬСЯ ЗУБ	
3.1. Оцінка вірогідності імітаційних моделей в експерименті.....	61

3.2. Способи створення індивідуальних імітаційних моделей напружено-деформованого стану НЩ	62
3.3. Оцінка стану НЩ при жувальних навантаженнях в нормі.....	64
РОЗДІЛ 4. ВИЗНАЧЕННЯ МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ В НОРМІ ПРИ ТРАВМАТИЧНИХ ПЕРЕЛОМАХ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ, В ЩІЛИНІ ЯКОГО ЗНАХОДИТЬСЯ ЗУБ	
4.1. Біомеханічні властивості системи «Нижня щелепа-пластина», або від яких критеріїв залежить оцінка ефективності хірургічного лікування переломів нижньої щелепи	67
4.2. Розподіл деформацій та напружень при остеосинтезі системою «Нижня щелепа-фіксатор»	68
4.3. Результати клінічних досліджень та визначення твердості кісткової тканини нижньої щелепи	76
РОЗДІЛ 5. РЕЗУЛЬТАТИ ВИВЧЕННЯ БІОМЕХАНІЧНОГО СТАНУ СИСТЕМИ «НИЖНЯ ЩЕЛЕПА-ФІКСАТОР» В НАТУРНОМУ ТА МОДЕЛЬНОМУ ЕКСПЕРИМЕНТАХ	
5.1. Остеосинтез НЩ при трьох видах перелому та різній локалізації	88
5.2. Визначення жорсткості системи «Нижня щелепа-фіксатор» в ділянках тіла НЩ в натурному експерименті в порівнянні з класичним варіантом остеосинтезу	92
5.3. Дослідження НДС системи «Нижня щелепа-фіксатор» при остеосинтезі в ділянці тіла НЩ в модельному експерименті	95
5.4. Результати чисельного експерименту	99
5.5. Результати натурного експерименту	108
ВИСНОВКИ	126
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	128
ДОДАТКИ	153

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ЩЛД - щелепно-лицева ділянка

СНЩС- скронево-нижньощелепний суглоб

ТПНЩ - травматичний перелом нижньої щелепи

НЩ – нижня щелепа

ІКМ - імітаційна комп'ютерна модель

КТ - комп'ютерна томографія

МСЕ - метод скінченних елементів

НДС - напружено деформований стан

ГПА - гіга паскаль

МПа - мега паскаль

CAE - Computer-Aided Engineering (системи інженерного аналізу для проведення чисельних розрахунків за допомогою комп'ютерної техніки).

CAD - Computer-Aided Design (автоматизовані системи проектування з використання комп'ютерних технологій).

CAM - Computer-Aided Manufacturing (системи автоматизації виробництва за допомогою комп'ютера).

ВСТУП

Актуальність теми. В структурі травматичних пошкоджень кісток лицевого черепа значну частку займають травматичні переломи нижньої щелепи, що згідно даних деяких авторів сягає 55-75% (Маланчук В.О., Копчак А.В., 2014; Аветіков Д.С. та ін., 2015; Нагірний Я.П. та ін., 2017; Брехлічук П.П., 2019; Boffano et al., 2015). Травматичні пошкодження нижньої щелепи ведуть до суттєвої втрати якості життя через порушення функції жування, мови, тривалі терміни реабілітації та значний відсоток ускладнень. Контингент пацієнтів молодого працездатного віку (16-29) з травматичними переломами нижньої щелепи привертають окрему увагу. Інші науковці зазначають, що від 56 до 69% клінічних випадків переломів НЩ виникає в межах зубного ряду (Zix et al., 2011; Копчак А.В., Варес Я.Е., Burkhard, 2019). В сучасній науковій літературі не доведено статистично достовірного зв'язку між тактикою по відношенню до зуба в лінії перелому та частотою прояву інфекційних ускладнень або порушення консолидації уламків (Nima K., Hossein J., 2019). Сам факт видалення зуба з лінії фрактури є дискутабельним, а часто варіантом вибору в конкретному індивідуальному випадку. З однієї сторони, полишений зуб – це джерело інфікування як зі сторони ротової рідини, так і сам по собі є елементом накопичення інфікованої мікрофлори, інколи є перепороною точної анатомічної репозиції уламків, а під час накладання лігатур з метою міжщелепного шинування не виконує роль надійної точки фіксації. З іншої сторони, видалення зуба може нанести додаткову травму. Зубозберігаючий підхід в цьому Втім, окремо варто виділити питання, що є контрверсійними і в профільній літературі не існує однозначного їх рішення. На сьогодні, використовуючи сучасний підхід раннього функціонального навантаження в клінічній практиці після виконання стабільного остеосинтезу передбачає вивчення факторів та умов забезпечення біомеханічно адекватних умов фіксації, на що і звернув увагу дисертант в своїй роботі

Проблеми стабільної фіксації уламків залишається відкритим при переломах із дефектом кістки, вираженої вікової атрофії, уламкових, старих, косих переломах. З цим частота порушення консолидації та зміщення уламків при хірургічному лікуванні ТПНЩ більше 15%.

Створення нових методів остеосинтезу нижньої щелепи та удосконалення існуючих, здатних забезпечити співставлення уламків та їх утримання в правильному положенні при відновленні функції НЩ залишається актуальним. Дане питання удосконалюють країни: США (Ellis E., Dechow P.), Японії (Ikemura K., Nakamura S.); Європейського Союзу (Lindquist C., Mayer C. J., Gerlach K.). Для створення високоточних імітаційних моделей НЩ потрібно вивчення процесів, що відбуваються в НЩ після травматичних пошкоджень та хірургічних втручань, розроблення індивідуальних механічних властивостей кісткової тканини пацієнта. Використання біомеханічного аналізу необхідно для вирішення проблем хірургічного лікування ТПНЩ, визначення показів та оцінки остеосинтезу, розроблення високоефективних методів остеосинтезу, визначення компресії кісткових уламків.

Біомеханічно обґрунтовані підходи у визначенні показів та вибір оптимального методу остеосинтезу зумовили необхідність дослідження та поставила завдання і мету.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.
Дисертаційна робота виконана згідно плану аспіранта Національного медичного університету імені О. О. Богомольця, є фрагментом наукової роботи кафедри хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії № Держреєстрації 0121U108125 «Оптимізація методів хірургічного лікування захворювань щелепно-лицевої ділянки на підставі вивчення важливих біологічних, біофізичних та патогенетичних компонентів» та науково-дослідницької роботи кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів Національно-наукового механіко- машинобудівного інституту Національного технічного університету України «Київського політехнічного інституту імені Ігоря Сікорського»,

«Комп'ютерно-інтегрована технологія проєктування та виготовлення індивідуальних ендопротезів, номер державної реєстрації – № 0123U102168.

Мета дослідження: підвищити якість лікування пацієнтів на переломи НЩ шляхом оптимізації методики виконання остеосинтезу через біомеханічне обґрунтування вибору фіксатора, його анатомо-топографічної локалізації при розміщенні зуба в лінії зламу НЩ.

Завдання дослідження:

1. Виявити частоту та локалізацію переломів НЩ, котрі проходять через лунки зубів на підставі ретроспективного аналізу даних історій хвороб пацієнтів, які проходили лікування на клінічній базі кафедри (щелепно-лицеве відділення Київської міської клінічної лікарні №12) впродовж 2016-2023 рр.
2. Провести порівняльну характеристику НДС в кістковій тканині НЩ з переломом в ділянках тіла/ментальної ділянки після проведеного остеосинтезу в залежності від топографічних особливостей проходження лінії перелому.
3. Розробити нові підходи до аналізу ІКМ НДС НЩ та системи «Нижня щелепа-фіксатор» із урахуванням анатомо-функціонального стану та біомеханічних властивостей кістки.
4. Представити оновлений дизайн пластини для остеосинтезу, враховуючи анатомо-топографічні та біомеханічні властивості існуючої системи «НЩ-фіксатор».
5. Провести порівняльний аналіз остеосинтезу пластинами оновленого дизайну при різних ТПНЩ в чисельних та натурних експериментах.

Об'єкт дослідження - травматичний перелом нижньої щелепи різної топографо-анатомічної локалізації.

Предмет дослідження - перебіг репаративного остеогенезу в ділянці перелому при застосуванні модифікованих методів мобілізації уламків створених на основі математичної моделі та біомеханічної системи «Нижня

щелепа-пластина». Оцінка ефективності модифікованого методу лікування в залежності від розташування лінії перелому та біомеханічних особливостей розподілу діючих сил в щілині перелому.

Методи дослідження: клінічні методи обстеження (суб'єктивні, об'єктивні), клініко-лабораторні, рентгенологічні (КТ, рентгенографія в традиційних укладках, аналіз комп'ютерних 3-D моделей), біомеханічні (натурні експерименти, математичне комп'ютерне моделювання). Дослідження проводилося з дотриманням біоетичних норм (висновок комісії з питань біоетичної експертизи та етики наукових досліджень НМУ імені О.О. Богомольця від 02.12.2019, протокол №127).

Наукова новизна дослідження полягає в тому, що вперше виявлено вплив різного положення зуба в щілині різних переломів нижньої щелепи на ефективність фіксації; виявлено величину кута косоного перелому нижньої щелепи та його вплив на зміщення відламків, можливість їх репозиції та фіксації за умов наявності зуба в щілині перелому; визначено оптимальні ділянки кістки для накладання системи «Нижня щелепа-пластина»; доведено ефективність нових способів та підходів в комплексному лікуванні хворих на відкриті переломи нижньої щелепи при наявності зуба в щілині перелому; представлені нові методи та алгоритми створення індивідуальних імітаційно-комп'ютерних моделей нижньої щелепи, що за своєю ефективністю оптимізує процес планування хірургічних втручань та реабілітацію пацієнтів з травматичними переломами нижньої щелепи; в експерименті науково обґрунтовані біомеханічні параметри хірургічного протоколу лікування травматичних переломів нижньої щелепи, виявлені умови збереження зуба в щілині перелому нижньої щелепи на підставі даних комп'ютерної томографії.

Особистий внесок здобувача. Дисертаційна робота виконана на кафедрі хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії Національного медичного університету імені О. О. Богомольця. Автором спільно з науковим керівником обраний напрям та тематика дослідження, розроблено дизайн, запропоновано методи дослідження, окреслено мету і завдання наукової роботи. Автором власне

проведено інформаційно-патентний пошук, за його безпосередньої участі проведено натурні експерименти на кадаверному амортизованому матеріалі щелеп, при безпосередній участі здобувача проведено біомеханічний експеримент з створенням імітаційних комп'ютерних моделей та числовими обрахунками, узагальнено та проаналізовано результати проведених досліджень, сформульовані практичні рекомендації та висновки. Часткові етапи роботи виконані на базі лабораторії біомеханічних систем і композиційних матеріалів механіко-машинобудівного інституту (ММІ) (завідувач лабораторії – к.тех.н., доц. проф. Цибенко О. С.) та лабораторії математичного моделювання ММІ (зав. лабораторії д. тех. н., проф. Цибенко О. С.) при НТУУ «Київський політехнічний інститут імені І.Сікорського» (ректор – академік НАН України Згуровський М.З.), експериментального відділу (зав. відділу д. мед. н., проф. Фурманов Ю. О.) та реалізовані на основі положень Договору про науково-технічне співробітництво між кафедрою хірургічної стоматології та щелепно-лицевої НМУ імені О.О. Богомольця та НН механіко-машинобудівним інститутом КПІ ім. І. Сікорського, НДЛ «Математичного моделювання в механіці суцільного середовища» від 01.02.2023р. Використання амортизованого кадаверного матеріалу здійснювалося за сприяння кафедри нормальної анатомії НМУ імені О. О. Богомольця (завідувач кафедри – проф. Дзевульська І.В.). Всі етапи по проведенню досліджень були можливі за безпосередньої участі співробітників вказаних наукових підрозділів.

Апробація результатів дисертації. Основні положення дисертаційної роботи викладені та обговорені на засіданні кафедри хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії імені О. О. Богомольця (протокол від 18.10.2023 №4). Також основні наукові твердження заслухані на наукових заходах: II-й Український стоматологічний конгрес «Інтегрована медицина та стоматологія» 22-23 жовтня 2020 року; XIII науково-практична конференція з міжнародною участю «Спеціальні питання діагностики та лікування захворювань ЛОР-органів, краніофасіальної ділянки та органу зору», 18-19.03.2021 року. Тема доповіді: «Догляд за порожниною рота в після травматичному періоді кісток скелета

людини» (усна доповідь); VII З'їзд УАЧЩЛХ, присвячений 180-річчю НМУ імені О.О. Богомольця, 11.05.2021 року. Тема доповіді: «Можливі фактори ризику, ускладнення і їх профілактика при відкритому переломі нижньої щелепи з наявністю зуба в щілині перелому» (усна доповідь, тези), 25th EACMFS Congress, 13-16. 07.2021 (electronic poster, category «Facial deformity surgery», online).

Публікації. За темою дисертації опубліковано 3 статті в наукових фахових виданнях України, що входять до категорії Б, 1 стаття в зарубіжному науковому виданні країни-члена ОЕСР; 1 деклараційний патент України на корисну модель.

Обсяг і структура дисертації. Матеріали дисертації викладені на 156 сторінках комп'ютерного тексту, з яких основного змісту 106 сторінок, ілюстровані 79 рисунками, містять 7 таблиць, 10 формул. Робота складається із анотацій (двома мовами), вступу, огляду літератури, матеріалів та методів, 3 розділів власних досліджень, висновків, списку літературних джерел, який включає 195 позицій, з них: 21 кирилицею, 174 латиницею; і 3 додатків.

РОЗДІЛ 1.

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1 Етіологія і патогенез переломів нижньої щелепи, котрі проходять через лунку зуба

Переломи нижньої щелепи за даними різних авторів складають 15,5%-59% усіх переломів щелепно-лицевої локалізації [16]. Такі травматичні ураження останнім часом частіше виникають внаслідок побутової травми. Та необхідно враховувати етіологічні фактори, оскільки в кожній країні є своя градація впливу: особливості локальної культури, місцевого стилю життя, що дозволяє мати більш специфічні характеристики. Щелепно-лицева травма має багатофакторну етіологію, таку як дорожньо-транспортні пригоди, випадкові падіння, напади, нещасні випадки на виробництві, спортивні травми та поранення вогнепальною зброєю [17-19]. Серед названих причин вагоме місце займають дорожньо-транспортні пригоди [20].

Тяжкість і характер щелепно-лицевої травми залежать від локалізації ураження, величини сили та напрямку сили, що спричинила uszkodження [21, 22]. Часто, залежно від етіології та механізму травми, травма обличчя може бути обмежена поверхневими розривами, саднами та переломами кісток лицевого скелету та може виникнути в поєднанні з іншими системними травмами, такими як мозковий череп, шийний відділ хребта, грудна клітка, живіт і кінцівки, що вимагає мультидисциплінарного підходу до курації таких пацієнтів [23-25].

Одним з негативних факторів являється збільшення кількості травм в стані алкогольного або наркотичного сп'яніння, що в подальшому впливає на компенсаторні можливості організму. Важливо звернути увагу, що роль кримінального фактору при виникненні переломів нижньої щелепи визначає характер і тяжкість травматичних пошкоджень [26-29].

За результатами певних досліджень майже у 70% пошкодження нижньої щелепи є одиничним [26, 30]. За даними інших дослідників, встановлено що 42,5% пацієнтів мають двосторонні переломи, а 32% отримують пошкодження з

лівого боку щелепи. Права сторона нижньої щелепи уражається у 21 % пацієнтів. Ці ж дослідники вказують на те, що порушення прикусу має місце у майже у 70% випадків [16].

Було помічено, що існує зв'язок між наявністю ретенованого третього моляра і переломом нижньої щелепи, оскільки наявність даного зуба зменшує площу поперечного перерізу кістки, в результаті чого кутовий перелом стає більш поширеним [31]. Інші дослідження вказують на те, що треті нижні моляри є важливою оклюзійною опорою, яка знижує ризик виникнення перелому гілки нижньої щелепи, причому за умов наявності даного зуба частіше відмічають виникнення ангулярних переломів [32]. Плеяда дослідників також виявляли взаємозв'язок між місцеположенням зуба і локалізацією лінії перелому. Наявність зубів на нижній щелепі зменшує об'єм кісткової тканини, що призводить до її «послаблення» особливо в ділянці третього моляра та ікла, де частіше всього проходить лінія перелому [33, 34]. Одним із факторів, які впливають на хід лінії перелому в ділянці зубного ряду, є анатомічна будова нижньої щелепи. Травматичні переломи в межах зубного ряду нижньої щелепи проходять шляхом найменшого супротиву [35], частота подібних переломів може сягати від 56 до 69%, причому переважно у пацієнтів молодого віку [36].

Наявність зуба в межах лінії перелому завжди означає зв'язок між ротовою порожниною та кістковою тканиною нижньої щелепи за допомогою періодонтальної зв'язки [37, 38]. Переломи нижньої щелепи в межах зубного ряду спричиняють пошкодження безпосередньо самої кісткової тканини, зуба, пульпи та періодонта. Внаслідок чого можлива резорбція кісткової тканини, кореня зуба, некроз пульпи, а також в окремих випадках анкілоз кореня зуба. Наявність існуючих патологій пульпи, періодонту або періапікальної тканини може ще більше загострити ці проблеми. Все вищенаведене, окремо чи в поєднанні, може призвести до розвитку запальних ускладнень та/або погіршення загоєння кісткової рани [39-41]. Більше того, наявність зубу у щілині перелому може перешкоджати належній репозиції, що призводить до неадекватної іммобілізації, що призводить до неправильного прикусу. Водночас, видалення

таких зубів несе в собі ризик спричинити додаткову травму навколишньої кісткової тканини, особливо коли уламки перелому дуже рухомі [36, 42].

Правильна репозиція кісткових уламків відбувається швидше і легше, якщо консервативно відновити положення зуба в лінії перелому, оскільки зуби забезпечують оклюзійну опору та мають стабілізуючу дію і не перешкоджають зрощенню кістки. Їх видалення підвищує ризик контамінації перелому. Дослідники дотримуються різних думок щодо оптимального підходу до лікування зубів, розташованих у лініях перелому нижньої щелепи. Дебати зосереджуються навколо того, чи слід проводити первинне видалення під час репозиції перелому, щоб мінімізувати післяопераційні ускладнення, пов'язані з переломом. Через безпосередню близькість зубів у місці перелому до щелепної кістки через періодонтальну щілину рухомі зуби часто вважаються потенційним джерелом інфекції [43-45]. Переломи зі зміщенням також частіше пов'язані із стоматологічними проблемами, оскільки судинний нервовий пучок часто пошкоджується [46]. Тому деякі автори пропонують профілактичне видалення таких зубів [47, 48].

Слід зазначити, що переважна більшість експериментальних робіт щодо особливостей перебігу процесів остеорегенерації за умов наявності зуба в лінії перелому, проводилася в основному на собаках. За допомогою змодельованих переломів зуби не піддавались лікуванню, тож запальні ускладнення мали місце достатньо часто. Тим самим було продемонстровано відновлення кісткової тканини із урахуванням часу і поодинокі випадки анкілозу зубів [49]. У 1989 році J. Roush і J.W. Wilson встановили, що зуб в лінії перелому зберігав свою життєздатність та був оточений незрілою кістковою тканиною [50].

Встановлено, що травма щелепи призводить до змін у пульпі зуба розташованого поза лінією перелому, що проявляється у вакуолізації клітин і сітчатій атрофії. У першу чергу вражалися одонтобласти і клітини шару Вейля. Зміни відбувалися в сітці колагенових волокон, котрі ставали дедалі грубіші. Розростання потовщували стінки судин. Все це призводило до звуження просвіту судин [51-52].

Після проведення гістологічних досліджень альвеолярної кістки та коренів зубів при експериментальних переломах нижньої щелепи у собак з фіксацією уламків міні пластинами, були констатовані зміни кісткової тканини, яка оточує зуби. Протягом першого тижня після травми відбувалася резорбція кістки та розростання судин. На четвертому тижні перебудовання гаверсових каналів із одночасною лакунарною резорбцією в ділянці перелому. Утворення незрілої кістки відбувається з 2-го по 8-ий тиждень, а її ремоделювання – з 8-го тижня по 24-ий. У деяких випадках утворюється анкілоз. У більшості випадків спостерігали поверхневу резорбцію коренів, котра проходила повільніше, ніж у кістковій тканині, але тривала довше. Відбувалось відновлення дентину, цементу кореня та компенсаторне розростання кісткової тканини до створення фізіологічної ширини періодонтальної щілини [53, 54]. Процеси резорбції мали більш активний перебіг в кістковій тканині і зубах, котрі безпосередньо знаходились в лінії перелому, посилюючись з 6-го тижня. Дане дослідження показало гарне загоєння лунок із збереженням зубів при переломах нижньої щелепи. На думку авторів, зуб біля або в лінії перелому не перешкоджував загоєнню кісткової тканини при адекватному лікуванні за умов, що клінічних ускладнень не було виявлено [55, 56].

Аналогічні зміни відбуваються і в пульпі зуба у людей. Дистрофічні та некротичні процеси на більш пізніх термінах після травм мали місце, а саме відмічали некроз в центральному та субодонтобластичному шарі пульпи, а згодом повне заміщення шару одонтобластів фіброзною і сполучною тканиною. А також слід відзначали, що запальні і дистрофічні зміни часто закінчуються некрозом пульпи [57-60].

Експериментальні дослідження показали, що наявність зуба в лінії перелому не перешкоджає процесу регенерації. Пульпа зубів при травмі не завжди залишається вітальною. У деяких випадках вона некротизується в результаті розриву судинно-нервового пучка, що може призвести до інфікування ліній перелому [57, 61, 62].

Таким чином, широке розповсюдження травматичних пошкоджень нижньої щелепи, її анатомічні особливості та можлива наявність зубів у щіліні перелому обумовлюють актуальність ретельного та різностороннього дослідження особливостей перебігу та лікування таких пацієнтів.

1.2 Особливості клінічної картини переломів, котрі проходять через лунку зуба і їх діагностика

Основними скаргами пацієнтів із переломами нижньої щелепи в межах зубного ряду є наявність болю в ділянці перелому, порушення прикусу, обмежене відкривання рота та порушення чутливості шкірних покривів обличчя [39].

Пацієнти скаржаться на больові відчуття, пов'язані з травмою безпосередньо самого зуба (вивих, перелом) або із загостренням хронічних процесів в його пульпі і періодонтиті. При наявності інтактних зубів у ділянці перелому можливий біль в зубі або групі зубів, який виникає самовільно або під тиском подразників. Переломи нижньої щелепи можуть супроводжуватись парестезіями, порушення чутливості шкірних покривів і можуть також розповсюджуватися на слизову оболонку порожнини рота в даній області [63-65].

Характерними змінами при зовнішньому огляді пацієнтів з переломами нижньої щелепи є посттравматичний набряк, гематоми, порушення цілісності шкірних покривів, позитивні симптоми прямого та непрямого навантаження в ділянці перелому [66].

При внутрішньоротовому огляді в ділянці перелому відмічається набряк і гіперемія слизової оболонки, а також її травматичне пошкодження; при пальпації крепітація уламків, має місце симптом сходинок; при огляді зубів в лінії перелому - їх рухомість з першого по четвертий ступінь і болісність при перкусії, яка більш виражена в зубі, який розташований дистальніше від лінії перелому [67, 68].

Для підтвердження клінічного діагнозу перелому нижньої щелепи необхідне використання додаткових методів обстеження, особливо променевих. Рентгенологічна діагностика за умов наявності зуба в лінії перелому повинна включати в себе як внутрішньоротові, так і позаротові знімки. У тих випадках, коли передні відділи щелепи на ортопантограмі за недостатньої товщини шару, який відображається менш чітко, використовують в комбінації панорамні рентгенограми щелеп в прямій проекції, внутрішньоротовий знімок прикусу або позаротову рентгенографію переднього відділу щелепи в косій контактній проекції [69, 70].

Частіше за все лінія перелому проходить через серединну лінію міжзубної перегородки або по краю лунки зуба, але іноді ці дві лінії перелому можуть мати місце й одночасно. Однак при ураженні тіла нижньої щелепи лінія перелому не завжди проходить паралельно осі зуба, вона може мати косий напрямок по відношенню до тіла нижньої щелепи і пересікати апікальну частину кореня, що часто зустрічається і може бути прийнято за перелом кореня зуба [71, 72]. З іншого боку, вертикально розташована лінія перелому на альвеолярному відростку, яка проходить на рівні кореня зуба, може бути помилково діагностовано як вертикальний перелом кореня зуба. Ретельне дослідження рентген-знімків (вивчення непереривності кореня зуба і його каналу), як правило, дозволяє виявити накладання ліній перелому на зображення інтактного зуба. Проведення додаткового рентгенологічного дослідження під змінним кутом може допомогти уникнути встановлення помилкового діагнозу. Якщо на рентгенограмі візуалізуються дві лінії перелому, котрі ідуть поруч паралельно або розходяться і сходяться то це не означає, що їх дійсно дві, а скоріш за все накладання лінії одного перелому на кортикальній пластинці з внутрішньої і вестибулярної сторін. Цінність рентгенологічного дослідження полягає в тому, що воно не тільки дозволяє встановити правильний діагноз, але й отримати результати, які є вирішальними при виборі тактики лікування самого перелому і зуба, який знаходиться в лінії перелому [73, 74].

Окрім стандартної візуальної оцінки рентгенограм, для більш детального їх вивчення можна використовувати комп'ютерні програми. Подібна методика була відображена в роботі по збільшенню ефективності лікування нижньої щелепи і збереження інтактних зубів. Дані рентгенологічних досліджень відкритих переломів в динаміці показують гладке протікання і загоєння переломів і означає, що наявність зуба в лінії перелому не впливає на благополучне завершення лікування [75, 76].

При переломах нижньої щелепи важливим моментом в діагностиці життєздатності зуба являється оцінка стану пульпи за допомогою ЕОД. Однак післятравматичні порушення провідності нервової тканини не дозволяють провести оцінку вітальності пульпи в умовах пошкодження іннервації зуба, що є одним з недоліків даного методу. Тим не менш, можливе проведення ЕОД в динаміці. За умов проведення даного методу дослідження відмічають зменшення або відсутність електрозбудливості пульпи зубів, які розташовані в лінії перелому, а також сусідніх зубів, що може відображати ступінь пошкодження нижнього луночкового нерву. Показники електрозбудливості до лікування не залежать від варіантів співвідношення періодонтальної щілини і лінії перелому. Цікавим фактом є те, що відновлення електрозбудливості повністю залежить від вищевказаних факторів. Так в багатокореневих зубах відновлення чутливості відбувається швидше (протягом першого місяця) і не залежить від співвідношення ліній перелому і періодонтальної щілини, у той час як в однокореневих зубах протягом перших трьох місяців швидкість відновлення сповільнювалась при першому типі взаємовідношення ліній перелому і періодонтальної щілини. Вагомим недоліком даного методу дослідження є неповна об'єктивність, оскільки стандартний метод ЕОД відображає суб'єктивні відчуття пацієнта [77, 78].

Не існує загальноприйнятого методу звітності про переломи нижньої щелепи, який би відображав частоту, лікування та результат для кожного окремого випадку. Більшість класифікацій включає анатомічне місце лише для всіх переломів. Одна із запропонованих класифікацій передбачає: клас I – гілка

щелепи; II – ангулярний перелом; IIa – ангулярний перелом + гілка щелепи; III – тіло/симфіз, IIIa – тіло щелепи + гілка щелепи, IV; множинні переломи, не включаючи гілку, IVa множинні переломи з ураженням гілки; V – двобічний перелом гілки + інший переломи [79].

У залежності від розташування зуба до щілини перелому виділяють:

- зуб розташовується з двох сторін від лінії перелому;
- зуб розташовується з одної сторони від лінії перелому;
- зуб в ділянці лінії перелому не виявляється [80].

У залежності від напрямку лінії переломи відносно зуба:

- лінія перелому, котра проходить через періодонтальну щілину верхівки кореня зуба;
- лінія перелома, котра проходить косо через бокову стінку альвеоли і періодонт зуба, не торкаючись його верхівки;
- лінія перелому, котра проходить вертикально через бокову стінку альвеол із пошкодженням періодонтальної щілини поза верхівкою зуба [81, 82].

Вважається, що при локалізації лінії перелому в ділянці верхівки кореня зуба відбувається травма судинно-нервового пучка, в результаті чого некроз пульпи таких зубів зустрічається частіше [83-85].

Хоча дані класифікації безперечно полегшують вибір найбільш адекватної тактики лікування пацієнтів з переломом нижньої щелепи в межах зубного ряду, але не представляє собою повноцінного алгоритму лікування таких пацієнтів.

1.3 Дослідження біомеханічних проблем остеосинтезу нижньої щелепи з використання імітаційного комп'ютерного моделювання

Сучасним методом фіксації кісткових уламків нижньої щелепи при її переломах є металоостеосинтез. Даний метод лікування досить широко використовується на сучасному етапі розвитку щелепно-лицевої травматології та має свої позитивні та негативні властивості. Слід зазначити, що показання до використання цього методу фіксації кісткових уламків нижньої щелепи є досить

широкими, що обумовлює значну зацікавленість науковців у оптимізації даного виду лікування [86].

На якість фіксації кісткових уламків впливає багато факторів, одним з яких є види та кількість фіксуєчих гвинтів. За допомогою одного гвинта досягається значна рухливість у щілині перелому, що може відштовхувати вже редуковані фрагменти кістки більш ніж на 500 мкм один від одного [87]. За умов використання двох або трьох гвинтів, зміщення кісткових уламків можна зменшити приблизно до 200 мкм. Крім того, відомо, що використання більшої кількості гвинтів (тобто трьох) зменшує кумулятивне напруження навколо фіксації [88-90].

Не лише кількість гвинтів, але й їх розташування є важливим для успіху лікування. Зі збільшенням відстані від місця введення верхнього гвинта до лінії перелому можна спостерігати зменшення втрати висоти нижньої щелепи через 12 місяців спостереження. Можна сказати, що розміщення верхнього гвинта занадто близько (тобто на 1–2 мм нижче перелому) по відношенню до лінії перелому призводить до значної втрати висоти гілки. Можна припустити, що механічна фіксація гвинта в дистальному фрагменті ураженої щелепи занадто слабка і що жувальні сили можуть викликати поступовий нахил медіального полюса головки нижньої щелепи вниз. З іншого боку, можна спостерігати зворотну залежність щодо впливу розташування внутрішнього гвинта. Чим ближче нижній гвинт до лінії перелому, тим кращий віддалений результат (менша втрата висоти гілки). Лінії регресії перетинаються в точці, що відповідає відстані приблизно 6,5 мм від лінії перелому [91-94]. Встановлено, що співвідношення між величиною протрузії верхнього гвинта та величиною втрати висоти гілки нижньої щелепи має протилежне співвідношення між нижнім і переднім гвинтами. Чим більше гвинт виступає з медіальної сторони нижньої щелепи (точніше, у напрямку крилоподібної ямки для переднього випинання гвинта), тим більше він пошкоджує, наприклад, тисне на тканини, які кровопостачають голівку нижньої щелепи та латеральний крилоподібний м'яз [95-97].

Таким чином, не тільки діаметр гвинта, довжина, конструкція різьби, кількість гвинтів і механічні властивості, але й оптимальне їх розміщення в голівці нижньої щелепи, призводить до терапевтичного успіху [98-100]. Іншим потенційним удосконаленням остеосинтезу суглобової голівки може бути використання гвинтів, що розсмоктуються, що усуває потребу в повторній операції з їх видалення з усіма відомими ризиками [101-103]. Наприклад, використання магнієвих гвинтів, що розсмоктуються, для фіксації переломів головок нижньої щелепи, вочевидь досягає зрощення кісткових уламків і відновлює діапазон контралатеральних рухів по відношенню до зламаної голівки при клінічно незначущих ускладненнях [104-106].

Попередньо сформовані пластини для остеосинтезу є корисними інструментами в черепно-щелепно-лицевій хірургії. Для простих переломів попередньо сформовані пластини для орбітальної порожнини та нижньої щелепи зменшують трудомісткий етап згинання пластини, не погіршуючи при цьому репозицію перелому [107].

Полімолочна кислота є синтетичним біополімером, що біологічно розкладається, і був запропонований для використання при проведенні остеосинтезу. Однак його деградація в основному характеризується кислотним гідролізом, що призводить до порушень загоєння, реакції стороннього тіла, асептичного запалення та остеолізу в місці імплантації [108, 109]. Крім того, показання до використання полімолочної кислоти є дуже обмеженими через його відносно погані механічні властивості [110]. Сплави магнію та заліза є популярними біологічно розкладаними біомедичними матеріалами нового покоління, але обидва мають серйозні недоліки. Магнієві сплави мають високу швидкість деградації та генерують велику кількість водню, а також створюють лужне середовище [111], тоді як сплави на основі заліза обмежені низькою швидкістю деградації та великими продуктами корозії, які важко усунути [112, 113].

Серед клінічних ускладнень після проведення остеосинтезу при лікуванні переломів нижньої щелепи (особливо ангулярних), можна виділити такі як

незрощення, порушення прикусу і запальні ускладнення, пов'язані із відторгненням міні-пластин, коливаються від 5,26 до 15,78%, пов'язані з біомеханічними проблемами [114-119]. Проведення біомеханічних досліджень *in vitro* або *ex vivo* на фізичних моделях для оцінки ефективності дизайну пластин або методів лікування є досить важким, що пов'язано із складнощами отримання зразків від людей або тварин. Експериментально встановлено, що ромбічні тривимірні пластини придатні для лікування переломів шийки суглобового відростку [120-122]. Обидва типи пластин здатні протистояти фізіологічним навантаженням, які можна порівняти з двома мініпластинами з чотирма отворами [123]. Доведено той факт, що мініпластини змінюють біомеханічну поведінку нижньої щелепи на моделі у випадку травми, що включає зону мініпластини [124-126]. Напряга, яка виникає під час травматичного ураження, здебільшого поглинається міні-пластинами, які, як правило, захищають підлеглу кістку. Однак ці сили передаються через міні-пластини до кістки поблизу їх країв, створюючи кілька зон високого рівня напруги. Дані ділянки піддаються підвищеному ризику виникнення фрактури, що може призвести до утворення складних ліній перелому та багатофрагментних переломів, розташованих на краю міні-пластин. З біомеханічної точки зору, титан більш жорсткий, ніж кістка, що дозволяє міні-пластинам поглинати навантаження замість кістки, що лежить під ним, що знижує можливість розсіювання напруги. А при ударі на відстані від міні-пластини напруга нею амортизується та більш жорстко передається на кістку. Це можна пояснити зсув у бік низьких значень напруги на гістограмах діапазону напруги кістки у разі удару на відстані від міні-пластини [127-129].

Значною проблемою експериментального дослідження щодо ролі біомеханічних сил у перебігу переломів нижньої щелепи є варіація якості зразків щелеп та труднощі в моделюванні складного функціонального навантаження, яке створене жувальними м'язами [130, 131]. Альтернативним рішенням є використання передових обчислювальних інструментів.

Біомеханічні моделі - це спрощення реальних біологічних об'єктів, явищ чи процесів, котрі використовуються для прогнозування їх поведінки в перемінних умовах та удосконалення методів відображення і контролю [132]. При дослідженні систем фіксації використовують два типи моделей: математичний та предметного характеру.

Математичні моделі описують структуру та властивості досліджуваної системи, процесу чи явища [133]. До них відносяться комп'ютерні віртуальні моделі, виготовлення котрих базується на певних математичних алгоритмах [134-137].

А предметні (натурні) моделі представляють собою однаковий фізичний об'єкт. Модель біомеханіки покращувалась та видозмінювалась відтворенням роботизованих систем тяг пристроїв, що імітують циклічне навантаження нижньої щелепи [138]. У біомеханіці щелепно-лищевої ділянки ставало явним, що в точності відтворити силові варіанти нижньої щелепи в натурних експериментах практично не реально, тобто збільшення чисельності дослідів завжди обмежене з етичних та технічних поглядів та зумовлено індивідуальними анатомічними, внутрішніми структурами і фізико-механічними особливостями трупних кісток [139, 140]. Недостатня інформативність використаних моделей та їх невідповідність реальному біологічному об'єкту, неправильна обробка отриманих даних на основі механістичного підходу утворили невідповідність концепцій та клінічних результатів [141, 142]. Незадовільні результати та виникнення ускладнень на тлі експериментально обґрунтованих методів лікування і недостатність теоретичних положень в ході біомеханічних експериментів та реальних закономірностей кісткової тканини нижньої щелепи створюють необхідність подальших досліджень у цій галузі медицини [143].

Математична модель дозволяє визначити величину напружень та деформацій на змодельованій поверхні об'єкту, жорсткість і міцність системи остеосинтезу в різних функціональних умовах. Однак точність математичної моделі залежить від припущень на початку створення, дослідження об'єкту та чіткості відображення даних [144]. Математичне моделювання залишається як

допоміжний елемент наукових досліджень і не є заміником натурному експерименту у вирішенні проблем щелепно-лицевої хірургії, аналітичні модельні розрахунки описували біомеханічні поведінки системи [145]. На сьогоднішній день комп'ютерні технології дають можливість включити їх в клінічну практику як один із методів планування проведення хірургічних втручань та діагностики перелому кісток лицевого черепа [146-148].

Одним з чисельних методів аналізу МСЕ є система складних диференціальних рівнянь (температура, тиск, переміщення, напруження). Основою можливостей МСЕ в медичній практиці щелепно-лицевого хірурга та хірурга-стоматолога стала концепція вдосконалення методів діагностики [149-151]. Еволюція в збільшенні потужності електронних машин та поява більш потужніших комп'ютерів із різновидностями процесорів, пам'яті та різних комплексів, що створюють МСЕ створило появу імітаційних комп'ютерних моделей нижньої щелепи [128, 152, 153]. Але адекватність програми та її точність ІКМ реальним біологічним об'єктам залишається не вирішеною проблемою [154].

Таким чином, можна стверджувати, що аспекти прогнозування перебігу репаративних процесів при переломах нижньої щелепи пов'язані із складною геометрією біологічних об'єктів та їх механічними властивостям. Одним із варіантів вирішення даної проблеми є застосування імітаційного комп'ютерного моделювання НДС НЩ, особливістю якого є передбачення та володіння інформацією про особливості кісткової тканини з використанням певних алгоритмів.

1.4 Регенеративні та біомеханічні властивості нижньої щелепи

Фізико-механічні властивості кісткової тканини функціонально пристосовані до прийняття навантажень за рахунок міцності та жорсткості [155, 156]. Це обумовлено наявністю мінералізованої міжклітинної речовини - кісткового матриксу, котрий містить кристали гідроксиапатиту, міжфібрилярну речовину, колагенові волокна тощо [157, 158]. Кістка має складну багаторівневу

структуру, що представляє собою систему в процесі постійного обміну з оточуючим середовищем [159]. Просторове співвідношення структури кістки визначається на двох рівнях за гістологічною будовою типу кісткової тканини: пластинчастою та грубоволокнистою. Пластинчаста кісткова тканина містить в собі колагенові волокна, які розташовані паралельно, формуючи кісткові пластини [160, 161]. Статичні навантаження визначають механічну міцність кісткової тканини в певному напрямку. Пластинчаста кістка формує макроструктуру: кортикальний (компактний) та губчастий шари [162, 163].

Нижня щелепа нараховує три осі пружної симетрії та вважається ортотропним матеріалом, жорсткість котрого співпадає з структурними одиницями (трабекули, остеони) кісткового матриксу. Кісткова структура має максимальну жорсткість в зонах концентрації напружень (зовнішня коса лінія, задній край гілки нижньої щелепи). Було виявлено, що кортикальна товщина молярної області зменшується з віком, тоді як товщина язикової області збільшується [164, 165]. Подібним чином, губчастий простір у ділянці молярів стає вужчим із віком, тоді як у язиковій ділянці - ширшим. Дослідники висувають гіпотезу щодо того, що кортикальні та губчасті зміни кісток демонструють негативний градієнт зі старінням [166, 167].

Грубоволокниста (ретикулофіброзна) кісткова тканина наявна в зубних альвеолах, місцях прикріплення зв'язок та сухожилків, зонах остеорегенерації [168]. Характеризується хаотичним розташуванням колагенових волокон. Модуль пружності губчастої кістки складає від 0,05 до 1,5 ГПа та більше, кортикальної кістки від 4 до 20-22 ГПа. Коефіцієнт Пуассона визначений для різних типів кістки та напрямках нижньої щелепи складає 0,05-0,048 [169, 170]. Однак механічні властивості кісткової тканини відрізняються на різних ділянках щелепи та залежать від статі, віку, загального стану особи [171, 172]. Міцність кортикального шару нижньої щелепи на стиск становить 120-200 МПа, а на розтяг міцність менша. Кортикальна кістка на кручення ще менша – 90-100 МПа [173, 174].

Після дії травмуючого фактору в щілині перелому утворюється тканина-регенерат, біологічні та фізико-механічні властивості якої змінюються на етапах формування та дозрівання і відрізняються від інтактної кісткової тканини. У прилеглих до перелому ділянках кістки відбувається перебудова уламків, остеонекроз з подальшою резорбцією та ішемією [175]. Можливе руйнування кістки відбувається за рахунок не тільки дезорганізації, порушення мікроциркуляції та розсмоктування кістки, а і підключення інфекції, що в свою чергу свідчить про вплив на нього біологічних чинників [176].

Регулятивні процеси забезпечуються гормонами (естроген, паратгормон, кальцитонін), вітаміном D3, паракринними факторами росту (морфогенетичні білки кісткового матриксу, інтерлейкін), механічним напруженням та деформацією [177-180].

Репаративна регенерація кісткової тканини являє собою процес відновлення структур, які були втрачені в результаті дії патогенного фактора. Зрощення кістки розподіляється на два типи: первинне (зустрічається за умов переломів губчастих кісток, при достатньому рівні кровопостачання та характеризується формування інтермедіального кісткового мозолу) та вторинне (консолідація переломів у природних умовах). Первинне кісткове зрощення відбувається за рахунок пластинчастої високомінералізованої кісткової тканини. Новоутворені остеони пересікають щілину перелому та забезпечують відновлення ушкодженої ділянки (за 7-14 діб). Досягнення первинного зрощення можливе при точному співставленні уламків, крайовому некрозу не більше 0,5 мм, діастазу не більше 0,2-0,4 мм, стабілізації кісткових уламків, причому початкова міцність ураженої кісткової тканини відновлюється. Деякі автори виділяють так зване первинно-сповільнене зрощення кісткових фрагментів, яке відбувається за умов нерухомості уламків та відсутності щілини між ними, що призводить до інтраканалікулярного остеогенезу, внаслідок того, що зрощення фрагментів відбувається лише по судинних каналах і виникає часткове зрощення [181, 182].

Тип вторинного кісткового зрощення обумовлений утворенням сполучнотканинного або хрящового мозолу, який в подальшому заміщується кістковою тканиною.. При цьому резорбція кінцевих меж уламків передуює повному міжкістковому зрощенню. Характерне утворення періостального, ендостального і параосального кісткового мозолу, які є менш повноцінними за попередній вид. За умов даного типу кісткової консолідації відновлюється міцність кістки не тільки на рівні перелому, але й у межах всієї ділянки некротизованої тканини кісткових уламків [183].

Загоєння переломів кісток відбувається за рахунок репаративної остеорегенерації. Цей процес розділяють на 4 фази: 1 фаза - первинна реакція на травму, що проявляється руйнуванням клітинних елементів та структур, які входять до складу кістки; 2 фаза - проліферація та диференціювання клітинних елементів; 3 фаза - утворення первинної кісткової структури; 4 фаза - утворення пластинчастої кісткової тканини [184].

Стабільність фіксації уламків та перебіг репаративних процесів обумовлюють один одного, що необхідно враховувати при остеосинтезі. Для послідовності біологічних процесів необхідна мінімальна рухомість уламків в зоні регенерації та створення оптимальних умов для дозрівання кісткової тканини [185, 186].

Варто відмітити, що існують різні види репаративної регенерації кісткової тканини. Повна (або реституція) являє собою процес поступового заміщення дефекту тканини ідентичною тій, що була резорбована, можлива лише за умов збереження судинно-нервових пучків. Неповна (або субституція) проявляється у вигляді неповного заміщення утвореного дефекту іншою тканиною. Патологічна регенерації обумовлена потворенням репаративних процесів; можна виділити надмірну, яка супроводжується посиленням утворенням тканини на місці ураження; гіпогенерація – недостатнє утворення заміщуючої тканини, відповідно; метаплазія - перетворення одного виду тканини в інший в процесі регенерації [187-189].

Критична деформація розтягування кортикальної кістки людини становить 0,4% [190]. Визначення деформації та напруги в нижній щелепі при механічному навантаженні має важливий вплив у різних клінічних ситуаціях. З біологічної точки зору відомо, що деформація значною мірою визначає функціональну поведінку кісткових клітин. Таким чином, знання цього параметра може дозволити оцінити регенеративну здатність кісткової тканини в різних станах (загоєння перелому або стабілізація мозолі). Щодо біомеханіки кісток, оцінка напруги в різних анатомічних положеннях може бути використана для дослідження потенційних місць перелому під навантаженням [191-193].

Дослідження біомеханічної поведінки, проведене Аялі та ін. [194] показало, що при фіксації кісткових уламків за допомогою системи з двома пластинами забезпечується більша біомеханічна стабільність, ніж при використанні системи з однією пластиною [195]. Дослідження показало, що біомеханічна стабільність двох паралельних схем фіксації міні-пластин, незалежно від того, чи є вони з 4 або 6 отворами, є подібним.

Отже, при плануванні лікування та подальшої реабілітації пацієнтів із переломами нижньої щелепи обов'язково слід враховувати особливості перебігу репаративних процесів у кістковій тканині та біомеханічні впливи оточуючих тканин та фіксуючих елементів.

Висновки до першого розділу

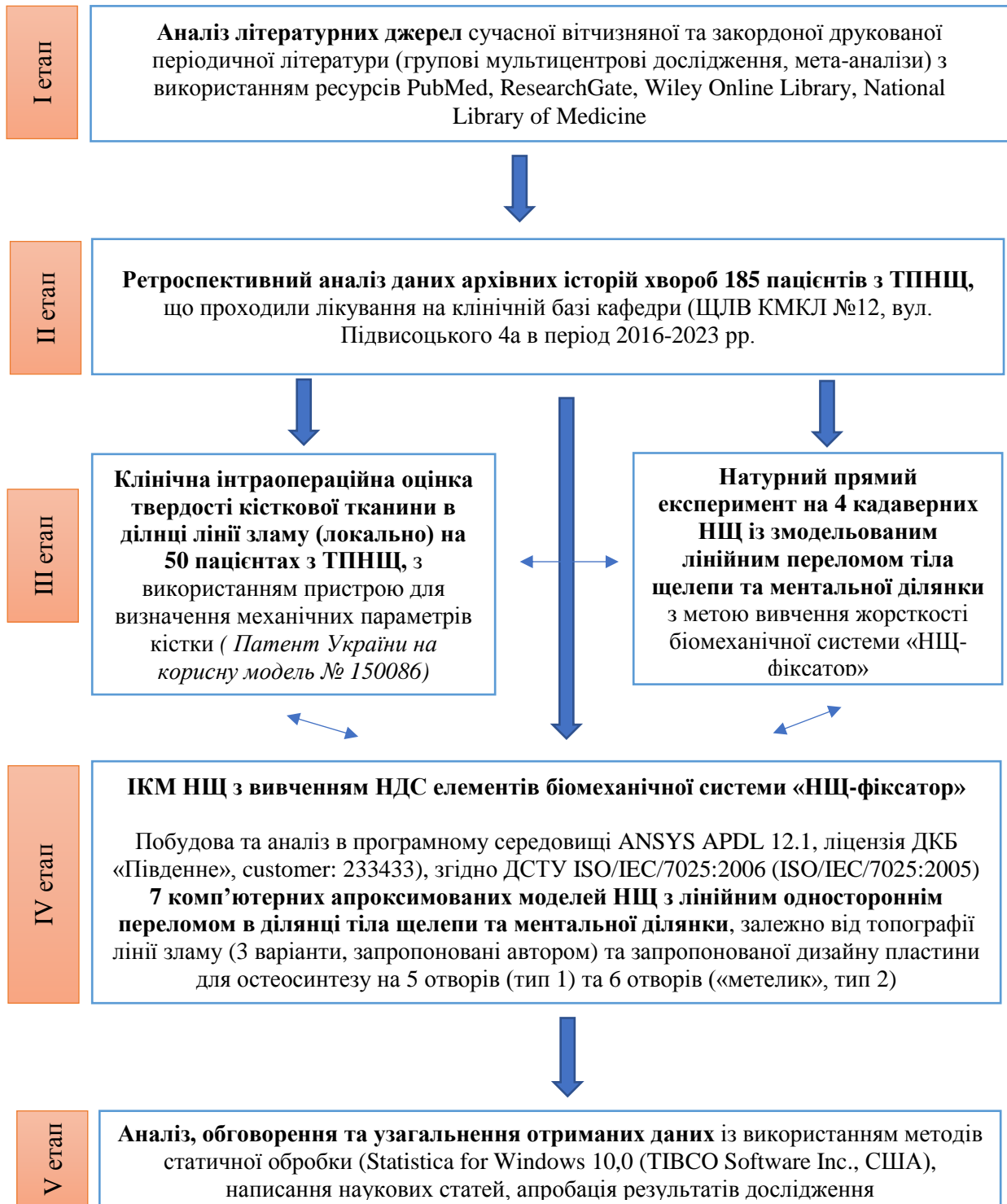
Підсумовуючи вивчення літературних джерел, необхідно відмітити, що вдосконалення проблеми комплексних методів лікування хворих на переломи нижньої щелепи та їх ускладненнями є однією з важливих проблем в сучасній щелепно-лицевій хірургії. Актуальність проблеми пов'язана зі збільшенням травматичних пошкоджень кісток обличчя. Лікування переломів нижньої щелепи вимагає проведення хірургічної обробки рани та можливість правильної репозиції з надійною іммобілізацією кісткових уламків. На процеси репаративної регенерації впливає значна низка факторів, особливо біомеханічних, правильне

врахування яких призводить до отримання оптимальних результатів лікування пацієнтів із переломами нижньої щелепи.

Для покращення планування оперативних втручань за умов наявності перелому нижньої щелепи, перспективним новим вектором розвитку та вдосконалення методів для вирішення фундаментальних проблем біомеханіки є ІКМ біологічних об'єктів та застосування МСЕ - інструмент наукового аналізу, що змінив підхід вирішення проблем в галузі науки та техніки. Метод скінченних елементів дає можливість створити точну деталізацію фізико-механічних властивостей біологічних об'єктів. Це дозволяє змінити якість контролю, діагностики та планування хірургічних втручань, що в свою чергу обумовлює отримання кращого результату лікування, запобіганню можливих ускладнень та полегшує подальші процеси реабілітації таких пацієнтів.

РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1. Дизайн дослідження



2.2. Методика досліджень біомеханічних характеристик системи «Нижня щелепа-фіксатор» в натурному експерименті

Була спроектована та побудована система «Нижня щелепа – фіксатор» на предметних моделях з метою визначення локальних деформацій.

В ділянці підборіддя та тіла щелепи типові ПНЩ були відтворені шляхом остеотомії 4 кадаверних щелеп (амортизований матеріал).

Для фіксації препаратів було проведено підготовчі етапи. При попередніх експериментах було встановлено, що універсальних опор для кісток виготовити неможливо. Це пов'язане із індивідуальною формою та будовою кожної кістки. Опори, які надійно утримують одну кістку при навантаженнях, не можуть утримати іншу кістку. Для фіксації препаратів були виготовлені індивідуальні форми під розмір кісток, що в подальшому фіксувалися пластмасою «ПРОТАКРИЛ-М». Етапи виготовлення індивідуальних опор:

1. Нижню поверхню опори формували на сталевій плиті.
2. Для формування бічних поверхонь опор використовували сталеві пластини, що утворювали прямокутник
3. Для запобігання з'єднання пластмаси «ПРОТАКРИЛ-М» з поверхнею форми, перед виготовленням опор на форму наносили розділовий лак «ІЗОКОЛ-69». Змішували компоненти пластмаси «ПРОТАКРИЛ-М».
4. Форму, в якій знаходився дослідний зразок, заповнювали незатверділою пластмасою. Витримку препарату в нерухомому стані здійснювали в середньому протягом 3 – 5 год. Після цього препарат був готовий до випробувань (рис. 2.1).



Рис. 2.1. Матеріал щелепи з виготовленими індивідуальними опорами

Для фіксації уламків застосували виготовлену в лабораторії інженерного центру CARTEM 3D технологій з медичного титану пластину у формі «метелика», котра змодельована біоінженерами в програмному забезпеченні Mimics. Всі фіксатори були виготовлені з медичного титану марки DIN 17850.



Рис. 2.2. Зафіксована в навантажувальному механізмі нижня щелепа із змодельованим переломом тіла та його фіксацією

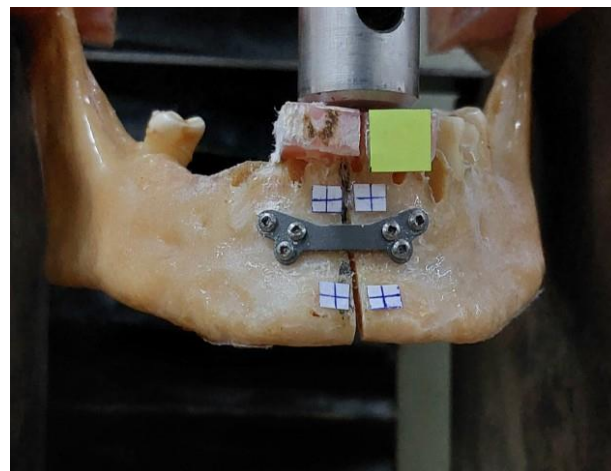


Рис. 2.3. Зафіксована в навантажувальному механізмі нижня щелепа із змодельованим переломом ментально ділянки та його фіксацією

Експерименти виконували з використанням універсальної випробувальної машини TIRAtest-2151. Зазначену випробувальну машину застосовують для

визначення механічних властивостей металів, пластмас, волокон, композиційних матеріалів тощо. Випробувальні машини цього типу дозволяють записувати діаграми деформування при розтягу, стиску, та згині, виконувати циклічне деформування зразків, реєструвати процеси релаксації та повзучості, здійснювати різні програми навантаження та деформування. Машина була доповнена системою реєстрації деформацій біологічних об'єктів за допомогою цифрових фото- і відеокамер (рис. 2.2, 2.3).

В ділянці різців НЩ відтворено вертикальні переломи, де щілина проходила по вертикальній вісі НЩ. Діастаз між фрагментами уламків щелепи становив 0,5-1,0 мм. Уламки фіксували пластиною «метелик» 6-ма гвинтами нижче проекції верхівок коренів зубів гвинтами.

В ділянці тіла НЩ змодельовано вертикальні переломи, де щілина проходила перпендикулярно та зигзагоподібно. Для фіксації фрагментів використовували пластину іншої конфігурації на 5 отворів системи «метелик» та позиціонували останню вздовж зовнішньої косої лінії.

Товщина пластини, яка використовувалась при переломі НЩ в ділянці тіла дорівнювала 1,2 мм, пластина для остеосинтезу в ментальному відділі мала товщину 1,5 мм, діаметр гвинтів в обох випадках склав 5 мм.

За допомогою випробувальної машини TIRAtest-2151 (рис. 2.4), в спрощеному (апроксимованому) стані створили функціональні навантаження, що витримує досліджувана ділянка в організмі людини.



Рис. 2.4. Загальний вид випробувальної машини для реєстрації результатів випробувань TIRATEST-2151

Отже, в ділянці тіла:

- 1) зсув у сагітальній площині (дія м'язів, що піднімають та опускають НЩ);
- 2) зсув в сагітальній площині (відкушування та пережовування їжі);
- 3) зсув у фронтальній площині (скорочення власне жувального м'язу).

В ділянці підборіддя:

- 1) зсув у фронтальній площині;
- 2) кручення в сагітальній площині.

Дана деформація імітує стан відкушування та пережовування їжі в біологічній системі. Вектор прикладеної сили навантаження приходив через одну сторону НЩ, а другу – жорстко закріплювали в затискач.

Створена система «нижня щелепа-фіксатор» піддавалась навантаженням в машині TIRA-test, тим самим відтворюючи різні варіанти динамічних навантажень ділянок переломів НЩ з максимальним прикладеним зусиллям до 5кН.

В залежності від варіанту перелому та розташування щілини виникали деформаційні явища, котрі використовувалися для визначення жорсткості системи «Нижня щелепа-пластина» при зсувах та згинах.

Вимірювали переміщення уламку відповідно до іншого та розраховували жорсткість навантаження до переміщення. Формула жорсткості системи на кручення:

$$C=M/\phi, \quad (2.1)$$

де M -крутячий момент, C -жорсткість, а ϕ - кут закручування. Де $M=PL$: L -плече, P - величина зовнішнього навантаження.

Кут закручування вираховували за формулою:

$$\phi=\arctg \Delta p/L, \quad (2.2)$$

де ϕ -кут закручування, Δp - деформація системи при навантаженні, а L -плече сили.

У процесі навантаження були записані таблиці, в яких розміщені дані, що реєструвала випробувальна установка. Таблиці містять величини переміщення (мм) і сили (Н), що прикладалася. Щоб виключити вплив на розрахунок жорсткості недійсних результатів (система реєструвала результати і під час того, коли навантаження було знято), необхідно було побудувати графіки залежності сили (Н) від переміщення зразка (мм). Далі виділяли лінійний відрізок графіку залежності «сила – переміщення», по якому розраховувалася жорсткість системи (Н / мм) (рис. 2.5).

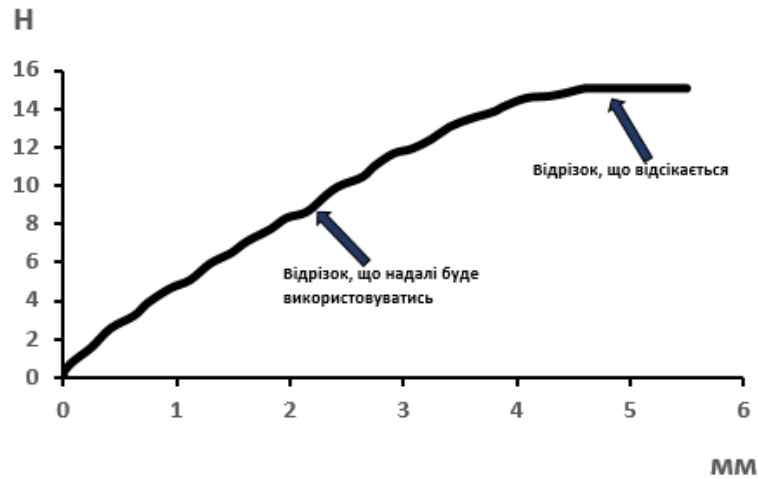


Рис. 2.5. Графік залежності динамічних показників «Сила – навантаження»

По закінченні дослідження отриману інформацію фіксували у вигляді діаграми деформування в координатах «Р - Δ», де Р - зусилля, прикладене до системи; Δ - переміщення точки, до якої прикладене навантаження. Одержані діаграми деформування у дослідженому діапазоні зусиль практично лінійні, тому для порівняння способів розташування стержнів зручно використовувати жорсткості $C = P / \Delta$ (Н /мм). Результати досліджень для приведено у вигляді графіків залежності «сила (Н) - переміщення (мм)» та у вигляді таблиць для жорсткості системи.

Наступним чином, в системі «Нижня щелепа-фіксатор» проводили вивчення контактних тисків. На кадаверному матеріалі в ділянці змодельованих переломів встановлювали титанову пластину 1,2 мм, яку фіксували гвинтами діаметром 3 мм, та титанову пластину 1,5 мм, гвинтами діаметром 3мм. По кожного типу пластин проведено по 2 досліді. Також В обох дослідіах попередньо встановлювали неадаптовану пластину до поверхні кістки, так як за рахунок форми пластина «метелик» не потребує глобальних змін.

Фіксацію мікропереміщень уламків проводили наступним чином. Застосовували спосіб реєстрації переміщень точок біологічних препаратів за допомогою цифрової фото зйомки, що забезпечувало одночасне вимірювання зміщень різних точок біомеханічної системи «відламки кістки – фіксатор».

Зйомку реперних точок системи за задалегідь відомими лінійними розмірами зразка проводили фотокамерою Panasonic DMG-T1 на штативі. При фотографуванні об'єкту було використано контрастні по відношенню до решти зображення точки (мітки). Контрастні мітки розміщували у площинах кістки. Перед початком випробування проводили фотографування ненавантаженого зразка, що в подальшому використовували як базове зображення (точки відліку) (рис. 2.6).

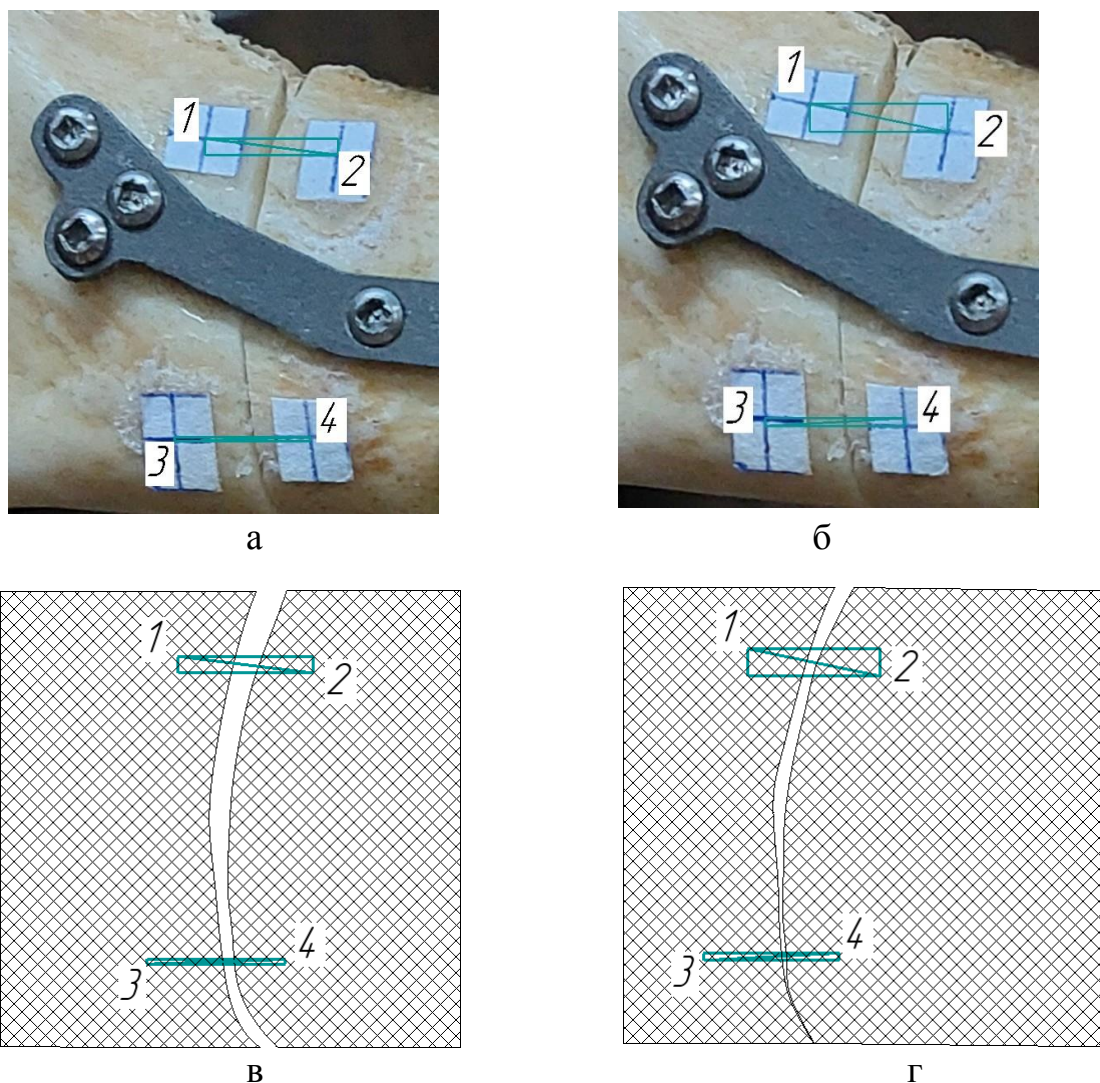


Рис. 2.6. Нижня щелепа із змодельованим переломом тіла (а, б) та схема деформування (в, г): не навантажений (а, в) та навантажений (б, г) зразки; 1, 2, 3, 4 – мітки (реперні точки), встановлені на уламках кістки

В процесі випробування дослідний зразок, включаючи контрастні точки, фотографували при різних величинах навантаження. Зображення у цифровому вигляді обробляли на комп'ютері, використовуючи стандартну систему

управління цифровим зображенням. Масштаб визначали шляхом зйомки еталонної мірної плитки в аналогічних умовах. За результатами вимірювань переміщень окремих точок препарату розраховували величини їх взаємних переміщень (рис. 2.7).

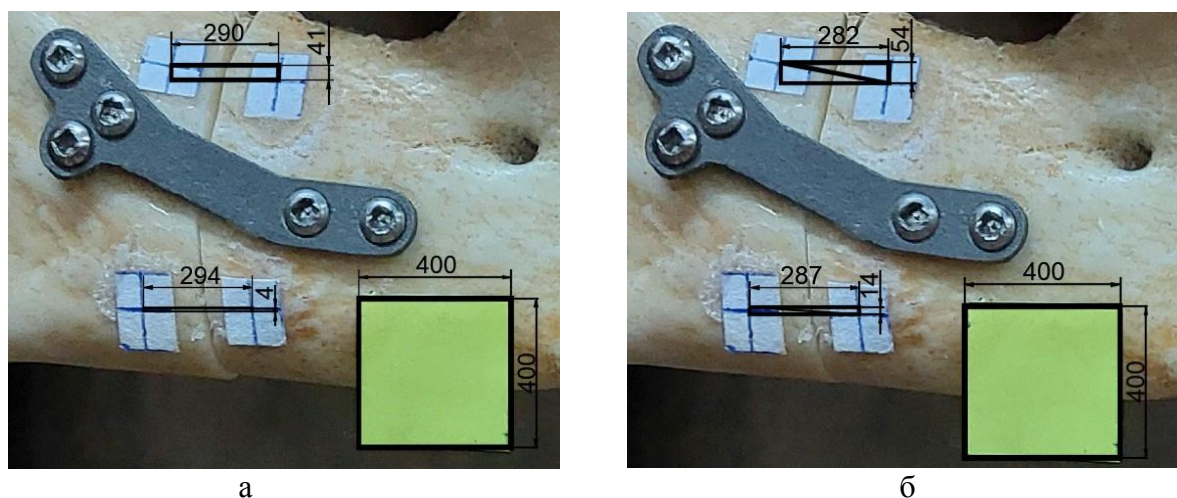


Рис. 2.7. Спосіб визначення взаємного положення міток до навантаження (а) і після навантаження (б) за допомогою цифрового фотографування

За результатами вимірювання відстаней між мітками об'єкту в недеформованому та деформованому станах можна розраховувати величини взаємних переміщень D (зміщень) точок в області перелому. При цьому обидві частини кістки розглядали як абсолютно тверді (їх деформації нехтовно малі у порівнянні з величиною взаємного зміщення в переломі). Відстань між мітками визначалась за формулами:

$$D_{12} = \sqrt{X_{12}^2 + Y_{12}^2}; \quad (2.3)$$

$$D_{34} = \sqrt{X_{34}^2 + Y_{34}^2}. \quad (2.4)$$

2.3. Проведення математичного аналізу та створення імітаційних комп'ютерних моделей НЩ

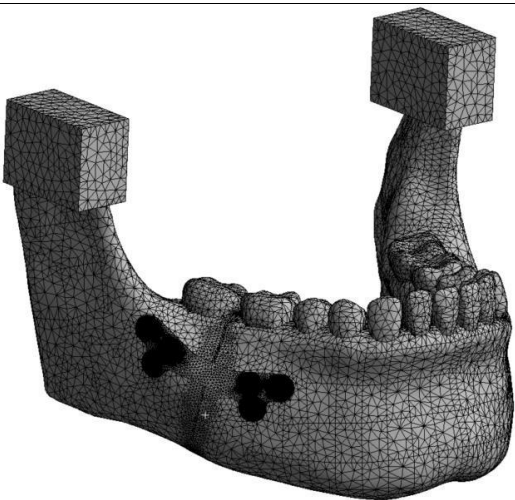
Вивчення системи «Нижня щелепа-фіксатор» було проведено із використанням методів математичного моделювання та інформаційних

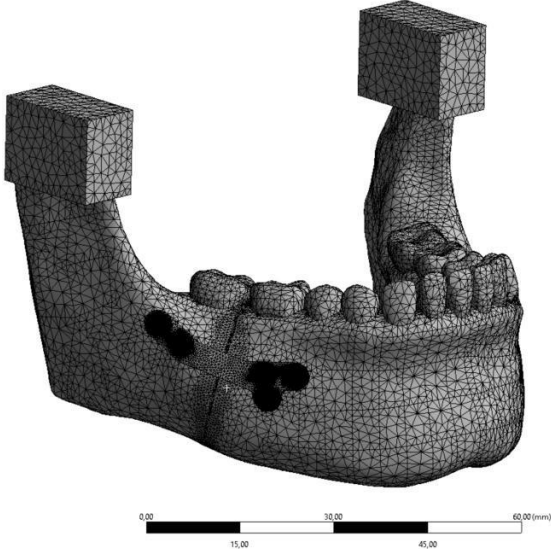
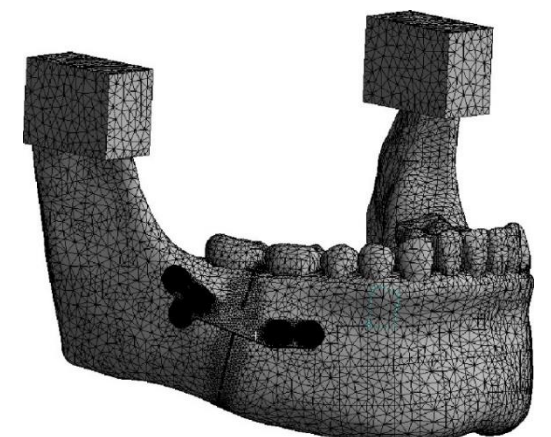
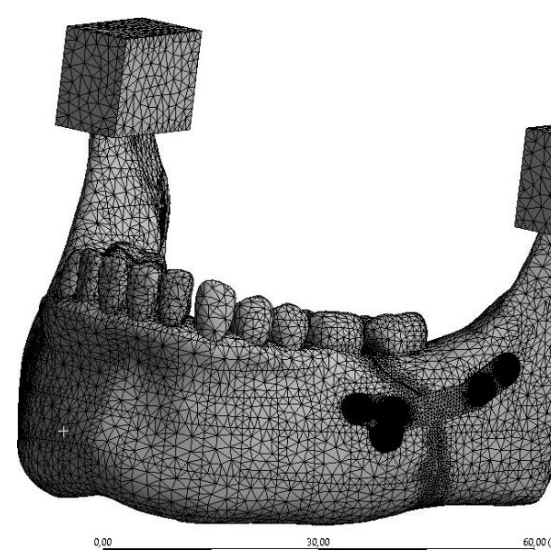
технологій. На основі емпіричних даних, відомого алгоритму, викладеного в патенті України на корисну модель № 75393 «Спосіб створення індивідуальної імітаційної моделі напружено-деформованого стану нижньої щелепи» було побудовано ІКМ НЩ. В ході роботи створені варіації моделей різного ступеню складності та деталізації. Простий ступінь навантаження НЩ відтворювався на основі аналітичних моделей, що в свою чергу давало можливість оцінити НДС біомеханічної системи, силові напруження, які діють на певні елементи системи в нормальних умовах. Властивості тканинам ІКМ НЩ задавалися через ліцензійні програми CATIA, ANSYS 5.6. (Розробка імітаційних моделей, розрахункових схем та алгоритму дослідження процесів деформування та оцінки напруженого стану біомеханічних систем з трьома типами ушкоджень (переломи) та фіксуючими пластинами кісткових частин щелепи за даними комп'ютерного моделювання в середовищі програмного коду ANSYS APDL 12.1, ліцензія ДКБ «Південне», customer: 233433), згідно ДСТУ ISO/IEC/7025:2006 (ISO/IEC/7025:2005).

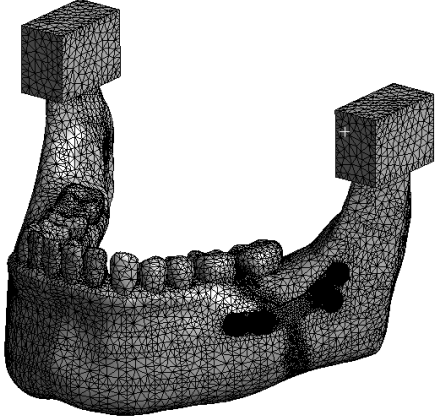
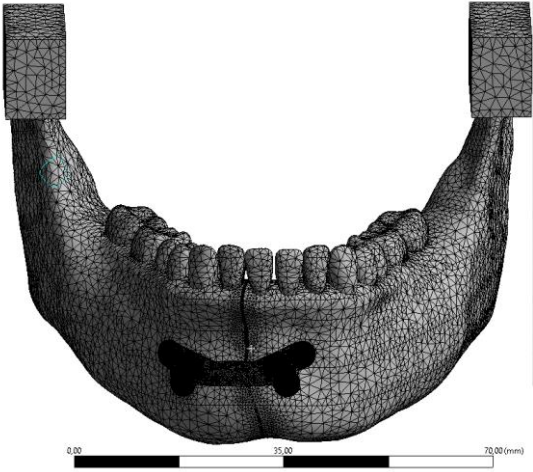
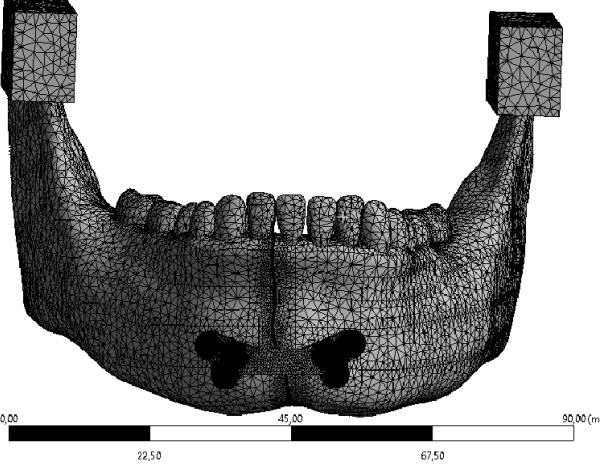
Відтак, відтворювали різні типи переломів залежно від локалізації та розміщення лінії фрактури (табл. 2.1).

Таблиця 2.1

Варіації ІКМ НЩ із системою «НЩ-фіксатор»

<p>Перелом в ділянці тіла НЩ</p>		<p>Перелом тіла НЩ в ділянці молярів</p> <p>Пластина товщиною 1 мм, за типом «3-3» або вигляд «метелика», лінія перелому розміщена лінійно прямо.</p>
----------------------------------	---	---

<p style="writing-mode: vertical-rl; transform: rotate(180deg);">Перелом в ділянці тіла НЩ</p>	 <p>A 3D wireframe model of a human mandible. A straight fracture line is visible in the body of the mandible, between the premolar and molar regions. The fracture is labeled as type «2-3». A scale bar at the bottom indicates 0.00, 15.00, 30.00, 45.00, and 60.00 mm.</p>	<p>Перелом тіла НЩ в ділянці молярів</p> <p>Пластина товщиною 1 мм, за типом «2-3», лінія перелому розміщена лінійно прямо.</p>
	 <p>A 3D wireframe model of a human mandible. A straight fracture line is visible in the body of the mandible, between the premolar and molar regions. The fracture is labeled as type «3-2». A scale bar at the bottom indicates 0.00, 15.00, 30.00, 45.00, and 60.00 mm.</p>	<p>Перелом тіла НЩ в ділянці молярів</p> <p>Пластина товщиною 1 мм, за типом «3-2», лінія перелому розміщена лінійно прямо.</p>
	 <p>A 3D wireframe model of a human mandible. A zigzag fracture line is visible in the body of the mandible, between the premolar and molar regions. The fracture is labeled as type «2-3». A scale bar at the bottom indicates 0.00, 15.00, 30.00, 45.00, and 60.00 mm.</p>	<p>Перелом тіла НЩ в ділянці молярів</p> <p>Пластина товщиною 1 мм, за типом «2-3», лінія перелому має зигзагоподібну форму (косий перелом).</p>

		<p>Перелом тіла НЩ в ділянці молярів</p> <p>Пластина товщиною 1 мм, за типом «3-2», лінія перелому має зигзагоподібну форму (косий перелом).</p>
Перелом в ділянці підборіддя		<p>Перелом серединний прямий</p> <p>Пластина товщиною 1,5 мм, у вигляді «метелика» фіксована 6-ма гвинтами, <i>зміщена відносно лінії зламу.</i></p>
		<p>Перелом серединний прямий</p> <p>Пластина товщиною 1,5 мм, у вигляді «метелика» фіксована 6-ма гвинтами, <i>позиціонована симетрично по відношенню до лінії зламу.</i></p>

В моделі розрахунку застосовували алгоритм оптимізації сітки Mimics 12.5. Проводили перевірку на наявність похибки з метою її ліквідації. Весь об'єм створеної моделі було задіяно всього 10 вузлових тетраедричних елементів квадратичною апроксимацією функцій SOLID 72, що дало можливість відтворити об'єкти різної геометричної складності. МСЕ шляхом розрахунку

НДС НЩ проводили контроль збіжності отриманих результатів в зонах найвищих напружень в результатах кратного збільшення кількості скінченних елементів дискретної моделі [96]. В процесі моделюванні сітки постійно відбувався контроль її параметрів, котрі були виявлені та усунені, що в свою чергу могло вплинути на результативність розрахунків. Таким чином, було побудовано ІКМ системи «нижня щелепа - фіксатор», кількість вузлів склала 1 200 275 та скінченних елементів 783 277.

Для імітації анізотропних властивостей кісткової тканини при розрахунку величини деформації та напружень НЩ ми створили 2 різні моделі. В першому варіанті було відтворено анізотропію та просторову неоднорідність губчастих шарів кістки, кортикального шару, отриманих в натурних експериментах. В другому варіанті кісткову тканину губчастого та кортикального шару розподіляли на ізотропну та однорідну з величини модуля пружності. Отримані дані ми порівнювали між собою та враховували при навантаженнях, котрі відповідали стисненню зубів в передній оклюзії 400Н (рис. 2.8).

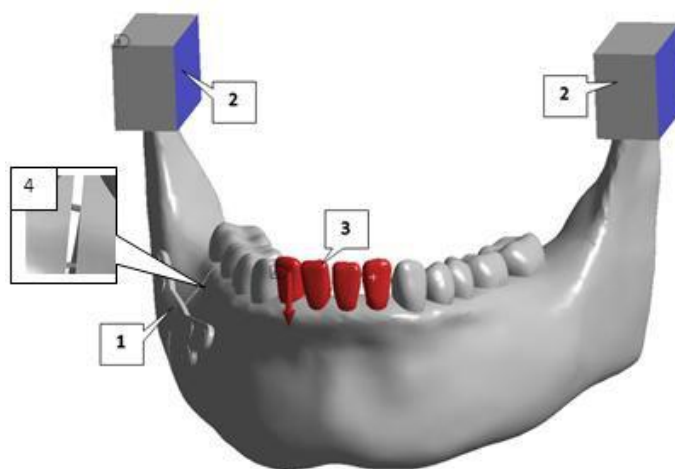


Рис. 2.8. Розрахункова схема біомеханічної системи «Нижня щелепа - фіксатор»: 1 – фіксуюча пластина, 2- пружні опори, 3 – силове навантаження різців щелепи, 4 – пружинна модель силової взаємодії частин щелепи в переломі
Шляхом співставлення з результатами прямих вимірів на анатомічному

За величиною розбіжностей в деформаціях та напруженнях враховано вплив співвідношення модуля пружності та абсолютного значення за

результатами оцінки НДС ІКМ НЩ. В межах експериментального визначеного фізіологічного діапазону в ізотропній моделі змінено модуль пружності губчастої та кортикальної кістки. Губчастий шар оцінювався від 460 до 1200 МПа, для кортикального шару абсолютна величина модуля пружності сягала від 5 до 16 ГПа.

В препараті беззубої НЩ проведена перевірка адекватності результатів імітаційного комп'ютерного моделювання. За допомогою акрилового полімеру фіксувалась жорстко НЩ в ділянці виросткового відростка (розд. 6.2; рис. 6.2.5). Була прикладена сила навантаження 50 та 100 Н на тіло НЩ в ділянці іклів та різців (рис. 2.2.1). Використавши індикатор МІГ-1 вздовж нижнього краю щелепи, взяли 8 реперних точок, де і проводили вимір переміщень через вплив навантаження, з точністю до 1 мкм.

Після розрахунку моделі була визначена величина переміщень вузлів, які відповідали реперним точкам. Тобто отримані дані в натурному експерименті порівняли з ІКМ НЩ, котру створили на основі даних КТ та задали властивості кісткової тканини. Умови відтворені в точності та навантаження задано відповідно стандартних вимог. Проведено моделювання ПНЩ та виду остеосинтезу системи «Нижня щелепа – фіксатор». Таким чином, змодельовано тривимірну ІКМ НЩ з типовим лінійним переломом в ділянці тіла та ментальної ділянки.

Досліджена особливість розподілу напружень в системі, що включала титанову пластину формою «метелик» з різновидністю отворів в проксимально-дистальному напрямку конфігурації «3-2» та «2-3» та їх розташуванням товщиною 1,2 мм та 1,5 мм. Досліджено особливості напружень в системі «Нижня щелепа-фіксатор». Діастаз між фрагментами становив 1 мм, заповнено змодельованим об'ємом та наданої механічні властивості кісткового регенерату.

Було проведено вивчення особливостей розподілу напружень в 3 системах пластин з різною формою та кількістю отворів. Пластина товщиною 1,2 мм розташувалась вздовж косої лінії по рекомендації автора А. Berrington de González, М. Mahesh, К. Р. Kim 2009 [162] та фіксувалась 5-ма та 6-ма гвинтами

діаметром 3 мм (рис. 4.2.5). Було задано модуль пружності - 110ГПа, коефіцієнт Пуассона - 0,34 відповідно до нормативних документів [7]. Сили, що діють на модель, дорівнювали величині вектору сили, що сприймає щелепа людини при пережовуванні та відкушуванні їжі (рис. 2.9).

Для визначення впливу посттравматичного тиску на кісткову тканину розглянули 3 види фіксації в системі «Нижня щелепа-фіксатор». Змодельовано кортикальний та губчастий шари з щілиною перелому, що проходить через зубний ряд. Зміни відповідності результатів механічного випробування уламків.

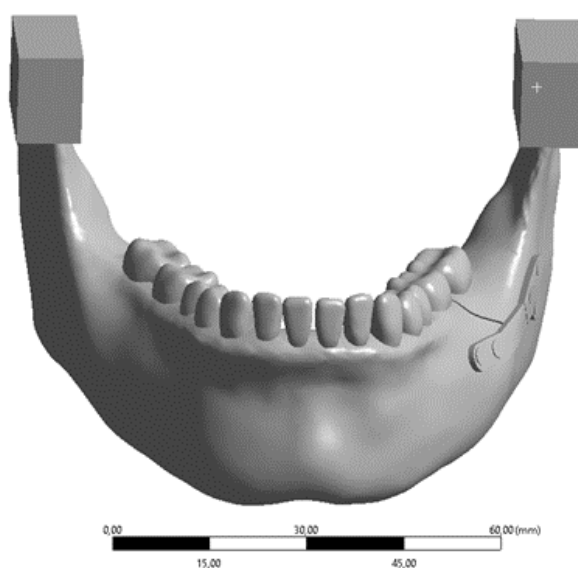


Рис.2.9. Оптимізація поверхні кістки за допомогою FEA модуля програмного комплексу Mimics тіла НЩ пластиною товщиною 1.2 мм.

Розглянули варіанти міжфрагментного контакту уламків. Перший варіант з міжфрагментним діастазом, другий з наявністю щільного контакту. В дослідженні розраховано 10 імітаційних комп'ютерних моделей. Під час моделювання не враховували в'язко-пружинні властивості кісткових уламків та титану, тертя між кістковими уламками і пластиною, прикус. Аналіз механічних характеристик системи «Нижня щелепа-фіксатор» проводили через оцінку та навантаження з різним способом фіксації уламків після змодельованого перелому на ІКМ НЩ.

Спроектовано і відтворено ПНЩ в ментальній ділянці та тілі щелепи (ділянка молярів). Проведено комбінацію різних варіацій уламків з фіксацією титанової пластини і фіксуєчими гвинтами довжиною (3 мм).

В моделях відтворені умови передньої оклюзії та прикладена сила в 100Н, що дорівнює пережовуванню їжі. Створені переломи проходили в ділянці підборіддя, навантаження проводили з кожної сторони щілини перелому (рис. 3.1.2). Порівняння проведено з контрольною моделлю 50 інтактною НЩ. Індивідуалізація побудови ІКМ НДС НЩ. Відтворювалась максимальна відповідність параметрів структури НЩ пацієнтів в наявних моделях. Розглянуті варіанти фіксації пластин найбільш доцільніші в тій чи іншій ситуації, приймаючи до уваги систему «Нижня щелепа-пластина» при жувальних рухах НЩ. Результат аналізу. Отримані дані при розрахунку ІКМ НДС представляли собою електронні бази які містили числові значення. Використаний програмний комплекс ANSYS. Характер розподілу напружень та деформацій було відтворено в моделях з максимальним переміщенням вузлів. Надійність та міцність системи «Нижня щелепа-пластина» оцінювався еквівалентному напруженню в елементах фіксації по відношенню до кістки, порівнюючи допустимі значення металу титану та кісткової тканини [59].

$$\sigma \leq [\sigma], \quad (2.5)$$

де σ - напруження ділянки в досліді, $[\sigma]$ - експериментально допустимі визначення [25, 40, 125]. За даними літератури квазістатичних та статичних навантаженнях критерій міцності кістки показує теорія Мізеса, нерівність 2.1 по формулі:

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2} \leq [\sigma] \quad (2.6)$$

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2} \quad (2.7)$$

$[\sigma]$ - напруження допустиме [25, 46, 125, 149].

Якщо напруження за Мізесом перевищували в кістці, тоді робили висновок про недостатню надійність системи та міцність конструкції.

2.4. Ретроспективний аналіз даних

Матеріали ретроспективного аналізу історії хвороб 185 пацієнтів з ПНЩ, що проходили стаціонарне лікування на клінічній базі кафедри. Діагноз встановлювали на основі: скарг, оцінки загального та місцевого статусу, використовуючи інструментальні та лабораторні методи дослідження. Огляд кісток обличчя правої та лівої половини нижньої щелепи проводили по рентгенологічним знімкам в проекції по Генішу [8, 108]. Загальний стан пацієнта оцінювали на основі даних лабораторних досліджень: біохімічний аналіз крові, коагулограма, загальний аналіз сечі та крові. Залучались спеціалісти: терапевт, невропатолог, травматолог, загальний хірург та інші для всіх поступивших пацієнтів. Після хірургічних маніпуляцій проводили контрольну рентгенографію, та на підставі якої давали якісну оцінку співставлення кісткових фрагментів по відношенню один до одного. У віддалені терміни проводили рентгенологічне дослідження з метою виявлення вторинних зміщень, контролю зрощення перелому, стабільності кісткової тканини навколо пластини та гвинтів. В період з 21 по 36 добу оцінювали наявність чи відсутність гнійно-запальних ускладнень, стабільність фіксації конструкції, перебіг репаративної регенерації. Результати оцінювали за величиною відхилення центральної лінії між нижніми різцями при стиску НЩ в ліву та праву сторони.

2.5. Аналіз даних комп'ютерної томографії та перенесення їх в імітаційно-комп'ютерну модель нижньої щелепи

Побудова НЩ проводилась в тривимірному стандартному алгоритмі прямого рендерингу з використанням комплексу Mimics 12.5., SimPlant 11.0 (Materialize) [43]. МСКТ виконували пацієнтам з ПНЩ, проводили за показаннями (рис. 2.5.1), застосовуючи стандартизовані протоколи КТ досліджень лицевого черепу [98, 105, 117]. Програмне забезпечення аналізу топографічних зображень обробляло формат файлу DICOM, з метою конвертації

в комплексі Mimics 12.3, SimPlant 11.0. Після чого отриману інформацію використовували в залежності від завдання для контрастування кісткового режиму. По завершенні конвертації, зображення досліджували в аксіальних зрізах. Висока якість зображення була досягнута за рахунок відокремлення НЩ від інших кісток обличчя та редагування окремих пікселів. Побудова 3D моделі загалом, виокремлення та створення губчастого та кортикального шару зубів, фіксаторів. Для створення ІКМ НДС НЩ генерували файли в форматі STL. Модуль finite element method (FEA) був використаний для розбивання на скінченні елементи утворюючи об'ємну сітку. Значення сірого кольору, котрі вимірюються в одиницях Хаунсфелда (HU), що були в використаній об'ємній сітці. На основі рентгенологічної щільності кісткової тканини розподіленої на зони та використовували фізико-механічні властивості елементів (рис. 2.10).

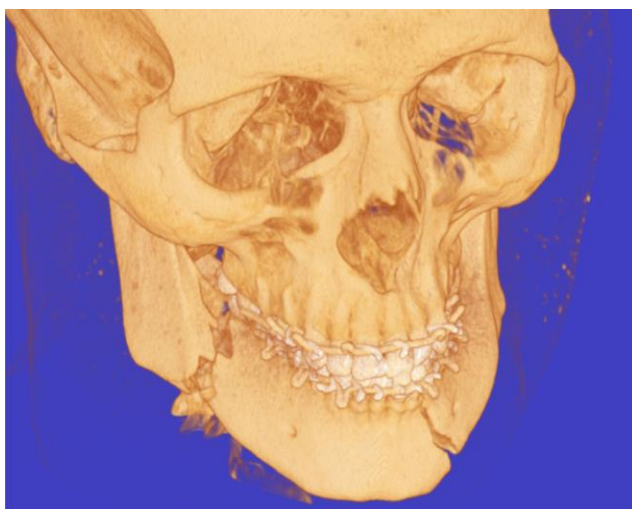


Рис.2.10. Реконструкція 3-D моделі лицевого черепу у фіксованому прикусі резиновими тягами



Рис. 2.11. Розрахунок зламу ТПНЩ та визначення товщини різних шарів кістки за даними КТ, вимір діастазу в ділянці кута та підборіддя

Використано схему анатомічного поділу за В. О. Маланчуком (2005), згідно котрої виділяють 20 окремих зон НЩ [16] для визначення особливостей архітектоники НЩ. Вимірювали товщину щелепи та шари в одиницях Хаунсфілда (рис. 2.11).

2.5. Аналіз локальних фізико-механічних параметрів кісткової тканини НЩ

Для більш глибокого пізнання фізико-механічних властивостей кісткової тканини у пацієнтів з ПНЩ використано інтраопераційне вимірювання її твердості. Розроблено пристрій (рис. 2.12) для вимірювання твердості кістки (Патент №150086 від 30.12.2021). Пристрій для визначення механічних параметрів кістки містить корпус 1, всередині якого розташований щуп 5 з конусним наконечником та пружина 7. Щуп 5 зі встановленою на ньому пружиною 8 розташований в корпусі 2 щупа. На зовнішній поверхні корпусу 2 щупа 5 у виїмці встановлена пружина 7. Корпус 2 щупа, в робочій його частині, зафіксований в корпусі 1 пристрою напрямною 4. Вимірювальна частина пристрою містить наконечник 3, до якого приєднаний вимірювальний індикатор 9, фіксований гвинтом 6 (рис.2.13).

Визначення механічних параметрів кістки за допомогою запропонованого пристрою здійснюють, утримуючи його корпус 1 перпендикулярно до поверхні досліджуваної кістки і плавно натискають щупом 5 з конусним наконечником. Щуп при цьому переміщується в корпус щупа 2, стискаючи при цьому пружину 8, яка, в свою чергу, впливає на вимірювальний індикатор 9, встановлений в наконечнику 6. Стрілка на шкалі індикатора 9 вказує глибину проникнення щупа 5 у матеріал зразка, яка характеризує механічні параметри кістки. Натискання пристрою до кістки відбувається з діапазоном сили (5-40 Н). Довжина пружини 7 була значно більшою за величину Δ_K , отже переміщення щупа 5 не залежить від сили притискання твердоміру до кістки.



Рис. 2.12. Пристрій для визначення твердості кісткової тканини. Загальний вигляд

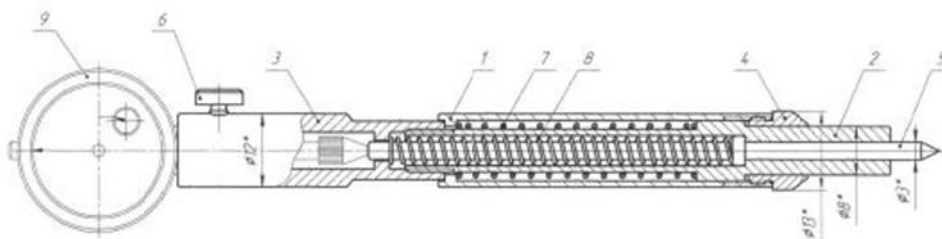


Рис. 2.13. Схематичне зображення пристрою для визначення твердості кісткової тканини: 1- зовнішній корпус; 2- корпус щупа; 3- наконечник; 4- внутрішній корпус; 5- конусний наконечник; 6- фіксований гвинт; 7- виїмка; 8- пружина; 9- вимірювальний індикатор

Для використання в операційному полі пристрій було відкалібровано умовними одиницями жорсткості: 100 ОД твердість гладкої поверхні, а 0 ОД - переміщення щупа (волога поверхня). Співставлення результатів вимірювань, проведених за допомогою пристрою, із результатами стендових досліджень дозволили адаптувати лінійну регресійну залежність до результатів прямих інтраопераційних вимірів.

2.6. Статистичні методи дослідження

Статистичні розрахунки проводили в програмному середовищі SPSS Statistics v.22 (IBM SPSS, США), EZR v.1.54 (graphical user interface for R statistical software version 4.0.3. Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria).

Для визначення характеру розподілу вибірки застосовували критерій перевірки нормальності Колмогорова-Смірнова. Статистичний аналіз отриманих даних передбачав розрахунок середніх величин, середньоквадратичного відхилення і похибки середньої (для величин, що мали нормальний закон розподілу). У випадку, коли закон розподілу був відмінним від нормального, визначали медіанні значення та міжквартильний інтервал. Для якісних ознак визначали частоту їх прояву у відсотках.

При вивченні розбіжностей за показниками, що мали якісну або напів-кількісну природу, використовували критерій χ^2 Пірсона, заснований на аналізі частотного розподілу певних клінічних ознак або точний критерій Фішера для груп з малою кількістю спостережень.

РОЗДІЛ 3.

МЕТОДИКА СТВОРЕННЯ ІМІТАЦІЙНОЇ КОМП'ЮТЕРНОЇ МОДЕЛІ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ З ПЕРЕЛОМОМ, В ЩІЛИНІ ЯКОГО ЗНАХОДИТЬСЯ ЗУБ

3.1. Оцінка вірогідності імітаційних моделей в експерименті

Висновки модельних вірогідностей затверджувались в порівнянні характеристик трупної щелепи, яка використовувалась в натурному експерименті розрахунків моделювання НДС щелепи (рис 3.1). Навантаження мало комбінований характер деформації НЩ. Зміщення реперних точок зосередилося в ділянці підборіддя 50Н і дало 0,29 мм. Деформація НЩ в різних реперних точках становила 2,0-6,5 мкм/Н. По нижньому краю щелепи та в ділянці кута переміщення зменшувалось на 0,100 мм (права сторона) та 0,200 мм (ліва сторона). Напруження НЩ в різних реперних точках коливалось від 1,9 до 6,8 мк/Н. Максимальні напруження виявлені в ділянці підборіддя.

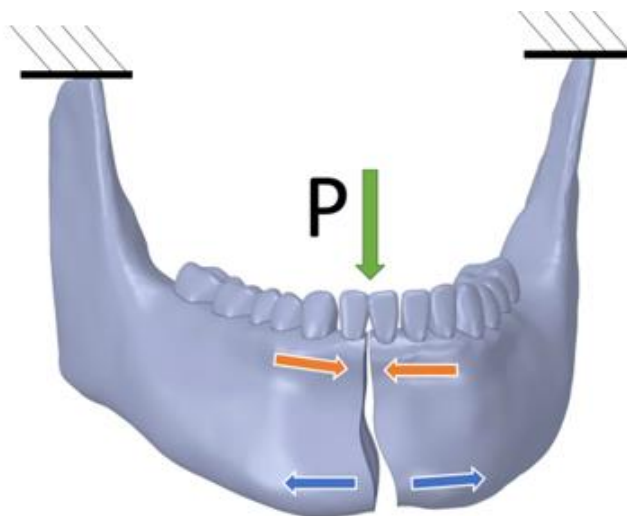


Рис 3.1. Еквівалентними напруженнями та деформаціями модель в експериментальних умовах навантаження НЩ (Червоний колір стиск, синій розходження)

Розрахункова величина результатів мала відмінність від отриманих прямих результатів під час навантаження на 1,5-13% .

3.2. Способи створення індивідуальних імітаційних моделей напружено-деформованого стану нижньої щелепи

Для охарактеризування закономірностей механічних змін НЩ та системи «Нижня щелепа-пластина» використовували спрощення для відтворення геометрії об'єктів моделювання. Якість ІКМ НДС НЩ на базі МСЕ забезпечувало відтворення геометрії об'єкту, силових навантажень, механічних властивостей, закріплення моделі (контакт із навколишнім середовищем). Силові навантаження призначали в межах фізіологічних можливостей, пружинні константи усередними величинами. Індивідуальні ІКМ НДС НЩ використовували в планах лікування та точному відтворенні анатомічних особливостей, фізико-механічних властивостей кісткової тканини. Файлом STL у вхідних даних використовували ключові точки, котрі відображали поверхню об'єкта моделювання. Застосували для візуалізації програмні комплекси графічних редакторів та томографічних зображень. Визначена інформативність губчастого та кортикального шару НЩ. Програма ANSYS, з'єднавши лініями котрі проводили площину об'єму, що дорівнювало кортикальному і губчастому шару кістки (рис. 3.2).

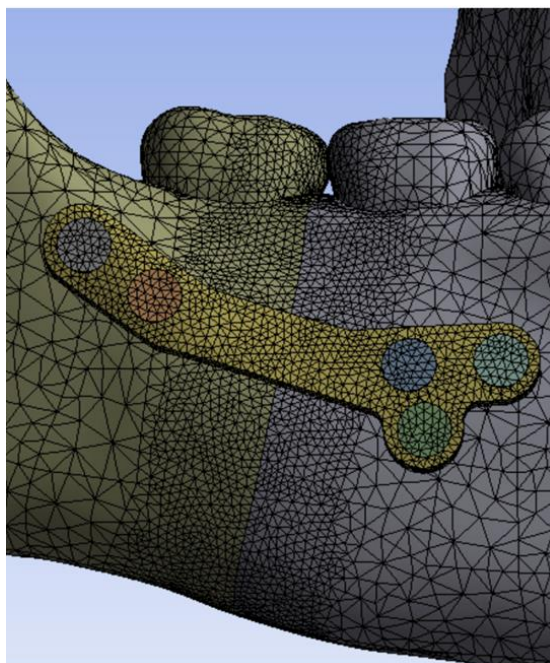


Рис.3.2. Модифікація скінченноелементної сітки тіла нижньої щелепи без навантаження

При створенні модифікації скінченно-елементної сітки врахована товщина кортикальної пластинки НЩ для відображення архітектоніки кісткової тканини (рис. 3.2.1). Похибки чисельних МСЕ, зв'язаних з параметрами сітки, свідчили про достатню кількість скінченних елементів для забезпечення необхідної точності в моделі, сягали від 90 до 600 тисяч.

Створення моделей та накладання сітки виконували на основі даних отриманих в натурному експерименті, з урахуванням властивостей кісткової тканини, посттравматичних змін в лінії перелому.

Контроль проводили методом асимптотичної збіжності результату в ділянці максимальних напружень НЩ, збільшенням кількості скінченних елементів дискретної моделі, методом чисельних розв'язок МСЕ в розрахунках НЩ. При розробленні скінченно-елементної сітки контролювали її параметри, виявляли дефекти, котрі могли впливати на результат розрахунку (рис. 3.3). Забезпечення програмним комплексом Ansys Mimics 12.5 використовували, як алгоритм оптимізації сітки. Усування помилок проводили в ручному та автоматичному режимі.

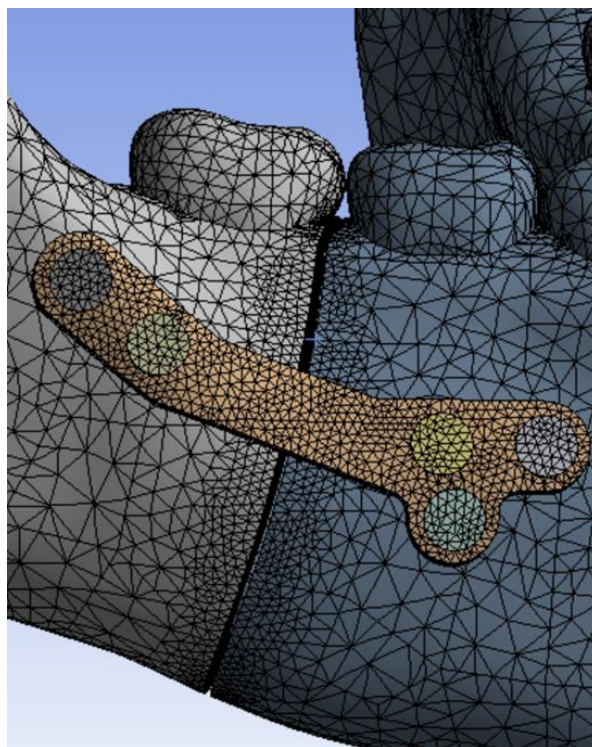


Рис. 3.3. Модель НЩ та проведенням остеосинтезом фіксатором типу 1, аналіз МСЕ

Використано 10 вузловий тетраедричний елемент з квадратичною апроксимацією функцій SOLID 72 і являється відображенням об'єкту складною геометрією та неправильною формою.

За допомогою модельного експерименту виявили величину похибки, котра неспроможна чітко описати реальний біологічний об'єкт на вхідних даних НЩ.

Так було створено 5 моделей НЩ розрахунки з різними варіантами пластин та максимально наближені до моделі реального біологічного об'єкту. Для впливу анізотропних властивостей кісткової тканини та її неоднорідності на величину деформацій та напружень НЩ розділили 5 моделей на дві групи. Перша відтворювала анізотропію та неоднорідність кортикального та губчастого шару на основі даних натурних експериментах. Друга відтворювала однорідність кортикального та губчастого шару як ізотропну тканину із величиною модуля пружності і відповідала середньому значенні E_1 . Моделі розраховано за сталими умовами навантаженнями, які дорівнювали стисненню зубів в стані передньої оклюзії 400Н. Результати порівнювали між собою.

3.3. Оцінка стану нижньої щелепи при жувальних навантаженнях в нормі

При розрахунку НДС ІКМ взяті за основу неушкоджені НЩ в стані спокою та при жувальному навантаженні. Деформаційним змінам були притаманні розтяг-стиск, зсув, згин (напруження поверхні кістки були нерівномірними). В стані центральної оклюзії напруження були відзначені на ділянці зовнішньої косої лінії, де еквівалент напруження за Мізесом показав від 5 до 25 МПа. В зоні відкушування їжі передній оклюзії напруження 10-20 МПа. Найменш напруженою ділянкою тіла НЩ є підборіддя. Нижній край щелепи в проекції премолярів по *linea milohyoidea* мав напруження до 15 МПа (рис. 3.4).

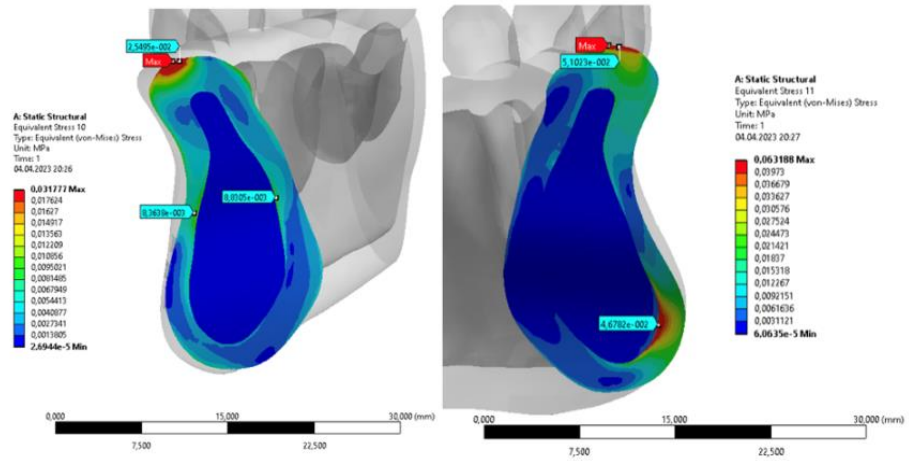


Рис. 3.4. Розподіл еквівалентних напружень в НЩ за Мізесом

Ділянка тіла НЩ зазнає максимально згинаючих деформацій вздовж верхнього краю щелепи, в ділянці підборіддя домінували тангенціальні напруження. Зміщення вузлів моделі НЩ не більше 0,2-0,4 мм (рис. 3.5).

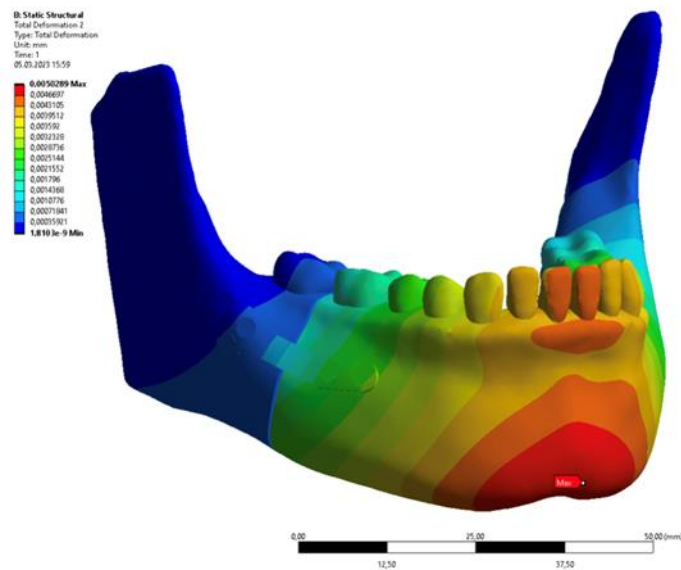


Рис. 3.5. ІКМ модель нижньої щелепи з відтвореними умовами жувального навантаження при переломі тіла НЩ

На різних анатомічних ділянках НЩ напруження за Мізесом становили: зовнішня коса лінія - $20,6 \pm 3$ МПа; торус НЩ – $16,2 \pm 3,4$ МПа; задній край гілки НЩ – $7,5 \pm 2,5$ МПа; тіло НЩ – $8,2 \pm 3,8$ МПа.

Основа підтвердження точності, закономірності створених моделей в натурному експерименті, відповідала розробленому алгоритму створенню моделей НЩ.

Визначено розподіл тиску на поверхню зубів при центральній оклюзії НЩ. Зафіксовані контрольні параметри побудовані на основі усереднених анатомічних даних, які можуть видозмінюватись в 1 та 2 рази від натурних параметрів інтактною НЩ. За даними КТ відтворювали параметри об'єкта та його неоднорідну структуру. В якості матеріальних констант використовували експериментальні дані, беручи до уваги рентгенологічну щільність та твердість кісткової тканини НЩ пацієнта. Щоб оцінити та перевірити точність створених моделей до натурних. використовували багаторівневий аналіз (математичні способи). Зафіксовано кількість нескінченних елементів (90-600) тисяч для необхідності моделювання складної геометрії НЩ. Встановлено зону максимального напруження в ділянці кортикального шару зовнішньої косої лінії та заднього краю гілки яка сягає 20-50 МПа, губчастий шар НЩ до 2,5 МПа.

РОЗДІЛ 4.

ВИЗНАЧЕННЯ БІОМЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ ПРИ ТРАВМАТИЧНИХ ПЕРЕЛОМАХ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ, В ЩІЛИНІ ЯКОГО ЗНАХОДИТЬСЯ ЗУБ

4.1. Біомеханічні властивості системи «Нижня щелепа-фіксатор», або від яких критеріїв залежить оцінка ефективності хірургічного лікування переломів нижньої щелепи

Стабільність біомеханічної системи «Нижня щелепа-фіксатор» залежала від величини зміщення уламків відносно один одного під силою активного та пасивного навантаження. Деформація та величина напружень в зоні ПНЩ визначає перебіг репаративної регенерації, резорбції та перебудови кісткової тканини. Тим самим, властивості кісткової тканини впливають на характер розподілу навантажень в системі «фіксатор-кістка», як і її жорсткість, міцність. Стабільність системи згідно закону Гука залежала від зовнішнього навантаження. Жорсткість визначали за формулою:

$$C=F/l, \quad (4.1.)$$

де C - жорсткість системи, F – величина навантаження (сила), що діє на НЩ, l – переміщення кісткових уламків під дією сили.

Величину переміщення уламків, яка відповідає стабільному закріпленню, вимірювали за відносною деформацією регенерату в щілині перелому, що безпосередньо впливає на процес формування та дозрівання кісткової тканини [93]. Його розраховано по формулі:

$$\varepsilon=\Delta l/l, \quad (4.2.)$$

де: ε - відносна деформація, Δl - зміщення уламків одне відносно одного при циклічних навантаженнях, l – ширина щілини перелому.

При отриманні значень з гранично допустимими величинами для губчастої, фіброзної тканини та компактної кістки [93]. Лінійна величина розходження кісткових уламків після остеосинтезу НЩ по нашим даним склала

більше 120 мкм. Для біомеханічного аналізу системи «Нижня щелепа-фіксатор» використовували імітаційне комп'ютерне моделювання із деталізацією. Щоб досягти стабілізації уламків НЩ, пластина мала ефективно витримувати в заданому положенні сили, котрі діють на неї та приводять до дестабілізації, а саме розтяг, зсув. В ділянці стискаючого навантаження могли збільшувати стабільність остеосинтезу, яка становила супротив тангенціальним напруженням, зменшуючи та перерозподіляючи навантаження на пластину, що давало змогу відновлювати гемодинаміку та регуляцію репаративних процесів кісткової тканини в системі «Нижня щелепа-фіксатор».

4.2. Розподіл деформацій та напружень при остеосинтезі системою «Нижня щелепа-фіксатор»

Встановлена в модельному експерименті система «Нижня щелепа-фіксатор» по зовнішній косій лінії при переломі кута НЩ, при застосуванні функціонального навантаження, отримувала деформаційні зміни (рис. 4.1). Концентрація напружень виникала в ділянці отвору, котрий розташовувався над щілиною перелому. Навантаження передавалось у вигляді точкових концентрацій через накістну пластину на кісткову тканину НЩ в локальній ділянці фіксуючих гвинтів. Це призводило до зменшеної стабільності локальної концентрації напружень в кістковій тканині навколо гвинтів.

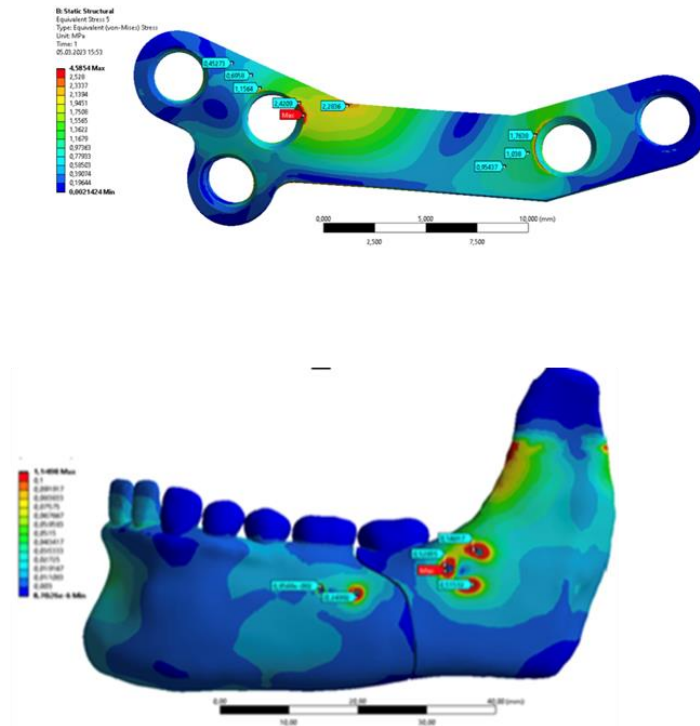


Рис.4.1. Еквівалентні напруження за Мізесом які виникли в накісній пластині та ділянці тіла нижньої щелепи при жувальних навантаженнях

Розподіл напружень в системі «Нижня щелепа-фіксатор» з 6-тьма отворами було нерівномірним: найбільшу силу навантаження приймали 3 гвинта, розташовані від щілини перелому по косій лінії нижньої щелепи. Сила, котра була передана на останні 3 гвинта, була меншою (рис. 4.2). Напруження трансформувалося на кісткову тканину в ділянці зовнішньої кортикальної пластинки. Напруження в губчастій кістковій тканині відмічали меншим, його максимум наближався до 10 МПа.

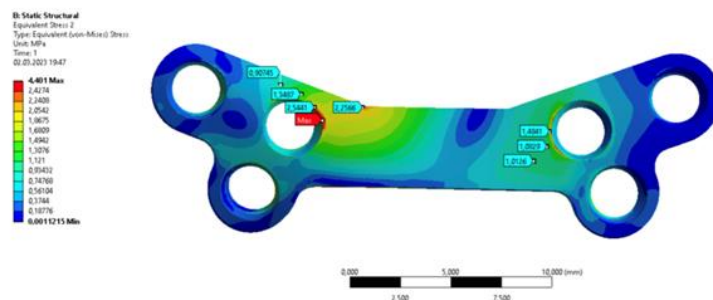


Рис. 4.2. Розподіл напружень еквівалентних за Мізесом біомеханічної системи «Нижня щелепа-пластина» при переломі 1-го типу та фіксуючою пластиною 2-го типу

Збільшення кількості отворів в пластині не давало глобального збільшення інтегральної жорсткості системи та видозміни довжин гвинтів (рис. 4.3), в подальшому (біокортикальна фіксація) не впливали на стабільність фіксації пластини. Збільшення кількості отворів та гвинтів призводило до підвищення жорсткості самої системи «Нижня щелепа-фіксатор». Отримане навантаження збільшувало компресію по нижньому краю щелепи, що призводило до підвищення напружень в кістковій тканині біля гвинтів (рис.4.4).

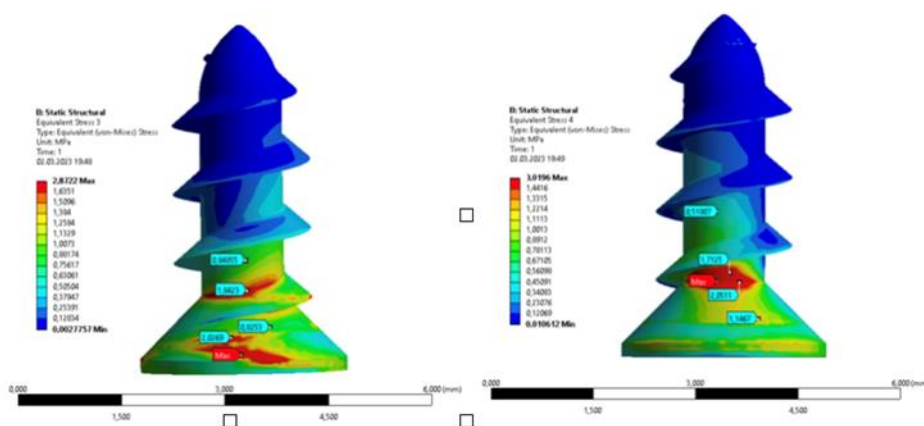


Рис. 4.3. Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом в гвинтах фіксуючої пластини 2-го типу «Нижня щелепа-пластина»

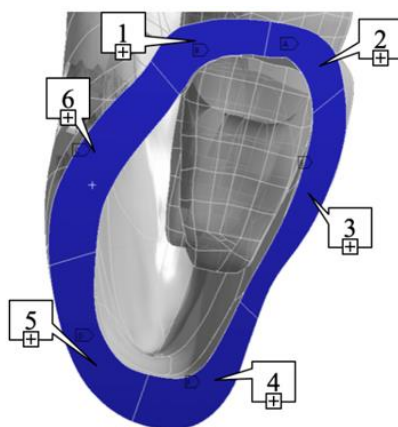


Рис. 4.4. Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом для фіксуючої пластини 2-го типу в біомеханічній системі «Нижня щелепа-пластина» при переломі 1-го типу

Однак застосувавши пластину з 5 отворами (рис. 4.2.1), найменше зміщення відламків один до одного виникало при використанні пластини розташованої по косій лінії нижньої щелепи. При цьому пластина була зігнута по площині, а напруження в ній не перевищували межі пружності титану. Використання даного методу фіксації та комбінації отворів пластини з її формою забезпечувало надійний спосіб фіксації при біомеханічно-несприятливих ПНЩ та функціональне навантаження, що могло призвести до деформації пластини та утворити вторинне зміщення уламків. Отже, є ефективною та доцільною точна репозиція по зовнішній косій лінії з подальшою відсутністю міжфрагментного діастазу при встановленні пластини на 6 отворів (рис. 4.5) вздовж зовнішньої поверхні НЩ, де навантаження та величина деформація збільшувалась в 2 рази. Пластина отримувала по ребру згин в той час, як момент інерції поперечного перетину збільшувався.

Однак збільшувалося напруження в кістковій тканині навколо гвинтів, особливо в ділянці косої лінії поблизу перелому. Це впливало на величину переміщення уламків при навантаженні, чим самим збільшувало напруження в кістковій тканині.

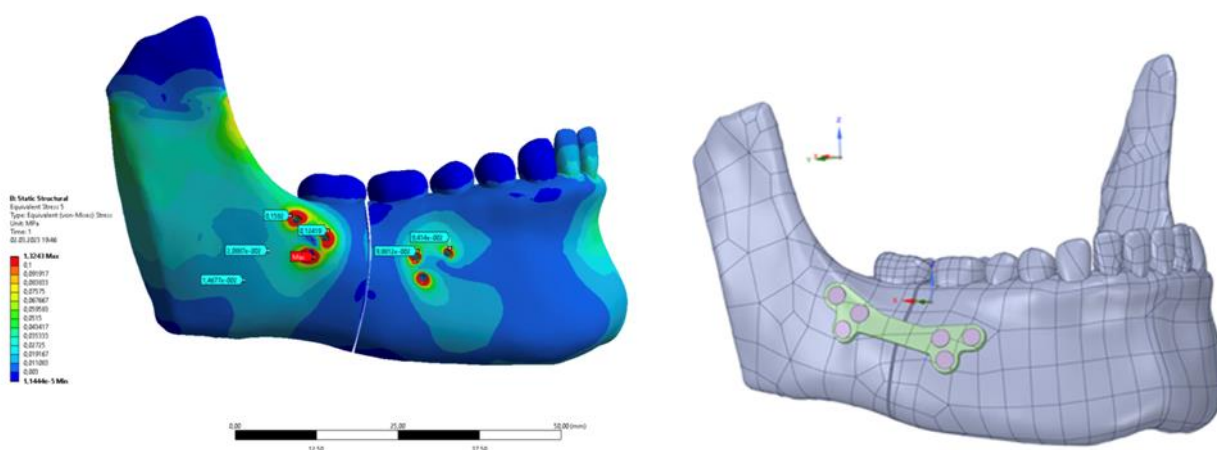


Рис. 4.5. Напруження, що виникали в ІКМ при моделюванні перелому 1 типу та використанні фіксатора з бма отворами при силовому навантаженні різців нижньої щелепи

Напруження ділянки гвинтів наближених до лінії перелому в деяких моделях мали перевищені значення для кісткової тканини після постратравматичних змін. Деформацію системи в ділянці верхнього краю (розходження уламків) не перевищувала норму.

Зменшення кількості отворів у фіксаторі та відповідно і кількості гвинтів в біомеханічній системі, адаптованій (шляхом згинання) по площині титановій пластині, а також наявність міжфрагментного контакту зменшували напруження в отворах щелепи для гвинтів на 67%, напруження в пластині – на 85%, а в гвинтах – на 86%, при сталому функціональному навантаженні. Було досягнуто зменшення величини діастазу при переломі НЩ на 84% в порівнянні з пластиною, фіксованою 6 гвинтами. Якщо було виключено 1 гвинт, це сприяло зміні форми та дизайну фіксатора.

Пластина товщиною 1,2 мм при довжині гвинтів 5 мм забезпечила стабільність системи, навіть при силі максимального жувального навантаження. Збільшення довжини гвинтів не викликало змін інтегральної жорсткості системи.

Вид НДС залежить від фази жувального циклу та достатньо відрізняється по механічним параметрам залежно від анатомо-топографічної ділянки НЩ. Ділянка підборіддя (43-33 зуби) отримує менші навантаження при відкушуванні та змиканні зубів в порівнянні з боковими ділянками та контрафорсами НЩ.

Відтворення системи «Нижня щелепа-фіксатор» в модельному експерименті допомогло з'ясувати міцність та жорсткість гвинтів з пластиною, що залежало від щільності міжфрагментного контакту уламків в ділянці перелому.

Проведення остеосинтезу в ментальній ділянці з використанням пластини на 5 отворів в даній зоні зарекомендувалось як невдалий варіант остеосинтезу в незалежності її розташуванні. Існував момент крутіння (ротації), що в свою чергу веде до порушення міжфрагментарної взаємодії при переломах ментального

відділу НЩ. Відсутність щільного контакту при навантаженні пластини був в 2,5 разів меншим в порівнянні з пластиною на 6 отворів фіксації (рис. 4.6).

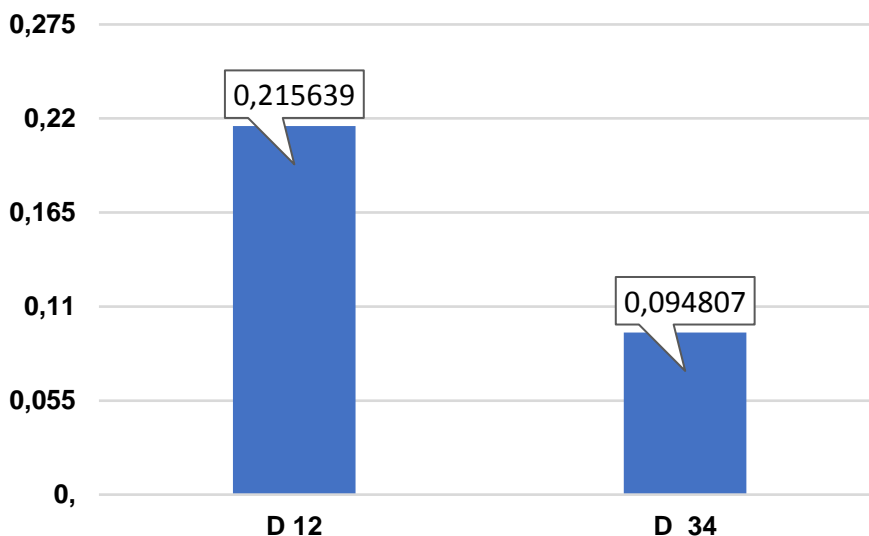


Рис.4.6. Жорсткість системи «Нижня щелепа-фіксатор» на кручення при остеосинтезі НЩ в ділянці підборіддя

D12 відповідає клінічній ситуації щодо розташування пластини на 6 отворів розташована вертикально по середній лінії. D34 варіант жорсткості свідчить про відмінне розташування фіксатора ближче до краю нижньої щелепи.

Згідно отриманих результатів під час динамічного навантаження в ІКМ в ділянці серединного перелому спостерігалися сили згину та кручення фронтальної площини, що давало розходження уламків по нижньому краю зі зміщенням назовні (рис. 4.2.6).

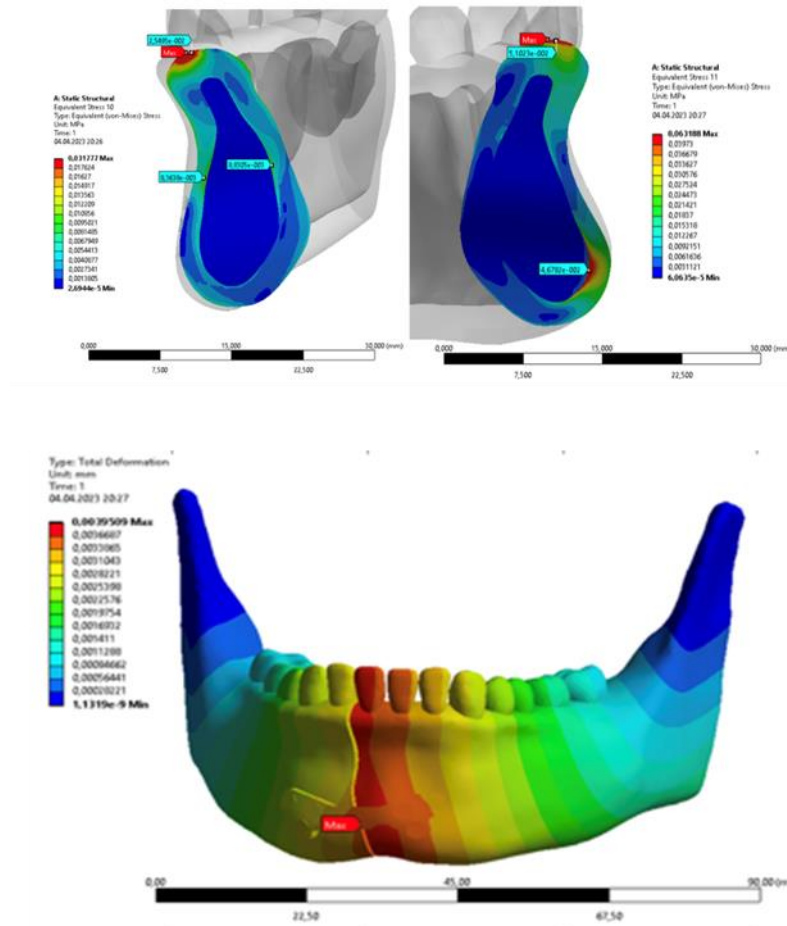


Рис. 4.7. Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом в системі «Нижня щелепа-фіксатор» при остеосинтезі в ділянці підборіддя в умовах жувального тиску (до 100Н)

Однак при симетричному навантаженні, котре не залежало від методу фіксації, відмічали розходження уламків по нижньому краю НЩ з внутрішньої сторони.

При встановленні пластини з 6-ма отворами у вигляді «метелика» система показувала високу можливість протидіяти силі розходження уламків по нижньому краю нижньої щелепи, в щіліні показано умови симетричного навантаження на 4 різця (рис. 4.7).

Нами досліджено успіх бажаного біомеханічного результату при ПНЩ в ментальній ділянці за рахунок застосування пластини на 6 отворів у вигляді «метелик» (рис. 4.8), тому що показувало більшу жорсткість та міцність конструкції. Пластини фіксуються біокортикальними гвинтами враховуючи

архітектоніку альвеолярного паростка та зубів (рис. 4.9). Тому пластину встановлюють по нижньому краю НЩ, що і було відтворено в чисельному експерименті (рис.4.8).

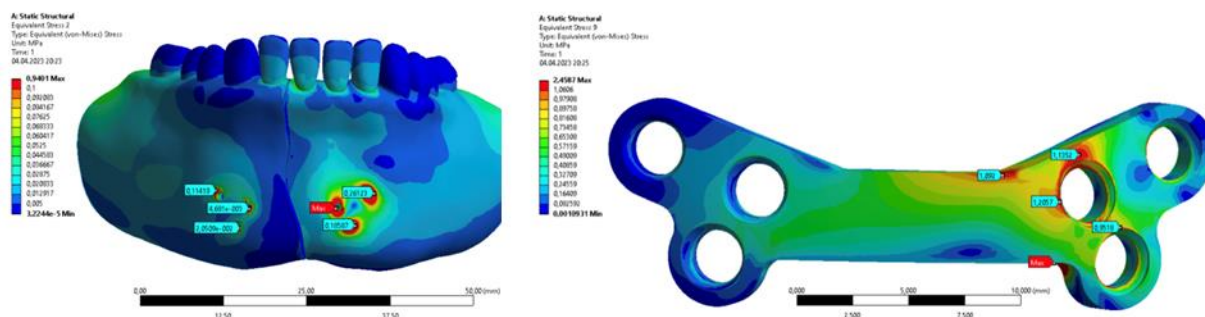


Рис.4.8. Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом біомеханічної системи «Нижня щелепа - фіксатор» з змодельованим переломом НЩ та фіксуючою пластиною 2-го типу в підборідній ділянці

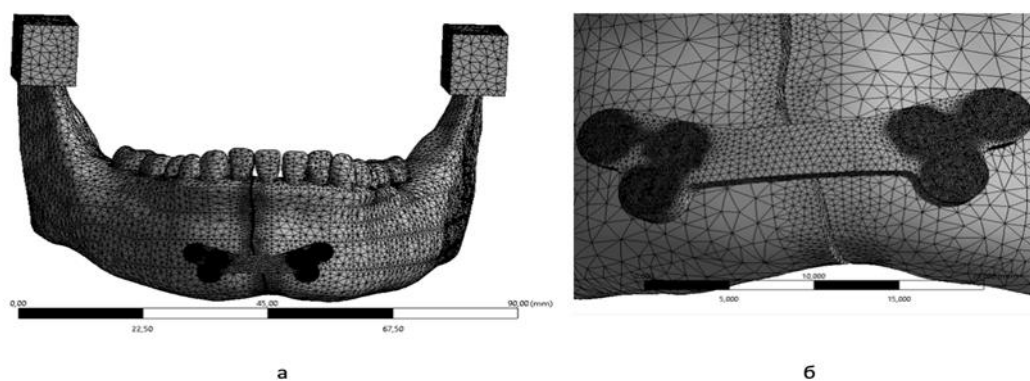


Рис.4.9. Дискретна модель нижньої щелепи з ушкодженням (а) та її фрагмент з фіксуючою пластиною 2-го типу в підборідді з гвинтами (б). Кількість вузлів 1 414 582 та скінченних елементів 927 166

4.3. Результати клінічних досліджень та визначення твердості кісткової тканини НЩ

В клінічній практиці вимірювання твердості було проведено у 40 пацієнтів з ПНЩ. Всім пацієнтам, котрим проводили інтраопераційні виміри здійснені не пізніше 12 доби з моменту отримання травми.

Відмічено, що щільність кортикального шару на інтактних ділянках коливався від 65 до 83 ОД. В ділянках зовнішньої косої лінії, заднього та нижнього краю щелепи показники були вищими, ніж у ненавантажених зонах ($79 \pm 4,1$ ОД проти $80,4 \pm 4,6$ ОД).

При ПНЩ відмічали зменшення твердості кістки в прилеглих ділянках щілини перелому. Механічні властивості НЩ (розмір, ділянки) у пацієнтів різнилися в залежності від локалізації перелому та розміру діастазу.

У 5 пацієнтів (5%) твердість кістки в ділянці наближеного до щілини перелому дотримувалась за 75 ОД та не відрізнялися по твердості від щілини перелому. Дана ситуація відмічена у пацієнтів із щільною структурою кістковою тканини. У 20 пацієнтів (18%) тенденцію зменшення твердості кістки відмічали на відстані 0,5-1 см від щілини перелому, де твердість видозміненої ділянки була 60-70 ОД, твердість кортикального шару на віддаленій від перелому ділянці була меншою (15%).

У 11 пацієнтів (27,5%) відмічали видозміни фізико-механічних показників в діапазоні 1-2 мм від щілини перелому. Ділянка перелому мала зменшену твердість до 55-60 ОД, а у віддалених від щілини перелому на 1,5 мм та більше відмічали її зростання. У 4 пацієнтів (10%) відзначали тенденцію до зменшення твердості у віддалених ділянках більше 2 мм від щілини перелому. У 2 пацієнтів, були множинні поєднані переломи кісток.

Вимір твердості кістки в лінії перелому до операції (на великому фрагменті в горі 65 ОД; в низу 70 ОД; на малому фрагменті 75 ОД) за допомогою програми Simplant (рис. 4.10)

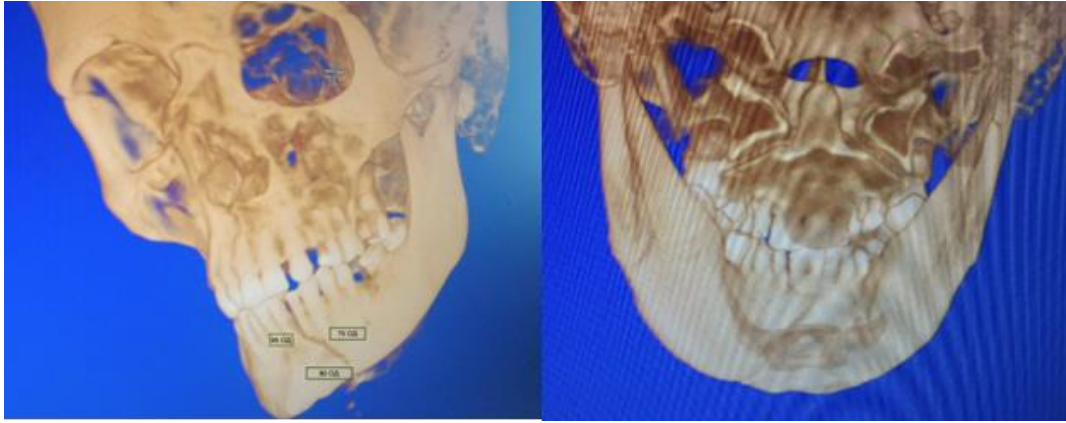


Рис. 4.10. КТ пацієнта С., 45 І/хв №14100 (18.09.2018р.), перелом НЩ в ментальному відділі, щілина перелому проходить через апікальну ділянку 32 зуба (тип 1 за класифікацією Mayson II тип).

Пацієнти були прооперовані з застосуванням класичного остеосинтезу НЩ не пізніше 12 днів після травми.

У 4 хворих проведено вимір твердості після зняття титанових пластин терміном від 4 місяців до 12 місяців. Результат показав зменшення твердості кістки в ділянках гвинтів обумовлений топографічними видозмінами (локальний остеопороз в місці контакту пластини з кісткою). Середня статистична твердість дорівнювала 69 ОД.

Результати використання класичного остеосинтезу НЩ прямими одинарними пластинами.

Показаннями до застосування класичного методу являлись лінійні, одиночні, подвійні переломи в межах зубного ряду. Не завжди була наявна кількість зубів антагоністів для використання шинування по Тігерштедту. Одинарні переломи спостерігались у 89 пацієнтів, а подвійні у 96 пацієнтів.

З усіх 109 пацієнтів, котрим провели хірургічне втручання, у 70 пацієнтів Було виконано остеосинтез, переломи НЩ були свіжими до 3-х діб. З 70 пацієнтів з переломами НЩ, котрі знаходились в межах зубного ряду в щіліні перелому, 15 зубів були видалені за показаннями. До таких зубів віднесли:

- частково ретиновані треті моляри з ознаками перикоринариту;
- зуби з наявністю хронічних запальних вогнищ;

- пошкодження судинно-нервового пучка зуба в результаті зміщення фрагментів, що в свою чергу може викликати додаткове інфікування в ділянці перелому за рахунок проникнення продуктів розпаду некротизованої пульпи в лінію перелому.

У всіх пацієнтів на момент зняття шин Тігерштедта клінічно та рентгенологічно відмічали ознаки консолидації кісткових фрагментів, ми відмічали фіксований прикус та відкривання рота до 4-5 см. Пацієнтам надавались рекомендації щодо реабілітації. Проводили наступні клінічні спостереження використання класичного остеосинтезу НЩ одинарною пластиною.

Пацієнт С. (і/хв №14100 від 18.09.2018), надійшов у відділення ЩЛХ №2 КМКЛ №12 зі скаргами на біль та припухлість в ділянці підборіддя, лівої щоки. Спостерігались порушення прикусу, утруднене вживання їжі; асиметрія обличчя за рахунок набряку м'яких тканин в ділянці лівої частини підборіддя.



Рис.4.11. ОПГТ пацієнта С., стан після остеосинтезу НЩ 18.09.2018, д-з: «Травматичний перелом НЩ зі зміщенням уламків в ділянці 32,33 зубів (Ітип за класифікацією Samson)

На ОПГТ (рис.4.11) та КТ (рис.4.12) відмічається порушення цілісності контуру кісткової тканини в ділянці підборіддя зліва. Електродонтومتрично чутливість зуба 32, 33, котрі знаходяться в щілині перелому, в нормі. На підставі

клінічно-рентгенологічного обстеження встановлений діагноз - травматичний перелом нижньої щелепи в ділянці 32, 33 зубів.

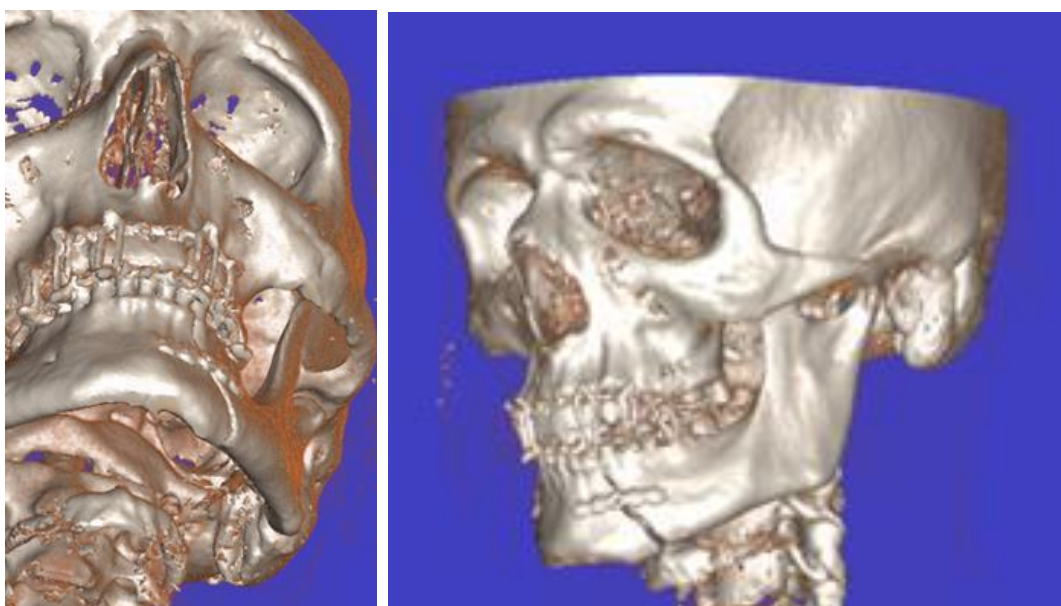


Рис.4.12. КТ пацієнта С., стан після остеосинтезу НЩ класичним методом – однією прямою пластиною та 6-ма гвинтами

Під ЕТН було проведено операцію репозиції та фіксації кісткових фрагментів НЩ із використанням класичного методу остеосинтезу прямою пластиною на 6 отворів з гвинтами. Післяопераційний період перебігав без ускладнень. На контрольній КТ через 25 днів після операції лінія перелому зі зміщенням візуалізувалась; (рис. 4.12) діастаз 0,9 мм. При бімануальній пальпації рухомості кісткових фрагментів не виявлено. Констатовано повне відновлення прикусу пацієнта.

Пацієнт О., 56 років, і/хв. №6681, від 28.07.2021 року звернувся із скаргами на біль та припухлість в ділянці лівої половини підборіддя щоки. Відмічено порушення прикусу та утруднене вживання їжі. Дані об'єктивного обстеження: асиметрія обличчя за рахунок набряку м'яких тканин в ділянці лівої половини підборіддя, порушення прикусу та неможливе вживання їжі. Остаточний діагноз: поєднана краніо-фасціальна травма, ЗЧМТ, струс головного мозгу. Травматичний перелом нижньої щелепи в ділянці 44 та 45 зубів та лівого суглобового паростку (рис.4.13).

Проведено вимірювання твердості нижньої щелепи в ділянці перелому запропонованим пристроєм під час операції.

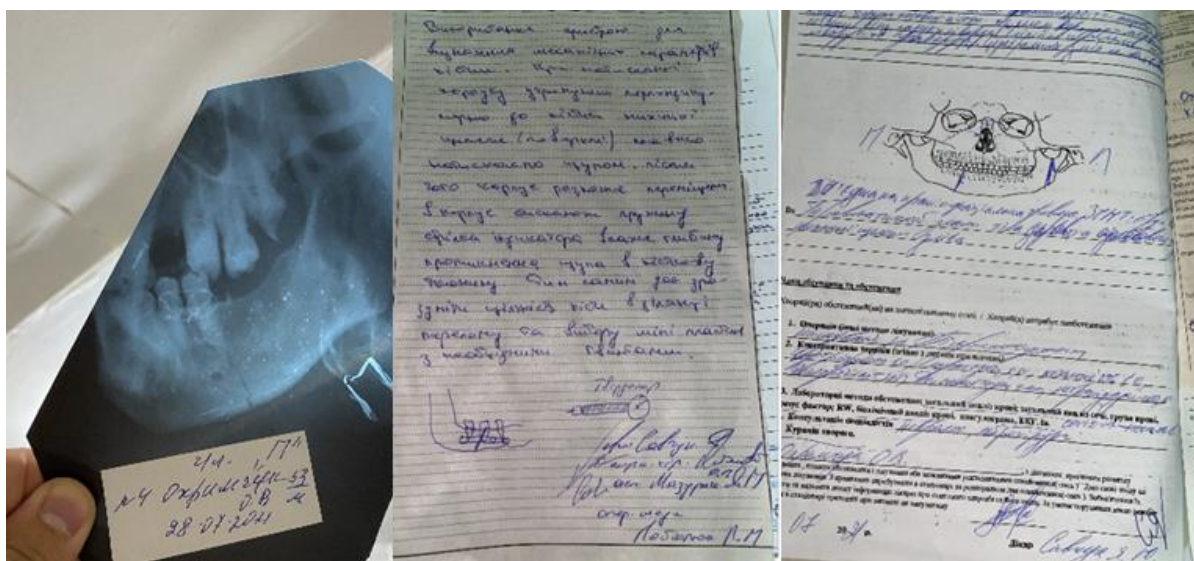


Рис.4.13. Рентгенологічний знімок правої половини НЩ (за Генішем) та медична документація пацієнта О., 56 р., і/хв. №6681, д-з косий перелом нижньої щелепи в ділянці 44,45 зубів (за класифікацією Samson I тип)

Під ендотрахеальним наркозом проведена репозиція та фіксація кісткових фрагментів НЩ з використанням класичного методу остеосинтезу прямою пластиною з 6-тьма отворами. Післяопераційний період без ускладнень.

Пацієнт І., 46 років, і/хв №10452, 14.07.2019 р. звернувся зі скаргами на біль в м'яких тканинах лівої половини НЩ, обмежене відкривання рота, порушення дикції та утруднене вживання їжі. Об'єктивно: обличчя асиметричне, при пальпації НЩ відзначається патологічна крепітація та рухомість при натисканні в ділянці 34, 35 зубів (рис. 4.14).

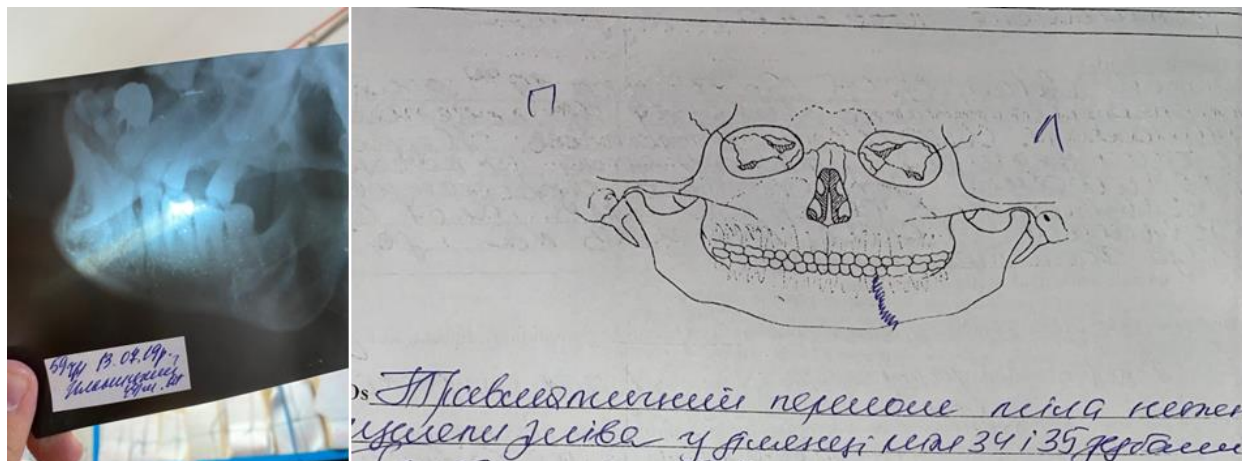


Рис.4.14. Рентгенологічний знімок та медична документація пацієнта І., 46 р., і/хв. №10452. Діагноз: травматичний перелом НЩ в ділянці 34, 35 зубів без зміщення (II тип за класифікацією Samson)

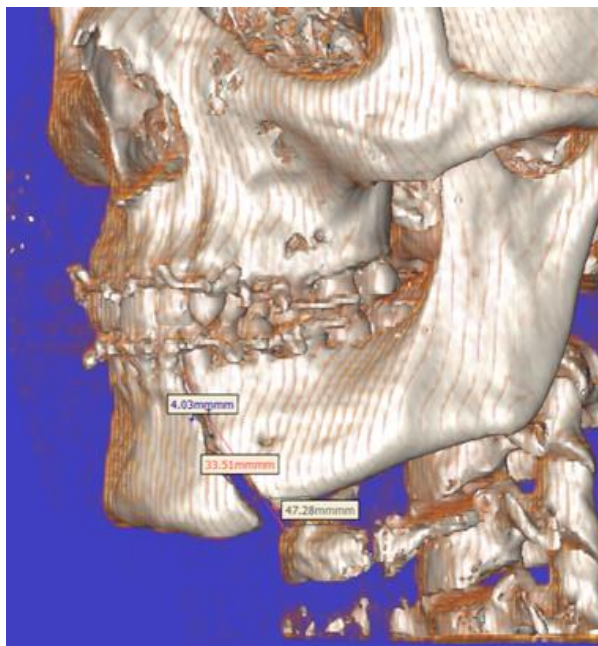


Рис.4.15. КТ пацієнта І., 46 р., і/хв. №10452 до оперативного втручання

На лівосторонній укладці за Генішем (рис. 4.15) відмічається порушення цілісності НЩ в ділянці 34, 35 зубів і проходить лінія перелому. Під ендотрахеальним наркозом проведена репозиція та фіксація кісткових фрагментів НЩ з використанням класичного остеосинтезу однією пластиною з 6-тьма отворами. Післяопераційний період проходив без ускладнень. Через 21 день зняті шини Тігерштедта.

На контрольній КТ через 15 діб після операції лінія перелому візуалізується, діастаз рани становив до 0,8 мм. Після оперативного втручання відновлено прикус пацієнта. Розкривання рота на 4 см (рис. 4.16).

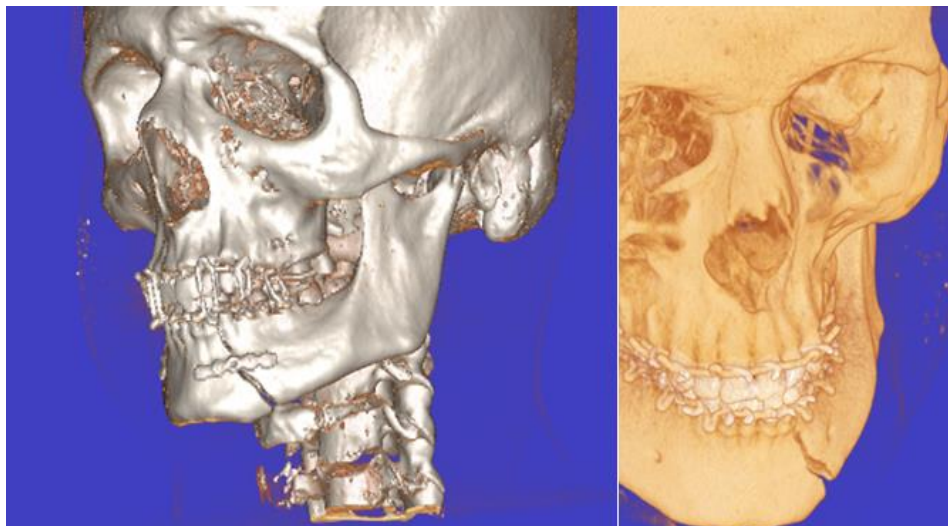


Рис.4.16. КТ пацієнта І., 46 р., і/хв. №10452 після оперативного втручання

Пацієнт Б., надійшов 29.11.2022 року у ЩЛВ КМКЛ №12 з діагнозом: двобічний перелом НЩ без зміщення уламків в ділянці кута зліва та між 43, 44 зубами (рис. 4.17). Рекомендація збереження 43, 44 зубів із подальшим ендодонтичним лікуванням. Під ендотрахеальним наркозом було проведено операцію репозиції та фіксації кісткових фрагментів НЩ з використанням класичного методу остеосинтезу прямою пластиною на 6 отворів з гвинтами в ментальній ділянці між 43, 44 зубами з діастазом перелому 3,2 мм. Кут та тіло нижньої щелепи репозовано та фіксовано в правильному напрямку парними пластинами на 4 отвори з діастазом рани 3,5 мм. На КТ після оперативного втручання на 21 день 43, 44 зуби, котрі проліковані ендодонтично, стабільні в прикусі, без ознак запалення, та діастаз рани в ментальному відділі складав 2,8 мм по нижньому краю НЩ, а в ділянці кута та тіла до 2,5 мм.

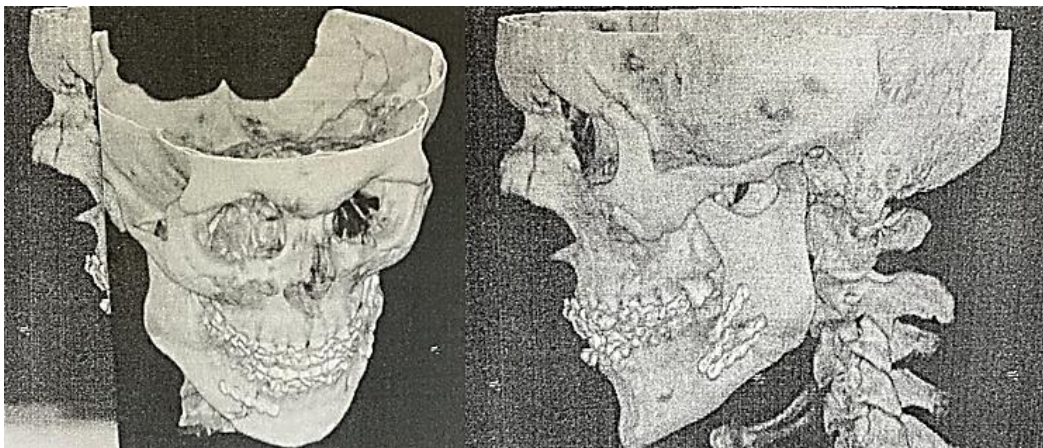


Рис.4.17. КТ-3D пацієнта Б., і/хв. №10089 12.11.2022 після остеосинтезу НЩ. Діагноз: двобічний перелом НЩ без зміщенням уламків в ділянці кута зліва та між 43,44 зубами

Пацієнт Ч., надійшов 01.11.2022р. у ЩЛВ КМКЛ №12 з діагнозом: двобічний перелом НЩ із зміщенням уламків в ділянці кута зліва та між 31, 41 зубами (рис. 4.18). Проведено шинування по методу Тігерштедта 31,41 зубів із подальшою рекомендацією до збереження їх та ендодонтично пролікувати. Під ендотрахеальним наркозом проведено операцію репозиції та фіксації кісткових фрагментів НЩ із використанням класичного методу остеосинтезу двома прямими пластинами на 5 отворів з гвинтами в ділянці кута та тіла НЩ з видаленням 38 зубу в лінії перелому (рис. 4.19).

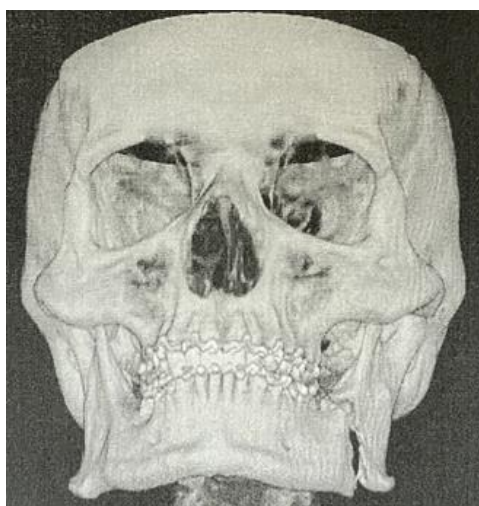


Рис.4.18. КТ-3Д пацієнта Ч., і/хв. №8989 до остеосинтеза НЩ 12.11.2022. Діагноз: двобічний перелом НЩ із зміщенням уламків в ділянці кута зліва та між 31,41 зубами

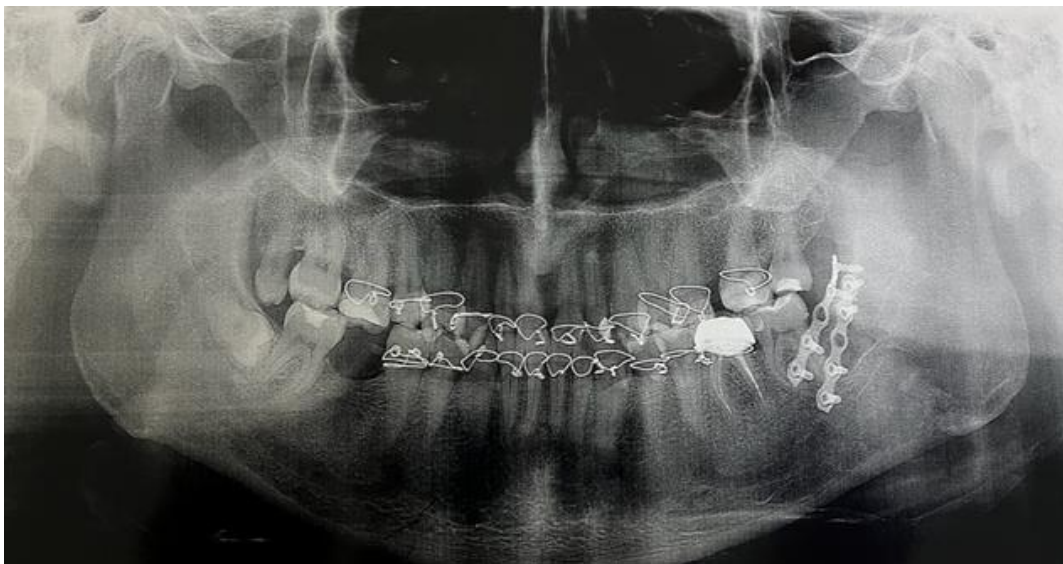


Рис.4.19. ОПГТ пацієнта Ч., і/хв. №8989 НЩ 12.11.2022. Діагноз: двобічний перелом НЩ із зміщенням уламків в ділянці кута зліва та між 31,41 зубами

Пацієнт А., надійшов 29.11.2022р. з діагнозом: двобічний перелом НЩ зі зміщенням уламків в ділянці правого кута та між 32, 33 зубами (рис. 4.20). Пацієнту проведено первинну хірургічну обробку рани, виділено 47 зуб з лінії перелому та направлено на ендодонтичне лікування 32, 33 зубів. Міжщелепна фіксація за допомогою шин Тігерштедта, де уламки між 32, 33 зубами репонувались в правильному напрямку та прикус фіксовано резиновими тягами. Діастаз рани складав 2,4 мм на момент накладання шин після проведення КТ. Через 21 день діастаз рани становив 2,2 мм. Зуби 31, 32, проліковані ендодонтично в прикусі, були стабільні.

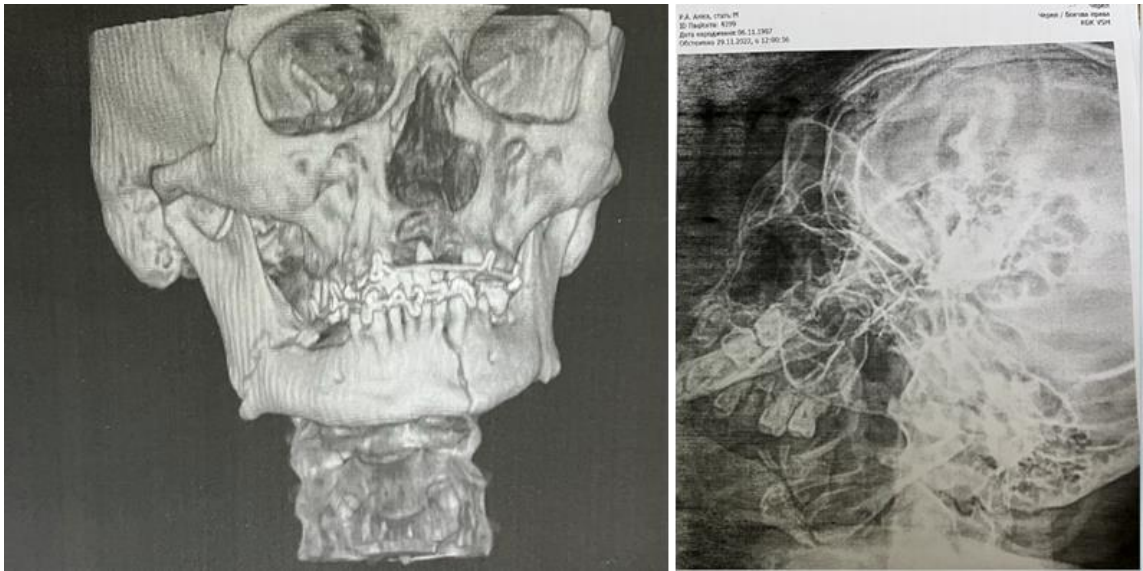


Рис.4.20. КТ-3Д та рентгенограма НЩ в напіваксіальній укладці 29.11.2022р., пац. А., і/хв. №10089 після шинування по Тігерштедту. Діагноз: двобічний перелом НЩ зі зміщенням уламків в ділянці правого кута та між 32,33 зубами (1 тип за класифікацією Samson)

Пацієнт Ш., звернувся 31.10.2022 р. з діагнозом: травматичний перелом НЩ в ділянці ВВ зі зміщенням уламків в ділянці підборіддя між 31, 41 зубами (рис. 4.21). Пацієнту проведено первинну хірургічну обробку рани, шинування по методу Тігерштедта 31, 41 зубів, направлено на ендодонтичне лікування. Діастаз рани до операції складав 5,4 мм після проведення ОПГ до шинування між 31, 41 зубами. Після шинування за Тігерштедтом проведено рентгенографію та правосторонню укладку по Генішу (рис. 4.22) і КТ (рис. 4.23).



Рис.4.21. ОПГТ пац. Ш., і/хв. №8936 НЩ 31.10.2022. Діагноз: двобічний перелом НЩ із зміщенням уламків в ділянці кута зліва та між 31,41 зубами (2 тип за класифікацією Samson)



Рис.4.22. Пацієнт Ш., і/хв №8936, 31.10.2022. КТ-3D та рентгенограма НЩ справа (укладка за Генішем), стан після міжщелепного шинування. Діагноз: двобічний перелом НЩ зі зміщенням уламків в ділянці кута зліва та між 31,41 зубами (1 тип за класифікацією Samson)

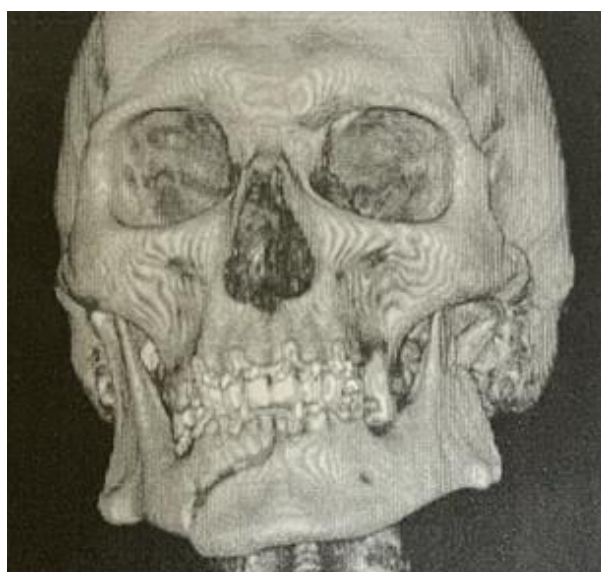


Рис.4.23. Пацієнт Ш., і/хв №8936, 31.10.2022. КТ-3D після остеосинтезу титановими пластинами. Діагноз: двобічний перелом НЩ зі зміщенням уламків в ділянці кута зліва та між 31,41 зубами (1 тип за класифікацією Samson)

Під ендотрахеальним наркозом було проведено операцію відкритої репозиції та внутрішньої фіксації кісткових фрагментів НЩ та ВВ з використанням класичного методу остеосинтезу прямою пластиною на 5 та 4

отвори з гвинтами в ментальній ділянці між 43, 44 зубами, діастаз 5,4 мм після оперативного втручання. ВВ репоновано та фіксовано в анатомічно правильній позиції парними пластинами на 6 та 3 отвори. На КТ після оперативного втручання на 21 день 31, 41 зуби проліковані ендодонтично, стабільні без ознак видимого запального процесу, діастаз рани в ментальному відділі складав 2,3 мм.

РОЗДІЛ 5. РЕЗУЛЬТАТИ ВИВЧЕННЯ БІОМЕХАНІЧНОГО СТАНУ СИСТЕМИ «НИЖНЯ ЩЕЛЕПА-ФІКСАТОР» В НАТУРНОМУ ТА МОДЕЛЬНОМУ ЕКСПЕРИМЕНТАХ

5.1. Остеосинтез НЩ при трьох видах перелому та різній локалізації

Напружено деформований стан при функціональних навантаженнях в ділянці кута та тіла. На основі даних модельних розрахунків (див. розділ 3.1) Найбільш навантаженою зоною при функціональних впливах (жування тощо) спостерігали ділянку по зовнішній косій лінії НЩ та по прилеглим анатомічним її частинам. Це вкотре підтверджує відомі дані про складні біомеханічні умови в ділянках, що є анатомічно-обумовлені, адже являють собою лінії розподілу навантаження (контрфорси).

Відомо, що в звичайних умовах під час жування виникають деформації кута та тіла НЩ у вигляді є сагітального згину. Згідно аналізу змодельованого остеосинтезу даних ділянок, що базувалися на основі принципів класичної механіки, по верхньому краю відмічаємо розтяг, а по нижньому краю – явища стискання (рис. 5.1)

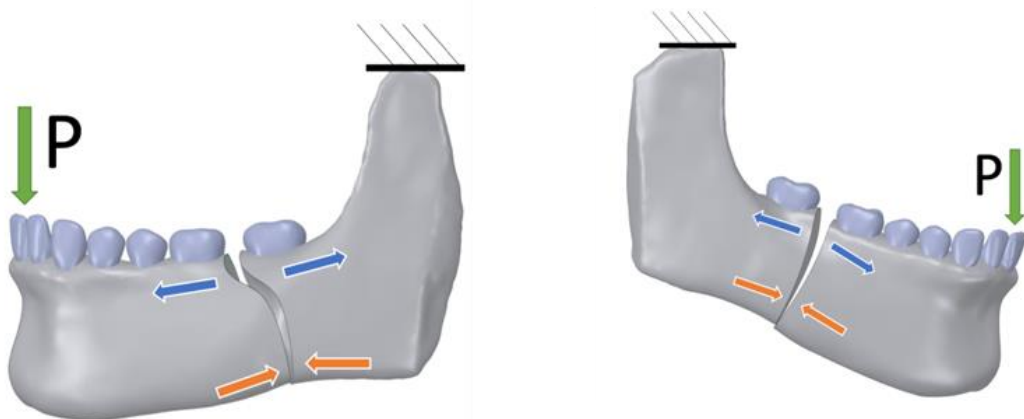


Рис.5.1. Схематичне зображення ІМКМ НЩ та розподіл сил розтягу та стискання в сагітальній площині (червоний колір навантаження-стискання, синій розходження уламків)

Отже при виконанні остеосинтезі потрібно компенсаторно задати силу розтягу. Явища стиску, що виникають в ділянці краю НЩ, забезпечують компресію. Це сприяє перерозподілу навантаження та стабілізує уламки. Тому розташування пластини в даній зоні полишене сенсу.

Результати отриманих модельних розрахунків показали, що стабільність та міцність системи «Нижня щелепа-фіксатор» залежить не тільки від характеристик матеріалів та форми пластини, а і від типу перелому та стану кісткової тканини пацієнта.

Нами взято за основу 3 види (рис. 5.2) ПНЩ та досліджені локальні біомеханічні умови, котрі мають вплив на метод хірургічного лікування та вивчають його наслідки.

Хід площини переломів нижньої щелепи через лунку зуба:

I тип - поперечно через лунку зуба - характеризується розташуванням площини перелому приблизно по середній лінії і через апекс кореня. При даному типі осьовий стиск утворює зона функціональної компресії, тим самим розвантажуючи гвинти і збільшуючи силу тертя між уламками та нерівностями щілини перелому, протидіє силам зсуву. До I типу відносили переломи як в ментальному відділі, так і тіла НЩ з різним нахилом щілини перелому (до 10 градусів від вертикальної вісі). Використовуючи нерівності і мікрорельєф після репозиції уламки утримувались в стані спокою в правильному положенні.

II тип – лінію зламу пролягаю навкіс через лунку зуба, проходить в мезіодистальному напрямі до продольності осі зубу та проектується похилою площиною, яка йде від медіальної поверхні кореня до дистальної. При цьому, за умов звичайного функціонального навантаження в порівнянні з I типом сили розтягу/стиску зменшуються, а тангенціальні зміщення посилюються. Сила стиску є незначною при компресії уламків, але збільшуються сили, котрі забезпечують зсув та ротацію фрагментів один відносно іншого. Таким чином, при косих переломах, котрі проходять через лунку зуба, метод фіксації повинен, в першу чергу, протидіяти крученню (ротації) та зсувам в декількох площинах, а вже потім впливати на сили розтягу. В ділянці кута та підборіддя НЩ косий

перелом є несприятливим, враховуючи анатомічні особливості НДС даної системи.

III тип – лінія зламу пролягає дотично до лунки зуба, вертикально та горизонтально в напрямку кореня та рентгенологічно виявляється лініями просвітлення. Оскільки існує явищу зміщення кісткових фрагментів, то розрізняємо сприятливі/несприятливі ПНЩ. Однак вертикальні переломи, біомеханічно сприятливі в ділянці кута та тіла НЩ, проходять зверху вниз та ззаду наперед. Вертикальні переломи, що є біомеханічно несприятливими, в яких лінія фрактури розміщується спереду назад. При горизонтально несприятливих переломах НЩ щілина проходить спереду назад, при сприятливих навпаки – ззаду наперед.

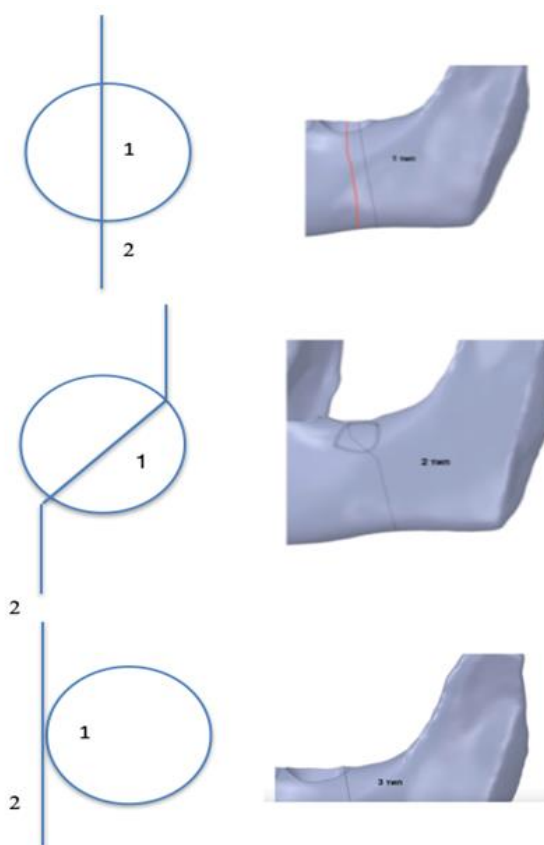


Рис.5.2. Типи ліній переломів нижньої щелепи відносно лунок зубів

1-лунка зуба; 2-лінія перелому

Основною класифікаційною ознакою була локалізація, характер травми та стан кісткової тканини в ділянці ураження.

З основних критеріїв віднесення перелому до одного чи іншого типу була характеристика розподілення навантажень між кістковою тканиною уламків та фіксуєчим пристроєм за рахунок компресії.

Розподіл переломів по локалізації передбачав певні ділянки НЩ, котрі перебували в різних умовах НДС. ПНЩ розподілено на 1) переломи ментального відділу (в ділянках 33, 43 зубів); 2) переломи тіла (в ділянках молярів та премолярів) 3) і перелом НЩ в ділянці кута. В ділянках кута, тіла НЩ при жувальному навантаженні переважають осьові напруження на розтяг/стиск, на зсув тангенціальні напруження характерні для переломів в ментальному відділі. Вище зазначені варіанти розміщення лінії перелому по відношенню до лунки зуба були екстрапольовані клінічно.

В системі «Нижня щелепа-фіксатор» по відношенню до кістки біомеханічна поведінка при остеосинтезі була обґрунтована в проведених модельних та натурних експериментах, та визначені біомеханічні вимоги до пластин, які нами розроблені і застосовувались при ТПНЩ. Та започатковано модифікаційну концепцію остеосинтезу, що дозволило забезпечити стабільність уламків при функціональних навантаженнях 4-х передніх різців НЩ в площинах 3-D. Для кожного пацієнта врахували тип розміщення лінії перелому НЩ.

В модельному експерименті досягнуто результативність розподілу функціонального навантаження системи «Нижня щелепа-фіксатор» імітованого рівномірного жувального навантаження. Гвинти котрі розташовані поблизу перелому, рівномірно передавали тиск на пластину та не призводили до зростання жорсткості та міцності системи. Збільшення кількості отворів, а відповідно фіксуєчих гвинтів, в пластині не призводило до якісного утримання її в ділянці перелому, лише перевантажувало конструкцію.

Втім, більшу користь на характер розподілу напружень має форма пластини та просторове її розташування між кістковими уламками. Величина функціонального навантаження кісткової тканини дорівнювала 100 Н, що дорівнює навантаженню при пережовуванні їжі, тим самим, діастаз між уламками зберігав явища напруження, і не залежав від кількості гвинтів та

пластини в залежності від локалізації перелому. Це дозволило зі значною вірогідністю робити прогноз в реальних умовах резорбції кісткової тканини. Надійність жорсткості системи залежала від локалізації перелому та вибору пластини під певний перелом.

Результати розрахунків натурних експериментів показали перевагу умов точного співставлення уламків та розташування пластин. Динамічні функціональні навантаження мають ймовірність до утворення зон функціональної компресії, що свідчить про стабілізацію фрагментів та робить супротив зсувам, розвантажуючи пластину. Впливає не тільки тип та особливості пластини на визначення величини функціональної компресії, а і стан кісткової тканини, характер перелому. На визначення величини функціональної компресії впливає не тільки локалізація, а і особливості пластини, стан кісткової тканини. Вивчено величину контактних тисків та особливості розподілу напружень пластини та гвинтів по відношенню до кістки. Компресія уламків в ділянці перелому коливалась від 25 до 75 Н.

5.2. Визначення жорсткості системи «Нижня щелепа-фіксатор» в ділянках тіла НЩ в натурному експерименті в порівнянні з класичним варіантом остеосинтезу

Використання класичних титанових пластин показало значну жорсткість на розтяг-стиск, але меншу – на згин та зсув по площині. Однак жорсткість системи «Нижня щелепа-фіксатор» на кадаверному матеріалі НЩ людини в експерименті значно відрізнялася по різних параметрам. Відтворення перелому з особливостями навантаження НЩ показувало інтегральну жорсткість пластини залежно від її розташування та типу перелому. Переміщення уламків під дією навантаження мало нелінійний характер і саме це пов'язувалось з механікою кістки біля елемента фіксації (руйнування структурних елементів, пластичні деформації тощо).

При використанні запропонованих пластин особливість визначалася в їх можливості протидіяти сагітальному згину. Сприятливою зоною в розташуванні пластини є ділянка верхнього краю НЩ. Використання пластини у формі

«метелика» (тип 2), розташованої по верхньому краю вздовж зовнішньої косої лінії, сприяло утриманню уламків, фіксація по нижньому краю – викликала незначну функціональну компресію при контакті уламків один з одним, тим самим зростала жорсткість самої системи.

Застосування пластини з 5-тьма гвинтами (тип 1) та форми пластини «метелик» дозволило збільшити жорсткість системи за наявності міжфрагментного діастазу на 40% (було 135 Н/мм, стало 165 Н/мм).

При порівнянні запропонованих методів остеосинтезу з класичним використанням прямої пластини та розташуванням її в ділянці нижнього краю НЩ, жорсткість системи остеосинтезу однією пластиною зменшувалась в 2 рази і складала в абсолютному значенні 70,5 Н/мм. Це виявилось біомеханічно недоцільно, оскільки пластина протидіяла силам стиску, а по нижньому краю виникало значне розходження уламків (рис. 5.3). В клінічних умовах це призводить до порушення прикусу з одномоментним інфікуванням щілини перелому та сповільненням консолідації уламків.

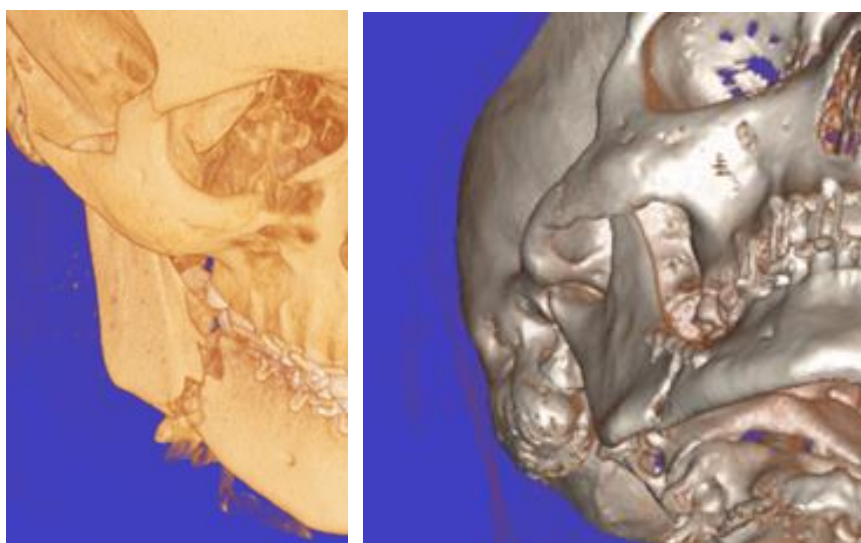


Рис.5.3. Пацієнт О., і/хв №6538, КТ-3D лицевого скелета, діагноз: перелом нижньої щелепи в ділянці кута, остеосинтез класичним методом (одна пряма пластина), виявляється розходження уламків по нижньому краю НЩ

Застосування остеосинтезу прямою пластиною в ділянці нижнього та верхнього краю НЩ виявилось недостатньо ефективним. В даному випадку

навантаження повністю сприймалось пластиною та передавалось на кісткову тканину в ділянці фіксуючих гвинтів, що призводило до зсувів та появи концентраторів напруження. В подальшому можна прогнозувати появу незворотніх змін в кістковій тканині навколо гвинтів, що свідчить про перевантаження кістки в ділянці контактів.

Застосування однієї пластини з 5 гвинтами (тип 1) та розташованими в різних площинах (біпланарна фіксація) забезпечила ефективність запропонованого методу. При цьому жорсткість даної пластини зросла в 4 рази в порівнянні із параметрами жорсткості прямої пластини. Жорсткість на згин була меншою при косих біомеханічних несприйнятливих переломах НЩ в порівнянні з переломом, котрий проходив перпендикулярно вертикальній вісі щелепи в натурному експерименті.

Використавши пряму пластину клінічно вздовж косої лінії в ділянці нижнього краю НЩ, відмітили зсув уламків відносно один одного після класичного остеосинтезу.

Оптимальне рішення, яке призвело до фіксації уламків НЩ та достатньо стабілізувало саму систему під час навантажень більше 40Н було застосувати пластину з 5-ма гвинтами.

Модифікувавши кількість отворів для надійної фіксації та підібравши оптимальний вид пластини, при остеосинтезі НЩ в ділянці кута та тіла отримали збільшення жорсткості системи в 4 рази. При цьому були відсутні негативні явища перевантажень та руйнування кісткової тканини навколо гвинтів. Точна репозиція уламків, вибір розташування гвинтів та застосування оптимальної зони міжфрагментної компресії дозволили збільшити стабільність системи в 13 разів, уникнувши пагубних біомеханічних ефектів.

Система фіксації уламків нижньої щелепи при переломі 2-го типу із застосуванням вигнутої пластини з 5-ма гвинтами (1-й тип), максимальною приближеної до нижнього краю пластини вздовж зовнішньої косої лінії, при згинальному навантаженні призводила до найменшої деформації.

Завдяки такій формі пластини при біпланарній фіксації досягалась надійність та жорсткість конструкції системи «Нижня щелепа-фіксатор».

Завдяки такій формі пластини при біпланарній її фіксації пластини досягалась стабільність. Таким чином здатність пластини та гвинтів протидіяти деформації підтверджували надійність та жорсткість конструкції.

5.3. Дослідження НДС системи «Нижня щелепа-фіксатор» при остеосинтезі в ділянці тіла нижньої щелепи у модельному експерименті

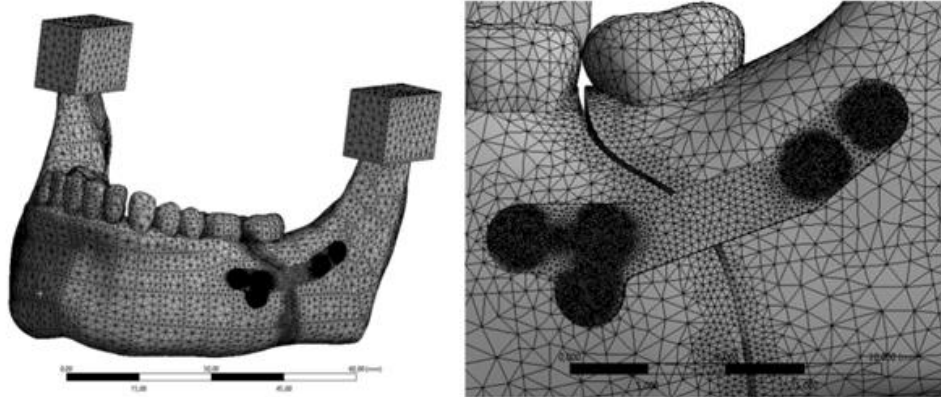
Отримані в ході розрахунку моделей результати за умов функціонального навантаження в натурному експерименті показали якісну відповідність малих лінійних навантажень. Переміщення уламків один відносно одного було кількісним значенням та основним контрольованим параметром, враховуючи фізико-механічні властивості кісткової тканини, котра відноситься до сухих трупних щелеп та відрізняється від моделей на 10-20%. Отримані дані охарактеризовані розбіжностями анатомічної форми та внутрішньої наповненості натурних препаратів НЩ, які з середньо-анатомічною СЕМ та похибками не співпадали в експерименті призначеного для вивчення способу деформації.

Відтворено моделювання відкушування їжі складного НДС НЩ в 100 Н. Однак стабільність та міцність конструкції та фіксації при різних способах остеосинтезу (рис. 4.2.2) та форм пластин, кількості гвинтів мала варіабельність в лінії остеосинтезу по верхньому краю НЩ (рис. 5.3.3). По ділянці нижнього краю щелепи виникали переміщення уламків, котрі давали зсув по вертикалі і горизонталі. А саме відмічалась точкова концентрація напружень в окремих ділянках кісткової тканини навколо гвинтів (рис. 5.3.2), та зменшення самої величини напружень в деяких ділянках біля щілини перелому (рис. 5.3.5) та розподілу напружень та деформацій ушкодженої та не ушкодженої половини НЩ.

Зафіксовано зміну сили міцності та методу фіксацій пластини. При відтвореннях остеосинтезу використані різної форми пластини та кількості гвинтів (рис. 5.4), зміщення уламків показувало по нижньому краю щелепи.

При встановлені пластини вздовж зовнішньої поверхні НЩ, вона отримувала згин по ребру, а не по площині, що свідчило зростання напружень в кістковій тканині біля гвинтів розташованих поблизу щілини перелому. Основною проблемою при використанні пластини на 6 гвинтів була її геометрична форма, яка свідчило про необхідність змінити конструкцію з метою розвантажування її та гвинтів.

Результати модельного експерименту показали, що пластина даної форми з 5-тьма гвинтами, котрі розташовано по верхньому краю НЩ здатна забезпечити необхідну локальну статичну стабільність при біомеханічно несприятливих переломах, а при біомеханічно-сприятливих – динамічне навантаження у вигляді пережовування їжі. Дана кількість гвинтів та пластина-«метелик» (2 тип) з її розташуванням показали результати обчислень амплітуд зусиль (N) на поверхнях контакту частин моделі щелепи, та визначення діастазу (мм) другої зони з 2 типом перелому та 1-м типом фіксуючої пластини при силовому навантаженні різців відображені на рис. 5.5. Ці дані дозволили зрозуміти які гвинти необхідно розгрузити, які поміняти місцями для посилення конструкції та розвантаження системи «Нижня щелепа-фіксатор», оскільки при даній конфігурації пластини гвинти (рис. 5.7) представляли місце для концентрації напружень, тим самим послаблюючи систему та отримуючи перевантаження (рис. 5.8., 5.9).



а

б

Рис. 5.4. Дискретна модель нижньої щелепи при переломі 2-го типу (а) та її фрагмент з пластиною 1-го типу (б)

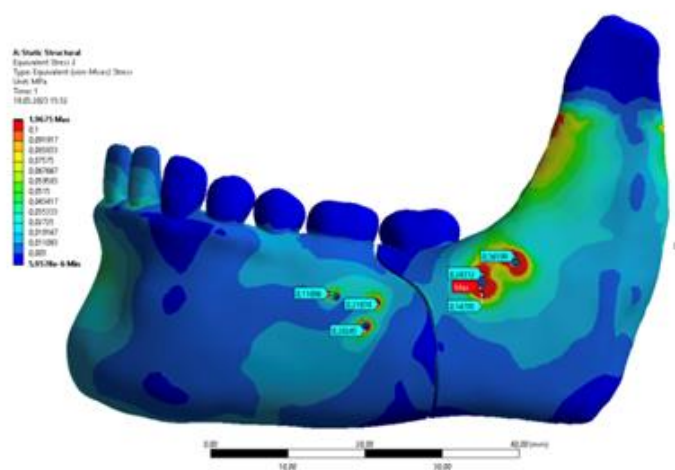


Рис. 5.5. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень біомеханічної системи «Нижня щелепа-пластина» при переломі 2-го типу та фіксуючою пластиною 1-го типу

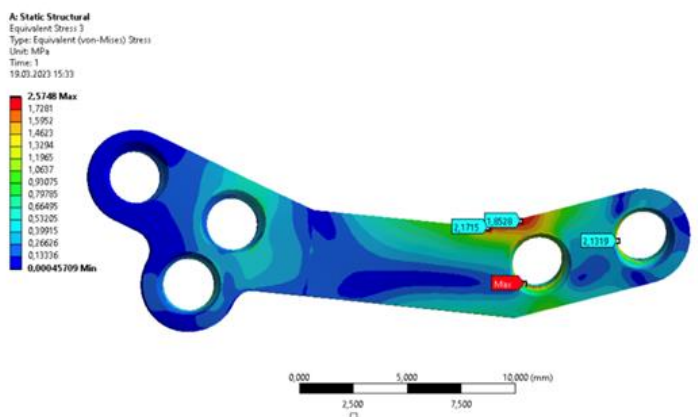


Рис. 5.6. Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом для фіксуючої пластини 1-го типу в біомеханічній системі «Нижня щелепа-фіксатор» при переломі 2-го типу

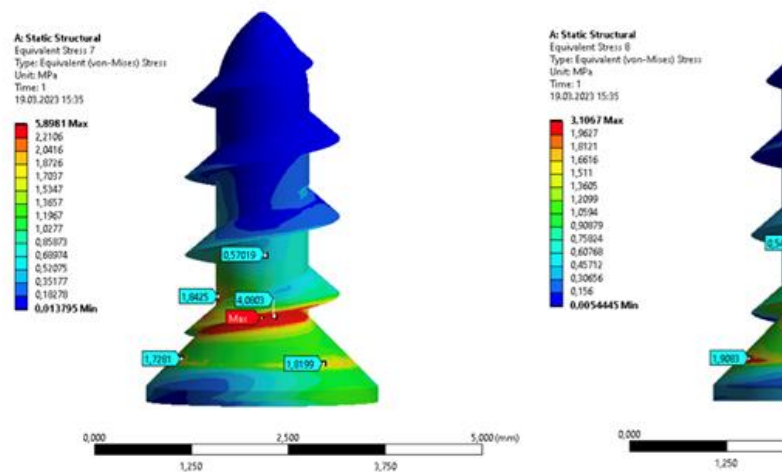


Рис. 5.7. Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом в гвинтах пластини 1-го типу біомеханічної системи «Нижня щелепа - фіксатор» при переломі 2-го типу

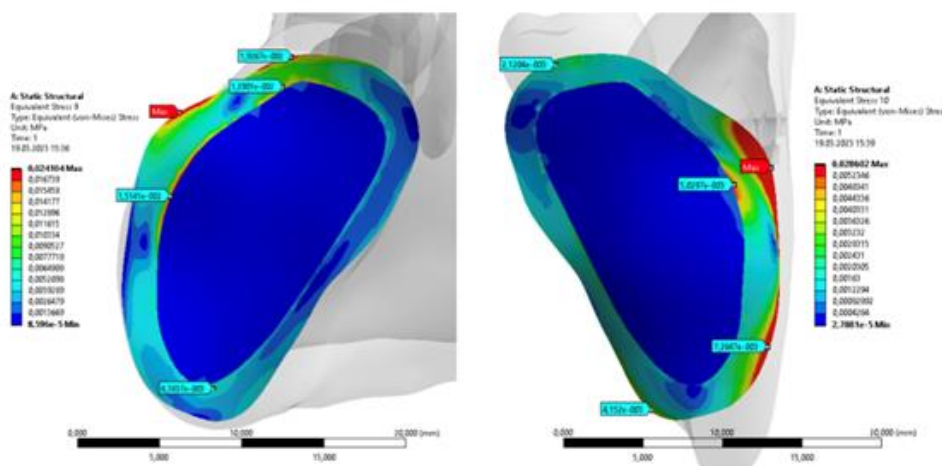


Рис. 5.8. Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом на поверхнях НЩ при переломі 1-го типу і пластиною 1-го типу біомеханічної системи «Нижня щелепа-пластина»

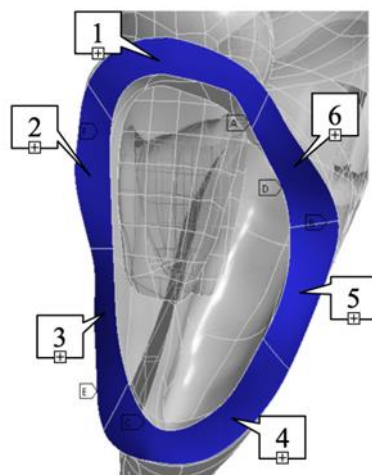


Рис. 5.9. Поверхні пружинної моделі для визначення діастазу ушкодженої щелепи з 2 типом перелому та 1-м типом фіксуючої пластини при силовому навантаженні різців щелепи

Таблиця 5.1

Амплітуда зусиль (N) на поверхнях спряження частин моделі щелепи та визначення діастазу (мм) зони за 2 типом перелому та 1-м типом пластини при силовому навантаженні різців

№ п/п	N -амплітуда зусиль	Мм- діастаз
1	2,54E-06	2,54E-05
2	-1,65E-05	-1,65E-04
3	-4,64E-05	-4,64E-04
4	-8,70E-05	-8,70E-04
5	-1,78E-05	-1,78E-04
6	1,51E-05	1,51E-04

5.4. Результати чисельного експерименту

Досліджено особливості розподілу напружень та деформацій в системі «Нижня щелепа-фіксатор», проведена тривимірна імітаційна побудова тіла НЩ з переломом в ментальній ділянці.

Досліджені властивості напружень в титановій пластині товщиною 1,5 мм з 6-ма отворами в ментальній ділянці та товщиною 1,2 мм з 5-ма отворами в ділянці тіла НЩ. Розглянуто 3 варіанти пластини для остеосинтезу тіла НЩ. Механічні особливості системи фіксації задавались відповідно до стандартів та норм знайдених в літературі (модуль пружності 110 ГПа, коефіцієнт Пуассона - 0,34). Модель навантажували за величиною та напрямком, які відповідали силі пережовування м'якої їжі та відкушування.

В 3-х моделях при остеосинтезі кута НЩ розглянуто варіанти міжфрагментного контакту уламків.

Модель 1-1 (рис. 5.10), в першому та третьому випадку (рис. 5.12) лінії переломів НЩ в процесі деформування системи «Нижня щелеп-фіксатор» з пластиною на 5 отворів. Напруження в отворах щелепи для гвинтів становило 2,02 МПа, в пластині – 5,41 МПа, в гвинтах – 4,82 МПа, в лінії перелому щелепи – 0,022 МПа, переміщення щелепи – 0,005 МПа, максимальна величина діастазу в переломі НЩ – 0,00145 мм, відносна площа діастазу в переломі склала 91%.

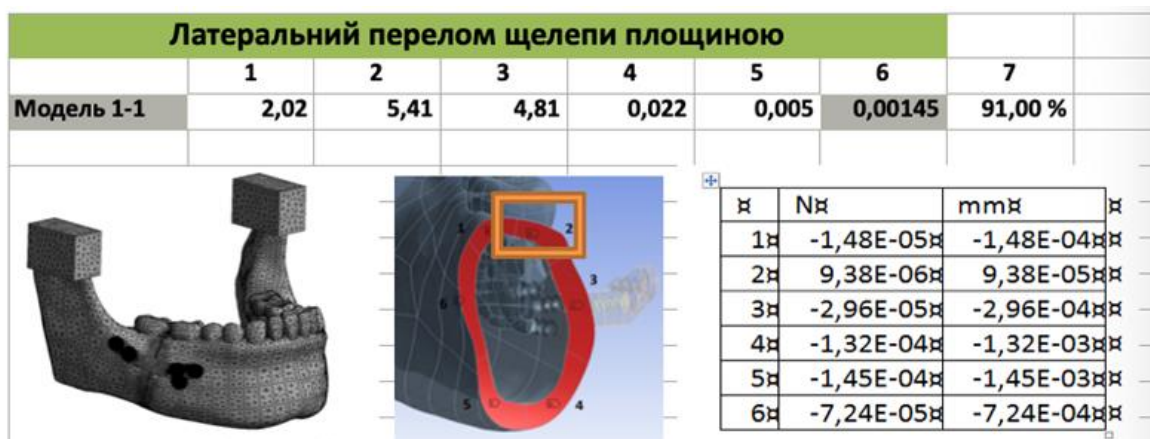


Рис. 5.10. Модель 1-1 експериментального дослідження площинного перелому з пластиною товщиною 1мм. по всій її довжині

Модель 1-2, де використали пластину на 6 отворів, представлена на рис. 5.11. Напруження в отворах щелепи для гвинтів – 1,32 МПа, в пластині – 4,41 МПа, в гвинтах – 3,02 МПа, в лінії перелому щелепи – 0,023 МПа, переміщення щелепи – 0,005 МПа, максимальна величина діастазу в переломі – 0,00123 МПа, відносна площа діастазу - 91%. Завдяки змінам дизайну пластини ми отримали

позитивний результат зі зменшенням напруження в отворах гвинтів, зменшилось напруження та жорсткість системи «Нижня щелепа – фіксатор» та в точкові концентратори напруження в гвинтах. Відбулась розгрузка пластини та гвинтів завдяки змінній кількості отворів при моделюванні остеосинтезу в ділянці тіла НЩ.

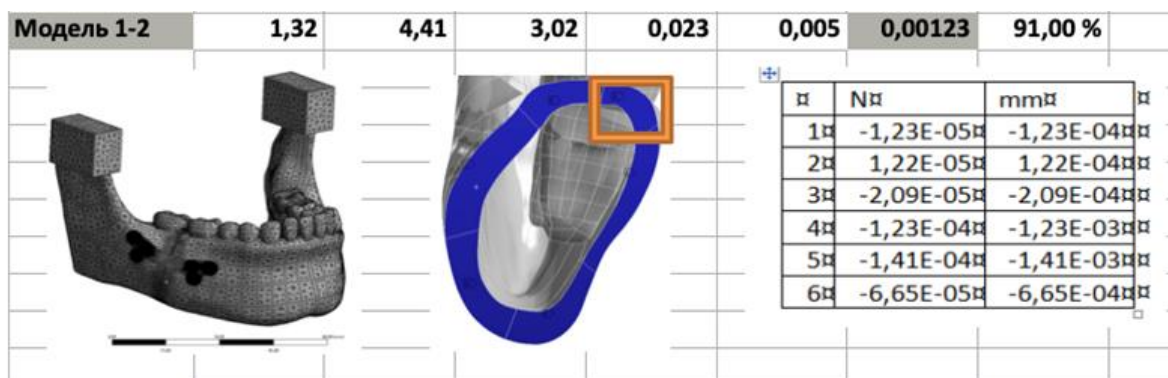


Рис. 5.11. Модель 1-2 Експериментальне дослідження площинного перелому з пластиною товщиною 1мм. по всій її довжині

В моделі 1-3 була використана пластина на 5-ти отворів, втім її фіксацію проводили таким чином, що кінець на 2 отвори розміщувався проксимальніше лінії зламу, на 3 отвори – дистальніше. (рис. 5.12) Напруження зменшилось на 67% в отворах щелепи для гвинтів – 1,35 МПа, в пластині на 85% та склало 4,59 МПа, в гвинтах на 86% і становило 4,15 МПа, в лінії перелому щелепи - 0,022 МПа, переміщення щелепи 0,005 МПа, максимальна величина діастазу зменшилась на 84% і становила 0,001222 мм, відносна площа діастазу 91%.

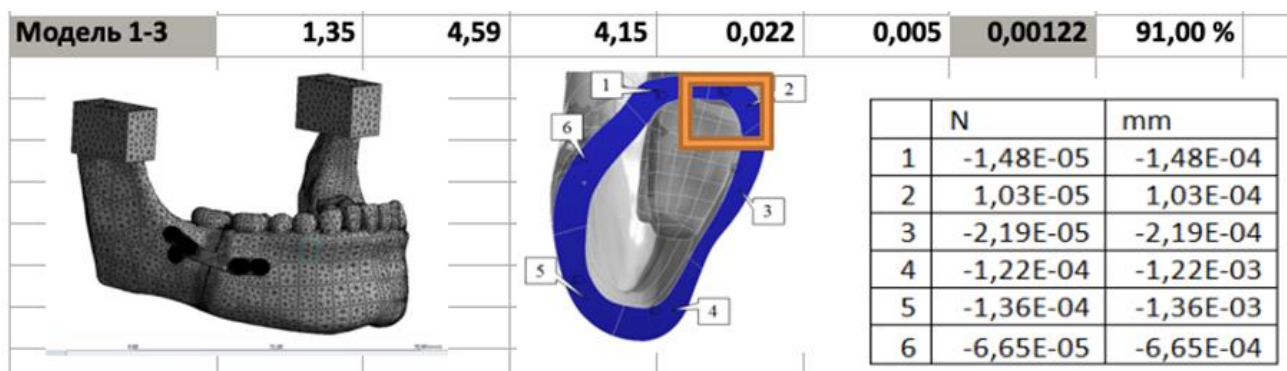


Рис. 5.12. Модель 1-3 Експериментальне дослідження площинного перелому пластиною товщиною 1мм. по всій її довжині

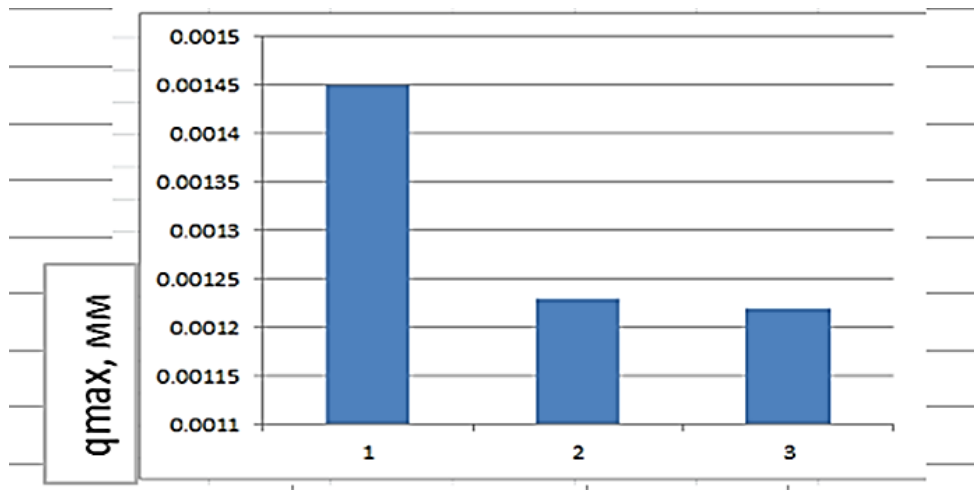


Рис. 5.13. Максимальні величини діастазу при площинному переломі НЩ пластиною товщиною 1мм в трьох моделях (1-1; 1-2; 1-3)

Модель 1-4. Остеосинтез при косих переломах НЩ пластиною на 5-ти отворів (рис. 5.14). Напруження в отворах щелепи для гвинтів 1,96 МПа, в пластині – 2,57 МПа, в гвинтах – 4,15 МПа, в лінії перелому щелепи – 0,028 МПа, переміщення щелепи – 0,005 мм, максимальна величина діастазу в переломі 0,0087 мм, відносна площа діастазу в переломі 68%. Змінивши вигляд пластини, ми отримали зменшення напруження в отворах пластини, напруження в системі «Нижня щелепа-пластина» та напруження в гвинтах достатньо зменшилось. Відбулась незначна розгрузка пластини завдяки зміненій кількості отворів при моделюванні остеосинтезу в ділянці тіла НЩ, але форма пластини не забезпечила відповідну надійність та міцність при даному переломі НЩ.

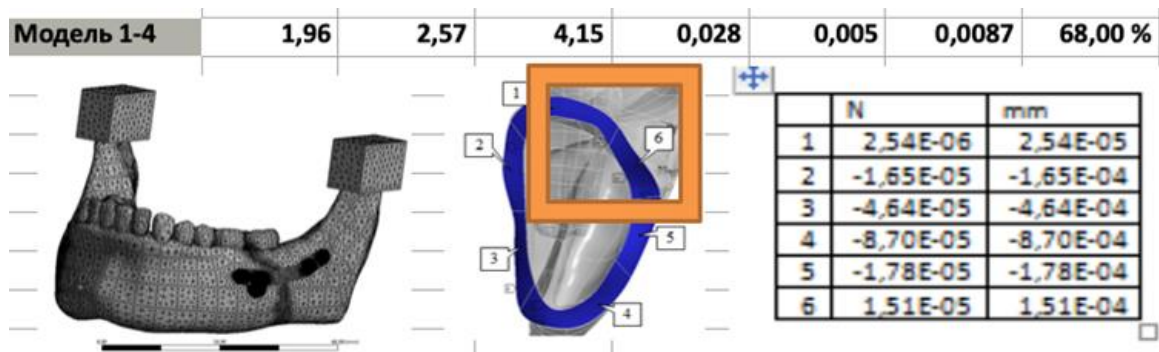


Рис. 5.14. Модель 1-4 Експериментальне дослідження НДС «Нижня щелепа-фіксатор» при косих переломах, використана пластина товщиною 1мм

Модель 1-5. Остеосинтез при косих переломах НЩ, здійснений пластиною на 5 отворів, де три отвори її розташовуються дистально від лінії перелому, напруження в отворах щелепи для гвинтів – 1,15 МПа (рис. 5.15), в пластині – 2,32 МПа, в гвинтах 3,51 МПа, в лінії перелому щелепи – 0,022 МПа, переміщення щелепи 0,0036 мм, максимальна величина діастазу в переломі 0,008 мм, відносна площа діастазу 68%. Змінивши вигляд пластини та порівнявши з пластиною на рис. 6.1.4, отримали зменшення напруження в отворах щелепи для гвинтів на 59 %, чим достатньо зменшили напруження в пластині на 90 %, напруження в гвинтах на 85 %, лінії перелому 79%, величини діастазу 72%, що призвело до стабільності уламків НЩ. Відбулась розгрузка пластини завдяки видозміненій кількості отворів при моделюванні остеосинтезу в ділянці тіла НЩ. Дана форма пластини забезпечила відповідну надійність та міцність при даному переломі НЩ, що характеризується в процентному співвідношенні.

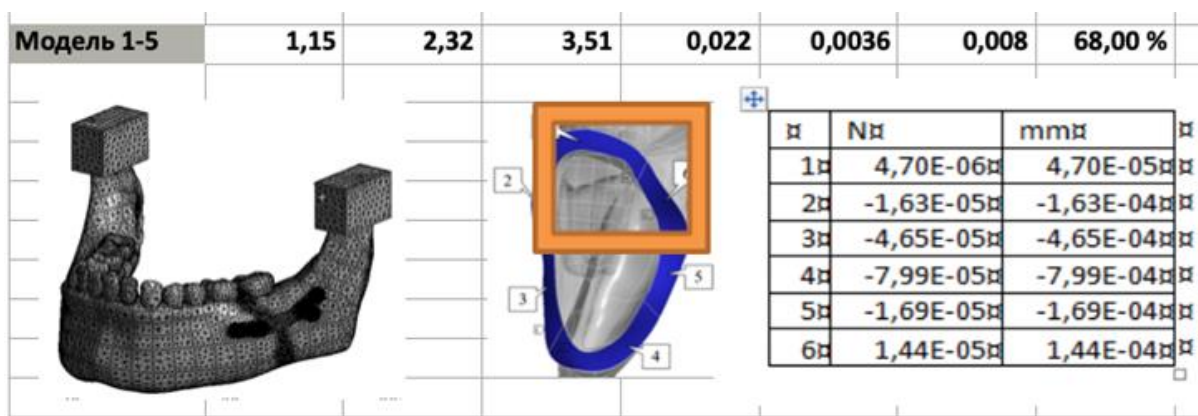


Рис. 5.15. Модель 1-5 експериментального дослідження при косих переломах однорідною пластиною товщиною 1,2 мм по всій її довжині

Створено та розраховано 15 імітаційних комп'ютерних моделей.

Враховували сили тертя між пластиною та кістковими уламками та властивості кістки і титану з якого виготовлена пластинка.

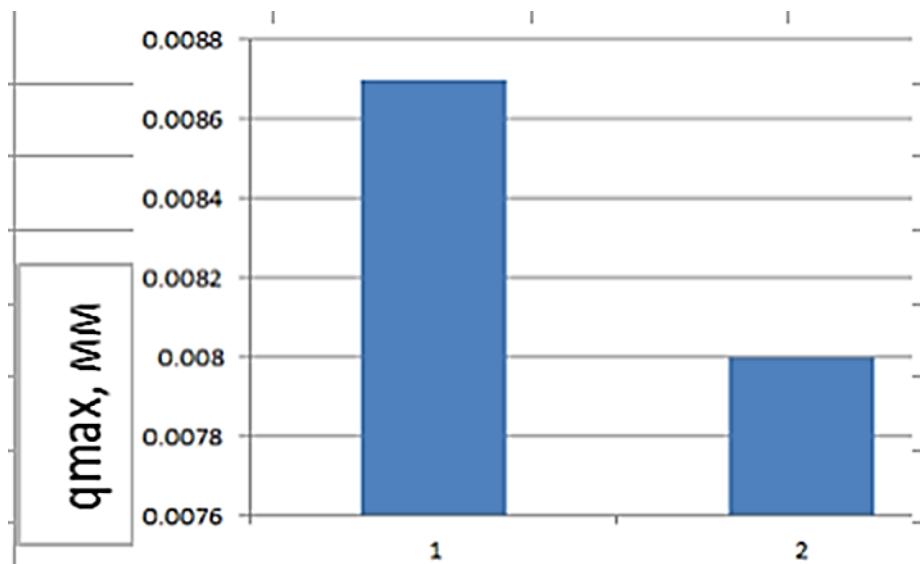


Рис. 5.16. Максимальна величина діастазу при косих переломах нижньої щелепи пластиною товщиною 1,2 мм

Діастаз максимальної величини при косих переломах НЩ показав, що форма пластини (рис. 5.16) та кількість отворів відіграють важливу роль в біомеханіці уламків та їх стабільній фіксації, проте було помітно недостатню ефективність методу фіксації в порівнянні з пластиною, де три отвори розташовані дистально лінії перелому НЩ, тим самим зменшено функціональне навантаження на гвинти і отвори щелеп. Розрахунок спрощеної ІКМ НЩ з відтворенням перелому тіла показало рівномірне навантаження системи. Напруження та міжфрагментний діастаз перерозподілялись за рахунок гвинтів та пластини при навантаженні 100 Н (яке дорівнювало силі пережовування їжі), що дало змогу вірогідно прогнозувати резорбцію кісткової тканини.

Також проводили моделювання зубів та пародонту із силою осьового навантаження 4-х нижніх різців.

Властивості системи «Нижня щелепа-пластина» визначались при проведенні дослідження в умовах навантаження у порівнянні з різним способом фіксації в ІКМ НЩ, де було відтворено ПНЩ в ділянці тіла та ментального відділу. Нами досліджено різні варіанти пластин та способи фіксації уламків. Моделі відображали варіанти просторового розташування, форму та розміри пластини. Відтворені умови передньої оклюзії із силою прикусу 100 Н.

Ментальні переломи відтворювали навантаження асиметричне (з іншого боку від щілини перелому приклали силу прикусу, яка дорівнювала відкушуванню їжі) та симетричне (по обидва боки від щілини перелому прикладена рівномірна сила відкушування їжі).

На основі ІКМ в процесі прийняття рішень по ходу модельного експерименту визначили оптимальний спосіб фіксації в натурному експерименті НЩ.

При розрахуванні ІКМ на деформаційну інтегральну здатність НЩ, котра мала максимальне переміщення вузлів даної моделі при змодельованих навантаженнях та деформаціях, оцінювали НДС та стабільність системи «Нижня щелепа-фіксатор», котра при навантаженні охарактеризувалась максимальною величиною уламкових переміщень один відносно одного.

Результати модельних розрахунків показали, що при точному співставленні уламків та розташуванні пластин ближче до нижнього краю НЩ функціональні навантаження призведуть до виникнення зон компресії, що в подальшому стабілізує фрагменти, розвантажуючи пластину системи «Нижня щелепа-фіксатор», також протидіятиме зсувам.

Модель 2-1. Остеосинтез, відтворений при площинних та косих переломах в ментальному відділі НЩ, із застосуванням пластини з 6-ма отворами (рис. 5.17), яка мала напруження в отворах щелепи для гвинтів 1,4 МПа, в пластині – 2,99 МПа, в гвинтах – 3,85 МПа, в лінії перелому щелепи – 0,0094 МПа, переміщення щелепи – 0,0038 МПа, максимальна величина діастазу в переломі 0,00115 мм, відносна площа діастазу в переломі 61%. Використавши пластину з 6-ма отворами та змістивши її в одну із сторін при косих та площинних переломах (рис. 5.18, рис. 5.19) по відношенню до лінії перелому, отримали результат із високим напруженням в отворах для гвинтів, що збільшило напруження в системі «Нижня щелепа-пластина» та призвело до збільшення величини діастазу в лінії перелому.



Рис. 5.17. Остеосинтезу пластиною 6-ма отворами у вигляді «метелик» при косих переломах в ментальному відділі по середній лінії нижньої щелепи (розташована *ексцентрично*)

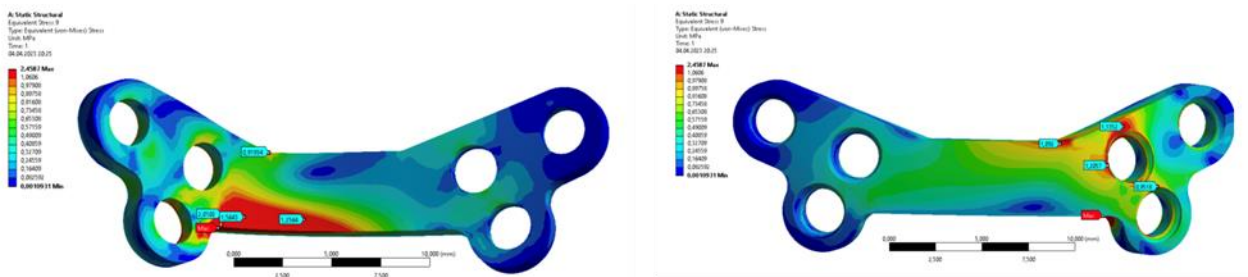


Рис. 5.18. Пластина у вигляді «метелик» з 6-ма отворами для остеосинтезу при площинних та косих переломах в ментальному відділі нижньої щелепи

Відбулась незначна розгрузка пластини завдяки зміненій кількості отворів та гвинтів при моделюванні остеосинтезу в ментальній ділянці НЩ, але дане розташування пластини не забезпечило відповідну надійність та міцність при даних видах переломів НЩ та показало перенавантаження гвинтів та пластини в цілому.



Рис. 5.19. Модель 2-1. Експериментальне дослідження НДС системи «Нижня щелепа пластина» при площинних та косих переломах в ментальній ділянці НЩ при остеосинтезі пластиною товщиною 1.5 мм. по всій її довжині

Модель 2-2. Остеосинтез НЩ в ментальній ділянці відтворено при площинних та косих переломах, пластиною з 6-ма отворами (рис. 5.20), яка розташовувалась по середині лінії перелому по нижньому краю кістки. Напруження в отворах щелепи для гвинтів – 0,94 МПа, що на 67% менше в порівнянні з моделлю 2-1 (рис. 5.19). Напруження в пластині зменшилось на 82% і тим самим передало зменшення навантаження на гвинти на 40%, розвантаживши пластину, але напруження в лінії перелому НЩ щелепи при цьому зменшилося на 67%, величини діастазу в переломі - на 87%, та площі діастазу - на 10%. Використавши пластину з 6-ма отворами, розташували ближче до нижнього краю НЩ, отримали низький рівень напруження в отворах кістки і гвинтів, тим самим зменшивши напруження в системі «Нижня щелепа-фіксатор», що призвело до зменшення величини діастазу. Досягнуто розвантаження пластини завдяки змінній кількості отворів для гвинтів при моделюванні остеосинтезу тіла НЩ - таке розташування пластини забезпечило відповідну надійність та міцність при даному переломі НЩ.

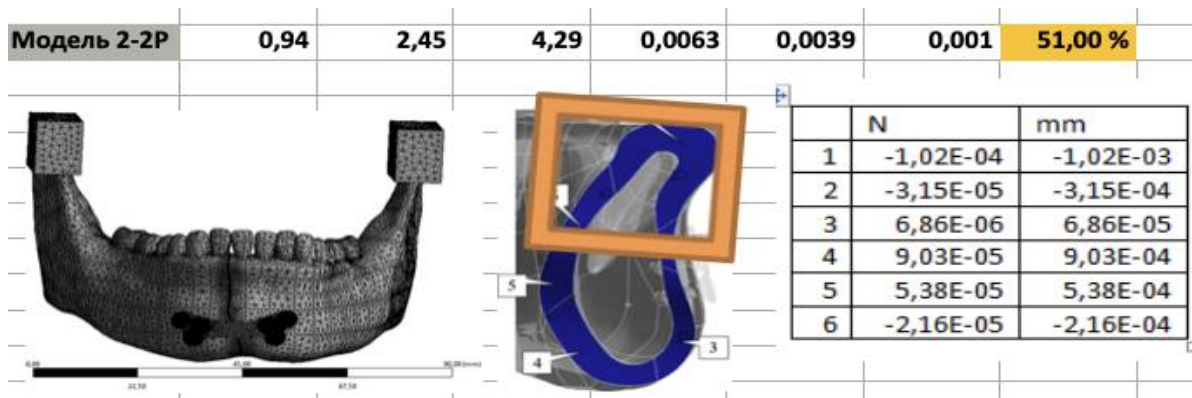


Рис. 5.20. Модель 2-2. Експериментальне дослідження НДС системи «Нижня щелепа пластина» при площинних та косих переломах в ментальній ділянці нижче середньої лінії пластиною товщиною 1,5 мм по всій її довжині

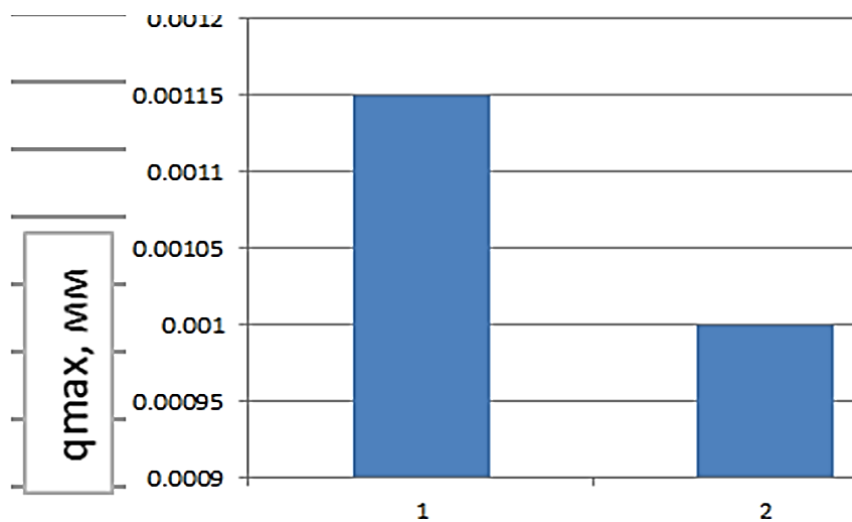


Рис. 5.21. Максимальні величини діастазу (в мм) при площинних та косих переломах ментальної ділянки НЩ при остеосинтезі пластиною товщиною 1,5 мм в моделях 2.1; 2.2

5.5. Результати натурного експерименту

Дані, отримані в експерименті, порівнювали з розрахунками ІКМ НЩ, яку створили на основі даних КТ із врахуванням структури кістки. В моделі відтворили умови закріплення та навантаження в натурному експерименті, визначили переміщення вузлів, які відповідали реперним точкам, та порівняли з отриманими результатами прямих вимірів.

Для фіксації кадаверних щелеп виготовили індивідуальні форми опори з пластмаси «ПРОТАКРИЛ-М». Нижню щелепу з опорами розташовували на двох

сталевих плитах, які мали вигляд прямокутника. Для запобігання міцного з'єднання пластмаси «ПРОТАКРИЛ-М» з поверхнею кадаверної щелепи перед виготовленням опор на форму наносили розділовий лак «ІЗОКОЛ-69». Витримку препарату в нерухомому стані здійснювали в середньому протягом 3-5 год. Після цього препарат був готовий до випробувань.

Проведені експериментальні дослідження показали рентабельність системи «Нижня щелепа-пластина» здатної забезпечити абсолютно надійну фіксацію уламків НЩ. Зовнішня коса лінія при ТПНЩ в ділянці тіла була вибрана нами для розташування пластини з гвинтами 1,2 мм.

При ментальному переломі підборіддя використали пластину у вигляді «метелик» товщиною 1,5 мм, розташовану нижче верхівок коренів зубів по нижньому краю НЩ (рис. 5.22.) Експериментальні дослідження дозволили визначити оптимальну компресію уламків в ділянці перелому від 20 до 70 Н.



Рис. 5.22. Випробування системи «Нижня щелепа-фіксатор» на стиск при остеосинтезі пластиною з 6-ма отворами в ментальній ділянці НЩ.

Для реалізації дослідження використано 4 об'єкти, на яких реалізовано по 2 види переломів НЩ і фіксації фрагментів щелепи (табл. 5.2).

**Моделювання переломів в прямому біомеханічному експерименті та
кадаверних щелепах**

Розташування перелому НЩ	Кількість кадаверних щелеп
Тіло	2
Ментальний відділ	2

Експеримент проведений із використанням універсальної випробувальної машини TIRAtest-2151 (рис. 5.23), яку застосовують для визначення механічних властивостей металів, пластмас, волокон, композиційних матеріалів тощо. Випробувальні машини цього типу дозволяють записувати діаграми деформування при розтягу, стиску та згині, виконувати циклічне деформування зразків, реєструвати процеси релаксації та повзучості, здійснювати різні програми навантаження та деформування.

Машина була доповнена системою реєстрації деформацій біологічних об'єктів за допомогою цифрових фото- і відеокамер.



Рис. 5.23. Загальний вид машини TIRATEST-2151 для реєстрації біомеханічних результатів випробувань

За допомогою машини TIRATEST-2151 визначаються характеристики міцності і деформації матеріалів з максимальним зусиллям до 5 кН.

Передачу зусилля, що діє на зразок при підйомі робочого стола здійснювали за допомогою сталеві кульки діаметром 5 мм.

Систему встановлювали на робочому столі випробувальної машини. Зразки випробували при стиску на передню частину щелепи.

У процесі навантаження були записані таблиці, в яких розміщені дані, що реєструвала установка. Таблиці містять величини переміщення (мм) і сили (Н), що прикладалася. Щоб виключити вплив на розрахунок жорсткості недійсних результатів (система реєструвала результати і під час того, коли навантаження було знято), необхідно було побудувати графіки залежності сили (Н) від переміщення зразка (мм). Далі виділяли лінійний відрізок графіку залежності «сила-переміщення» (рис. 5.24), за яким розраховувалася жорсткість системи (Н/мм).

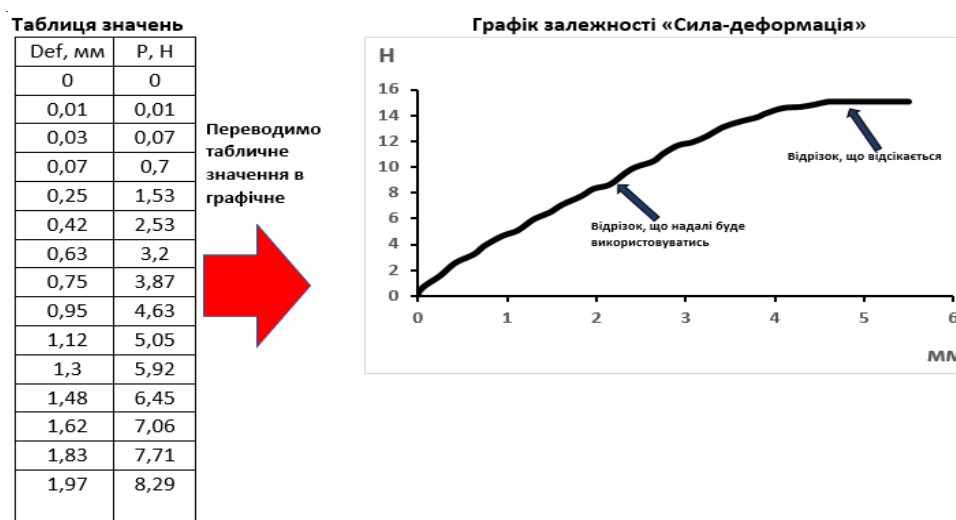


Рис. 5.24. Експериментальні дані жорсткості системи «Нижня щелепа-пластина» та переміщення уламків

По закінченню дослідження отриману інформацію фіксували у вигляді діаграми деформування в координатах «P-D», де P - зусилля, прикладене до системи; переміщення точки, до якої прикладене навантаження.

Отримані діаграми деформування у дослідженому діапазоні зусиль практично лінійні, тому для порівняння способів розташування стержнів зручно

використовувати жорсткість $C = P / D$ (Н /мм). Результати досліджень для приведено у вигляді графіків залежності «сила (Н) - переміщення (мм)» та у вигляді таблиць для жорсткості системи.



Рис. 5.25. Випробування системи «Нижня щелепа-пластина» на стиск при остеосинтезі пластиною з 5-ма отворами в ділянці тіла НЩ

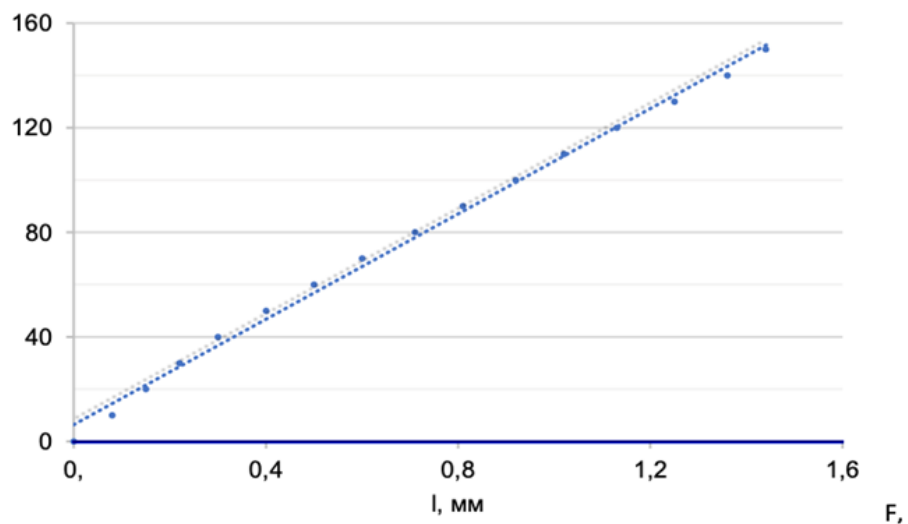


Рис. 5.26. Графік деформування системи «Нижня щелепа-фіксатор» зі змодельованим переднім переломом який фіксується пластиною з 6-ма отворами

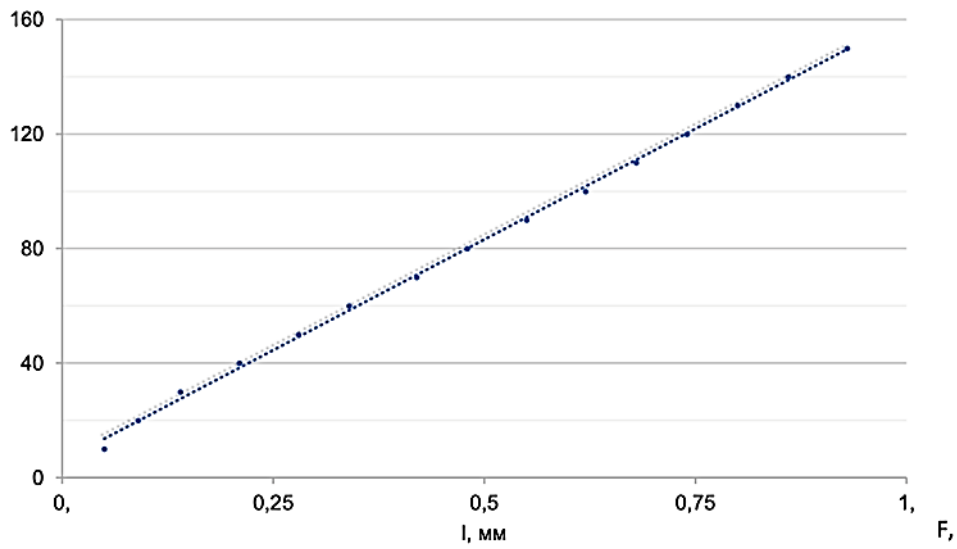


Рис. 5.27. Графік деформування системи «Нижня щелепа-пластина» зі змодельованим бічним переломом який фіксується пластиною з 5-ма отворами

Переміщення уламків НЩ.

1. Перелом тіла (перший об'єкт):



а

б

Рис. 5.28. Схеми визначення переміщень уламків нижньої щелепи: а – ненавантажена система, б – при навантаженні (150 Н)

Таблиця 5.3.

Результати переміщень уламків тіла нижньої щелепи в першому об'єкті

№	F, H	ΔX_{12}	ΔY_{12}	D 12	ΔX_{34}	ΔY_{34}	D 34
1	0	0,000	0,000	7,322098	0,000	0,000	7,35068
2	10	-0,075	0,000	7,247845	-0,025	0,000	7,325683
3	20	-0,075	0,000	7,247845	-0,025	0,000	7,325683
4	30	-0,075	0,025	7,251422	-0,025	-0,025	7,325384
5	40	-0,125	0,050	7,209412	-0,075	-0,050	7,275172
6	50	-0,150	0,000	7,184706	-0,075	-0,025	7,275387
7	60	-0,050	0,025	7,287361	-0,025	0,000	7,325683
8	70	-0,125	0,050	7,221236	-0,150	0,025	7,201085
9	80	-0,150	0,000	7,19657	-0,125	0,025	7,226081
10	90	-0,125	0,050	7,22954	-0,075	0,100	7,277749
11	100	-0,150	0,000	7,204903	-0,175	0,100	7,177787
12	110	-0,175	0,050	7,188967	-0,150	0,125	7,203515
13	120	-0,150	-0,025	7,209196	-0,150	0,125	7,203515
14	130	-0,175	0,050	7,193443	-0,125	0,150	7,229324
15	140	-0,150	0,025	7,222577	-0,125	0,200	7,231226
16	150	-0,200	0,025	7,178092	-0,175	0,250	7,183532

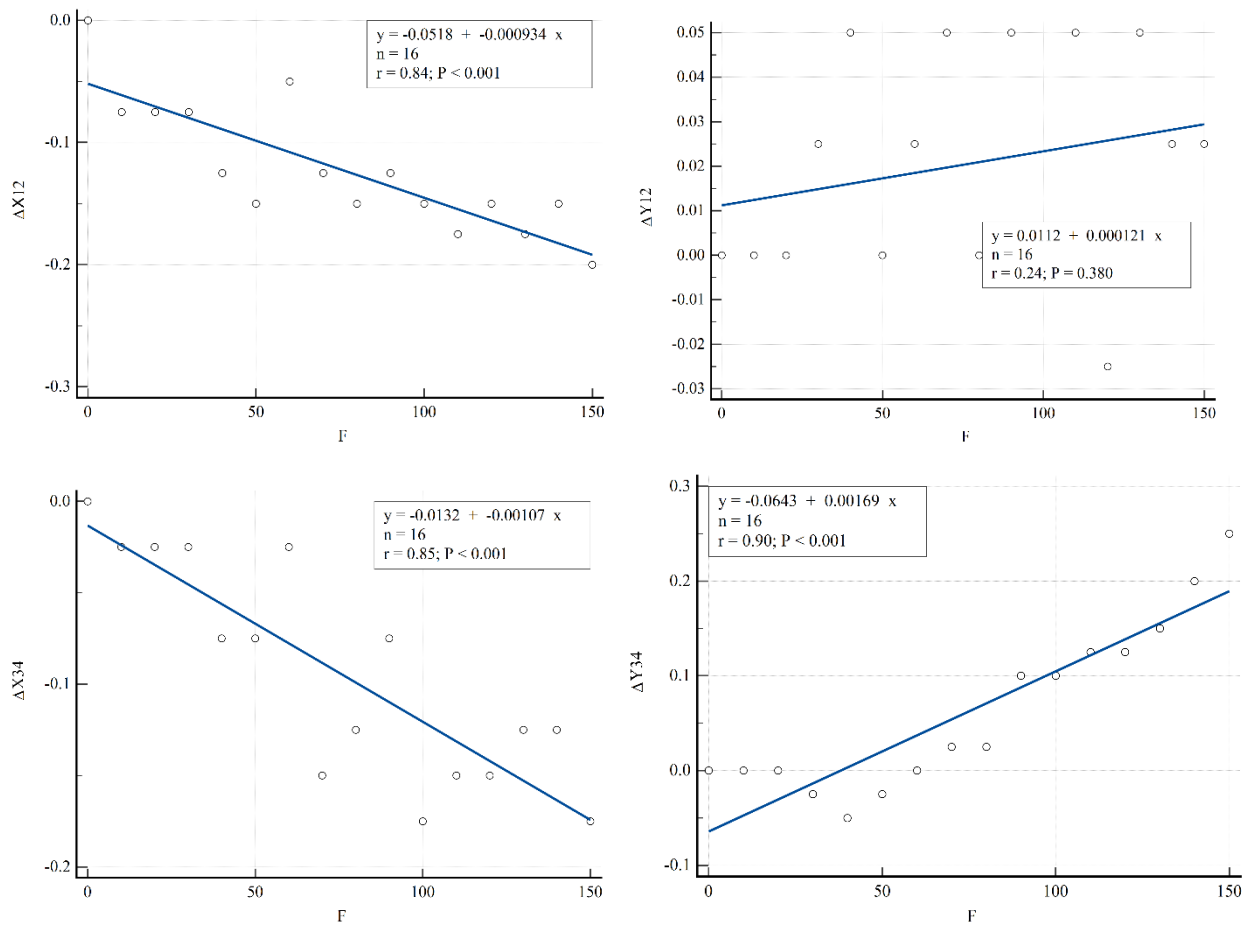


Рис. 5.29. Залежність показників переміщення ($\Delta X, Y$ 12; ($\Delta X, Y$ 34) від навантаження (F) в біомеханічній системі «нижня щелепа - фіксатор»

*Вказано рівняння, коефіцієнт кореляції r та рівень значущості від $0=P$. При максимальному навантаженні 150Н діастаз щілини перелому тіла нижньої щелепи складав до 0.22мм.

2. Перелом тіла нижньої щелепи (другий об'єкт), представлений в закріпленому стані на фото (рис. 6.2.10)



а

б

Рис. 5.30. Схеми уламків нижньої щелепи переміщень, а – ненавантажена система, б – навантажена (150 Н)

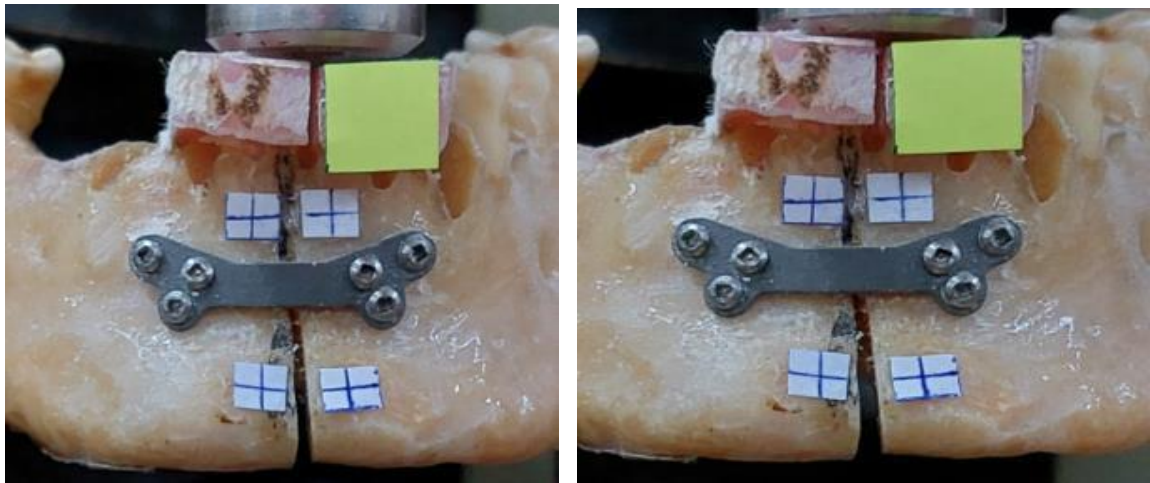
Таблиця 5.4

Результати переміщень уламків тіла нижньої щелепи в другому об'єкті

№	F, Н	ΔX_{12}	ΔY_{12}	D 12	ΔX_{34}	ΔY_{34}	D 34
1	0	0	0	9,68045	0	0	10,71033
2	10	-0,06667	-0,06667	9,597453	-0,13333	-0,06667	10,56893
3	20	0,112644	0,096552	9,816388	0,158621	-0,01609	10,86508
4	30	0,043678	-0,04138	9,710433	0,02069	-0,08506	10,71898
5	40	-0,09425	0,027586	9,598355	-0,11724	-0,08506	10,58233
6	50	0,233333	0,057143	9,920346	0,114286	-0,03333	10,81878
7	60	0,161905	0,128571	9,872917	0,114286	0,038095	10,82891
8	70	0,161905	0,128571	9,872917	0,042857	-0,03333	10,74804
9	80	0,161905	0,128571	9,872917	0,042857	0,038095	10,75824
10	90	0,161905	0,057143	9,851966	-0,02857	-0,10476	10,66752
11	100	0,090476	-0,01429	9,763008	0,042857	-0,03333	10,74804

12	110	0,161905	-0,01429	9,831488	-0,02857	-0,10476	10,66752
13	120	0,090476	0,057143	9,783629	-0,1	-0,10476	10,59674
14	130	0,019048	-0,01429	9,69457	-0,1	-0,10476	10,59674
15	140	0,090476	-0,08571	9,742868	-0,17143	-0,10476	10,52596
16	150	0,019048	-0,08571	9,674287	-0,17143	-0,10476	10,52596

3. Передній перелом ментального відділу (першого об'єкту):



а

б

Рис. 5.31. Схеми визначення переміщень уламків, а – ненавантажена система, б – навантажена (150 Н)

Таблиця 5.5

Результати переміщень уламків нижньої щелепи в ментальному відділі в першому об'єкті

№	F, Н	ΔX_{12}	ΔY_{12}	D 12	ΔX_{34}	ΔY_{34}	D 34
1	0	0,000	0,000	6,997284	0,000	0,000	6,997284
2	10	-0,207	0,029	7,056885	0,302	-0,042	7,652393
3	20	-0,207	-0,029	7,055158	0,273	-0,013	7,623684
4	30	-0,236	0,000	7,026221	0,331	-0,042	7,681378
5	40	-0,236	-0,029	7,024606	0,360	-0,042	7,710363
6	50	-0,264	0,000	6,995663	0,418	-0,013	7,768603

7	60	-0,236	-0,029	7,023111	0,418	-0,013	7,768603
8	70	-0,236	0,000	7,023111	0,447	-0,042	7,797317
9	80	-0,293	0,000	6,965212	0,418	-0,042	7,768332
10	90	-0,264	0,029	6,995663	0,476	-0,042	7,826302
11	100	-0,236	-0,029	7,023111	0,505	-0,013	7,855554
12	110	-0,207	0,029	7,05355	0,563	0,045	7,914371
13	120	-0,264	0,029	6,997284	0,592	0,016	7,942875
14	130	-0,236	-0,058	7,023111	0,592	-0,013	7,942505
15	140	-0,264	0,029	6,995663	0,650	0,045	8,001313
16	150	-0,293	0,029	6,968347	0,650	0,016	8,00084

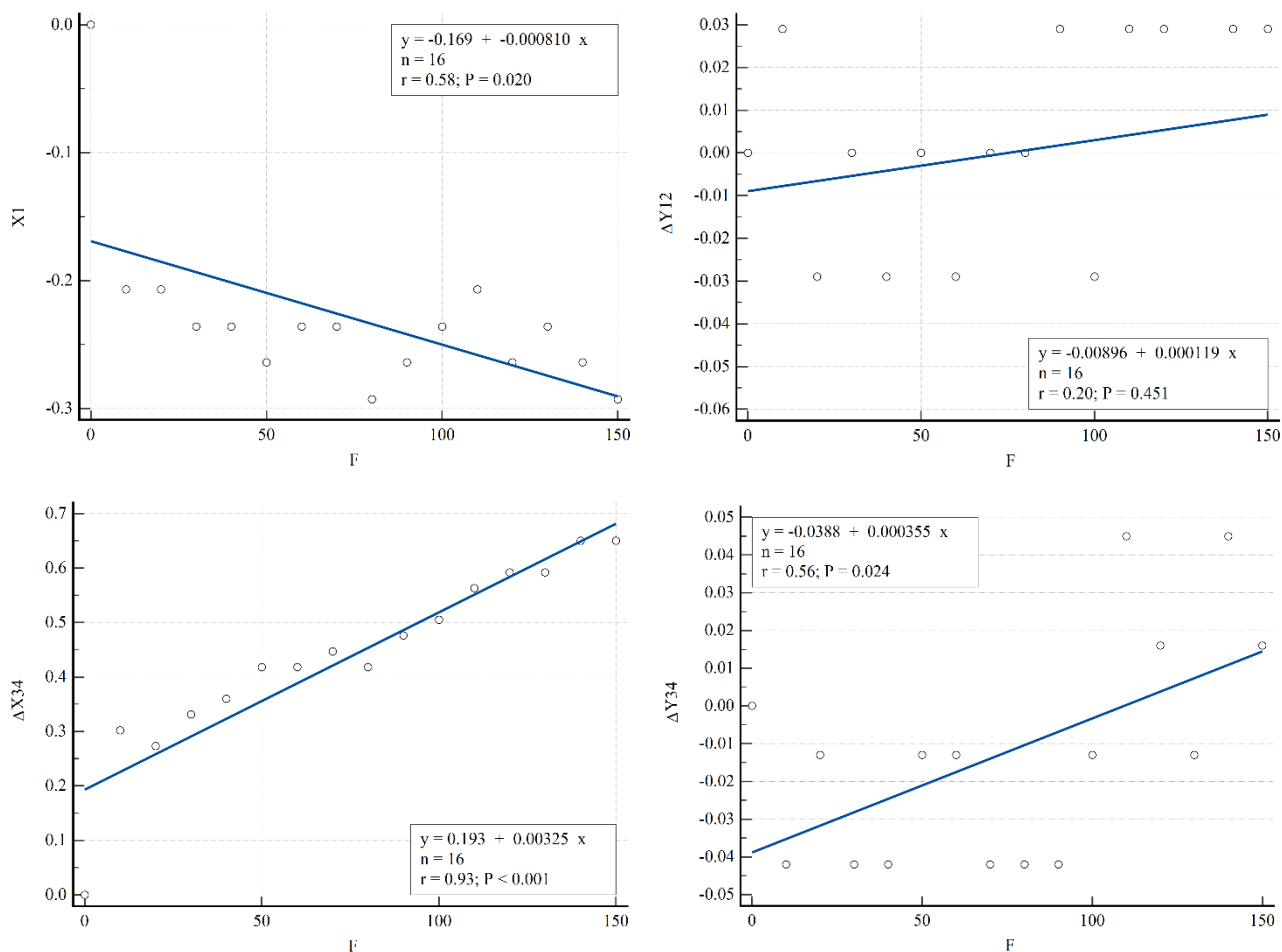


Рис. 5.32. Залежність показників переміщення від навантаження НЦ з змодельованим переломом в ментальній ділянці

Вказано рівняння, коефіцієнт кореляції r та рівень значущості від $0=P$. При максимальному навантаженні 150Н діастаз щілини перелому ментальної ділянки нижньої щелепи складав до 1мм.

4. Перелом в ділянці ментального відділу щелепи (другого об'єкту):



а

б

Рис. 5.33. Схеми визначення переміщень, де а – ненавантажена система, б – навантаження 150 Н

Таблиця 5.6

Результати переміщень уламків нижньої щелепи при ментальних переломах (другого об'єкту)

№	F, Н	ΔX_{12}	ΔY_{12}	D 12	ΔX_{34}	ΔY_{34}	D 34
1	0	0	0	6,883152	0	0	7,002857
2	10	0,066667	0,133333	6,970732	0,0667	0	7,069496
3	20	0,2	0,066667	7,091153	0,1333	-0,06667	7,134579
4	30	0,2	0	7,080803	0,0667	0	7,069496
5	40	0,133333	0	7,014905	-0,0667	-0,06667	6,934615
6	50	0,096552	0,105747	6,995497	0,0345	-0,06207	7,035835
7	60	-0,24828	0,036782	6,643996	-0,1724	-0,06207	6,828979

8	70	-0,08571	0,004762	6,799235	0,0714	-0,05714	7,072871
9	80	0,057143	0,07619	6,951729	0,0714	-0,05714	7,072871
10	90	0,057143	0,07619	6,951729	0,0714	-0,05714	7,072871
11	100	0,162963	0,118519	7,06311	0,1852	-0,12593	7,185567
12	110	-0,01429	0,07619	6,881282	0,0000	-0,12857	7,000364
13	120	0,162963	0,192593	7,075916	0,1852	0,022222	7,188621
14	130	0,237037	0,118519	7,136144	0,2593	-0,05185	7,260771
15	140	0,237037	0,118519	7,136144	0,1111	-0,05185	7,112654
16	150	-0,08571	-0,06667	6,788345	-0,2143	-0,05714	6,787218

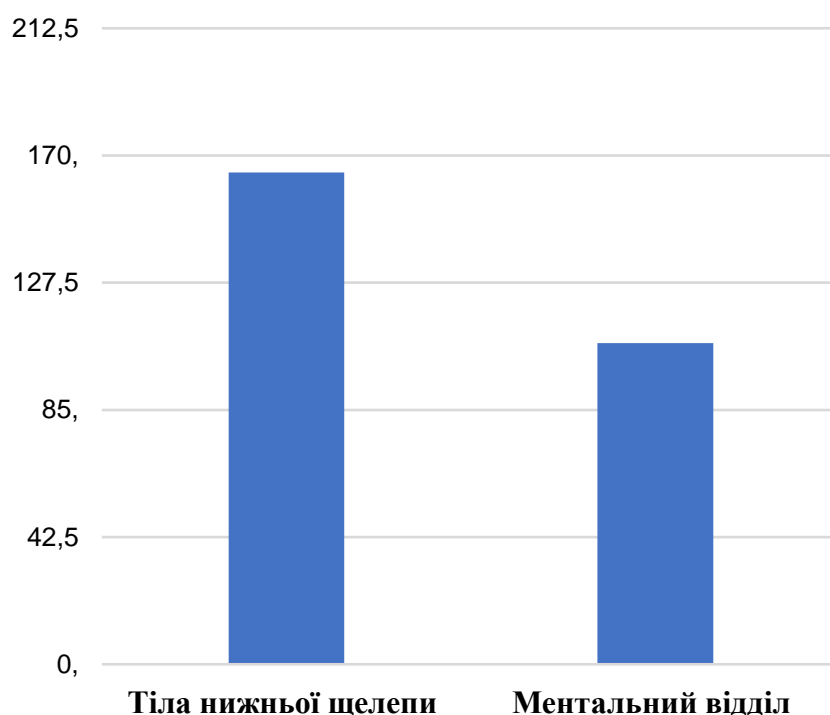


Рис. 5.34. Порівняння жорсткості системи «Нижня щелепа пластина» при різних видах переломів (Н/мм)

Жорсткість системи в ділянці тіла нижньої щелепи 165Н/мм., в ментальному відділі 95Н/мм. Таким чином більша жорсткість системи відбувається в ділянці тіла нижньої щелепи.

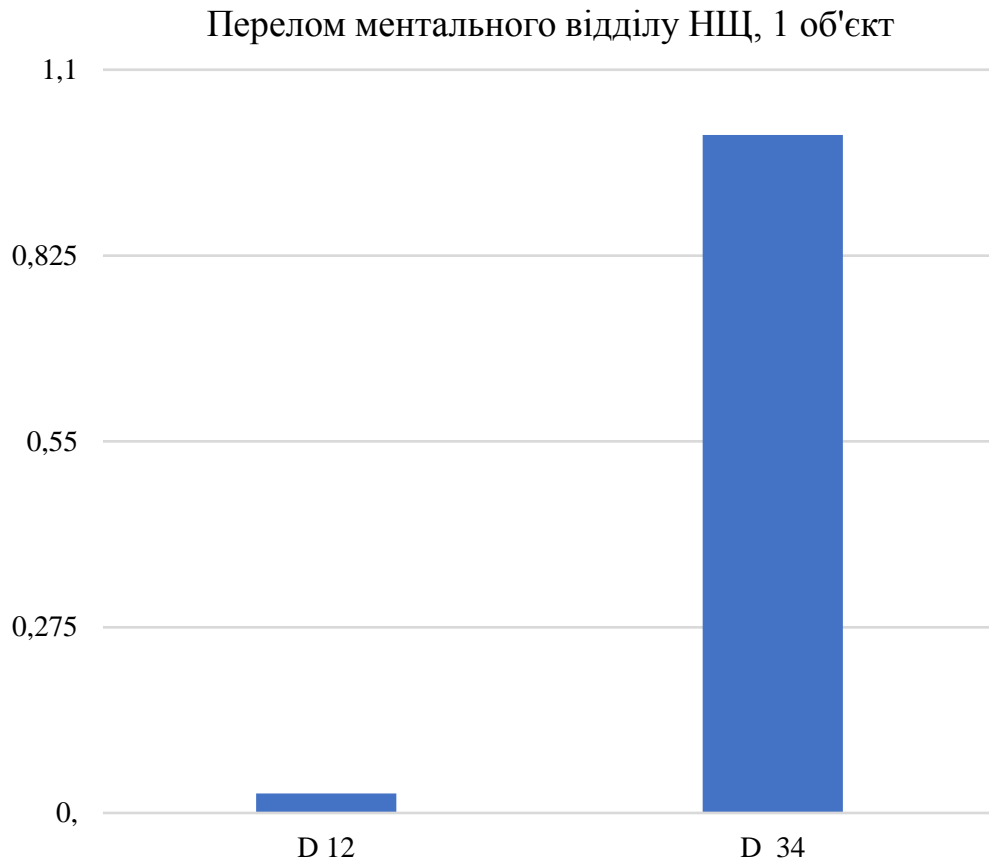


Рис. 5.35. Порівняння жорсткості систем «Нижня щелепа-пластина» при ментальному переломі (Н/мм)

Переміщення уламків в місці перелому в ментальному відділі під навантаженням 150 Н, D – відстань (мм) між відповідними мітками (реперні точки). Зміщення уламків щелеп в ментальному відділі при навантаженні в 150Н-1 мм., в ділянці тіла 0.22 мм. Таким чином, збільшення жорсткості відбувається в ментальній ділянці.

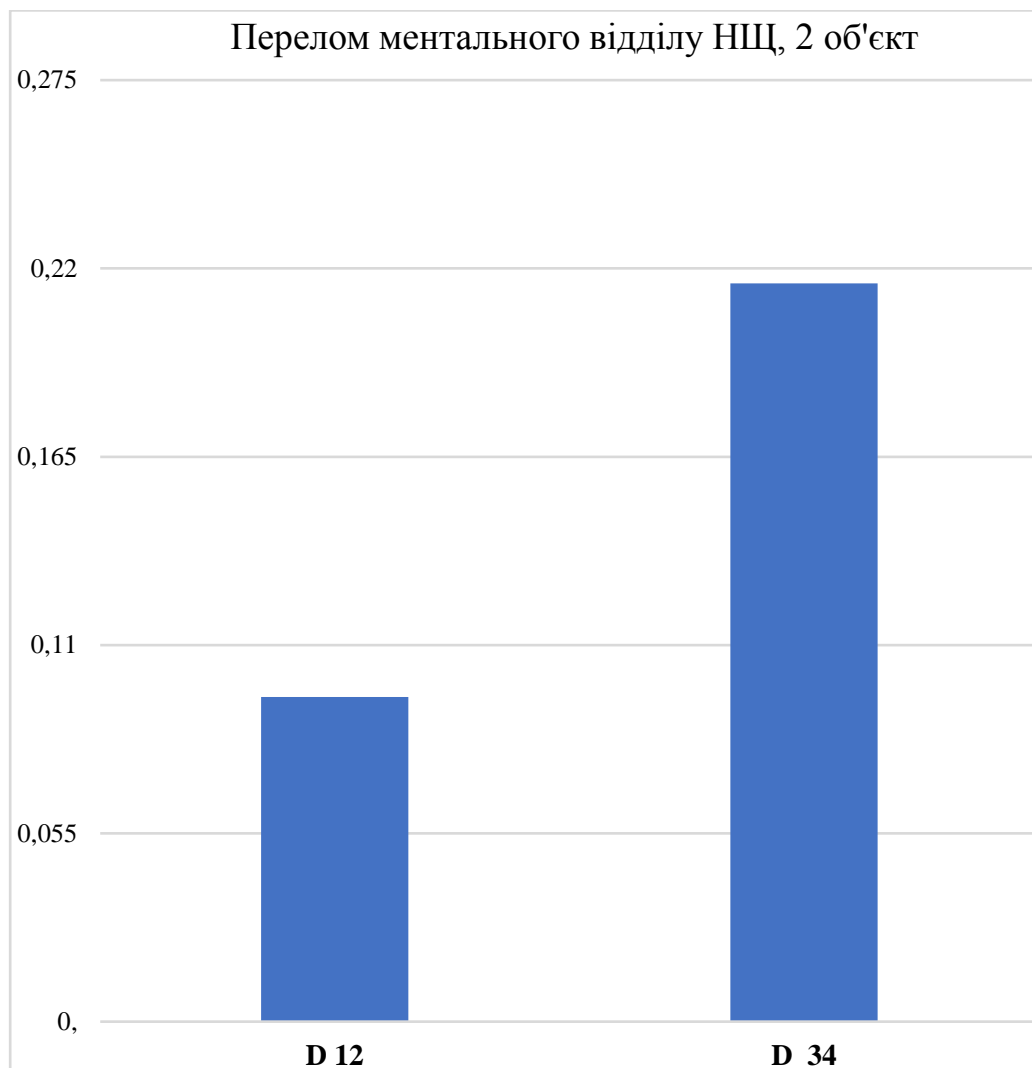


Рис. 5.36. Порівняння жорсткості системи «Нижня щелепа-пластина» при переломі тіла нижньої щелепи (Н/мм)

Результати жорсткості в другому об'єкті підтверджують отримані результати в першому об'єкті.

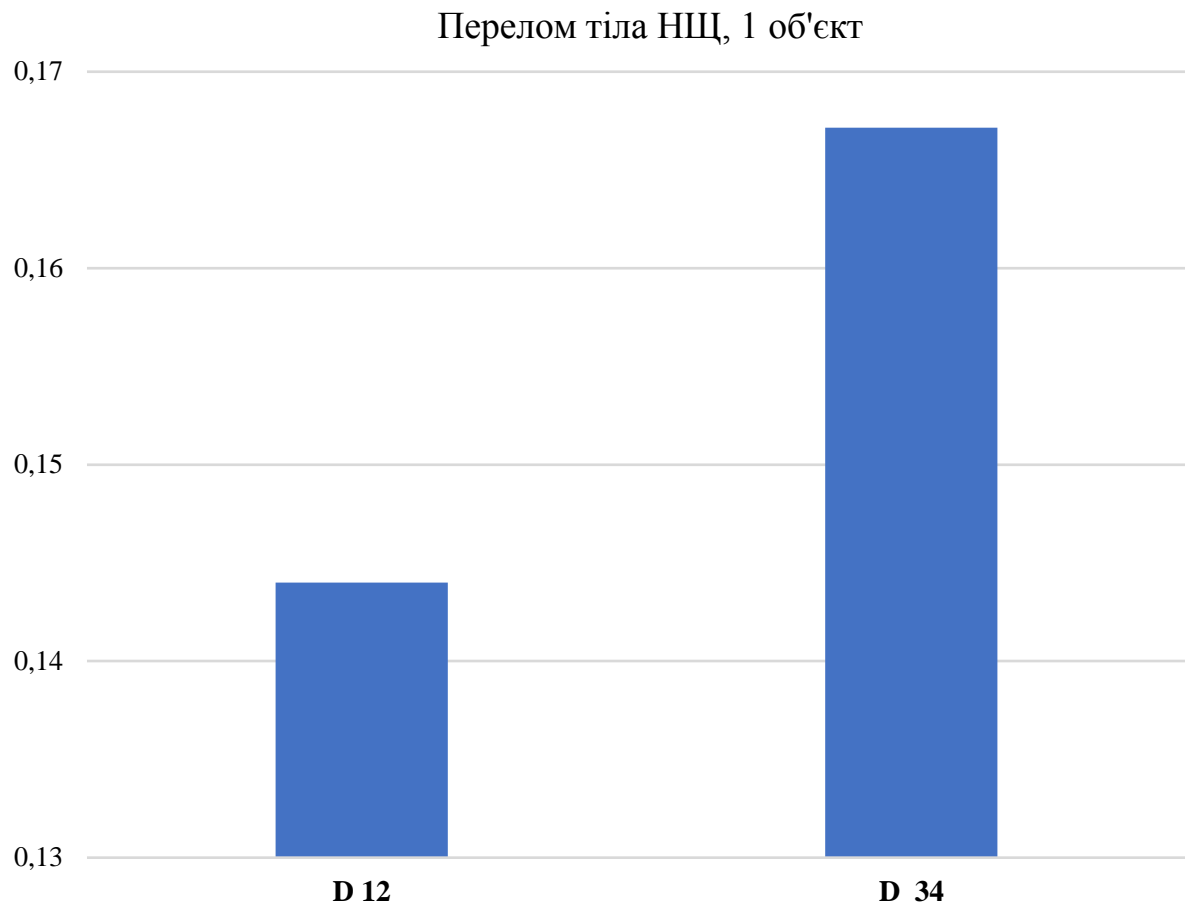


Рис. 5.37. Порівняння жорсткостей систем при переломі тіла в першому об'єкті (Н/мм)

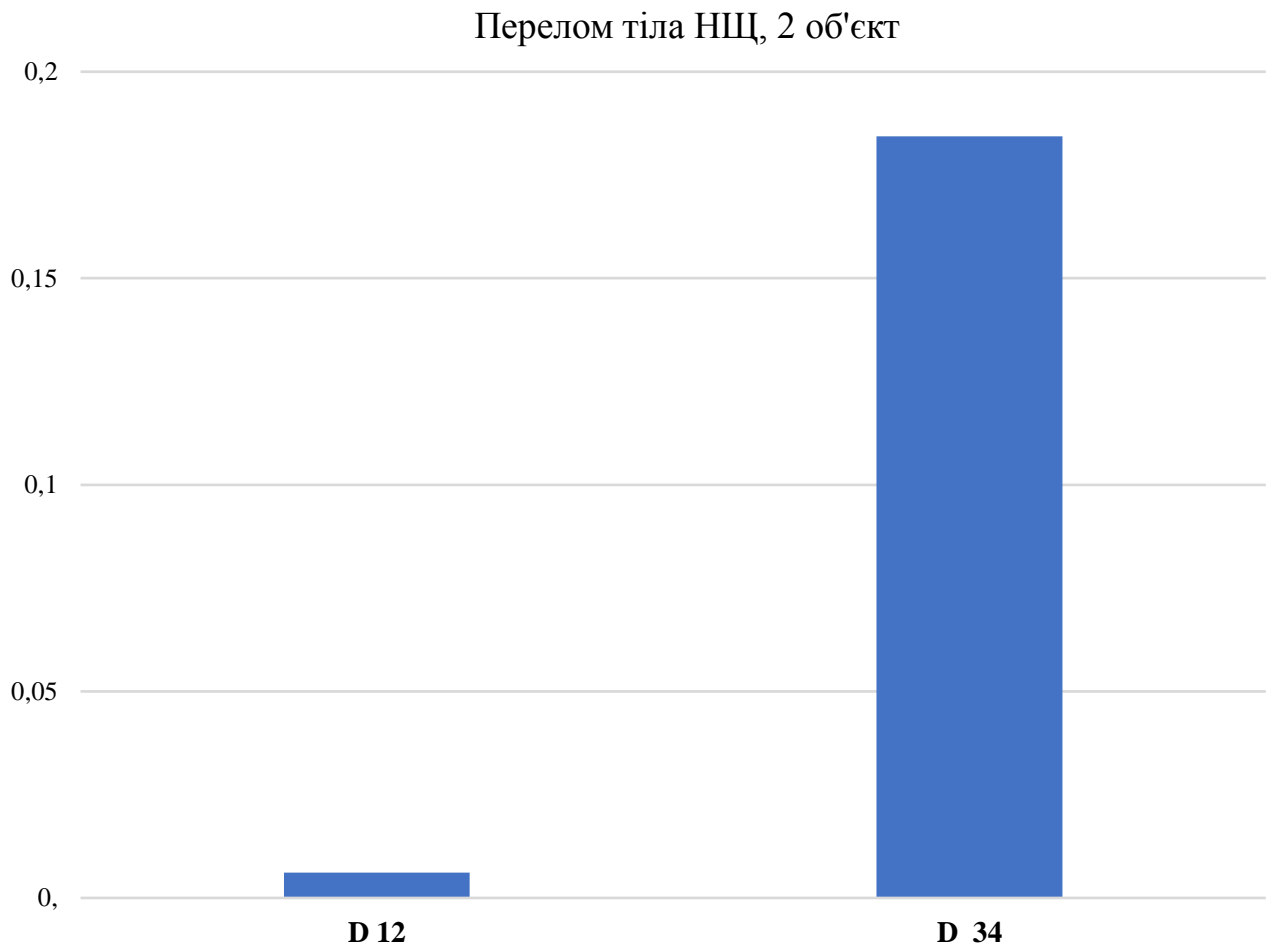


Рис. 5.38. Порівняння жорсткостей систем при переломі тіла в другому об'єкті, (Н/мм)

За результатами дослідження встановлено, що найбільшу жорсткість має система з боковим переломом (164,3 Н/мм). Були знайдені взаємні переміщення уламків щелепи в залежності від видів переломів та способу фіксації. Найбільше зміщення зафіксовано між уламками щелепи з переломом в ментальній ділянці при навантаженні 150 Н-1 мм. В решті випадків переміщення не перевищує 0, 22 мм.

Порівняння модельного експерименту та натурального систем фіксації. Обрано ділянки від 33 до 43 зубів котрі беруть участь у відкушуванні їжі. Однак при відтворенні варіантів остеосинтезу пластиною та навантаження в натурному експерименті деформація системи «Нижня щелепа-пластина» залежала від щільності міжфрагментного контакту уламків в ділянці переломів. Відтворювали зсуви (пережовування або відкушування їжі) навантаженням лінійного характеру без появи пластичних деформацій та будь-якого руйнування

кісткової тканини навколо гвинтів. Система продемонструвала найбільшу жорсткість з даним видом пластини товщиною 1,5 мм та оптимальним варіантом остеосинтезу в ментальному відділі з біомеханічної точки зору.

Показані результати ІКМ модельних експериментів. По модельному розрахуванню під час симетричного навантаження НЩ в зоні перелому відмічали домінант сили згину та кручення у фронтальній площині, але розходження уламків по нижньому чи верхньому краю не виявлено.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі наведено наукове узагальнення актуальної задачі щелепно-лицевої хірургії, а саме біомеханічне обґрунтування підходів до проведення остеосинтезу нижньої щелепи модифікованими титановими пластинами на основі натурних та чисельних експериментів з вивчення біомеханічної системи «Нижня щелепа-фіксатор» за наявності зуба в щілині перелому.

1. Серед проаналізованих 185 пацієнтів з ТПНЩ при наявності зуба в щілині перелому у 55% випадків спостерігався перелом в ділянці кута та тіла НЩ, у 45% – ментального відділу. У 40% пацієнтів топографічно лінія перелому знаходилась дотично до зуба, 33% – проходила в поперечному напрямку, 27% – по діагоналі. Відсутність точного співставлення уламків та діастаз до 2,5 мм визначали у 36% випадках, порушення прикусу – в 11%.
2. При проходженні лінії перелому поперечно через лунку зуба (І тип) виникає осьовий стиск, утворюється зона функціональної компресії, тим самим розвантажуючи фіксуючі гвинти і збільшуючи силу тертя між уламками та нерівностями щілини перелому, що протидіє силам зсуву. За II типом (лінія зламу пролягає навскіс до лунки зуба) компресія уламків є незначною, але збільшуються сили, що викликають зсув та ротацію фрагментів один відносно іншого, особливо в тангенціальному напрямку. III тип (лінія зламу лежить дотично до лунки зуба) потребує врахування біомеханічно сприятливих та несприятливим варіантів переломів.
3. Аналіз біомеханічної системи «НЩ-фіксатор» показав доцільність застосування пристрою для інтраопераційного визначення твердості кісткової тканини НЩ (деклараційний патент України на корисну модель №150086 від 30.12.2021) та можливість екстраполювання даних функціонального методу при створенні комп'ютерної моделі з метою

максимального наближення останньої до властивостей біологічного об'єкту.

4. За даними натурних та чисельних експериментів оптимальна величина компресії уламків кісткової тканини в ділянці перелому сягає від 20 до 70 Н, найбільшу жорсткість має система з переломом тіла НЩ (164,3 Н/мм), найбільший діапазон зміщення між уламками зафіксовано при переломі НЩ в ментальному відділі (до 1мм). Враховуючи ці дані, запропонований дизайн пластини зменшує жорсткість системи та підвищує стабільність фіксації уламків.
5. При площинних та косих переломах НЩ в ментальній ділянці за збереження зуба в щілині перелому, використання запропонованої пластини на 6 фіксаційних отворів (тип 2, «метелик») продемонструвало зменшення напруження в отворах кістки - 67%, в пластині - 82%, в лінії перелому - 67%, величини діастазу - 87%, площі діастазу на 10%. Таке розташування пластини сприяє зубо зберігаючому принципу. Доведено, що при розташуванні пластини ближче до нижнього краю щелепи відбувається її розвантаження, в альвеолярному відростку відбувається компресія, яка посилює фіксацію зуба в лунці.
6. При лінійних переломах НЩ в ділянці тіла застосування запропонованої пластини на 5 фіксаційних отворів та розміщення її в ділянці зовнішньої косої лінії таким чином, що 3 отвори знаходяться ближче до кута НЩ, а 2 отвори – до f.mentale, зменшують напруження в отворах щелепи на 59%, пластині - 90%, гвинтах - 85%, лінія перелому - 79%, величина діастазу - 79%,

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Каплун ДВ, Аветіков ДС, Вакуленко КМ, Бойко ІВ, Гаврильєв ВМ. Сповільнена консолидація нижньої щелепи: аналіз загальних та місцевих факторів. Світ медицини та біології. 2019;4(70):87-90.
2. Локес КП, Аветіков ДС, Розколупа ОО, Ставицький СО, Гаврильєв ВМ. Оптимізація проведення оперативних доступів щелепно-лицевої локалізації: огляд літератури. Вісник проблем біології і медицини. 2019;4(1):35-38.
3. Skyba VYa, Polishchuk SS, Davydenko IS, Shtatko OI, Shuvalov SM, Gavrilyuk AO, Polishchuk VS, Polishchuk OO. Dynamics of morphometric bone changes in the site of mandibular perforation defect in rats with toxic hepatitis and use of hepatoprotector. Світ медицини та біології. 2020;2(72):198-203.
4. Поліщук СС, Скиба ВЯ, Поліщук ВС, Шувалов СМ, Поліщук ОО, Даліщук АІ. Частота та структура переломів нижньої щелепи. Вісник стоматології. 2020;4(113),38:53-60.
5. Rughubar V, Vares Y, Singh P, Filipsky A, Creanga A, Iqbal S, et al. Combination of Rigid and Nonrigid Fixation Versus Nonrigid Fixation for Bilateral Mandibular Fractures: A Multicenter Randomized Controlled Trial. *J Oral Maxillofac Surg.* 2020 Oct;78(10):1781-1794. doi: 10.1016/j.joms.2020.05.012.
6. Варес ЯЕ, Федін ЮІ, Штибель НВ, Варес ЯЯ. Використання аутологічного дентин-графту при заміщенні лунок періодонтально скомпрометованих зубів. Перший досвід Клінічна стоматологія. 2021;4:5-14.
7. Yehorov R, Yakovenko L, Primak I. Paediatric Mandibular Fracture Management - A Seven Year Retrospective Study. *Ann Maxillofac Surg.* 2023 Jan-Jun;13(1):44-48. doi: 10.4103/ams.ams_158_22.

8. Yehorov RI, Efimenko VP. X-ray diagnosis of fractures of the condylar process of the lower jaw in children. *Paediatric Surgery (Ukraine)*. 2022;3(76):36-40. doi 10.15574/PS.2022.76.36.
9. Brucoli M, Boffano P, Romeo I, Corio C, Benech A, Ruslin M, et al. The epidemiology of edentulous atrophic mandibular fractures in Europe. *J Craniomaxillofac Surg*. 2019 Dec;47(12):1929-1934. doi: 10.1016/j.jcms.2019.11.021.
10. Brucoli M, Boffano P, Romeo I, Corio C, Benech A, Ruslin M, et al. Management of mandibular condylar fractures in patients with atrophic edentulous mandibles. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*. 2020 Jun;121(3):226-232. doi: 10.1016/j.jormas.2019.10.004.
11. Bera RN, Tiwari P. Current Evidence for the Management of Edentulous Atrophic Mandible Fractures: A PRISMA-SWiM Guided Review. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*. 2023 Dec;16(4):317-332. doi: 10.1177/19433875221115585.
12. Boljevic T, Pelicic D, Terzic Z, Bojic M. Complications in patients with facial bone fractures before and after conservative and surgical treatment, their comparison and correlation with different factors. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2023 Nov;27(22):11073-11081. doi: 10.26355/eurrev_202311_34476.
13. Li L, Acharya K, Ghimire B, Li Y, Xing X, Hou X, Hou L, Hu X. Conservative management of mandibular fractures in pediatric patients during the growing phase with splint fiber and ligature arch wire. *BMC Oral Health*. 2023 Aug 28;23(1):601. doi: 10.1186/s12903-023-03309-z. Erratum in: *BMC Oral Health*. 2023 Oct 21;23(1):773.
14. El Sayed AGA, Ghanem AA, Al Mansi YA, Elhadidi YN, El Wahab El Kassaby MA. The Use of Combined Microplate And Miniplate in the Fixation of the Mandibular Fractures (A Randomized Clinical Trial). *J Craniofac Surg*. 2023 Oct 1;34(7):e684-e686. doi: 10.1097/SCS.00000000000009527.
15. Ravis M, Juncar RI, Moca AE, Moca RT, Juncar M, Teñ PA. Patterns of Mandibular Fractures through Human Aggression: A 10-Year Cross-Sectional

- Cohort Retrospective Study. *J Clin Med*. 2023 Jun 17;12(12):4103. doi: 10.3390/jcm12124103.
16. Malhotra VL, Sharma A, Tanwar R, Dhiman M, Shyam R, Kaur D. A retrospective analysis of mandibular fractures in Mewat, India. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2021 Oct 31;47(5):365-372. doi: 10.5125/jkaoms.2021.47.5.365.
17. Приступа ЄН, Магльований АВ, Аветіков ДС, Панькевич ВВ, Уштан СВ. Частота травми голови та обличчя залежно від виду спорту, механізм та профілактика. *Клінічна хірургія*. 2017;10(906):70–73.
18. Аветіков ДС, Локес КП, Ставицький СО, Яценко ІВ, Розколупа ОО. Переломи нижньої щелепи: аналіз частоти виникнення, локалізації та ускладнень. *Вісник проблем біології і медицини*. 2014;3,3(112):62–64.
19. Naq EU, Liaquat A, Aftab AS, Mehmood HS. Etiology, pattern and management of maxillofacial fractures in patients seen at Mayo hospital, Lahore Pakistan. *Pak Oral Dent J*. 2014;34(3):417–21.
20. Saravanan T, Balaguhan B, Venkatesh A, Geethapriya N, Goldpearlinmary, Karthick A. Prevalence of mandibular fractures. *Indian J Dent Res*. 2020 Nov-Dec;31(6):971-974. doi: 10.4103/ijdr.IJDR_286_18.
21. Alharbi NNFA, Makrami AM, Ali FM, Maghdi AA. Patterns and etiology of maxillofacial fractures: A 5-year retrospective study. *J Contemp Dent Pract*. 2020;21(4):445–52.
22. Khan TU, Rahat S, Khan ZA, Shahid L, Banouri SS, Muhammad N. Etiology and pattern of maxillofacial trauma. *PLoS One*. 2022 Sep 29;17(9):e0275515. doi: 10.1371/journal.pone.0275515.
23. Goedecke M, Thiem DGE, Schneider D, Frerich B, Kämmerer PW. Through the ages—Aetiological changes in maxillofacial trauma. *Dent Traumatol*. 2019; 35: 115–120. doi: 10.1111/edt.12462
24. Cohn JE, Smith KC, Licata JJ, et al. Comparing urban maxillofacial trauma patterns to the national trauma data bank©. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2020;129(2):149–156. doi: 10.1177/0003489419878457.

- 25.Маланчук ВО, Копчак АВ, Гордийчук МА, Мамонов РО, Рибачук АВ, Кравчук МГ. Травматичні переломи нижньої щелепи з 1995 по 2009 рр. (матеріали клініки кафедри). Вісник стоматології. 2015;1:69-73.
- 26.Shah N, Patel S, Sood R, Mansuri Y, Gamit M, Rupawala T. Analysis of Mandibular Fractures: A 7-year Retrospective Study. *Ann Maxillofac Surg.* 2019 Jul-Dec;9(2):349-354. doi: 10.4103/ams.ams_22_19.
- 27.Saluja JS, Bambawale A, Priyadharsana PS, Ganesh C, Karunajothi E, Shunmugavelu K. Prevalence and Pattern of Mandibular Fractures: A Retrospective Study in India. *J Pharm Bioallied Sci.* 2022 Jul;14(Suppl 1):S140-S142. doi: 10.4103/jpbs.jpbs_713_21.
- 28.Аветіков ДС, Локес КП. Тензіометричні характеристики нижньощелепної кістки щурів при моделюванні її перелому за умов хронічної інтоксикації нітратом натрію. *Актуальні проблеми сучасної медицини.* 2013;13,2(42):177–179.
- 29.Voss JO, Heiland M, Preissner R, Preissner S. The risk of osteomyelitis after mandibular fracture is doubled in men versus women: analysis of 300,000 patients. *Sci Rep.* 2023 Nov 27;13(1):20871. doi: 10.1038/s41598-023-48235-w.
- 30.Yamamoto M, Hiruma T, Ueda Y, Doi K. Bilateral mandibular head fractures associated with convulsion. *BMJ Case Rep.* 2021 Sep 20;14(9):e245713. doi: 10.1136/bcr-2021-245713.
- 31.Tiwari A, Lata J, Mishra M. Influence of the impacted mandibular third molars on fractures of the mandibular angle and condyle - A prospective clinical study. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2016 Sep-Dec;6(3):227-230. doi: 10.1016/j.jobcr.2015.08.003.
- 32.Mohammed Al-Sharani H, Bin Z, Ahmed Mashrah M, Galvão EL, Ahmed Al-Moraissi E, Ali Al-Aroomi M, Ahmed Sakran K, Gabriel Moreira Falci S. The influence of wisdom tooth impaction and occlusal support on mandibular angle and condyle fractures. *Sci Rep.* 2021 Apr 16;11(1):8335. doi: 10.1038/s41598-021-87820-9.

33. Armond ACV, Martins CC, Glória JCR, Galvão EL, dos Santos CRR, Falci SGM. Influence of third molars in mandibular fractures. Part 1: Mandibular angle—a meta-analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2017;46(6):716–729. doi: 10.1016/j.ijom.2017.02.1264.
34. Nogami S, Yamauchi K, Bottini GB, Kouketsu A, Otake Y, Sai Y, et al. Do mandibular third molars play a role in fractures of the mandibular angle and condyle? *J. Craniofac. Surg.* 2018;29(7):e713–e717. doi: 10.1097/SCS.00000000000004961.
35. Kanala S, Gudipalli S, Perumalla P, Jagalanki K, Polamarasetty PV, Guntaka S, et al. Aetiology, prevalence, fracture site and management of maxillofacial trauma. *Ann R Coll Surg Engl.* 2021 Jan;103(1):18-22. doi: 10.1308/rcsann.2020.0171.
36. Walker LJ, Koba S, Demiroglu A, Saulacic N, Burkhard JP. Retention of teeth in the fracture gaps of the mandible: a retrospective analysis. *Clin Oral Investig.* 2023 Oct;27(10):6055-6061. doi: 10.1007/s00784-023-05218-5.
37. Soós B, Janovics K, Tóth Á, Di Nardo MD, Szalma J. Association Between Third Molar Impaction Status and Angle or Condylar Fractures of the Mandible: A Retrospective Analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2020 Jul;78(7):1162.e1-1162.e8. doi: 10.1016/j.joms.2020.02.005. Epub 2020 Mar 6. PMID: 32151652.
38. Барило ОС, Кравчук ПО, Фурман РЛ. Стан тканин пародонта у хворих з переломами нижньої щелепи при використанні шин з антибактеріальним покриттям. *Питання експериментальної та клінічної стоматології: зб. наук. праць.* 2016;12:412 – 416.
39. Hosgor H, Coskunes FM, Akin D. Evaluation of the Prognosis of the Teeth in the Mandibular Fracture Line. *Craniofac Trauma Reconstr.* 2021 Jun;14(2):144-149. doi: 10.1177/1943387520952673.
40. Sharifi R, Kamalihakim L, Matloubi N. Displacement of the third molar bud to the sublingual space during open reduction and internal fixation of mandibular angle fracture: A case report. *Clin Case Rep.* 2020 Oct 30;8(12):3479-3482. doi: 10.1002/ccr3.3451.

- 41.Шуминський ЄВ, Копчак АВ, Гурьянов ВГ, Лисейко НВ, Дорошенко ОМ. Оцінка оклюзійних співвідношень та жувальної функції у пацієнтів із переломами верхньої щелепи методом комп'ютерної оклюзіографії. Клінічна Стоматологія. 2021;3:10–25. doi.org/10.11603/2311-9624.2021.3.12460.
- 42.Fernandes IA, Souza GM, Silva De Rezende V, et al. Effect of third molars in the line of mandibular angle fractures on postoperative complications: systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2020;49:471–482. doi: 10.1016/j.ijom.2019.09.017
- 43.Kumar PP, Sridhar BS, Palle R, Singh N, Singamaneni VK, Rajesh P. Prognosis of teeth in the line of mandibular fractures. *J Pharm Bioallied Sci.* 2014 Jul;6(Suppl 1):S97-S100. doi: 10.4103/0975-7406.137397.
- 44.Aulakh KK, Gumber TK, Sandhu S. Prognosis of teeth in the line of jaw fractures. *Dent Traumatol.* 2017 Apr;33(2):126-132. doi: 10.1111/edt.12314.
- 45.Ідашкіна НГ. Сповільнена консолидація нижньої щелепи: аналіз загальних та місцевих факторів. *Клінічна медицина.* 2019;XXIV(1):50-61.
- 46.Kamboozia AH, Punnia-Moorthy A. The fate of teeth in mandibular fracture lines. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1993;22:97–101. doi: 10.1016/S0901-5027(05)80811-2.
- 47.Mehra P, Van Heukelom E, Cottrell DA. Rigid internal fixation of infected mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:1046–1051. doi: 10.1016/j.joms.2008.12.036
- 48.Bang KO, Pandilwar PK, Shenoi SR, et al. Evaluation of teeth in line of mandibular fractures treated with stable internal fixation. *J Maxillofac Oral Surg.* 2018;17:164–168. doi: 10.1007/s12663-016-0993-4.
- 49.Lothamer C, Snyder CJ, Duenwald-Kuehl S, Kloke J, McCabe RP, Vanderby R Jr. Crown Preservation of the Mandibular First Molar Tooth Impacts the Strength and Stiffness of Three Non-Invasive Jaw Fracture Repair Constructs in Dogs. *Front Vet Sci.* 2015 Jul 17;2:18. doi: 10.3389/fvets.2015.00018.

50. Roush J. K., Howard P. E., Wilson J. W. Normal blood supply to the canine mandible and mandibular teeth. *Am J Vet Res.* 1989 Jun;50(6):904-7.
51. Geddes AT, Thatcher GP, Hetzel S, McCabe RP, Vandereby R Jr, Snyder CJ. Biomechanical Testing of a Calcium Phosphate-Phosphoserine-Based Mineral-Organic Adhesive for Non-invasive Fracture Repair of Mandibular Fractures in Dogs. *Front Vet Sci.* 2020 Feb 27;7:59. doi: 10.3389/fvets.2020.00059.
- 52.9 Scherer E, Hetzel S, Snyder CJ. Assessment of the Role of the Mandibular First Molar Tooth in Mandibular Fracture Patterns of 29 Dogs. *J Vet Dent.* 2019 Mar;36(1):32-39. doi: 10.1177/0898756419846183.
53. Zimmermann I, Hässig M, Nuss K. Unterkieferfrakturen beim Rind – eine retrospektive Untersuchung von 108 Fällen [Mandibular fractures in cattle - a review of 108 cases]. *Schweiz Arch Tierheilkd.* 2022 Sep;164(9):609-622. doi: 10.17236/sat00364.
54. Medeiros RB, Pires FR, Kantarci A, Capelli J Jr. Tissue repair after selective alveolar corticotomy in orthodontic patients: A preliminary study. *Angle Orthod.* 2018 Mar;88(2):179-186. doi: 10.2319/051117-328.1.
55. Mavi E, Hocaoglu PT. Effects of a single intravenous dose of zoledronic acid on bone healing following tooth extraction in ovariectomized rabbits. *Saudi Dent J.* 2021 Nov;33(7):724-730. doi: 10.1016/j.sdentj.2020.03.016.
56. Bilyard KR, Mullaney SB, Henry TJ. Prevalence and etiology of dentoalveolar trauma in 1,592 United States military working dogs: A 1-year retrospective study. *Front Vet Sci.* 2023 Jan 10;9:1102424. doi: 10.3389/fvets.2022.1102424.
57. Salari B, Nikparto N, Babaei A, Fekrazad R. Effect of delayed photobiomodulation therapy on neurosensory recovery in patients with mandibular nerve neurotmesis following traumatic mandibular fracture: A randomized triple-blinded clinical trial. *J Photochem Photobiol B.* 2022 Jul;232:112460. doi: 10.1016/j.jphotobiol.2022.112460.
58. Hosgor H, Coskunes FM, Akin D. Evaluation of the Prognosis of the Teeth in the Mandibular Fracture Line. *Craniofac Trauma Reconstr.* 2021 Jun;14(2):144-149. doi: 10.1177/1943387520952673.

59. Bueno CSP, Oliveira DP, Pelegrine RA, Fontana CE, Rocha DGP, Gutmann JL, Bueno CES. Fracture incidence of WaveOne Gold files: a prospective clinical study. *Int Endod J.* 2020 Sep;53(9):1192-1198. doi: 10.1111/iej.13349.
60. Snäll J, Kormi E, Lindqvist C, Suominen AL, Koivusalo AM, Törnwall J, Thorén H. Pulp necrosis of teeth retained at the mandibular fracture site and the effect of dexamethasone on its occurrence. *Dent Traumatol.* 2015 Apr;31(2):136-9. doi: 10.1111/edt.12140.
61. Clausson C, Schroeder CC, Goloni PV, Farias FAR, Passos L, Zanetti RV. Fracture Resistance of CAD/CAM Lithium Disilicate of Endodontically Treated Mandibular Damaged Molars Based on Different Preparation Designs. *Int J Biomater.* 2019 May 12;2019:2475297. doi: 10.1155/2019/2475297.
62. Samson J, John R, Jayakumar S. Teeth in the line of fracture: to retain or remove? *Craniofac Trauma Reconstr.* 2010 Dec;3(4):177-84. doi: 10.1055/s-0030-1268512.
63. Rai S, Pradhan R. Tooth in the line of fracture: its prognosis and its effects on healing. *Indian J Dent Res.* 2011 May-Jun;22(3):495-6. doi: 10.4103/0970-9290.87083.
64. Kumar PP, Sridhar BS, Palle R, Singh N, Singamaneni VK, Rajesh P. Prognosis of teeth in the line of mandibular fractures. *J Pharm Bioallied Sci.* 2014 Jul;6(Suppl 1):S97-S100. doi: 10.4103/0975-7406.137397.
65. Kılınç HI, Aslan T, Kılıç K, Er Ö, Esim E, Yıldırım Ş. Fracture resistance of teeth with oval canal morphology restored using oval and circular posts. *J Oral Sci.* 2016;58(3):339-45. doi: 10.2334/josnurd.15-0648.
66. Alimohammadi R. Imaging of Dentoalveolar and Jaw Trauma. *Radiol Clin North Am.* 2018 Jan;56(1):105-124. doi: 10.1016/j.rcl.2017.08.008.
67. Arcila VG, Correa CR, Castellar-Mendoza C. Tooth in the line of a mandibular fracture: Retain it or remove it? Clinical case report. *Dent Traumatol.* 2023 Apr;39(2):179-183. doi: 10.1111/edt.12799.

- 68.Брехлічук ПП, Гончарук-Хомин МЮ. Оцінка складових патерна перелому нижньої щелепи за даними ретроспективних досліджень із великим обсягом вибірок. Клінічна стоматологія. 2019;1:11-18.
- 69.Seyrek NK, Kahraman OE. The effect of different positions of unerupted lower third molar teeth on the fragility of mandibular angle: Finite element analysis. *Niger J Clin Pract.* 2022 Oct;25(10):1629-1634. doi: 10.4103/njcp.njcp_1317_21.
- 70.Krishnan U, Moule A, Michael S, Swain M. Fractographic Analysis of a Split Tooth Presenting Radiographically as a Horizontal Root Fracture in an Unrestored Mandibular Second Molar. *J Endod.* 2018 Feb;44(2):304-311. doi: 10.1016/j.joen.2017.10.009.
- 71.Pollaris E, Broeckx BJB, Rajasekharan S, Cauwels R, Vlamincx L. Fracture Resistance of Equine Cheek Teeth With and Without Occlusal Fissures: A Standardized ex vivo Model. *Front Vet Sci.* 2021 Sep 7;8:699940. doi: 10.3389/fvets.2021.699940.
- 72.Chrcanovic BR. Teeth in the line of mandibular fractures. *Oral Maxillofac Surg.* 2014 Mar;18(1):7-24. doi: 10.1007/s10006-012-0369-y.
- 73.Dutner JM, Herold RW, Wilson JP, Bunting ME, Bullock JS, Dunham DD, Johnson TM. Fracture necrosis: A risk indicator for tooth loss. *J Am Dent Assoc.* 2020 Jun;151(6):454-463. doi: 10.1016/j.adaj.2020.01.024.
- 74.Donker EL, Barèl JC, Mulder J, Barkhuysen R, Bronkhorst MA, Van Damme PA. Mandibulafracturen met een gebitselement in de fractuurlijn. Behandelbeleid van kaakchirurgen in Nederland [A tooth located in a mandibular fracture line. Treatment by oral- and maxillofacial surgeons in The Netherlands]. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* 2008 May;115(5):244-50.
- 75.Wang X, Xu Z, Tong Y, Xia L, Jie B, Ding P, et al. Detection and classification of mandibular fracture on CT scan using deep convolutional neural network. *Clin Oral Investig.* 2022 Jun;26(6):4593-4601. doi: 10.1007/s00784-022-04427-8.

76. Pollaris E, Staszyc C, Proost K, Boone MN, Josipovic I, Pardon B, et al. Occlusal fissures in equine cheek teeth: μ CT and histological findings. *Vet J*. 2020;255:10542. doi: 10.1016/j.tvjl.2019.105421.
77. Юнакова НМ. Алгоритм ефективної діагностики чутливості зубів: рекомендації за результатами меморандуму експертів Центральної та Східної Європи. Квітень 2021. *Сучасна стоматологія*. 2021;4:12-14.
78. Rahpeyma A, Khajehahmadi S, Abdollahpour S. Mandibular Symphyseal/Parasymphyseal Fracture with Incisor Tooth Loss: Preventing Lower Arch Constriction. *Craniofac Trauma Reconstr*. 2016 Mar;9(1):15-9. doi: 10.1055/s-0035-1551542.
79. Brown JS, Khan A, Wareing S, Schache AG. A new classification of mandibular fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2022 Jan;51(1):78-90. doi: 10.1016/j.ijom.2021.02.012.
80. Gola R, Cheynet F, Carreau JP, Amrouche M. Proposition d'une nouvelle classification topographique des fractures de la mandibule [Proposal of a new topographic classification of mandibular fractures]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 1996;97(2):59-71.
81. Kamboozia AH, Punnia-Moorthy A. The fate of teeth in mandibular fracture lines. A clinical and radiographic follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1993 Apr;22(2):97-101. doi: 10.1016/s0901-5027(05)80811-2.
82. Shuker ST. The effect of a blast on the mandible and teeth: transverse fractures and their management. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2008 Oct;46(7):547-51. doi: 10.1016/j.bjoms.2008.03.014.
83. Braasch DC, Abubaker AO. Management of mandibular angle fracture. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2013 Nov;25(4):591-600. doi: 10.1016/j.coms.2013.07.007.
84. Naghipur S, Shah A, Elgazzar RF. Does the presence or position of lower third molars alter the risk of mandibular angle or condylar fractures? *J Oral Maxillofac Surg*. 2014 Sep;72(9):1766-72. doi: 10.1016/j.joms.2014.04.004.

85. Donadille M, Vidal N, Ella B, Siberchicot F, Zwetyenga N. Biangular fractures of the mandible. *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale*. 2013 Nov;114(5):287-91. doi: 10.1016/j.revsto.2013.03.004.
86. Leonhardt H, Franke A, McLeod NMH, Lauer G, Nowak A. Fixation of fractures of the condylar head of the mandible with a new magnesium-alloy biodegradable cannulated headless bone screw. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2017;55:623–625. doi: 10.1016/j.bjoms.2017.04.007.
87. Варес ЯЕ, Чегринець НВ. Використання ортодонтичної брекет-системи – як спосіб міжщелепної фіксації за умов травматичних переломів нижньої щелепи: ретроспективний аналіз літератури; власний досвід. *Львівський клінічний вісник*. 2016;4(16):15–19.
88. Ковач ІВ, Македонський ІО, Зелінський АЛ, Зуб ГЕ. Особливості фіксації мініпластин при переломах кута нижньої щелепи у дітей. *Вісник стоматології*. 2021;113,4:78–83. doi.org/10.35220/2078-8916-2020-38-4-78-83.
89. Павличук Т, Чепурний Ю, Копчак А. Клінічна ефективність хірургічного лікування переломів голівки нижньої щелепи і з використанням навігаційних шаблонів та пацієнто-специфічних імплантатів. *Вісник стоматології*. 2021;112(3):41–49. doi.org/10.35220/2078-8916-2020-37-3-41-49.
90. Кулицька ОВ. Особливості лікування переломів підборідного відділу нижньої щелепи. *Вісник наукових досліджень*. 2015;4. doi.org/10.11603/2415-8798.2015.4.5648.
91. Johner JP, Essig H, Neff A, Wagner MEH, Blumer M, Gander T. Volumetric Evaluated Bone Resorption After Open Reduction and Internal Fixation of Condylar Head Fractures of the Mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 2021;79(9):1902-1913.
92. Skroch L, Fischer I, Meisgeier A, Kozolka F, Apitzsch J, Neff A. Condylar remodeling after osteosynthesis of fractures of the condylar head or close to the temporomandibular joint. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2020;48(4):413-420.

93. Варес ЯЕ, Чегринець НВ, Медвідь ЮО, Дидик НМ. Порівняльна оцінка застосування елементів незнімної ортодонтичної техніки в лікуванні переломів альвеолярного відростка нижньої щелепи у пацієнтів дитячого віку. *Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії*. 2017;17,4(60):205–208.
94. Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Карпенко ЛІ, Скиданенко МС, Сікора ВВ. Пластина як найкраща пластина для остеосинтезу ангулярного перелому нижньої щелепи. *Клінічна стоматологія*. 2018;2:54-57.
95. Friedrich RE, Kohlrusch FK. Preauricular swelling mimicking a tumour: Dissolution of mandibular capitulum following trauma in a 15-year old child. *Vivo*. 2020;34:1235–1245. doi: 10.21873/invivo.11897.
96. Xin P, Jiang B, Dai J, Hu G, Wang X, Xu B, Shen SG. Finite element analysis of type B condylar head fractures and osteosynthesis using two positional screws. *J Craniomaxillofac Surg*. 2014 Jul;42(5):482-8. doi: 10.1016/j.jcms.2013.06.006.
97. Копчак АВ. Порівняльна оцінка способів остеосинтезу виросткового відростку нижньої щелепи при його травматичних переломах. *Acta Medica Leopoliensia*. 2014;2:9–17.
98. Kozakiewicz M, Sołtysiak P. Pullout force comparison of selected screws for rigid fixation in maxillofacial surgery. *Dent. Med. Probl*. 2017;54:129–133. doi: 10.17219/dmp/73718.
99. Kozakiewicz M, Gabryelczak I. The Osteosynthesis of the Mandibular Head, Does the Way the Screws Are Positioned Matter? *J Clin Med*. 2022 Apr 5;11(7):2031. doi: 10.3390/jcm11072031.
100. Skroch L, Fischer I, Meisgeier A, Kozolka F, Apitzsch J, Neff A. Condylar remodeling after osteosynthesis of fractures of the condylar head or close to the temporomandibular joint. *J. Cranio Maxillofac. Surg*. 2020;48:413–420. doi: 10.1016/j.jcms.2020.02.005.

101. Zieliński R, Kozakiewicz M, Świniarski J. Comparison of Titanium and Bioresorbable Plates in “A” Shape Plate Properties—Finite Element Analysis. *Materials*. 2019;12:1110. doi: 10.3390/ma12071110.
102. On SW, Cho SW, Byun SH, Yang BE. Bioabsorbable Osteofixation Materials for Maxillofacial Bone Surgery: A Review on Polymers and Magnesium-Based Materials. *Biomedicines*. 2020;8:300. doi: 10.3390/biomedicines8090300.
103. Leonhardt H, Ziegler A, Lauer G, Franke A. Osteosynthesis of the mandibular condyle with magnesium-based biodegradable headless compression screws show good clinical results during a 1-year follow-up period. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2021;79:637–643. doi: 10.1016/j.joms.2020.02.025.
104. Schönegg D, Müller GT, Blumer M, Essig H, Wagner MEH. Two-versus three-screw osteosynthesis of the mandibular condylar head: A finite element analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022 Mar;127:105077. doi: 10.1016/j.jmbbm.2022.105077.
105. Kozakiewicz M, Gabryelczak I, Bielecki-Kowalski B. Clinical Evaluation of Magnesium Alloy Osteosynthesis in the Mandibular Head. *Materials (Basel)*. 2022 Jan 18;15(3):711. doi: 10.3390/ma15030711.
106. Arya S, Bhatt K, Bhutia O, Roychoudhury A. Efficacy of bioresorbable plates in the osteosynthesis of linear mandibular fractures. *Natl J Maxillofac Surg.* 2020 Jan-Jun;11(1):98-105. doi: 10.4103/njms.NJMS_54_19.
107. Fuessinger MA, Gass M, Woelm C, Cornelius CP, Zimmerer RM, Poxleitner P, Schlager S, Metzger MC. Analyzing the Fitting of Novel Preformed Osteosynthesis Plates for the Reduction and Fixation of Mandibular Fractures. *J Clin Med.* 2021 Dec 20;10(24):5975. doi: 10.3390/jcm10245975.
108. van Bakelen NB, Buijs GJ, Jansma J, de Visscher JG, Hoppenreijts TJ, Bergsma JE, Stegenga B, Bos RR. Comparison of biodegradable and titanium fixation systems in maxillofacial surgery: a two-year multi-center randomized controlled trial. *J Dent Res.* 2013;92(12):1100-1105.

109. Bergsma EJ, Rozema FR, Bos RR, de Bruijn WC. Foreign body reactions to resorbable poly(L-lactide) bone plates and screws used for the fixation of unstable zygomatic fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1993;51(6):666-670.
110. Ibrahim H, Esfahani SN, Poorganji B, Dean D, Elahinia M. Resorbable bone fixation alloys, forming, and post-fabrication treatments. *Mater Sci Eng C Mater Biol.* 2017;70(1):870-888.
111. Yu Y, Lu H, Sun J. Long-term in vivo evolution of high-purity Mg screw degradation – local and systemic effects of Mg degradation products. *Acta Biomater.* 2018;71:215-224.
112. Hermawan H. Updates on the research and development of absorbable metals for biomedical applications. *Prog Biomater.* 2018;7(2):93-110.
113. Wang X, Shao X, Dai T, Xu F, Zhou JG, Qu G, Tian L, Liu B, Liu Y. In vivo study of the efficacy, biosafety, and degradation of a zinc alloy osteosynthesis system. *Acta Biomater.* 2019 Jul 1;92:351-361. doi: 10.1016/j.actbio.2019.05.001.
114. Sakong Y, Kim YH, Chung KJ. Analysis of Complication in Mandibular Angle Fracture: Champy Technique Versus Rigid Fixation. *J Craniofac Surg.* 2021 Nov-Dec 01;32(8):2732-2735. doi: 10.1097/SCS.00000000000007688.
115. Ribeiro-Junior PD, Senko RA, Momesso NR, Izidoro JH, Padovan LEM, Viswanath A. Occlusal Instability Results in Increased Complication Rates After Treatment of Mandibular Fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2020 Jul;78(7):1163.e1-1163.e7. doi: 10.1016/j.joms.2020.02.013.
116. Sarai RK, Wu E, Ahmed A, Williams R, Breeze J. Impact of patient-related factors on complications when treating mandibular fractures by load-sharing and load-bearing osteosynthesis. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2023 May;61(4):284-288. doi: 10.1016/j.bjoms.2023.03.003.
117. Nys M, Van Cleemput T, Dormaar JT, Politis C. Long-term Complications of Isolated and Combined Condylar Fractures: A Retrospective Study. *Craniofac Trauma Reconstr.* 2022 Sep;15(3):246-252. doi: 10.1177/19433875211026759.

118. Bicsák Á, Abel D, Tack L, Smponias V, Hassfeld S, Bonitz L. Complications after osteosynthesis of craniofacial fractures-an analysis from the years 2015-2017. *Oral Maxillofac Surg.* 2021 Jun;25(2):199-206. doi: 10.1007/s10006-020-00903-1.
119. Reiter MJ, Schwoppe RB, Theler JM. Postoperative CT of the Mandible Following Trauma: Review of Normal Appearances and Common Complications. *Acad Radiol.* 2019 May;26(5):686-698. doi: 10.1016/j.acra.2018.06.009.
120. Zhong S, Shi Q, Sun Y, Yang S, Van Dessel J, Gu Y, Chen X, Lübbers HT, Politis C. Biomechanical comparison of locking and non-locking patient-specific mandibular reconstruction plate using finite element analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021 Dec;124:104849. doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.104849.
121. Pereira-Filho VA, de Oliveira Gorla LF, Dos Santos JC, Monnazzi MS, Dos Santos Nunes Reis JM, de Moraes M, F R Gabrielli M. In vitro mechanical test of grid plates for mandibular angle fractures. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2022 Oct;60(8):1125-1130. doi: 10.1016/j.bjoms.2022.05.004.
122. Steffen C, Sellenschloh K, Willsch M, Soares AP, Morlock MM, Heiland M, et al. Patient-specific miniplates versus patient-specific reconstruction plate: A biomechanical comparison with 3D-printed plates in mandibular reconstruction. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2023 Apr;140:105742. doi: 10.1016/j.jmbbm.2023.105742.
123. Ben Achour A, Meißner H, Teicher U, Haim D, Range U, Brosius A, et al. Biomechanical Evaluation of Mandibular Condyle Fracture Osteosynthesis Using the Rhombic Three-Dimensional Condylar Fracture Plate. *J Oral Maxillofac Surg.* 2019 Sep;77(9):1868.e1-1868.e15. doi: 10.1016/j.joms.2019.04.020.
124. Gareb B, Roossien CC, van Bakelen NB, Verkerke GJ, Vissink A, Bos RRM, van Minnen B. Comparison of the Mechanical Properties of Biodegradable and Titanium Osteosynthesis Systems Used in Oral and

- Maxillofacial Surgery. *Sci. Rep.* 2020;10:18143. doi: 10.1038/s41598-020-75299-9.
125. Cheng K, Liu Y, Wang R, Zhang J, Jiang X, Dong X, Xu X. Topological optimization of 3D printed bone analog with PEKK for surgical mandibular reconstruction. *J Mech Behav Biomed.* 2020;107:103758. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103758.
126. Kharmanda G, Shokry A, Kharma MY. Integration of reliability analysis into mini-plate fixation strategy used in human mandible fractures: Convalescence and healing periods. *Acta Bioeng Biomech.* 2017;19(4):13-23.
127. Huang CM, Chan MY, Hsu JT, Su KC. Biomechanical Analysis of Subcondylar Fracture Fixation Using Miniplates at Different Positions and of Different Lengths. *BMC Oral Health.* 2021;21:543. doi: 10.1186/s12903-021-01905-5.
128. Wądołowski P, Krzesiński G, Gutowski P. Finite Element Analysis of Mini-Plate Stabilization of Human Mandible Angle Fracture—A Comparative Study. *Acta Bioeng. Biomech.* 2020;22:105–116. doi: 10.37190/ABB-01617-2020-02.
129. Graillon N, Foletti JM, Godio-Raboutet Y, Guyot L, Varazzani A, Thollon L. Mandibular Titanium Miniplates Change the Biomechanical Behaviour of the Mandible in the Case of Facial Trauma: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Bioengineering (Basel).* 2023 Aug 22;10(9):994. doi: 10.3390/bioengineering10090994.
130. Orassi V, Duda GN, Heiland M, Fischer H, Rendenbach C, Checa S. Biomechanical Assessment of the Validity of Sheep as a Preclinical Model for Testing Mandibular Fracture Fixation Devices. *Front Bioeng Biotechnol.* 2021 May 6;9:672176. doi: 10.3389/fbioe.2021.672176.
131. Ben Said M, Yildirimturk S, Sirin Y. The effect of the mandibular plane angle on fracture line stability: An ex vivo experimental study. *Dent Traumatol.* 2019 Jun;35(3):181-187. doi: 10.1111/edt.12465.

132. Huang CM, Chan MY, Hsu JT, Su KC. Biomechanical analysis of subcondylar fracture fixation using miniplates at different positions and of different lengths. *BMC Oral Health*. 2021 Oct 21;21(1):543. doi: 10.1186/s12903-021-01905-5.
133. Majeed A, Mt Piah AR, Ridzuan Yahya Z. Surface Reconstruction from Parallel Curves with Application to Parietal Bone Fracture Reconstruction. *PLoS One*. 2016 Mar 11;11(3):e0149921. doi: 10.1371/journal.pone.0149921.
134. Rizzi CJ, Ortlip T, Greywoode JD, Vakharia KT, Vakharia KT. A novel computer algorithm for modeling and treating mandibular fractures: A pilot study. *Laryngoscope*. 2017 Feb;127(2):331-336. doi: 10.1002/lary.26086.
135. Foley BD, Thayer WP, Honeybrook A, McKenna S, Press S. Mandibular reconstruction using computer-aided design and computer-aided manufacturing: an analysis of surgical results. *J Oral Maxillofac Surg*. 2013 Feb;71(2):e111-9. doi: 10.1016/j.joms.2012.08.022.
136. Hanasono MM, Skoracki RJ. Computer-assisted design and rapid prototype modeling in microvascular mandible reconstruction. *Laryngoscope*. 2013 Mar;123(3):597-604. doi: 10.1002/lary.23717.
137. Broyles JM, Wallner C, Borsuk DE, Dorafshar AH. The role of computer-assisted design and modeling in an edentulous mandibular malunion reconstruction. *J Craniofac Surg*. 2013;24(5):1835-8. doi: 10.1097/SCS.0b013e3182997f50.
138. Gupta A, Dutta A, Dutta K, Mukherjee K. Biomechanical influence of plate configurations on mandible subcondylar fracture fixation: a finite element study. *Med Biol Eng Comput*. 2023 Oct;61(10):2581-2591. doi: 10.1007/s11517-023-02854-7.
139. el-Gengehi M, Seif SA. Evaluation of the Accuracy of Computer-Guided Mandibular Fracture Reduction. *J Craniofac Surg*. 2015 Jul;26(5):1587-91. doi: 10.1097/SCS.0000000000001773. Erratum in: *J Craniofac Surg*. 2015 Sep;26(6):e560.

140. Kimsal J, Baack B, Candelaria L, Khraishi T, Lovald S. Biomechanical analysis of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011 Dec;69(12):3010-4. doi: 10.1016/j.joms.2010.12.042.
141. Greiner CL, Verstraete FJM, Stover SM, Garcia TC, Leale D, Arzi B. Biomechanical evaluation of two plating configurations for fixation of a simple transverse caudal mandibular fracture model in cats. *Am J Vet Res.* 2017 Jun;78(6):702-711. doi: 10.2460/ajvr.78.6.702.
142. Çimen E, Önder ME, Cambazoğlu M, Birant E. Comparison of Different Fixation Types Used in Unilateral Mandibular Condylar Fractures: An In Vivo Study With New Biomechanical Model. *J Craniofac Surg.* 2016 Jul;27(5):1277-81. doi: 10.1097/SCS.0000000000002754.
143. Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001 Oct;59(10):1199-210. doi: 10.1053/joms.2001.26726.
144. Teodorescu C, Preoteasa E, Preoteasa CT, Murariu-Măgureanu C, Teodorescu IM. The Biomechanical Impact of Loss of an Implant in the Treatment with Mandibular Overdentures on Four Nonsplinted Mini Dental Implants: A Finite Element Analysis. *Materials (Basel).* 2022 Dec 5;15(23):8662. doi: 10.3390/ma15238662.
145. Alagarsamy R, Lal B, Sagar S, Roychoudhury A, Yadav R. Digital workflow for treating comminuted anterior mandibular fracture - A technical note. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2021 Sep;122(4):453-455. doi: 10.1016/j.jormas.2020.08.006.
146. Guo SS, Zhou WN, Wan LZ, Yuan H, Yuan Y, Du YF, Jiang HB. Computer-aided design-based preoperative planning of screw osteosynthesis for type B condylar head fractures: A preliminary study. *J Craniomaxillofac Surg.* 2016 Feb;44(2):167-76. doi: 10.1016/j.jcms.2015.11.013.
147. Abbott JR, Netherway DJ, Wingate PG, Abbott AH, David DJ, Trott JA, Yuen T. Computer generated mandibular model: surgical role. *Aust Dent J.* 1998 Dec;43(6):373-8. doi: 10.1111/j.1834-7819.1998.tb00193.x.

148. Abbott JR, Netherway DJ, Wingate PG, Abbott AH, David DJ, Trott JA, Yuen T. Computer generated mandibular model: surgical role. *Aust Dent J*. 1998 Dec;43(6):373-8. doi: 10.1111/j.1834-7819.1998.tb00193.x.
149. Jindal P, Worcester F, Walia K, Gupta A, Breedon P. Finite element analysis of titanium alloy-graphene based mandible plate. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2019 Feb;22(3):324-330. doi: 10.1080/10255842.2018.1555244.
150. Cheng KJ, Liu YF, Wang R, Yuan ZX, Jiang XF, Dong XT. Biomechanical behavior of mandible with posterior marginal resection using finite element analysis. *Int J Numer Method Biomed Eng*. 2022 Feb;38(2):e3549. doi: 10.1002/cnm.3549.
151. Cheng KJ, Liu YF, Wang JH, Jun JC, Jiang XF, Wang R, Baur DA. Biomechanical behavior of mandibles reconstructed with fibular grafts at different vertical positions using finite element method. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*. 2019 Feb;72(2):281-289. doi: 10.1016/j.bjps.2018.10.002.
152. Hijazi L, Hejazi W, Darwich MA, Darwich K. Finite element analysis of stress distribution on the mandible and condylar fracture osteosynthesis during various clenching tasks. *Oral Maxillofac Surg*. 2016 Dec;20(4):359-367. doi: 10.1007/s10006-016-0573-2.
153. Jung BT, Kim WH, Park B, Lee JH, Kim B, Lee JH. Biomechanical evaluation of unilateral subcondylar fracture of the mandible on the varying materials: A finite element analysis. *PLoS One*. 2020 Oct 8;15(10):e0240352. doi: 10.1371/journal.pone.0240352.
154. Gallas Torreira M, Fernandez JR. A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standard trauma situations. *J Craniomaxillofac Surg*. 2004 Oct;32(5):303-7. doi: 10.1016/j.jcms.2004.04.008.
155. Ciavarella D, Lorusso M, Fanelli C, Cazzolla AP, Maci M, Ferrara D, et al. The Correlation between Mandibular Arch Shape and Vertical Skeletal Pattern. *Medicina (Kaunas)*. 2023 Oct 31;59(11):1926. doi: 10.3390/medicina59111926.

156. Vallabh R, Zhang J, Fernandez J, Dimitroulis G, Ackland DC. The morphology of the human mandible: A computational modelling study. *Biomech Model Mechanobiol.* 2020 Aug;19(4):1187-1202. doi: 10.1007/s10237-019-01133-5.
157. Liu H, Wang C, Sun X, Zhan C, Li Z, Qiu L, et al. Silk Fibroin/Collagen/Hydroxyapatite Scaffolds Obtained by 3D Printing Technology and Loaded with Recombinant Human Erythropoietin in the Reconstruction of Alveolar Bone Defects. *ACS Biomater Sci Eng.* 2022 Dec 12;8(12):5245-5256. doi: 10.1021/acsbiomaterials.2c00690.
158. Zubaidah N, Pratiwi DD, Masa MMSN, Setiawatie EM, Kunarti S. The Osteogenesis Mechanisms of Dental Alveolar Bone Socket Post Induction with Hydroxyapatite Bovine Tooth Graft: An Animal Experimental in *Rattus norvegicus* Strain Wistar. *Eur J Dent.* 2023 Jul;17(3):871-880. doi: 10.1055/s-0042-1756691.
159. Lee SW, Kim JY, Hong KY, Choi TH, Kim BJ, Kim S. The effect of biphasic calcium phosphate and demineralized bone matrix on tooth eruption in mongrel dogs. *Arch Craniofac Surg.* 2021 Oct;22(5):239-246. doi: 10.7181/acfs.2021.00325.
160. Kadkhodazadeh M, Amid R, Moscowchi A, Khoshkam V. Clinical and radiographic evaluation of jumping distance management using a collagen matrix in flapless immediate implant placement. *Dent Med Probl.* 2021 Apr-Jun;58(2):173-178. doi: 10.17219/dmp/130057.
161. Cunha VV, Silva PGB, Lemos JVM, Martins JOL, Freitas MO, Avelar RL. Evaluation of a collagen matrix in a mandible defect in rats submitted to the use of bisphosphonates. *Acta Cir Bras.* 2020 Nov 30;35(10):e202001005. doi: 10.1590/s0102-865020200100000005.
162. Toneva DH, Nikolova SY, Fileva NF, Zlatareva DK. Size and shape of human mandible: Sex differences and influence of age on sex estimation accuracy. *Leg Med (Tokyo).* 2023 Nov;65:102322. doi: 10.1016/j.legalmed.2023.102322.

163. Santosh SS, Ballal S, Natanasabapathy V. Influence of Minimally Invasive Access Cavity Designs on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Mandibular Molars Subjected to Thermocycling and Dynamic Loading. *J Endod.* 2021 Sep;47(9):1496-1500. doi: 10.1016/j.joen.2021.06.020.
164. Goyushov S, Dursun E, Tozum TF. Mandibular cortical indices and their relation to gender and age in the cone-beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2020;49:20190210.
165. Perez PI, Hendershot K, Teixeira JC, Hohman MH, Adidharma L, Moody M, et al. Analysis of Cephalometric Points in Male and Female Mandibles: An Application to Gender-Affirming Facial Surgery. *J Craniofac Surg.* 2023 Jun 1;34(4):1278-1282. doi: 10.1097/SCS.00000000000009189.
166. Jung S, Yun H, Chung CH, Kim K, Chang Y. A computed tomography-based analysis of the structure of the mandible according to age and sex. *Arch Craniofac Surg.* 2022 Jun;23(3):103-110. doi: 10.7181/acfs.2022.00150.
167. Someya K, Mochizuki T, Hokari S, Tanifuji O, Katsumi R, Koga H, et al. Age- and sex-related characteristics in cortical thickness of femoral diaphysis for young and elderly subjects. *J Bone Miner Metab.* 2020;38:533–43.
168. Kulej M, Dragan SŁ, Kuryszko J, Kuropka P, Widuchowski W, Dragan SF. Micromorphological assessment of bone tissue remodeling in various hip degeneration conditions. *Adv Clin Exp Med.* 2020 Jan;29(1):51-61. doi: 10.17219/acem/112059.
169. Sun D, Liu W, Tang A, Zhou F. Tuning the Poisson's ratio of poly(ethylene glycol) diacrylate/cellulose nanofibril aerogel scaffold precisely for cultivation of bone marrow mesenchymal stem cell. *J Biomed Mater Res A.* 2023 Apr;111(4):502-513. doi: 10.1002/jbm.a.37468.
170. Marimon X, Cerrolaza M, Ferrer M, Cantó-Navés O, Cabratosa-Termes J, Pérez R. A Systematic Study of Restorative Crown-Materials Combinations for Dental Implants: Characterization of Mechanical Properties under Dynamic Loads. *Int J Mol Sci.* 2022 Aug 7;23(15):8769. doi: 10.3390/ijms23158769.

171. Hamza NC, Gupta C, Palimar V. Morphometric measurements of mandible to determine stature and sex: A postmortem study. *J Taibah Univ Med Sci.* 2023 Oct 11;19(1):106-113. doi: 10.1016/j.jtumed.2023.09.007.
172. Abualhija D, Gómez García-Donas J, Shepherd S, McGregor S, Franco A, Manica S. Biological profiling using the human mandible. *J Oral Biosci.* 2023 Nov 28:S1349-0079(23)00187-1. doi: 10.1016/j.job.2023.11.006.
173. Maurer P, Bekes K, Gernhardt CR, Schaller HG, Schubert J. Tensile bond strength of different adhesive systems between bone and composite compared: an in vitro study. *J Craniomaxillofac Surg.* 2004 Apr;32(2):85-9. doi: 10.1016/j.jcms.2003.11.001.
174. Löhr J, Gellrich NC, Büscher P, Wahl D, Rahn BA. Vergleichende In-vitro-Untersuchungen von selbstbohrenden und selbstschneidenden Schrauben. Histomorphologische und physikalisch-technische Untersuchungen des Lagerknochens [Comparative in vitro studies of self-boring and self-tapping screws. Histomorphological and physical-technical studies of bone layers]. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2000 May;4(3):159-63. doi: 10.1007/s100060050189.
175. Barrett T, Chi J. Evidence-Based Medicine for Mandible Fracture Repair: Current Controversies and Future Opportunities. *Facial Plast Surg.* 2023 Jun;39(3):214-219. doi: 10.1055/a-2008-2723.
176. Jafariandehkordi A, Daneshmehr A. Studying the mechanical properties of the mandible and injury prediction under the effect of ossification factors. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2023 Dec;148:106209. doi: 10.1016/j.jmbbm.2023.106209.
177. Borges JS, Paula IS, de Araújo Reis NT, de Lima Oliveira AP, Soares CJ, Soares PBF. Effects of different doses of ionizing radiation on alveolar bone repair in post-extraction tooth socket: an experimental study in rats. *Clin Oral Investig.* 2023 Oct 31. doi: 10.1007/s00784-023-05348-w.
178. Pesce P, Zubery Y, Goldlust A, Bayer T, Abundo R, Canullo L. Ossification and Bone Regeneration in a Canine GBR Model, Part 2: Glycated

- Cross-Linked Collagenated Alloplastic Hydroxyapatite Scaffold vs Non-Cross-Linked Collagenated Xenographic Bone Hydroxyapatite. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2023 Oct 17;38(5):923-932. doi: 10.11607/jomi.9822.
179. Kim MJ, Park JH, Lee JH, Kim H, Choi HJ, Lee HC, et al. Bioactive Porous Particles as Biological and Physical Stimuli for Bone Regeneration. *ACS Biomater Sci Eng*. 2022 Dec 12;8(12):5233-5244. doi: 10.1021/acsbomaterials.2c00664.
180. Miguez PA, Tuin SA, Robinson AG, Belcher J, Jongwattanapisan P, Perley K, et al. Hesperidin Promotes Osteogenesis and Modulates Collagen Matrix Organization and Mineralization In Vitro and In Vivo. *Int J Mol Sci*. 2021 Mar 22;22(6):3223. doi: 10.3390/ijms22063223.
181. Kadkoy Y, Abraham S, Michael P, Tazin T, Wetterstrand C, O'Connor JP. Novel approaches to correlate computerized tomography imaging of bone fracture callus to callus structural mechanics. *Bone Rep*. 2023 Nov 13;19:101726. doi: 10.1016/j.bonr.2023.101726.
182. de Silva L, Longoni A, Staubli F, Nurmohamed S, Duits A, Rosenberg AJWP, Gawlitta D. Bone Regeneration in a Large Animal Model Featuring a Modular Off-the-Shelf Soft Callus Mimetic. *Adv Healthc Mater*. 2023 Nov;12(29):e2301717. doi: 10.1002/adhm.202301717.
183. Нагірний ЯП. Організація кісткової тканини і механізми її регенерації. *Клінічна стоматологія*. 2011;3:24-31.
184. Probst FA, Fliefel R, Burian E, Probst M, Eddicks M, Cornelsen M, et al. Bone regeneration of minipig mandibular defect by adipose derived mesenchymal stem cells seeded tri-calcium phosphate- poly(D,L-lactide-co-glycolide) scaffolds. *Sci Rep*. 2020 Feb 6;10(1):2062. doi: 10.1038/s41598-020-59038-8.
185. Datta N, Tatum SA. Reducing Risks for Midface and Mandible Fracture Repair. *Facial Plast Surg Clin North Am*. 2023 May;31(2):307-314. doi: 10.1016/j.fsc.2023.01.014. Epub 2023 Feb 26. PMID: 37001933.

186. Malanchuk VO, Kopchak AV, Kryshchuk MH. Determination of regimes of functional loading in the patients with traumatic mandibular fractures after osteosynthesis performance using modern methods of computer modeling. *Klin Khir.* 2013 Mar;(3):53-8.
187. Hatefi S, Etemadi ShM, Yihun Y, Mansouri R, Akhlaghi A. Continuous distraction osteogenesis device with MAAC controller for mandibular reconstruction applications. *Biomed Eng Online.* 2019;18:43. doi: 10.1186/s12938-019-0655-0.
188. Youngstrom DW, Zondervan RL, Doucet NR, Acevedo PK, Sexton HE, Gardner EA, et al. CTRP3 Regulates Endochondral Ossification and Bone Remodeling During Fracture Healing. *J Orthop Res.* 2020 May;38(5):996-1006. doi: 10.1002/jor.24553.
189. Goel PN, Moharrer Y, Hebb JH, Egol AJ, Kaur G, Hankenson KD, et al. Suppression of Notch Signaling in Osteoclasts Improves Bone Regeneration and Healing. *J Orthop Res.* 2019 Oct;37(10):2089-2103. doi: 10.1002/jor.24384.
190. Wang R, Liu Y, Wang JH, Baur DA. Effect of interfragmentary gap on the mechanical behavior of mandibular angle fracture with three fixation designs: a finite element analysis. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2017;70:360–369. doi: 10.1016/j.bjps.2016.10.026.
191. Sinha P, Skolnick G, Patel KB, Branham GH, Chi JJ. A 3-Dimensional-Printed Short-Segment Template Prototype for Mandibular Fracture Repair. *JAMA Facial Plast Surg.* 2018 Sep 1;20(5):373-380. doi: 10.1001/jamafacial.2018.0238.
192. Patussi C, Sassi LM, Cruz R, Klein Parise G, Costa D, Rebellato NLB. Evaluation of different stable internal fixation in unfavorable mandible fractures under finite element analysis. *Oral Maxillofac Surg.* 2019 Sep;23(3):317-324. doi: 10.1007/s10006-019-00774-1.
193. Xu X, Cheng KJ, Liu YF, Fan YY, Wang JH, Wang R, et al. Baur DA, Jiang XF, Dong XT. Experimental validation of finite element simulation of a

new custom-designed fixation plate to treat mandibular angle fracture. *Biomed Eng Online*. 2021 Feb 5;20(1):15. doi: 10.1186/s12938-021-00851-1.

194. Ayali A, Erkmen E. Three-dimensional finite element analysis of different plating techniques for unfavorable mandibular angle fractures. *J Craniofac Surg*. 2018;29:603–607. doi: 10.1097/SCS.00000000000004327
195. Koskunes FM, Kocyigit ID, Atil F, Tekin U, Suer BT, Tuz HH, et al. Finite-element analysis of a new designed miniplate which is used via intraoral approach to the mandible angle fracture: comparison of the different fixation techniques. *J Craniofac Surg*. 2015;26:e445–e448. doi: 10.1097/SCS.0000000000001890.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Мазурик Я., Маланчук В. Вибір тактики лікування при відкритому переломі кута нижньої щелепи з наявністю зуба в щілині перелому. *Вісник стоматології*. 2022. Т. 120, № 3. С. 45–50. <https://doi.org/10.35220/2078-8916-2022-45-3.8>
2. Мазурик Я., Маланчук В. Визначення механічних параметрів кістки для вибору тактики лікування при відкритому переломі нижньої щелепи з наявністю зуба в щілині перелому. *Вісник стоматології*. 2023. Т. 121, № 4. С. 47–54. <https://doi.org/10.35220/2078-8916-2022-46-4.9>
3. Мазурик Я., Маланчук В. Експериментальне моделювальне дослідження титанових пластин для вибору тактики лікування при відкритому переломі нижньої щелепи з наявністю зуба в щілині перелому. *Вісник стоматології*. 2023. Т. 122, № 1. С. 100–104. <https://doi.org/10.35220/2078-8916-2023-47-1.17>
4. Mazurik Y. V., Malanchuk M. D. Medicine and dentistry. Device for determining the mechanical parameters of the bone to select tactics of treatment for an open fracture of the lower jaw with a tooth in the fracture gap. *Modern Science — Moderní věda*. 2022. № 5. P. 126–131.

Апробація результатів дисертаційного дослідження:

1. II-й Український стоматологічний конгрес «Інтегрована медицина та стоматологія» 22-23 жовтня 2020 року. (усна доповідь)
2. XIII науково-практична конференція з міжнародною участю «Спеціальні питання діагностики та лікування захворювань ЛОР-органів, краніофасіальної ділянки та органу зору», 18-19.03.2021 року. Тема доповіді: «Догляд за порожниною рота в після травматичному періоді кісток скелета людини» (усна доповідь).

3. VII З'їзд УАЧЩЛХ, присвячений 180-річчю НМУ імені О.О. Богомольця, 11.05.2021 року. Тема доповіді: «Можливі фактори ризику, ускладнення і їх профілактика при відкритому переломі нижньої щелепи з наявністю зуба в щілині перелому» (усна доповідь, тези).
4. 25th EACMFS Congress, 13-16. 07.2021 (electronic poster, category «Facial deformity surgery», online).

Патент України на корисну модель:

1. Пристрій для визначення механічних параметрів кістки : пат. 150086 Україна : А61С3/00. № u202104423 ; заявл. 30.07.2021; опубл. 29.12.2021, Бюл. № 52. 2 с.

**ПАТЕНТ
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ №150086
ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ МЕХАНІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ КІСТКИ**



25th EACMFS CONGRESS

14-16 JULY 2021

VIRTUAL EVENT



CERTIFICATE OF ATTENDANCE

Mazuryk Yaroslav

Participated in the
25th EACMFS CONGRESS • 13-16 JULY 2021
VIRTUAL EVENT

Jean-Paul Meningaud
President EACMFS Congress 2021