

**СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**

**НАЦІОНАЛЬНА МЕДИЧНА АКАДЕМІЯ ПІСЛЯДИПЛОМНОЇ
ОСВІТИ ІМЕНІ П.Л. ШУПИКА**

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ГУДИМЕНКО ОЛЕНА ОЛЕКСАНДРІВНА

УДК 616.314-76:616.71-001.5-089.2(043.5)

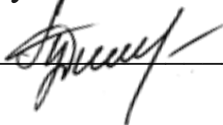
ДИСЕРТАЦІЯ

**МОРФОФУНКЦІОНАЛЬНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ МАЛОІНВАЗИВНОГО
МЕТАЛООСТЕОСИНТЕЗУ ПЕРЕЛОМІВ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ**

14.01.22 «Стоматологія»

Охорона здоров'я

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук
Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей,
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

 О. О. Гудименко

Науковий керівник – Кузенко Євген Вікторович, доктор медичних наук,
доцент кафедри патологічної анатомії

Суми – 2020

АНОТАЦІЯ

Гудименко О. О. Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи. – Кваліфікована наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук за спеціальністю 14.01.22 «Стоматологія» (221 – Стоматологія). – Медичний інститут Сумського державного університету, Суми, 2020, Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л. Шупика, Київ, 2020.

Дисертація присвячена створенню анатомо-функціональних титанових пластин для остеосинтезу серединного та ангулярного переломів нижньої щелепи, а також розробленню методики удосконалення пластин, яка враховує вектори дії м'язового апарату нижньої щелепи та патогенетичні зміни у кістках.

Остеосинтез широко використовують у щелепно-лицьовій хірургії і травматології для лікування переломів кісток різного генезу. Проте, незважаючи на існування безлічі методик лікування, відсоток післяопераційних ускладнень залишається досить високим. Причиною виникнення ускладнень після операції остеосинтезу титановими пластинами можуть бути як сила жувальних м'язів, що передається через пластину та уламки щелепи, спричиняючи рухомість гвинтів, так і переломи пластини, зумовлені втомою матеріалу внаслідок вигину пластини під час операції. Однією з причин незадовільних результатів лікування може бути значна мікробна адгезія до поверхні пластини. У зв'язку з цим на сьогодні не завершені пошуки найбільш оптимальної системи фіксації ангулярних та серединних переломів нижньої щелепи.

Дисертація виконана відповідно до плану наукових досліджень кафедри патологічної анатомії Медичного інституту Сумського державного університету «Дослідження змін у кістках при переломах за умов використання наноматеріалів для метал-остеосинтезу з урахуванням функції м'язового

апарату» (номер державної реєстрації № 0116U006815), 2016 рік. Дисертант є співвиконавцем вказаної теми.

Дисертація є завершеною особистою науковою роботою. Автор самостійно обґрунтувала тему та актуальність дослідження, визначила мету та його завдання. Здобувач особисто провела патентно-інформаційний пошук та аналіз літературних даних, розробила дизайн дослідження та комплекс методів, які застосовувалися під час проведення наукової роботи; виконала аналіз і узагальнення отриманих результатів, здійснила їх статистичну обробку, написала всі розділи дисертації, сформулювала основні висновки та практичні рекомендації. Експериментальні дослідження реалізовані спільно з науковим керівником на базі кафедр Медичного інституту Сумського державного університету. В кафедральних лабораторіях проведені гістоморфометричні та комп'ютерні дослідження нижніх щелеп за безпосередньої участі дисертанта. Дисертант разом з науковим керівником виконала клінічні дослідження модифікованих титанових пластин для остеосинтезу переломів НЩ на базі КЗ «Сумської обласної клінічної лікарні». В опублікованих наукових працях та у тій частині актів впровадження, що відносяться до науково-практичної новизни, використано фактичний матеріал дисертанта. Внесок автора у всіх спільних публікаціях є домінуючим.

На єдиній науково-методологічній основі була вдосконалена імітаційна 3D-модель для моделювання різноманітних переломів нижньої щелепи, яка буде враховувати її анатомічні рухи та направлення тяги жувальних м'язів. Оптимізовано метод оцінювання напружено-деформованого стану нижньої щелепи і титанових пластин із діагностикою параметрів їх функціональної надійності.

Уперше запропонований алгоритм вивчення структурних змін в кістковій тканині під впливом іонів металів, які потрапляють до організму внаслідок корозії пластин для остеосинтезу.

Уточнено інформацію щодо інтенсивності прикріплення мікроорганізмів до поверхні титанових пластин залежно від її шорсткості. За допомогою

мікробіологічних методів досліджень встановлено, що до титанових пластин із вираженою шорсткістю поверхні спостерігається найбільший ступінь інтенсивності мікробної та грибкової адгезії.

Розроблено у результаті досліджень анатомо-функціональні титанові пластини для остеосинтезу ангулярних (π -подібна пластина) та серединних (пластина у формі кістки типу I) переломів нижньої щелепи, які мають оптимальну форму та розмір, максимально гладку поверхню та змодельовані з урахуванням напрямлення сил жувальних м'язів.

Установлено, що застосування титанових π -пластин та пластин у формі кістки типу I для остеосинтезу ангулярних і серединних переломів відповідно, має значні переваги над класичними формами остеосинтезу: зменшення товщини пластин зменшує кількість іонів металів, що потрапляють до організму, покращується та прискорюється загоєння переломів, зменшуються післяопераційні побічні реакції.

Набуло подальшого розвитку вивчення питання щодо оптимальних за формою, довжиною, видом нарізки гвинтів для фіксації титанових пластин для остеосинтезу, що будуть менш агресивними й травматичними, але при цьому надійно фіксуватимуть титанову пластину та іммобілізуватимуть уламки нижньої щелепи.

Проведені здобувачем дослідження мають теоретичне і практичне значення в галузі клінічної стоматології. Практична цінність дослідження полягає в розробленні та впровадженні інноваційних методик металоостеосинтезу кісткових уламків нижньої щелепи, розроблених на основі імітаційних 3D-моделей і даних комп'ютерних тестів напружено-деформованого стану, оцінювань міцності та функціональної надійності імітаційних моделей нижньої щелепи, в навчальну програму стоматологічних закладів вищої освіти та повсякденну роботу клінічної стоматології (ортопедії, травматології та хірургічної стоматології). Розроблена автором експериментальна модель у наступному може бути використана для вивчення інших матеріалів для остеосинтезу. Отримані дані можуть бути застосовані для

розробки методів коригування структурних змін кісткової тканини, сучасних ефективних способів попередження негативної дії іонів металів та для дослідження різних остеопротекторних препаратів. Також практично значущим є:

- розроблення та реалізація нового способу отримання зразків нативних кісток і твердих тканин зубів без порушення їх структури з використанням охолодження (деклараційний патент України на корисну модель UA 127415 від 25.07.2018, Бюл. № 14);

- анатоμο-функціональне обґрунтування, розроблення та оптимізація металевих пластин для металоостеосинтезу ангулярного і серединного переломів нижньої щелепи шляхом зміни форми та зменшення товщини пластин з урахуванням векторних тяг жувальних м'язів;

- створення універсального комплекту титанових пластин для проведення остеосинтезу;

- зменшення тривалості стаціонарного лікування хворих з ангулярними та серединними переломами нижньої щелепи за рахунок підвищення ефективності новітніх титанових пластин;

- встановлення безпосереднього зв'язку між рельєфом поверхні титанової пластини для остеосинтезу і мікроорганізмами, які мають потужну адгезію до поверхні пластин (зокрема *Candida albicans*). До пластин з максимально гладкою поверхнею інтенсивність прилипання мікроорганізмів менша, ніж до пластин з вираженим мікрорельєфом;

- розроблення методики числового обчислення напружено-деформованого стану системи «уламки нижньої щелепи – титанова пластина». За цією методикою визначені всі необхідні налаштування програмного комплексу (спосіб побудови математичної сітки, контактні взаємодії та точки прикладання навантажень) для отримання найшвидшого та найточнішого результату;

- створення експериментальної комп'ютерної моделі, що повторює роботу нижньої щелепи людини за заданих навантажень. Така модель нижньої щелепи дозволяє її трансформацію на модель пошкодженої (зламаної). У

наступному можливе дослідження на міцність частин (уламків) щелепи і пристроїв, що їх фіксують.

Ключові слова: ангулярний перелом нижньої щелепи, серединний перелом нижньої щелепи, остеосинтез, комп'ютерне моделювання, метод скінченних елементів, напружено-деформований стан, титанові пластини, мікробна адгезія, сили жувальних м'язів.

ABSTRACT

Hudymenko O. O. Morphofunctional substantiation of minimally invasive metallic osteosynthesis of mandibular fractures. – Qualifying scientific work as a manuscript.

Thesis for a Candidate of Medical Sciences degree in the specialty 14.01.22 «Dentistry» (221 – Dentistry). – Medical Institute of Sumy State University, Sumy, 2020, Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education, Kyiv, 2020.

The thesis is devoted to the creation of an anatomically functional titanium plate for the osteosynthesis of angular and medial fractures of the mandible, as well as the development of a technique for optimizing the plate by taking into account the action vectors of the muscular apparatus of the mandible and pathological changes in it.

Osteosynthesis is widely used in maxillofacial surgery and traumatology to eliminate deformations of the skeleton of various geneses. However, despite the existence of a multitude of treatment methods, the percentage of postoperative complications remains rather high. The cause of complications after the operation of osteosynthesis with titanium plates can be both the strength of the masticatory muscles that is transmitted through the plate and mandible fragments, causing the mobility of the screws, and the plate fractures caused by the fatigue of the material due to the bending of the plate during the operation. One of the reasons for the

unsatisfactory results of treatment may be significant microbial adhesion to the surface of the plate. Due to this, the search for the most optimal system of fixation of the angular and medial mandibular fractures has not yet been completed.

The thesis is performed in accordance with the scientific research plan of the Department of Pathological Anatomy of the Medical Institute of Sumy State University «Investigation of bone changes in fractures when using nanomaterials for metallic osteosynthesis, taking into account the function of the muscular system», (state registration number №0116U006815), 2016.

In the course of the research, the author carried out the patent information retrieval and analysis of literature data, developed the design of the study, statistically processed the results and made their analysis. Experimental studies were conducted on the basis of the departments of the Medical Institute of Sumy State University. Histomorphometric and computer studies of the mandible were performed in the laboratories of the departments.

On a single scientific and methodological basis, an imitative 3D-model for simulation of mandibular fractures, taking into account its anatomical movements, vector tractions of masticatory muscles and osteoporotic changes in the bone tissue, has been also improved, as well as the method for evaluating the stress-strain state of the mandible and titanium plates with diagnostics of their functional reliability parameters.

It has been shown that it is possible to study bone tissue disruptions when the plates for osteosynthesis affect the body.

The data on microbial and fungal adhesion to titanium plates with different surface roughness coefficients have been specified. By microbiological research, it has been established that the most pronounced degree of intensity of microbial and fungal adhesion to the rough surface of titanium plates is observed.

On the basis of the performed research, the anatomically and functionally determined titanium plates of an optimum shape, with a reduced amount of metal and smooth surface, have been developed for osteosynthesis of the angular (π -like plate) and medial (plate in the form of bone type I) fractures of the mandible, taking into

account the vector tractions of the masticatory muscles and morphological changes in the bone tissue.

It has been established that the use of titanium π plates and plates in the form of bone type I for the osteosynthesis of angular and medial fractures, respectively, has significant advantages over traditional forms of osteosynthesis: a decrease in plate thickness reduces the entry of metal ions into the body; healing of fractures with preserved chewing function and integrity of the musculoskeletal system is improved and accelerated; postoperative adverse reactions are reduced.

The further development of the issue regarding the optimal shape, length, thread type of screws for fixing titanium plates for osteosynthesis, which will be less aggressive and traumatic, will reliably fix a titanium plate and immobilize the mandibular fragments, is provided.

The researches carried out by the applicant are of theoretical and practical importance in the field of clinical dentistry. The practical value of the research involves developing and implementing innovative methods of metallic osteosynthesis of the bone fragments of the mandible, developed on the basis of 3D-imitation models and computer tests data of the stress-strain state, assessing the strength and functional reliability of the imitation models of the mandible, in the curriculum of dental institutions of higher education, and everyday work of clinical dentistry (orthopedics, traumatology and surgical dentistry).

The experimental model created by the author can later be used to study other metals for osteosynthesis. The obtained data can serve as a basis for searching out methods to correct bone structural changes and new ways of preventing the adverse impact of metals, as well as for finding new osteoprotective agents. Also, practically significant are:

- development and implementation of a new method for obtaining samples of native bones and hard tissues of teeth without disturbing their structure using cooling (Ukrainian declaration patent for utility model UA 127415 dated July 25, 2018, Bulletin No. 14);

- anatomical and functional substantiation, development and optimization of metal plates for metallic osteosynthesis of the angular and medial mandibular fractures by changing the shape and reducing the thickness of the plates, taking into account the vector tractions of the masticatory muscles;

- creation of a universal set of titanium plates for carrying out osteosynthesis;
- reduction of the duration of inpatient treatment of patients with angular and medial mandibular fractures due to the increased efficiency of the newest titanium plates;

- establishing a direct connection between the surface relief of the implanted plate and microorganisms; in particular, *Candida albicans* has a powerful ability to adhere to the surface of the plates. Smooth plates have low ability to retain microorganisms than plates with a certain given surface roughness. Therefore, the plates for osteosynthesis should be perfectly smooth;

- the technique of numerical calculation of the stress-strain state of the system «jaw fragments – a plate» has been developed. This technique defines all the settings to be made in the software package for accurate and fastest results, including the method of constructing the grid, contacts and application of loads;

- an experimental computer model, that simulates the work of a human mandible under the given load, has been obtained. Such a model allows its transformation into the model of a damaged (broken) jaw. In prospect, it is possible to analyze the strength of the jaw fragment (debris) and the devices fixing it.

Key words: angular mandibular fracture, medial mandibular fracture, osteosynthesis, computer modeling, finite element method, stress-strain state, titanium plates, microbial adhesion, the force of masticatory muscles.

Список публікацій здобувача:

1. Bida O, Bida V, Kuzenko Y, Diachenko O, Lyndin M, Hudymenko O. Type II osteoporosis pathogenesis as a result of secondary edentulous. Bangladesh Journal of Medical Science. 2017;16(1):127–137. DOI: 10.3329/bjms.v16i1.31144 (Scopus). *(Автор приймала участь у підготовці кісткової тканини нижньої щелепи з метою виготовлення гістологічних препаратів, проводила опис мікроскопічних змін гістологічних та імуногістохімічних зразків аутопсійного матеріалу).*
2. Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Дем'яненко ММ, Скиданенко МС. Використання методу скінчених елементів для лікування ангулярних переломів нижньої щелепи. Вісник наукових досліджень. 2018;2(91):92–95. DOI: 10.11603/2415-8798.2018.2.8997. *(Автор виконала пошук матеріалу, аналіз отриманих даних, оформлення тексту статті).*
3. Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Скиданенко МС, Карпенко ЛІ, Сікора ВВ. π-Пластина як найкраща пластина для остеосинтезу ангулярного перелому нижньої щелепи. Клінічна стоматологія. 2018;2(23): 54–57. DOI: 10.11603/2311-9624.2018.2.8999. *(Автор виконала пошук матеріалу, аналіз отриманих результатів, оформлення тексту статті).*
4. Кузенко ЄВ, Гудименко ОО, Трейтак ІВ, Голобородько ЛВ, Некрасов СС, Біда ОВ та ін. Оцінка прилипання Staphylococcus epidermidis і Candida albicans до титанових пластин із різним ступенем шорсткості. Новини стоматології. 2017;1(90):87–91. *(Автор виконала пошук матеріалу, приймала участь у статистичній обробці та аналізі отриманих результатів, оформленні тексту статті).*
5. Кузенко ЄВ, Скиданенко МС, Павленко ІВ, Дяченко ОО, Гудименко ОО, Дем'яненко ММ та ін. Напружено-деформований стан пластин та щелепи при ангулярному переломі нижньої щелепи. Новини стоматології. 2018;2:70–75. DOI: 10.11603/2311-9624.2018.2.8999. *(Автор виконала пошук*

матеріалу, приймала участь у статистичній обробці та аналізі отриманих результатів, оформленні тексту статті).

6. Кузенко ЄВ, Гудименко ОО, Скиданенко МС, Покотило ВМ, Линдін МС, Сікора ВВ, винахідники; Сумський державний університет, патентовласник. Пристрій для отримання зразків кісток і твердих тканин зубів: патент України № 127415. 2018 лип. 25. Бюл. №14. *(Автор виконала патентний пошук, приймала участь у розробці пристрою, написанні його опису, оформленні заявки).*

7. Diachenko O, Kuzenko Y, Gudimenko O, Beda O. Comparative analysis of the materials used for osteosynthesis. In: Марковський МФ, Сорокіна ІВ, Губіна-Вакулік ГІ, Омельченко ОА, Мирошніченко МС, редактори. Сучасні аспекти морфології людини: успіхи, проблеми та перспективи. Матеріали заочної наук.-практ. конф. з міжнародною участю, присвяченої 150-річчю з дня народження професора М. Ф. Мельникова-Разведенкова; 24 грудня 2016, Харків. Харків: ХНМУ; 2016, с. 133–134. *(Автор приймала участь у зборі матеріалу, аналізі даних, написанні тексту тез).*

8. Hudymenko OO, Demianenko MM. 3D well-founded choice of optimal titanium plates for osteosynthesis. In: Juvenus pro medicina. Proceedings of the 56th Polish and 14th International Training and Scientific Conference of Students' Scientific Society and Junior Doctors; 25–26 May 2018; Lodz. Lodz, Poland: Medical University of Lodz, 2018. 338p. *(Автор приймала участь у зборі матеріалу, аналізі даних, написанні тексту тез).*

9. Hudymenko OO. The best type of plate for treatment of medial mandible fractures from standpoint 3D simulation. In: Topical issues of theoretical and clinical medicine. Proceedings of the International Scientific and Practical Conference of Students, Postgraduates and Young Scientists, 17 – 19 October 2018; Sumy. Sumy, Ukraine: Sumy State University, 2018. 111p. *(Автор приймала участь у зборі матеріалу, аналізі даних, оформленні тексту тез).*

10. Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Линдін МС. Сучасний погляд на остеосинтез (оглядові тези). В: Твердохліб ІВ, редактор. Теорія та практика

сучасної морфології: зб. наук. робіт. Матеріали наук.-практ. конф. з міжнародною участю, присвяченої 100-річчю Дніпропетровської (Катеринославської) школи морфологів, 5–7 жовтня 2016; Дніпро: ДЗ «ДМА МОЗ України»; 2016. с. 44–46. *(Автор приймала участь у зборі матеріалу, аналізі даних, оформленні тексту тез).*

11. Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Романюк АМ. Розробка титанових пластин для металостеосинтезу нижньої щелепи з урахуванням функції м'язового апарату. В: Погорєлов МВ, редактор. Перспективи розвитку медичної науки і освіти: зб. тез доповідей. Матеріали Всеукр. наук.-метод. конф., присвяченої 25-річчю Медичного інституту Сумського державного університету; 16–17 листопада 2017; Суми: СумДУ; 2017. с. 77. *(Автор приймала участь у зборі матеріалу, аналізі даних, оформленні тексту тез).*

12. Гудименко ОО. Порівняння методів виготовлення титанових пластин для металостеосинтезу. В: Погорєлов МВ, редактор. Актуальні питання теоретичної та клінічної медицини: зб. тез доповідей. Матеріали V Міжнародної наук.-практ. конф. студентів та молодих вчених; 20–21 квітня 2017; Суми: СумДУ; 2017. с. 487. *(Автор виконала пошук матеріалу, аналіз даних, оформлення тексту тез).*

	13
ЗМІСТ	С.
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	16
ВСТУП.....	17
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ	26
1.1. Поширеність, етіо-патогенетичні аспекти переломів нижньої щелепи та післяопераційних ускладнень	26
1.2. Сучасні погляди на остеосинтез	30
1.3. Морфологічний погляд на біологічно та фізіологічно сумісні матеріали для остеосинтезу.....	39
1.4. Методи вивчення переломів нижньої щелепи та способи їх лікування в історичному аспекті	47
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	56
2.1. Клінічні методи дослідження	58
2.1.1. Загальне клінічне обстеження пацієнтів.....	60
2.1.2. Додаткові методи дослідження.....	61
2.1.3. Протокол проведення операції металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи	65
2.2. Методи дослідження кісткової тканини	66
2.3. Методи дослідження титанових пластин для остеосинтезу	68
2.3.1. Оцінювання поверхневих властивостей титанових пластин	68
2.3.2. Комп'ютерне моделювання	70
2.4. Статистичний аналіз результатів дослідження.....	77
РОЗДІЛ 3. РОЗПОВСЮДЖЕНІСТЬ, КЛІНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ПЕРЕБІГУ ТА УСКЛАДНЕННЯ ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ПЕРЕЛОМІВ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ МЕТОДОМ МЕТАЛООСТЕОСИНТЕЗУ	80
3.1. Характеристика клінічних груп обстежуваних хворих.....	80

3.2. Аналіз ускладнень після операції металоостеосинтезу в обстежуваних пацієнтів	88
РОЗДІЛ 4. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ КОМІРКОВИХ ЧАСТИН НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ТА МІКРОРЕЛЬЄФУ ПОВЕРХНІ ТИТАНОВИХ ПЛАСТИН ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗУ	
4.1. Дослідження кісткової тканини коміркових частин нижньої щелепи.....	91
4.2. Дослідження мікрорельєфу поверхні титанових пластин для остеосинтезу.....	100
РОЗДІЛ 5. СКІНЧЕНО-ЕЛЕМЕНТНЕ МОДЕЛЮВАННЯ І ЧИСЕЛЬНИЙ АНАЛІЗ ПЕРЕЛОМІВ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ТА ТИТАНОВИХ ПЛАСТИН РІЗНОЇ КОНФІГУРАЦІЇ.....	
5.1. Скінчено-елементне комп'ютерне моделювання переломів нижньої щелепи	103
5.2. Обчислення НДС титанових пластин для остеосинтезу ангулярного перелому нижньої щелепи різних модифікацій	118
5.3. Обчислення НДС титанових пластин для остеосинтезу серединного перелому нижньої щелепи різних модифікацій	134
5.4. Порівняльна характеристика систем «уламки щелепи – пластина» та вибір найкращої конструкції для остеосинтезу.....	143
РОЗДІЛ 6. РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ ТИТАНОВИХ ПЛАСТИН РІЗНОЇ КОНФІГУРАЦІЇ ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗУ ПЕРЕЛОМІВ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ	
6.1. Результати лікування хворих першої дослідної групи	150
6.1.1. Результати лікування хворих з ускладненим перебігом післяопераційного періоду.....	150
6.1.2. Результати лікування хворих з неускладненим перебігом післяопераційного періоду.....	155

6.1.3. Клінічні випадки лікування хворих із застосуванням стандартних прямих титанових пластин	157
6.2. Результати лікування хворих другої дослідної групи	167
6.2.1. Результати лікування хворих з ускладненим перебігом післяопераційного періоду	168
6.2.2. Результати лікування хворих з неускладненим перебігом післяопераційного періоду	171
6.2.3. Клінічні випадки лікування хворих із застосуванням титанових пластин власної розробки.....	174
6.3. Порівняння результатів лікування хворих першої та другої клінічних груп.....	184
6.3.1. Порівняння результатів лікування хворих з ускладненим перебігом післяопераційного періоду.....	184
6.3.2. Порівняння результатів лікування хворих з неускладненим перебігом післяопераційного періоду.....	187
РОЗДІЛ 7. АНАЛІЗ І УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ ...	189
ВИСНОВКИ.....	210
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ.....	215
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	216
ДОДАТКИ.....	249
Додаток А.....	249
Додаток Б.....	252
Додаток В.....	264
Додаток Г	282
Додаток Д.....	285
Додаток Е	286

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ГКСТ	— гігантські клітини сторонніх тіл.
КМ	— комп'ютерне моделювання.
КТ	— комп'ютерна томографія.
МСЕ	— метод скінчених елементів.
НДС	— напружено-деформований стан.
НЩ	— нижня щелепа.
ПЗ	— програмне забезпечення.
ПК	— програмний комплекс
ПЯЛ	— поліморфно-ядерні лейкоцити.
РСТ	— реакція стороннього тіла.
СЕМ	— сканувальна електронна мікроскопія.
ІЛ	— інтерлейкін.

ВСТУП

Однією з найактуальніших проблем щелепно-лицьової хірургії є переломи кісток лицьового скелета. Переважно вони є наслідком побутової травми, транспортного та вуличного травматизму, бойових дій, а також остеопорозу [14, 251].

Більшість переломів потребують надійного закріплення, тому сучасні фахівці надають перевагу титановим пластинам і гвинтам. Відомо, що титан – біоінертний матеріал, однак його тривале знаходження в організмі людини може спричинити у місцях остеосинтезу інфекційні ускладнення, ушкодження нервової тканини та зубів, порушення цілісності м'яких тканин, дискомфорт, який пов'язаний з температурною чутливістю у місці розташування пластини та постійним відчуттям присутності стороннього тіла [214, 254].

Остеосинтез – метод хірургічного лікування деформацій скелета різного генезу з метою стабільної фіксації уламків до повної їх консолидації і відновлення цілісності та функції кістки [14, 19]. Під час операції остеосинтезу застосовують металеві пластини різноманітної конфігурації, розмірів та об'ємів, в яких містяться отвори для гвинтів. Найбільшими перевагами остеосинтезу переломів є: щонайкраща репозиція, можливість правильного анатомічного закріплення уламків, забезпечення ранньої функції ушкодженої кістки, скорочення термінів зрощення переломів та стаціонарного лікування потерпілих, швидка соціальна адаптація хворих [14, 224].

Найсучаснішим досягненням хірургічного лікування переломів кісток є проведення операції остеосинтезу за допомогою пластин з кутовою стабільністю та фіксованим кутом і пластин з багаторівневою стабільністю. Окрім спеціальної гвинтової нарізки (різьби), за рахунок якої гвинт закручується і закріплюється у кістці, є відповідна нарізка в його шапці та отворах пластини, таким чином гвинт надійно закріплюється в останній. Оскільки даний метод закріплення металевої пластини дозволяє врахувати

направлення м'язової тяги – це значно збільшує стабільність остеосинтезу. Проте необхідно відмітити, що поряд із позитивними сторонами використання металів під час остеосинтезу, існують і деякі недоліки, а саме характер їх взаємодії з кістковою тканиною [56, 290]. Відомо, металева пластина, що зафіксована в організмі хворого, може зазнавати електрохімічного руйнування, на інтенсивність якого впливають тип, якість та спосіб оброблення поверхні металу тощо [17]. Електрохімічне руйнування металу пластини для остеосинтезу спричиняє погіршення закріплення фрагментів кісток, розвиток гальванізму та гальванозу, виникнення локальних і системних запальних ускладнень, у тому числі, алергій та токсичних реакцій у хворого внаслідок надмірного потрапляння в його організм продуктів корозії металів (іонів заліза, марганцю, міді, нікелю, титану, кобальту, хрому та ін.) [57, 58, 60, 280, 286].

Останніми часом доволі багато досліджень присвячено пошуку шляхів зменшення негативної дії на кісткову тканину іонів металів у хворих, яким проведена операція остеосинтезу металевими пластинами. Проте в ортопедії та травматології є лише окремі праці, які описують дану проблему [75]. Досі залишаються актуальними питання розробки універсальних алгоритмів лікування хворих з патологічними змінами кісткової тканини та переломами нижньої щелепи (НЩ) [123].

На сьогодні зазвичай у практиці щелепно-лицевої хірургії застосовують титанові пластини та гвинти, за своїми перевагами вони вважаються «золотим стандартом». Титан як біоматеріал вибору має такі переваги: по-перше, він уможливорює жорстку фіксацію, є найбільш наближеним за модулем еластичності до кісткової тканини, стійкий до корозії, не змінюється у розмірі; по-друге, виявляє здатність до остеоінтеграції та є біосумісним; по-третє, титан не феромагнетик, тому має мінімальне розсіювання на комп'ютерній томографії та сумісний із радіографічними та магнітно-резонансними дослідженнями [271]. Основний недолік титанових пластин – травматизація гвинтами при імплантації та потреба зняття пластини після зрощення кісток. Варто зазначити, що єдиної думки про необхідність проведення повторної

операції досі немає. Вважається, що деякі безсимптомні пластини можна залишити у місці перелому [236, 238]. Однак, у деяких випадках титанові пластини необхідно знімати. Наприклад, в разі інфекції у ділянці імплантату, больових відчуттів у пацієнта, при підвищеній чутливості, реакції на стороннє тіло, проблеми з ростом у дітей, переломах пластини. Якщо пластину виявляють пальпаторно та візуально, можливий стрес-екрануючий ефект [231]. Застосовувати титанові пластини вигідніше також з огляду як на ціну, так і на кращі результати лікування [286].

На жаль, деякі ускладнення при використанні пластин для остеосинтезу все ж таки виникають, і уникнути їх інколи досить важко. Найпоширенішими є: розхитування гвинтів, злам пластини, а також експозиція. Рухомість гвинтів з'являється внаслідок дії сили жувальних м'язів, що передається через ділянку зубів-антагоністів, а переломи пластини переважно спричинені зубами-антагоністами або «втомою» металу внаслідок вигину і скручування пластини під час хірургічної операції [219].

Кожен з методів фіксації має свої переваги та недоліки і, з огляду на актуальність цієї проблеми та частоту виникнення переломів нижньої щелепи і ускладнень, які виникають в ході лікування, очевидно є необхідність розробки найоптимальнішого методу фіксації [59, 61, 72, 85, 152, 204, 253].

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами і темами

Дисертація виконана згідно з планом науково-дослідної роботи кафедри патологічної анатомії Медичного інституту Сумського державного університету «Дослідження змін у кістках при переломах за умов використання наноматеріалів для метал-остеосинтезу з урахуванням функції м'язового апарату» (номер державної реєстрації № 0116U006815), 2016 рік. Дисертант є співвиконавцем вказаної теми.

Мета і завдання дослідження

Метою дослідження є обґрунтування доцільності вибору малоінвазивного металоостеосинтезу переломів НЩ, шляхом створення анатомо-функціональної 3D-моделі з використанням сучасних програмних комплексів та розроблення титанових пластин для остеосинтезу переломів НЩ.

Для досягнення поставленої мети були визначені наступні **завдання**:

1. Встановити розповсюдженість переломів НЩ та відомі методи лікування, оцінити особливості перебігу та ускладнення, які виникають у пацієнтів після операції металоостеосинтезу.
2. Визначити морфофункціональні особливості кісткової тканини НЩ беззубої коміркової частини та коміркової частини із зубами.
3. Дослідити мікробну та грибову адгезію до титанових пластин для остеосинтезу ангулярних та серединних переломів НЩ залежно від шорсткості поверхні.
4. Розробити оптимальні алгоритми та методики комп'ютерного моделювання (КМ) для вивчення напружено-деформованого стану (НДС) пластин, що скріплюють ангулярні та серединні переломи НЩ.
5. Розробити найкращі пластини для металоостеосинтезу НЩ, враховуючи тягу та величину сил жувальних м'язів, шляхом КМ ангулярного та серединного переломів; створити прототип даних пластин.
6. Провести порівняльне оцінювання пластин для остеосинтезу різних форм та розмірів за найбільшими показниками НДС, які виникають під час функції жування.
7. Дослідити ефективність лікування переломів НЩ у хворих з використанням розроблених нами та стандартних титанових пластин.

Об'єкт дослідження – ангулярний та серединний переломи НЩ, кісткова тканина беззубої коміркової частини та коміркової частини із зубами, титанові пластини для остеосинтезу різних форм та розмірів.

Предмет дослідження – морфологічні параметри і гістохімічні показники беззубої коміркової частини й коміркової частини із зубами, мікробіологічні,

морфометричні показники і НДС різних конструкцій титанових пластин, імітаційні тривимірні моделі ангулярного та серединного переломів НЩ та біомеханічні параметри контактуючих біологічних поверхонь (м'язи жувальної групи, фрагменти кістки НЩ), стан перелому після операції остеосинтезу титановими пластинами.

Методи дослідження – імуногістохімічні, гістологічні та мікробіологічні дослідження, сканувальна електронна мікроскопія (СЕМ), профілометрія, комп'ютерна томографія (КТ), тривимірне комп'ютерне моделювання за допомогою ПЗ ANSYS, математичні та клінічні методи.

Наукова новизна одержаних результатів

На єдиній науково-методологічній основі були удосконалені імітаційна 3D-модель для моделювання переломів НЩ з урахуванням її анатомічних рухів та напрямлення тяг м'язів жувальної групи, а також метод оцінювання НДС НЩ і титанових пластин із діагностикою параметрів їх функціональної надійності.

Уперше запропонований алгоритм дослідження структурних змін в кістковій тканині під впливом іонів металів, які потрапляють до організму внаслідок корозії пластин для остеосинтезу.

Уточнено інформацію щодо інтенсивності прикріплення мікроорганізмів до поверхні титанових пластин залежно від її шорсткості. Установлено за допомогою мікробіологічного методу, що до титанових пластин із вираженою шорсткістю поверхні інтенсивність адгезії мікроорганізмів найвища.

Розроблено у результаті досліджень анатоμο-функціональні титанові пластини для остеосинтезу ангулярних (π -подібна пластина) та серединних (пластина у формі кістки типу I) переломів нижньої щелепи, які мають оптимальну форму та розмір, максимально гладку поверхню та змодельовані з урахуванням напрямлення сил жувальних м'язів.

Установлено, що застосування титанових π -пластин та пластин у формі кістки типу I для остеосинтезу ангулярних і серединних переломів відповідно, має чималі переваги над класичними формами остеосинтезу: зменшення

товщини пластин зменшує кількість іонів металів, що потрапляють до організму, покращується та прискорюється загоєння переломів, зменшуються післяопераційні побічні реакції.

Набуло подальшого розвитку вивчення питання щодо оптимальних (за формою, довжиною та видом нарізки) гвинтів для фіксації титанових пластин для остеосинтезу, які будуть менш агресивними і травматичними, але при цьому надійно фіксуватимуть титанову пластину та іммобілізуватимуть уламки НЩ.

Практичне значення одержаних результатів

Одержані інноваційні методики металоостеосинтезу кісткових уламків НЩ, які розроблені на основі імітаційних 3D-моделей та даних комп'ютерних тестів НДС, оцінювань міцності й функціональної надійності імітаційних моделей НЩ, які дозволяють зменшити виникнення післяопераційних ускладнень і тривалість стаціонарного лікування хворих з переломами НЩ. Новітні титанові пластини для металоостеосинтезу переломів НЩ можуть успішно використовуватися в ортопедії, травматології та хірургічній стоматології.

Розроблені та оптимізовані анатомо-функціональні титанові пластини для металоостеосинтезу переломів НЩ із зменшеною товщиною пластин та урахуванням векторних тяг жувальних м'язів дозволили створити універсальний комплект титанових пластин для проведення остеосинтезу.

Створена автором експериментальна модель у наступному може бути використана для вивчення інших матеріалів для остеосинтезу. Отримані дані можуть бути застосовані для розробки методів коригування структурних змін кісткової тканини, сучасних ефективних способів попередження негативної дії іонів металів та для дослідження різних остеопротекторних препаратів.

Реалізація розробленого нового способу отримання зразків нативних кісток і твердих тканин зубів людини та лабораторних тварин допомагає уникнути перекосів під час виготовлення розпилів, додержатися їх суворой паралельності, що є важливим для морфологічного аналізу. Цей спосіб дозволяє одержувати серійні розпили без порушення структури зразків, яке виникає у

результаті перегрівання під час нарізання. Одержані розпили можна вивчати різноманітними методиками, які дозволяють визначити такі їх показники як пористість, об'єм пор твердого матриксу, об'єм води у твердому матриксі, об'єм органічної частини, об'єм мінеральної частини, густину мінеральної та органічної частин, відносний по масі вміст мінеральної речовини, значення загальної густини кістки тощо (деклараційний патент України на корисну модель UA 127415 від 25.07.2018, Бюл. № 14).

Результати наукових досліджень, викладених у дисертації, впроваджено у науково-дослідну роботу і навчальну програму (Додаток В) на кафедрі хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії з пластичною реконструктивною хірургією голови та шиї Української медичної стоматологічної академії, кафедрах стоматології Медичного інституту Сумського державного університету та Луганського державного медичного університету, кафедрах хірургічної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету, Одеського національного медичного університету та Тернопільського державного медичного університету імені І. Я. Горбачевського, кафедрах хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії Буковинського державного медичного університету та Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова, на кафедрі пропедевтичної та хірургічної стоматології Запорізького державного медичного університету, на кафедрі морфології Медичного інституту Сумського державного університету, кафедрах анатомії людини Львівського національного медичного університету ім. Д. Галицького, Тернопільського державного медичного університету імені І. Я. Горбачевського, Буковинського державного медичного університету, Одеського національного медичного університету, Харківського національного медичного університету, Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова, Української медичної стоматологічної академії, на кафедрі патологічної анатомії Медичного інституту Сумського державного університету.

Особистий внесок здобувача

Дисертація є завершеною особистою науковою роботою. Автор самостійно обґрунтувала тему та актуальність дослідження, визначила мету та його завдання. Здобувач особисто провела патентно-інформаційний пошук та аналіз літературних даних, розробила дизайн дослідження та комплекс методів, які застосовувалися під час проведення наукової роботи; виконала аналіз і узагальнення отриманих результатів, здійснила їх статистичну обробку, написала всі розділи дисертації, сформулювала основні висновки та практичні рекомендації. Експериментальні дослідження реалізовані спільно з науковим керівником на базі кафедр Медичного інституту Сумського державного університету. В кафедральних лабораторіях проведені гістоморфометричні та комп'ютерні дослідження нижніх щелеп за безпосередньої участі дисертанта. Дисертант разом з науковим керівником виконала клінічні дослідження модифікованих титанових пластин для остеосинтезу переломів НЩ на базі КЗ «Сумської обласної клінічної лікарні». В опублікованих наукових працях та у тій частині актів впровадження, що відносяться до науково-практичної новизни, використано фактичний матеріал дисертанта. Внесок дисертанта є домінуючим.

Апробація результатів дисертації

Основні матеріали дисертації оприлюднені на Міжнародних науково-практичних конференціях викладачів, лікарів, молодих учених та студентів «Актуальні питання теоретичної та клінічної медицини» Медичного інституту Сумського державного університету (Суми, 21-22 квітня 2016; Суми, 20-21 квітня 2017), науково-практичній конференції за міжнародною участю, присвяченій 150-річчю з дня народження професора М. Ф. Мельникова-Разведенкова (Харків, 24 грудня 2016), Всеукраїнській науково-методичній конференції «Перспективи розвитку медичної науки і освіти», присвяченій 25-річчю Медичного інституту Сумського державного університету (Суми, 16-17 листопада 2017), науково-практичній конференції за міжнародної участі «Теорія та практика сучасної

морфології», присвячений 100-річчю Дніпропетровської (Катеринославської) школи морфологів (Дніпро, 5-7 жовтня 2016), 56-й Польській та 14-й Міжнародній навчально-науковій конференції студентських наукових товариств та молодих лікарів *Juvenes Pro Medicina* (Лодзь, 25-26 травня 2018), IV Міжнародній науково-практичній конференції для студентів та молодих учених «Topical Issues Of Theoretical And Clinical Medicine» (Суми, 17-19 жовтня 2018).

Публікації. Основні положення дисертаційної роботи висвітлені в 5 друкованих наукових працях, серед яких 4 статті у фахових наукових виданнях України, 1 стаття опублікована в журналі, що індексується НМБД «SCOPUS». У збірниках матеріалів вітчизняних та міжнародних конгресів, з'їздів і конференцій – 6 публікацій, отримано 1 деклараційний патент України на корисну модель.

Структура та обсяг дисертації. Дисертація викладена українською мовою на 286 сторінках друкованого тексту і складається із анотації, змісту, вступу, огляду літератури, матеріалів і методів дослідження, 4 розділів із результатами власних досліджень, аналізом та узагальненням дослідження, висновків, практичних рекомендацій, списку використаної літератури, додатків. Бібліографічний показник включає 306 літературних джерела (32 сторінки), з яких 71 – кирилицею та 235 – латиною. Дисертація проілюстрована 25 таблицями (24 сторінки), 1 схемою та 100 рисунками (70 сторінок), 6 додатками (38 сторінок).

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1. Поширеність, етіо-патогенетичні аспекти переломів нижньої щелепи та післяопераційних ускладнень

Останнім часом спостерігається стійка тенденція до збільшення частоти пошкоджень кісток у щелепно-лицевій ділянці при одночасному збільшенні кількості важких уламкових, множинних переломів та комбінованих травм [14]. Причиною цього може слугувати переміщення значної частини населення з Донецької та Луганської областей та відсутність даних з тимчасово окупованих територій.

Переломи НЩ – найпоширеніші з усіх переломів лицевих кісток [40, 46]. За даними дослідників, частка пацієнтів з переломами НЩ серед усіх пацієнтів щелепно-лицьового профілю становить 75–95 % [3, 5, 51, 52, 71]. Співвідношення травм обличчя в осіб чоловічої і жіночої статі 8 до 1, тобто із значним домінуванням чоловічого травматизму [6]. Інші автори також зауважили, що частота травм у чоловіків більша, ніж у жінок [218, 223, 263.].

Значна кількість науковців зауважила, що частота переломів серед людей віком 20 – 40 років є найбільшою. Так, хворі віком від 20 до 30 років складають 36,6 %, віком від 30 до 40 років – 25,9 %. Літні особи, яким виповнилось 60 років і більше становлять 2,8 % від загальної кількості потерпілих, діти віком до 18 років – 4 % [9].

Морфологічні особливості будови кісткової тканини НЩ можуть слугувати одним із факторів ризику виникнення переломів. Так, з плином часу, виникають інволютивні зміни кісткової тканини, що проявляються у вигляді зниження мінеральної насиченості та щільності, міцності та еластичності. Важливим періодом існування людини є перші двадцять років життя, оскільки

саме протягом цього часу досягається максимальна кількість кісткової маси, а це – основна ланка функціонального та структурного стану опорно-рухового апарату. У дітей віком 10–14 років відбувається найбільший приріст кісткової компоненти (її маси, міцності та щільності) [49]. За даними літератури, на міцність кісток значною мірою (80–90 %) впливає мінеральна щільність кісткової тканини, але її будова, стан колагенових волокон, кісткового мозку та здатність до регенерації відіграють не менш важливу роль (10–20 %) [49].

Важливим також є те, що на відміну від штучних матеріалів кістка здатна змінювати свої біомеханічні властивості та геометрію під дією різних механічних навантажень у процесі життєдіяльності [35]. Прикладом може слугувати підвищення мінеральної щільності кістки під впливом значних фізичних навантажень або після тривалого застосуванням специфічних медикаментів. Загоєння переломів та вікові зміни також позначаються на структурі кісткової тканини, її біохімічному стані та механічних властивостях. В. В. Поворознюк у своїх дослідженнях стверджує, що мінеральна щільність кісток після 30 і до 80 років знижується на 25 % у чоловіків та на 33 % у жінок [49]. У дітей і підлітків, за даними Г.І. Герцен, під час росту скелету мінеральна щільність кісток увесь час збільшується і у віці 35 років її показники максимальні, далі у 35–40 років вона більш-менш стабільна, а після з кожним наступним роком вміст мінералів у кістках знижується на 0,5 % у чоловіків та на 1 % у жінок [11]. О. І. Глушков повідомив, що максимальної міцності та щільності НЩ досягає саме у віці 20–40 років [12]. Простежується від’ємна кореляція між кількістю переломів та мінеральною щільністю. Необхідно також зазначити, що на міцність кісткової тканини впливають фізико-хімічні властивості органічного матриксу твердих тканин, а саме гідродинамічні показники та склад рідини кровоносних судин кістки.

Механічні властивості кісткової тканини вперше почали досліджувати понад століття тому, використовуючи кістки тварин та померлих людей, адже проведення натурних експериментів на той час було складним та/або неможливим [97, 143, 210, 220]. І хоча такі досліді мали фундаментальний

характер у вивченні нового матеріалу, вони не надавали повного уявлення про біомеханічні властивості кісткової тканини живої людини. Механічні характеристики кістки вивчали під час різних експериментів з навантаженням кісткових зразків. Вони варіюють у широкому діапазоні на різних ділянках щелепи та у різних пацієнтів, а також залежать від віку, статі, біомеханічних параметрів та структурно-функціонального стану кісткової тканини. Це пояснює велику розбіжність даних в літературі щодо визначення основних сталих механічних показників навіть для здорової кісткової тканини. Тривкість та еластичність кісткової тканини під час захворювань і травматичних ураженнях може змінюватися більше, ніж на порядок. До того ж патологічні процеси викликають морфологічні зміни з утворенням кістки неправильної будови і відмінними механічними характеристиками, які значно розходяться з показниками здорової кісткової тканини. Отримані дані вчені зіставляли з аналогічними показниками поширених матеріалів для фіксаторів (метали, полімери, композити).

Кістки щелепно-лицевої ділянки черепа завдяки своїй особливій анатомічній будові та структурній організації дають змогу ефективно сприймати, перерозподіляти і передавати жувальний тиск величиною від 1 000 до 1 500 Н. Протягом операції металоостеосинтезу переломів кісток щелепно-лицевої ділянки характер розподілення напружень і деформацій змінюється. Навантаження головним чином припадає на пластину і тільки потім на уламки кісток близько закріплюючих гвинтів. Проте щільний контакт фрагментів кісток та наявність на їх рановій поверхні ретенційних пунктів, а також раціональне з погляду біомеханічних принципів розміщення пластини створюються умови, за яких саме кістка сприймає навантаження в зонах стиску, сприяючи розвантаженню фіксатора. Таким чином, пластини з меншою міцністю і жорсткістю здатні забезпечити хорошу стабільність фрагментів кісток навіть в умовах раннього відновлення функції щелепи.

Однією з основних проблем сучасної щелепно-лицевої хірургії є лікування переломів НЩ із відновленням втраченої форми та функції в

найкоротший термін [85]. На сьогодні серед методів лікування домінує остеосинтез титановими пластинами [52, 55]. При цьому хірургічне втручання підвищує ступінь післятравматичних змін кісткової та м'язової систем щелепно-лицевої ділянки, що сприяє розвитку вторинного інфікування ранової поверхні в післяопераційний період. Необхідною умовою зростання переломів НЩ є своєчасне співставлення уламків та жорстка їх фіксація.

Зазвичай вибір найкращого типу фіксатора дуже складний. Він повинен забезпечувати достатню стабільність за умов малоінвазивної операції і зменшувати прояв негативних біологічних ефектів, а для цього необхідно враховувати наступні фактори: тип перелому (одинарний, множинний, сегментований, з дефектом кістки/без нього, косий, спіральний чи поперечний), його розташування та рельєф поверхні, наявність ретенційних пунктів, навантаження та особливості НДС щелепи в лінії перелому, обумовлені величиною сили прикусу та тяги жувальних м'язів. Особливо показники тяги та сили прикусу мають важливе значення, адже для різних анатомо-функціональних ділянок лицевого черепа раціонально використовувати різні види фіксаторів. Проте проведений нами аналіз літератури показав, що вибір фіксатора для металоостеосинтеза відбувається переважно емпірично, що не забезпечує стабільності уламків НЩ на період консолидації та призводить до виникнення ускладнень.

Зважаючи на вищеперелічені фактори, кількість ускладнень хірургічного лікування переломів щелепно-лицевої ділянки залишається високою та складає від 13 до 35 %. Така частота негативних результатів пояснюється розхитуванням, руйнуванням пластин під впливом сил жувальних м'язів та переломами фіксаторів під дією зубів-антагоністів та/або «втоми» металу через вигин і крутіння пластини протягом хірургічного втручання [36].

Висока розповсюдженість переломів НЩ, низька результативність існуючих методів лікування, частий розвиток ускладнень обумовлює необхідність подальшого розроблення методів фіксації уламків НЩ.

1.2. Сучасні погляди на остеосинтез

На сьогодні при переломах різної топології в сучасній щелепно-лицевій хірургії використовуються якісні титанові пластини та гвинти для остеосинтезу. Вони закріплюють та надійно утримують кісткові уламки в трьох площинах упродовж всього періоду консолідації перелому [14]. Однак значна кількість публікацій вказує на істотні недоліки такого методу фіксації. Наприклад, у віддалений післяопераційний період спостерігається ряд негативних ефектів, також існує необхідність проведення операції видалення фіксаторів, а це, у свою чергу, зумовлює повторні операційні ризики і дискомфорт разом з додатковими соціально-економічними витратами [2, 104, 167, 241, 255]. Також варто враховувати ризики бактеріального обсіменіння таких металофіксаторів і неможливість їх використання у дітей та підлітків [42, 136, 258, 266, 268].

Фізико-механічні та морфологічні характеристики металу і кісткової тканини відрізняються, так, наприклад, модуль пружності титану більше аналогічного модулю кортикальної кістки приблизно на порядок. Внаслідок такої різниці у параметрах, порушується розподіл деформацій та напружень у середині кістки. Довготривале знаходження фіксатора в ділянці перелому спричиняє зниження мінеральної насиченості кістки, атрофію та вогнищеву резорбцію, тобто з'являється ефект механічного шунта [18]. До того ж використання титанових пластин може призвести до появи ряду ускладнень: хронічні запальні процеси у ділянці фіксації; розвиток неврологічної симптоматики; сенсibiliзація організму компонентами фіксатора; корозія металу тощо [2, 42, 108, 209]. Описані випадки переміщення фіксаторів в кістковій тканині [303]. Також можливі мутагенний вплив, порушення морфогенезу скелета та одонтогенезу у дітей [98, 302]. Поява холодової реакції та відчутності фіксаторів призводять до прохання хворими видалити їх [113, 255].

На пошуки альтернативного матеріалу для остеосинтезу, позбавленого недоліків металевих фіксаторів, витрачено чимало десятиріч. Однак завдяки їм

сьогодні є можливим використання біологічних імплантатів та біодеградуючих матеріалів [23, 98, 111, 125, 209, 269].

У 1852 році М. І. Пирогов запропонував метод кісткової пластики, який згодом набув популярності в медицині. У своїй праці про лікування вогнепальних переломів (1854) він продемонстрував, які відмінні пластичні властивості притаманні дрібним уламкам кісток. Хірурги кінця ХХ століття і наступних років для трансплантації обирали подрібнену аутогенну губчасту кістку. Уламки кісток сприяють утворенню нової кісткової тканини та метапластичних ділянок кісткоутворення, а також активують остеопластичні властивості періостальних та ендостальних остеогенних елементів кісткового ложа [47].

Сьогодні для усунення дефектів щелепно-лицевої ділянки застосовують губчасту або щільну речовини кістки від того самого пацієнта чи від донора, проте у більшості випадків фахівці віддають перевагу аутотрансплантатам. Трансплантати з щільної речовини застосовують для інтрамедулярної (внутрішньокісткової) і екстремедулярної (зовнішньої) фіксації кістки; а також як допоміжний матеріал при відновлювальних операціях для стимуляції синтезу нової кісткової тканини [43].

Асиміляція нової кісткової тканини можлива лише при відсутності негативного впливу консерванту на оточуючі тканини та дотримання певних умов консервації, яка повинна гарантувати: збереження стерильності взятої кістки; зниження процесів розпаду в тканинах трансплантата та підтримання її біологічних властивостей; зменшення імуногенних властивостей чужорідного білка [68]. При використанні алотрансплантату є загроза інфікування реципієнта вірусами (наприклад, ВІЛ-інфекція або гепатит) та відторгнення чи нагноєння імплантату через розвиток аутоімунної реакції [31, 37, 44, 45, 185]. До недоліків аутотрансплантації відносять погіршення загального стану пацієнта, подовження часу операції та неможливість у ряді випадків отримання матеріалу необхідних форми та розміру. Перераховані недоліки ауто- і алотрансплантації обмежують їх використання в якості методу остеосинтезу. Тому, незважаючи на великий вибір

біологічних кісткових імплантатів, операції остеосинтезу НЩ проводять з використанням штучних матеріалів.

Досить давно з'явилися перші спроби використання матеріалів (біодеградуєчих), здатних повністю розсмоктуватися в організмі людини. У 1960 році вони застосовувалися вперше в якості затискачів для зупинки кровотечі та хірургічного матеріалу [69, 138]. Проте справжнє відкриття відбулося в кінці 70-х та на початку 80-х років минулого століття, коли з'явилася технологічна можливість виготовлення складних конструкцій (пластини, гвинти). Але в травматології та ортопедії до імплантатів є певні вимоги, через які коло використання біодеградуєчих матеріалів різко обмежено.

Біодеградація імплантатів починається з центру, повільніше резорбується зовнішня оболонка, яка зберігається до тих пір, поки набрякання фіксатора не зруйнує її. Руйнування зовнішньої оболонки супроводжується гідролізом полімерних комплексів на менші водорозчинні ланки, які далі у циклі трикарбонових кислот (Кребса) катаболізуються з утворенням вуглекислого газу і води [131, 179, 225, 285]. Після біодеградації імплантату на його місці утворюється кісткова або фіброзна тканина [137]. Такий метод остеосинтезу вважається менш травматичним, оскільки не потребують видалення фіксаторів, не заважає росту кістки і не призводить до температурної чутливості [246]. Завдяки тому, що фіксатори рентгенопроникні, вони не перешкоджають проведенню комп'ютерної або магнітно-резонансної томографії та дають можливість отримати чітке рентгенологічне зображення перелому після операції [299]. Іншою перевагою використання біодеградуєчих імплантатів є схожість фізико-механічних показників полімеру та кістки, за рахунок чого розподіл механічного напруження у середині кісткової тканини відповідає фізіологічному, а природні механічні навантаження зберігаються, це є важливою умовою попередження остеопору, регуляції перебудови і репаративної регенерації кістки [34].

До недоліків біодеградуєчих полімерних фіксаторів відносять: більший розмір і м'якість гвинтів та пластин, порівняно з титановими аналогами;

необхідність джерела нагрівання для полегшення згинання; відсутність саморізності гвинтів; обмежений робочий час [98]. Застосування полімерних фіксаторів з біодеградуючого матеріалу нераціонально у випадку підвищеного м'язового навантаження на ділянку перелому; біомеханічно несприятливих та функціонально нестабільних переломах; відсутності ретенції уламків у необхідному положенні; домінування деформацій згину, зсуву, кручення у ділянці встановлення імплантату; коли анатомічна будова рельєфу кістки складна і неможливо адаптувати та закріпити полімерну пластину [109, 265]. Однак при переломах кісток верхньої, деяких ділянок нижньої щелепи або середньої третини щелепно-лицевої ділянки, використання полімерних фіксаторів доцільно, адже ці ділянки лицевого черепа не зазнають значного м'язового навантаження. Біомеханічно сприятливі переломи щелепно-лицевої ділянки в місцях деформацій розтягування-стиснення також є показанням до застосування полімерних імплантатів [98]. Сумнівна здатність біодеградуючих матеріалів сприймати функціональні напруження під час виконання різного роду функцій впродовж тривалого часу без руйнування та виникнення незворотних деформацій обмежує використання біодеградуючого остеосинтезу у різних анатоμο-функціональних ділянках лицевого черепа [34]. Літературні дані стверджують, що при використанні для остеосинтезу полімерних фіксаторів кількість ускладнень не менша, ніж під час застосування металів [9, 151, 297].

На сьогодні для остеосинтезу використовують три різновиди біодеградуючих матеріалів: кераміка та її композити; полімери; металевий магній.

Першими біорозкладними матеріалами, що застосовували в ортопедії та травматології, стали полімери [101]. Залежно від походження, полімери ділять на: біополімери, тобто природного походження (нуклеїнові кислоти, білки, смоли); синтетичні матеріали (поліпропілен, смоли з феноло-формальдегіду, поліетилен). Біорозкладні пластини та гвинти для ортопедії та травматології виготовляють з полігліколевих (PGA) і полімолочних кислот (PLA). Тривалість

резорбції полімерного імплантату залежить від використаного матеріалу і триває переважно від 8 місяців до 5 років [88, 179]. Недоліки біорозкладаних матеріалів обмежують їх використання для остеосинтезу в практиці лікаря-травматолога, хірурга та ортопеда. До них відносять рентгеноконтрастність матеріалу, заміщення сполучною тканиною, низький модуль пружності Юнга, ламкість та слабкий опір на розрив [296]. Ось чому полімерні імплантати досі не набули великого поширення для остеосинтезу в травматології та ортопедії.

На межі XX – XXI століть почались дослідження керамічних матеріалів для усунення дефектів кісток [23, 269]. Для цього використовували гідроксіапатит і трикальційфосфат, отримання яких можливо синтетичним (методи хімічного спікання або згущення та ін.) і природним шляхом (з біологічної сировини). Пориста структура розчинного гідроксіапатиту подібна природному, але синтетичний має більш високу щільність; через це збільшується період повної резорбції; а розсмоктування хімічного матеріалу може бути нерівномірним, або взагалі відсутнім [269]. Даному матеріалу присутня клітинна деградація, більша частина котрого резорбується остеокластами в рідині впродовж 6-10 місяців. У щільному середовищі, порівняно з губчатим, розсмоктування займає більше часу.

Завдяки схожій будові гідроксіапатиту з неорганічним матриксом кістки, він має властивість до остеокондукції, забезпечує прилипання кісткових клітин і білків, приймає участь у обміні іонів. До синтетичних гідроксіапатитів відносять коралові (біологічні) матеріали. Вони мають будову полікристалічної кераміки, що містить в собі карбонат кальцію (арагоніт) [23]. Коралові матеріали мають багато спільного з синтетичними формами та становлять собою алотропну форму природного гідроксіапатиту кістки завдяки своїм кристалічним властивостям з високою щільністю.

Експоліуретанова композиція становить собою приклад полімерного композитного біоактивного матеріалу, з якого виготовляють різної форми та розміру накісні фіксатори для остеосинтезу. В його склад входить гідроксіапатит та левамیزол (ЕПУ – ГАП – ЛЕВ). Структура ЕПУ – ГАП – ЛЕВ

відрізняє композит від існуючих аналогів значними міцністю і опором при розтягуванні. Міцніше цього композиту тільки металеві, а саме, титанові матеріали [34, 35]. Наявність гідроксіапатиту у структурі полімерного матеріалу надає йому остеокондуктивні властивості та сприяє репаративній регенерації кісткової тканини; а місцеве застосування левамізолу запобігає виникненню ускладнень після операції та поліпшує умови для консолідації уламків кісток.

Трикальційфосфати представляють ще одну групу керамічних матеріалів синтетичного походження. У їх складі присутньо багато метаболічно активних речовин, проте матеріал не вважають аналогом кальційфосфатних сполук природного гідроксіапатиту [23]. Активні сполуки кальційфосфатних імплантатів трансформуються в гідроксіапатит, а інші розчиняються. В організмі людини трикальційфосфатні фіксатори з'єднуються з тканиною кісток, утворюючи складний мінерал–білок–клітинний комплекс [23]. При чому утворення нової тканини за механізмом подібне до механізму ремоделювання кістки. Сучасні дослідження свідчать про ефективність використання кальційфосфатних матеріалів для усунення дефекту пародонта.

Кальційфосфатний біоцемент у ін'єкційних формах має ряд переваг: фіксація імплантатів; закріплення уламків кісток; мінімальне хірургічне втручання; рівномірний розподіл введених у цемент антибіотиків та морфогенетичних білків кістки для покращення остеоіндуктивних властивостей та довготривалого виходу в ділянці імплантації; адаптація до кісткового дефекту, що забезпечує тісний контакт фіксатора з кісткою; біорезорбція та відсутність необхідності повторного хірургічного втручання [50].

Трикальційфосфатні біоцементи ділять на три групи відповідно до складу затверділого компоненту: апатитові, брушитові, кальційфосфатні [50]. Цементи з брушитом при фізіологічних показниках рН швидше деградують в сироватці крові, ніж інші види біоцементів, тому відновлення кістки відбувається швидше [63].

Проте основним недоліком застосування кальційфосфатної кераміки в якості матеріалу для фіксаторів є недостатня механічна міцність.

Серед металевих фіксаторів у даний час відомі також імпланти з магнієвих сплавів. Відзнакою магнію та продуктів його розпаду є гарна сумісність з власними тканинами людини. Під час дослідження фіксаторів з магнію було встановлено, що Mg та продукти його деградації позитивно впливають на створення нової кісткової тканини, проте механізм цього поки незрозумілий. Одна з теорій пояснює це тим, що на поверхні імплантату виникає шар фосфату магнію та відбуваються іонно-обмінні реакції, а потім адсорбуються певні білки, які стимулюють процес загоєння та ріст нових кісткових клітин [295]. Така реакція призводить до появи прямих хімічних зв'язків між новоствореною кістковою тканиною, а саме її мінеральною фазою, та магнієвим імплантатом.

Сплави з магнію легкі, але у той же час міцні, завдяки чому вони придатні для виготовлення імплантів. Магнієві сплави відрізняються своєю еластичністю, проте це може стати причиною стресового перелому імплантату через постійні процеси ремоделювання кісткової тканини під дією навантаження. Порівнюючи модулі еластичності магнієвих (~ 45 ГПа) та титанових (~ 115 ГПа) сплавів, а також нержавіючої сталі (~ 200 ГПа), можна зробити висновок, що перші найбільш близькі до показників кісткової тканини (20–40 ГПа). Тобто еластичність магнієвих сплавів найбільше відповідає кістці [295].

На сучасному світовому ринку комерційні магнієві сплави представлені наступними матеріалами з механічними та біокорозійними властивостями: зарубіжні – AZ91 (серії від А до Е), LAE442, WE43; вітчизняні - сплави магнію і літію (МЛ-5 і МЛ-10). В експериментах найчастіше застосовують сполучення магнію з кальцієм (LAE442) та магнію з цирконієм (AZ91) [295].

Цікаво, що про здатність деградації металевого магнію у живих тканинах було відомо більше сотні років тому. Наприклад, Рауг для лікування ангіом

застосовував голки металевого магнію з метою тромбозу оточуючих пухлину кровоносних судин.

В 1937 році у Франції Lambotte запропонував використовувати для закріплення кісток гомілки фіксатори у вигляді петель та гвинтів зі сплаву Dow-metal, який на 92 % складався з магнію, на 8 % – з алюмінію та слідів марганцю [54]. D. Earl і Mc. Braid у 1938 році сповістили про успішний результат остеосинтезу переломів плеча та передпліччя за допомогою застосування фіксаторів з матеріалу схожого на Dow-metal [62]. У 1940-му Я.М. Криницький доповів про свій досвід застосування сплаву магнію (90%) та алюмінію (10%) під назвою «Електрон» для остеосинтезу. Дослідник отримав позитивні результати після експериментів на щурах, кроликах і навіть самому собі [62]. Д.С. Ковальов у 1946 році також успішно застосував фіксатори зі сплаву «Електрон» під час декількох операцій на несправжньому суглобі стегна після поранень вогнепального характеру [54]. А.А. Сомов в 1956 році протягом експериментальних операцій на кроликах застосовував різновиди магнієвого сплаву та довів, що незначний відсоток алюмінію та марганцю в складі сприяє вираженій остеопластичності матеріалу [54]. Подальші дослідження довели це і встановили, що присутність Mg збільшує зчеплення фіксатора з кістковою клітиною та не впливає на розвиток остеокита. Також багато науковців в своїх роботах описують місцеву антибактеріальну дію сплавів з магнію. Спостереження після імплантація металевих фіксаторів з магнію або його сплавів з невеликим вмістом марганцю, алюмінію, цирконію та цинку, виявили швидкий синтез кісткової мозолі з наступним формуванням повноцінної кістки.

Нові експерименти по створенню сучасних біодеградуєчих імплантатів на основі магнію та його сплавів, з'явилися у кінці 90-х років минулого сторіччя [68]. Вони продемонстрували можливість виготовлення різноманітних фіксаторів для травматології та ортопедії із металевого магнію та його сплавів.

І хоча магнієвими сплавами цікавиться багато науковців, проте показання щодо використання біоматеріалів з металевого магнію та його сплавів для остеосинтезу обмежені. Серед проблем, що ускладнюють застосування

імплантатів із магнієвого сплаву – недостатні фізико-механічні властивості хімічно чистої речовини (крихкість та слабкість на розрив), низький модуль пружності Юнга (45 ГПа), труднощі оброблення та виготовлення окремих видів імплантатів. Фіксатор повинен мати достатню стійкість до корозії і міцність матеріалу на необхідний для консолідації перелому період часу, що у питанні з магнієвими імплантатами й досі залишається складним завданням. Після корозії магнієвого фіксатора рН оточуючого середовища змінюється на кислий, що негативно впливає на ділянку перелому, адже в таких умовах посилюється активність остеокластів та погіршується остеобластогенез. А в експериментах на тваринах виявлено, що біокорозія магнію за рахунок виділення водню може спровокувати утворення газової гангрени [54, 62, 294].

Аналіз вузькопрофільної літератури останнього десятиріччя показав, що кількість наукових досліджень з вивчення властивостей магнієвих сплавів, впливу їх на розвиток та регенерацію кісток, та використання в якості імплантатів в остеосинтезі значно зросла [295]. Під час експериментів на тваринах було доведено, що магнієві сплави добре сумісні з власними тканинами людини, мають модуль пружності Юнга максимально подібний до аналогічного кісткової тканини, та володіють достатньою корозійною стійкістю. Механічні властивості магнієвих сплавів дозволяють виготовляти з них фіксатори різного спрямування: гвинтів, мініпластин, пористих металевих основ, стрижнів [64]. Порівняно з біоінертними сплавами металів, біокерамікою та полімерами, імплантатам на основі магнію притаманно чимало переваг: нетоксичні, не володіють канцерогенною дією, еластичні та механічні властивості матеріалу дуже східні з кістковою тканиною, самостійно повністю елімінуються із організму, що виключає необхідність повторного хірургічного втручання, та можливо мають локальний антибактеріальний та остеіндуктивний вплив [64].

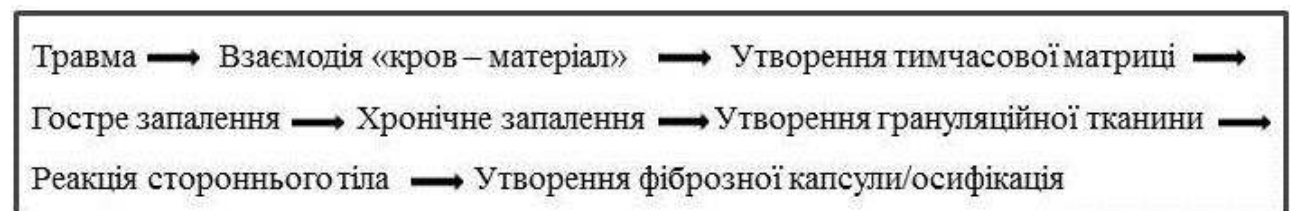
Отже, дані, отримані із вивченої нами літератури, свідчать про постійне прагнення дослідників до розроблення перспективних методів остеосинтезу, невирішені проблеми лікування потерпілих з переломом НЩ. На жаль, сучасні

дослідження описують проблему порівняльної характеристики нових методик лише відносно традиційних, а це не дозволяє однозначно оцінити їх ефективність.

1.3. Морфологічний погляд на біологічно та фізіологічно сумісні матеріали для остеосинтезу

Остеосинтез – хірургічна операція, що супроводжується пошкодженням тканини та порушенням цілісності стінок кровоносних судин із наступним вивільненням компонентів крові. Очевидно, що успіх лікування переломів кісток за допомогою остеосинтезу титановими пластинами залежить від ступеня та типу реакції тканин. Внаслідок пошкодження судинної стінки та порушення кровотоку у ділянці металоостеосинтезу розвивається запальна реакція. Сукупність місцевих та системних реакцій тканин лежать в основі особливостей біосумісності [237]. Термін «біосумісність» Anderson визначав, як відсутність негативних реакцій на знаходження в організмі реципієнта матеріалу донора, імплантату чи медичного пристрою та їх здатність нормального функціонування за даних умов [84]. Основні ознаки тканинної відповіді після виконання операції остеосинтезу зображені на схемі 1.1 [215].

Схема 1.1



Отже, запуск каскадної клітинної реакції після взаємодії крові реципієнта з матеріалом донора/імплантату починається через травму та активацію гомеостатичного механізму (рис. 1.1) [203].

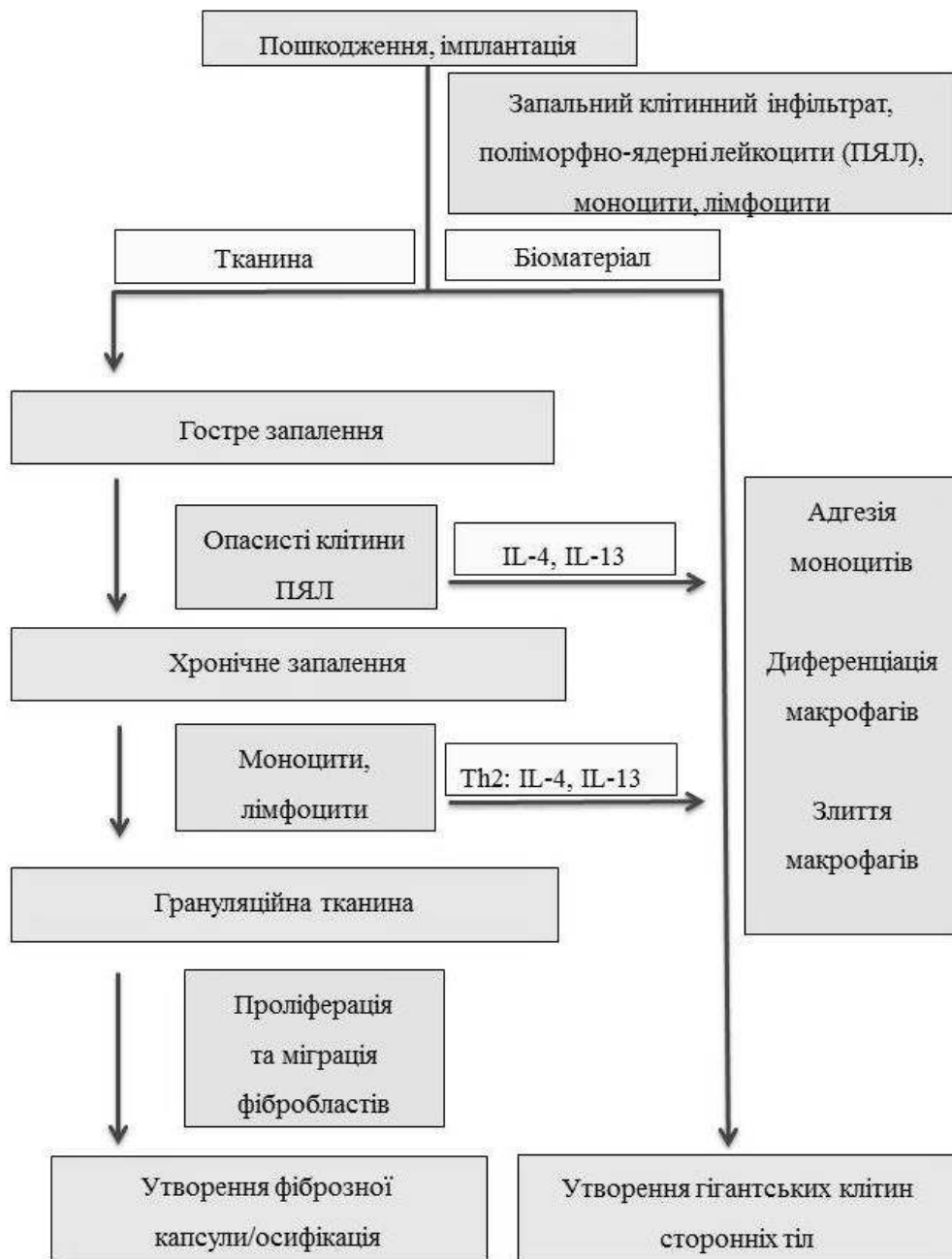


Рисунок. 1.1 – Утворення гігантських клітин сторонніх тіл (ГКСТ): запалення та ранозагоювальні реакції на імплантацію медичних пристроїв, протезів та біоматеріалів

Перший контакт «кров – матеріал» супроводжується утворенням тимчасової матриці з наступним розвитком гострого, а далі хронічного запалення. На степінь вираженості реакції організму реципієнта впливає об'єм хірургічного втручання під час металоостеосинтезу, розмір пошкодження тканин чи органів, ступень утворення тимчасової матриці.

Ушкодження тканин в ділянці остеосинтезу внаслідок хірургічного втручання, провокує розвиток стійкого запалення, на що вказує поява нейтрофільних лейкоцитів та мононуклеарних клітин. Хронічне запалення звичайно обмежується місцем імплантації, а також на відміну від гострого є гістологічно не різноманітним та триває переважно не більше двох тижнів. За допомогою хронічного запалення описують реакцію стороннього тіла (РСТ), де на поверхні біоматеріалу також присутні макрофаги, ГКСТ та моноцити. Важливим є те, що макрофаги при хронічному запаленні презентують антиген імунокомпетентним клітинам та запускають імунну відповідь [107]. Окрім клітинної інфільтрації, при хронічному запаленні відбуваються: місцевий стаз еритроцитів та запалення судин дрібного калібру, що характеризує порушення мікроциркуляції; імунні реакції у вигляді інфільтрації плазмоцитами, розростання грануляційної тканини, фібриноїдних змін та гіалінозу.

Якщо ознаки гострого та/або хронічного запалення зберігаються більш, ніж три тижні, це вказує приєднання інфекції. Кінець гострої чи хронічної запальної реакції супроводжується розвитком грануляційної тканини на місці встановленого імплантату, про що свідчить присутність макрофагів, інфільтрація фібробластами та поява новоутворених судин на місці загоєння. Далі грануляційна тканина відмежовується від поверхні імплантату/біоматеріалу за допомогою клітинних компонентів РСТ (1-2 шари моноцитів, макрофагів чи ГКСТ) з наступним дозріванням у фіброзну капсулу.

Таке перетворення грануляційної тканини свідчить про загоєння запального процесу та є варіантом нормальної реакції організму на біоматеріал. Початок утворення грануляційної тканини можна очікувати через 3-5 днів після проведення остеосинтезу металевим імплантатом, час ініціювання цієї реакції загоєння залежить від локалізації та розміру пошкодження тканини.

Кінцевою стадією каскадної запальної реакції є виникнення РСТ, яка починається у відповідь на пошкодження тканини біоматеріалом, імплантатом чи медичним пристроєм під час хірургічного втручання. У склад РСТ входять макрофаги та ГКСТ, які розташовуються на межі «тканина – матеріал» в

умовах *in vivo*, а також оточуюча її фіброзна капсула, що складається з фібробластів та колагенових волокон. Зазначимо, що РСТ є останнім компонентом каскаду реакцій відторгнення (хост-реакцій), які виникають у відповідь на фіксацію імплантатів. Тривалість та інтенсивність таких реакцій залежать від площі пошкоджених протягом хірургічного втручання тканин. Перебіг РСТ може бути нормальним впродовж усього терміну існування фіксатора в організмі людини, але її компоненти можуть змінюватися [83].

РСТ із макрофагами та ГКСТ на кордоні «імплантат/біоматеріал – тканина» обумовлюється формою, розміром, фізико-хімічними та механічними властивостями біоматеріалу [83]. Важливе значення відіграють властивості поверхні матеріалу, оскільки вони можуть впливати на інтенсивність РСТ, контролювати її ступінь та утворення фіброзної капсули.

Більша частина РСТ складається з макрофагів чи/і ГКСТ, які здатні упродовж усього терміну служби імплантату знаходитись на межі системи «тканина – імплантат» (див. рис. 1.1) [231]. Як правило, волокниста інкапсуляція (фіброз) охоплює імплантат/біоматеріал з його РСТ та відокремлює цей комплекс від оточуючих тканин [158, 180]. Відомо, що за активацію макрофагів відповідають фізико-хімічні властивості біоматеріалів, але наступні реакції щодо діяльності макрофагів на поверхні імплантату достовірно не відомі. Результатом злиття тканинних макрофагів, отриманих з моноцитів циркулюючої крові, є утворення багатоядерних ГКСТ. Величезні ГКСТ з великою кількістю ядер, можна побачити на поверхні біоматеріалів/імплантатів, проте невідомо як саме, маючи змогу персистувати протягом усього терміну служби імплантату, вони стають або нерухомими, або продовжують бути активними, випускаючи свої лізосомальні ферменти.

ГКСТ можна знайти також в місцях, де об'єм сторонніх частинок занадто великий, щоб забезпечити макрофагальний фагоцитоз. Вважають, що утворення ГКСТ відбувається шляхом злиття макрофагів, а їх функція подібна до функції остеобластів, тобто деградація та резорбція основної речовини. На

рисунку 1.2 наведені суттєві відмінності щодо факторів, які матимуть важливу роль в утворенні та функціонуванні остеокластів та ГКСТ.

ФАКТОР	ОСТЕОКЛАСТ	ГІГАНТСЬКА КЛІТИНА СТОРОННІХ ТІЛ	
СУБСТРАТ ДЛЯ АДГЕЗІЇ	Кістка, дентин	Імплантовані матеріали, гідрофобні/гідрофільні, нейтральні/іонні	
ПОВЕРХНЕВІ (АДСОРБОВАНІ) ПРОТЕЇНИ	Остеопонтин, вітронектин, фібрин, кістковий сіалопротейн	Компонент комплексу (іс3b), вітронектин, фібрин	
РЕЦЕПТОРИ АДГЕЗІЇ, ІНТЕГРИНИ CD47	$\alpha V \beta 3$, $\alpha 5 \beta 1$, $\alpha 3 \beta 1$	$\alpha M \beta 2$, $\alpha X \beta 2$	
РОЗЧИННІ МЕДІАТОРИ ЗЛИТТЯ	CCL-2, RANKL, M-CSF, TNF- α , IL-1	CCL-2, IL-4, IL-13, INF- γ ,	IL-3, Con A, PHA
РЕЦЕПТОРИ/ЛІГАНДИ	DC-STAMP	DC-STAMP	
MFR	MFR	-	
CD48	Маннозний рецептор (CD26), Av $\beta 3$, RANKL, E-кадгерин, CD44, CD81, CD9, конексин 43	CD13 (амінопептидаза N), галектин-3, E-кадгерин, CD44, CD81, CD9, конексин 43, P ₂ X ₇ -рецептор, пресенілін 2	
ФЕНОТИПІЧНА ЕКСПРЕСІЯ	Катепсин K, кислота	Фагоцитоз (руйнування), кислота, проміжний реактивний кисень, лімфоцити ко-стимулятори (HLA-DR, B7-2, B7-H1, CD98), CD44 (HSCAM)	

Рисунок. 1.2 – Фактори, що сприяють прилипанню та злиттю моноцитів/макрофагів у процесі утворення ГКСТ

У порівнянні з остеобластами, які адгезують до поверхні кістки, ГКСТ та його макрофагальні попередники мають здатність прилипати до різних синтетичних поверхонь, які різняться своїми фізико-хімічними та поверхневими (гідрофільними/гідрофобними) властивостями [83].

Хоча біоматеріал і вважається біосумісним, мікрорельєф його поверхні, форма та розмір впливають на реакції тканин і тип клітин-учасниць процесу

запалення. На плоскій чи гладкій поверхні РСТ утворюється з шару макрофагів, товщиною в 1-2 клітини, кількох пластів фібробластів, міофібробластів та колагенових волокон, а ГКСТ небагато і розташовуються вони на кордоні імплантату та капсули. На поверхнях з вираженою шорсткістю РСТ представлена макрофагами та ГКСТ. РСТ на тканинні матеріали зазвичай складається з макрофагів та ГКСТ з різним ступенем зрілості грануляційної тканини, яка розташовується близько до їх поверхні.

Отже, під час застосування біосумісних матеріалів, РСТ, що виникає в ділянці фіксації імплантату, можна контролювати шляхом зміни мікрорельєфу поверхні, форми та об'єму імплантату. Таким чином, основною складовою РСТ при застосуванні плоских гладких та невеликих імплантатів буде фіброз, а об'ємних, високих імплантатів з пористою структурою – макрофаги та ГКСТ.

У своїх працях Davila стверджував, що імплантати великого розміру погіршують постачання поживних речовин до прилеглих тканин [129, 130]. Матеріали невеликої товщини та менші за розміром (30-50 μ) більш поблажливі до оточуючих тканин, мають гарну мікроциркуляцію крові, пористу структуру та утворюють тонку фіброзну оболонку. Крім цього, автор продемонстрував, що на виникнення РСТ більшою мірою впливає розмір імплантату, ніж тип його матеріалу [129].

Металевий імплантат, значно змінюючи місцеве діелектричне середовище, впливає на локальні міжмолекулярні взаємодії. В деяких випадках є ймовірність зміни мембранного заряду у клітин, які доторкаються або розташовуються занадто близько до поверхні імплантату, що пов'язано з відсутністю на його поверхні фізіологічних іонів. На тканинну реакцію можуть впливати наявність поверхневих дефектів та місцева орієнтація кристалічної ґратки на поверхні медичного девайсу, у тому числі дипольна орієнтація або залишковий поверхневий заряд. Вищезазначені фактори підтверджують важливість поверхневої вільної енергії.

Відомо, що на «інертні» імплантати можуть впливати продукти електрохімічного руйнування (іони) металевих фіксаторів. Тому Laing et al. у

дослідах на м'язовій тканині кроликів з огляду на величину поперечного перерізу фіброзної капсули виділили чотири основні реакції на велику різноманітність металів [205]. Так у першій групі її величина поперечного перерізу коливалася в межах 2–8 μ , у четвертій групі – від 100 μ до декількох сотень μ . Ступінь корозії імплантатів співвідносився з величиною поперечного перерізу фіброзної капсули. Для дуже вираженої реакції величина поперечного перерізу фіброзної капсули була більше за 1 000 μ , а для слабкої – в межах від 2 до 8 μ . Також, крім співзалежності між величиною поперечного перерізу фіброзної капсули та кількістю іонів, був встановлений зв'язок між величиною поперечного перерізу фіброзної капсули й токсичністю іонів. У дослідженні було доведено, що величина та вид клітинної популяції РСТ можуть варіювати так само, як і величина поперечного перерізу фіброзної капсули, а продукти з токсичними властивостями, утворені в результаті корозії, можуть змінювати тканинні реакції [204].

Значну роль у визначенні успіху при імплантації біоматеріалів можуть відігравати нетоксичні хімічні взаємодії фізіологічних речовин та імплантатів. Це пояснюється з тим, що такі зв'язки можуть призводити до зміни поверхневих властивостей та механічної функції імплантатів.

На успіх остеосинтезу за допомогою металевих імплантатів впливає тип реагування організму у відповідь на запальну реакцію. Тип реактивності організму зумовлює поділ запалення на адекватне (нормоергічне) та неадекватне (гіперергічне та гіпергічне). У здорової людини, як відповідь на запальну реакцію, розвивається нормоергічне запалення, при якому усі компоненти запалення збалансовані, а відповідь організму відповідає силі дії флотогенного агента. За умови розвитку сенсibiliзації організму, виникає гіперергічне запалення, засноване на імунних реакціях організму і яке не відповідає силі дії флотогенного агента. В основі появи такого роду реакції лежить ослаблення гальмівних процесів у різних нейронах центральної та периферичної нервової системи й підвищення збудливості структур нервової, м'язової тканин тощо. При цьому виникає реакція гіперчутливості негайного

типу з утворенням імунного комплексу антиген – антитіло з цитотоксичними та лейкоцитарними властивостями, дію яких посилює приєднання комплементу. Комплекси антиген – антитіло у місцях свого розташування вивільняють медіатори запалення/алергії, які порушують кровоток у мікроциркуляторному руслі та спричиняють некроз та гіпоксію тканин. Вогнище запалення формують опасисті клітини макро- та мікрофаги, Т-лімфоцити, В-лімфоцити [215]. Головна роль у виникненні гіперергічного запалення належить Т-кілерам. Гіпоергічний тип запалення характеризується довготривалим, млявим перебігом. Серед причин виникнення гіпоергічного типу запалення: депресія, наркоз, сон, променева хвороба, пухлини, кахексія, дистрофічні процеси, старіння організму. На відміну від гіперергічного запалення, в основі гіперергічного типу реагування лежить зниження чутливості збудливих тканин, послаблення збудження та посилення гальмівних процесів в нервовій системі, пригнічення активності серцево-судинної, ендокринної, імунної, м'язової та інших систем. Гіпоергічне запалення позитивного типу пасивною імунізацією, зумовленою введенням готових антитіл для профілактики тяжкої інфекції. Реакція по типу негативного гіпоергічного запалення проходить у виснаженому організмі, наприклад через похилий вік пацієнта, деструктивні процеси та запалення у органах та тканинах. Таким чином, можна зробити висновок, що успіх металоостеосинтезу залежить також від типу реагування організму на запалення, і найбільш сприяє цьому нормоергічна реакція.

Міграція імплантату відносно прилеглих тканин призводить до подразнення клітин, що провокує тканинну відповідь. Отже, переміщення імплантату необхідно також розглядати як фактор, провокуючий виникнення РСТ [215]. Рухомість імплантату в тілі не важко визначити – шкіра та підшкірна клітковина дуже податливі, суглоби здатні обертатися та згинатися, м'язи скорочуватися та розслаблятися тощо. При порівнянні різних ділянок імплантації науковці дійшли висновку, що найбільш виражена РСТ виникала при імплантації в ділянці НЩ, передніх відділів покрівлі черепа, паравертебральних та стегових м'язів. Ймовірно, виражена РСТ у

вищеперерахованих місцях пов'язана з їх постійним скороченням – розслабленням.

Таким чином, РСТ у ділянці хірургічного втручання, зокрема остеосинтезу, можна регулювати шляхом зміни типу реактивності організму, мікрорельєфу поверхні імплантату, його форми, розміру та об'єму.

1.4. Методи вивчення переломів нижньої щелепи та способи їх лікування в історичному аспекті

Великий відсоток травм НЩ пояснює актуальність проблеми пошуку найкращого методу лікування переломів цієї ділянки [14, 251]. Це пов'язано з особливостями анатомічної будови НЩ (підковоподібна форма, жорстка фіксація кінців за типом шарніра тощо) та її функціональних властивостей (навантаження під час жування, тяга жувальних м'язів та ін.). Характер зміщення уламків НЩ один відносно одного залежить від сили травмуючого фактора, вектора прикладання сили, сили скорочення і напрямлення тяги жувальних м'язів. У зв'язку з цим, для вибору найкращої конструкції титанових пластин та морфологічного обґрунтування найбільш оптимального методу остеосинтезу переломів НЩ застосовують експериментально-морфологічний (*in vivo*, *in vitro*) метод та КМ переломів НЩ.

М.Г. Коротких із колегами проводили експериментально-морфологічне дослідження моделювання переломів НЩ з наступним металоостеосинтезом титановими імплантатами на зрілих, безпородних, лабораторних кроликах [25]. Дослідження проводилося в умовах експериментально-біологічної лабораторії. Об'єктом дослідження були частина НЩ висічена разом із ділянкою зрощення з кістковою мозолею, проксимальний та дистальний уламки кістки.

Деякі науковці проводили дослідження біомеханічних властивостей серединних та ангулярних переломів НЩ шляхом моделювання їх у овець [78, 97, 142, 143, 244, 282]. Проте існуюча морфологічна відмінність перелому НЩ тварин та людини в умовах експерименту, зумовила початок проведення

досліджень на НЩ померлих людей [115, 220]. У дослідженнях на людських НЩ вчені зіставляли різноманітні схеми фіксації переломів, наприклад, за допомогою звичайних мініпластин, динамічних компресійних та класичних прямих пластин, трапецієподібних, прямокутних тощо. Вплив м'язових сил імітували за допомогою системи дротів. Навантаження моделювали імітацією трьох рухів суглоба (угору, вперед та медіально), або восьми рухів НЩ [306, 220].

У своїх дослідженнях Gutwald et al. використовували НЩ, отримані від померлих людей, для зіставлення поведінки пластин для остеосинтезу ангулярних та серединних переломів різної конфігурації [166]. Далі прикладали індикатори навантаження та піддавали НЩ крутильним, краніальним та каудальним силам.

Однак кісткова тканина НЩ померлих людей швидко змінює свої еластичні властивості, тому використання аутопсійних щелеп обмежене для біомеханічного дослідження. Це надихнуло вчених на поліпшення реалістичних моделей прототипів щелеп, відповідно до стандартизованих значень модуля пружності, що відповідає пружній поведінці середньостатистичної НЩ людини.

Ось чому, значна кількість вчених у своїх дослідженнях почала застосовувати поліуретанові прототипи НЩ [89, 156, 171, 281]. Лабораторні експерименти проводили із застосуванням оціночних методів, різноманітних модифікацій гвинтів та пластин [173]. Серед методів остеосинтезу науковці застосовували, наприклад, дві пластин, протиставлення двох пластин із різною довжиною одна одній, звичайну динамічну компресійну пластину тощо.

Оцінювання біомеханічних сил загоєння ангулярних переломів із використанням поліуретанової моделі НЩ провели Dichard and Klotch [133]. Вони застосовували дану модель в конструкції консольної балки, яка була представлена моделлю зі стандартизованими навантаженням, розташуванням пластини, значенням деформації та локалізацією перелому. Під час свого

дослідження Dichard and Klotch оцінили 9 модифікацій реконструктивних, компресійних, стягувальних/стабілізувальних пластин.

Деякі науковці проводили експерименти із застосуванням як аутопсійних, так і поліуретанових НЩ [260].

Champy et al. під час своїх біомеханічних дослідженнях створили концепт ідеальної лінії остеосинтезу [112]. В якості прототипу НЩ вони застосовували блоки з фотоеластичної смоли (аралдит). Фіксацію пластини проводили на бічній поверхні блоків по верхньому краю, а до самого комплексу прикладали просте консольне навантаження. У результаті дослідники дійшли висновку, що схема розподілу напруження в цілих блоках була подібною до тої, що і блоках, закріплених пластиною.

Деяких вчених бентежило, що прямокутний блок використаний Champy et al. занадто проста модель для відтворення такої складної анатомічної будови НЩ [112, 256]. Тому вони створили анатомічно правильні моделі НЩ із використанням тієї ж фотоеластичної смоли. Відтворені на моделях переломи НЩ були закріплені мініпластинами та порівняні з цілими (контрольними).

Біомеханіка не єдиний фактор, на який слід звертати увагу під час остеосинтезу переломів, тому результатів лише біомеханічних досліджень недостатньо, тип паче вони не завжди відповідають клінічним [244]. Ось чому, дослідження необхідно проводити так, щоб вони максимально повторювали клінічні умови та параметри, тільки за таких умов лікар зможе отримати більше корисної інформації [174]. Таким чином, методи морфологічного моделювання переломів НЩ за допомогою тривимірної моделі (поєднання експерименту з КМ) набуваю все більшого розвитку[182].

Літературні дані свідчать, що тільки з появою КМ з'явилася можливість повністю імітувати рухи НЩ, враховувати напрямки руху та сили жувальних м'язів, адже вибір найкращої титанової пластини для лікування переломів НЩ має велике значення у проведенні обґрунтованої та більш ефективної операції остеосинтезу [15, 182]. Необхідно підкреслити, що кількість програмного

забезпечення (ПЗ) та розробок сучасних методів моделювання невпинно зростає.

Завдяки прогресу комп'ютерних технологій стало можливим урахування усіх анатоμο-морфологічних характеристик щелепи, а значить значно збільшилися можливості діагностики її ушкоджень та планування хірургічних операцій остеосинтезу/шинування при переломах. Сучасні технології КТ та ПК дають можливість не лише отримувати віртуальні 3D-зображення щелепно-лицевої ділянки черепа потерпілого, а і перетворювати їх у твердотільні стереолітографічні моделі шляхом швидкого прототипування, здійснювати КМ хірургічних операцій, виготовляти персоналізовані імпланти та фіксатори з урахуванням анатомічних особливостей кісток черепа пацієнта. Лікар також має змогу не тільки отримати повне зображення структурних порушень на ділянках зі стандартною чи аномальною будовою, а й чітко бачити можливий анатомічний чи косметичний результат операцій на кістках черепа. Однак під час виконання реконструктивних операції та остеосинтезу важливо не лише відновити анатомічну структуру кісткової тканини, але й забезпечити її спроможність сприймати та перерозподіляти функціональні навантаження, особливо під час жувальних рухів.

На даний момент вчені та клініцисти звертають увагу на новітні методи імітаційного КМ напружених та деформованих станів біомеханічних систем із застосуванням технологій на базі CAD/CAE систем, які широко використовуються для побудови складних інженерних конструкцій у машинобудуванні, архітектурі та аерокосмічній галузі [86].

Створена імітаційна комп'ютерна модель НДС являє собою математичне рівняння функцій навантаження біомеханічної системи (кінематичні обмеження, пружні зв'язки, сили) та механіки суцільних середовищ. Завдяки сучасним комп'ютерним імітаційним моделям, створеним на основі системи МСЕ, є можливість дуже чітко визначати розподілення локальних напружень, запас міцності та специфіку її руйнування за умов дії максимальних навантажень, вектор і показник деформацій в певних вузлах і об'ємах

комп'ютерної моделі НЩ. При цьому для точного одержання під час КМ розрахункових даних та показників реального живого об'єкта необхідно забезпечити максимальне повторення його будови, механічних характеристик штучних матеріалів і біологічних тканин, силових навантажень, граничних умов. Для інженерних конструкцій вищеперелічені параметри визначені та загальновідомі, крім того, зазвичай є змога порівняти обчислені та експериментальні дані. Але під час аналізу біомеханічних систем виникає чимало складнощів, які позначаються на достовірності розроблених моделей.

Анатомо-функціональні характеристики жувальної системи суттєво різняться у кожного пацієнта. Зазвичай, використовуючи метод прямих вимірювань, неможливо розрахувати усі біомеханічні параметри жувальної системи, тим паче ці параметри можуть відрізнятися (більше, ніж на порядок) та суттєво змінюватися під впливом багатьох чинників, до яких відносять вік, стать, стан кісткової тканини, наявність місцевих і загальних патологічних процесів. Проте це дозволяє отримати біомеханічні системи з відмінними механічними властивостями кісток щелеп [295]. Ось чому, основні біомеханічні дані для здорових кісток відрізняються у різних дослідників. Прикладом слугують модулі пружності губчастої речовини кістки, які варіюють в межах 0,05 – 1,5 ГПа й вище, та щільної речовини у межах від 4 до 22 ГПа, [21,72].

Сила прикусу також різниться та становить від 900 до 1 500 Н, а величина її зумовлена дією певних факторів: анатомічними ознаками щелепи, тягою жувальних м'язів, біомеханічними показниками кісткової тканини, фазою жування [68, 167, 221, 232]. Варіабельність даних щодо сили прикусу показує труднощі дослідження цих сил на живих створіннях. Зазвичай сила прикусу здорової людини і в пізньому періоді після хірургічного втручання значно вища, ніж сила прикусу в гострому післяопераційному періоді.

Чимало науковців для комп'ютерних досліджень ізотропних властивостей кісткової тканини застосовують середні дані біомеханічних характеристик, одержаних здебільшого в умовах лабораторії (*in vitro*), що спричиняє істотні похибки аж до 45 % [28, 35, 128, 269]. Якісне оцінювання розподілу напружень

у кістках НЩ можливе завдяки застосуванню спрощених ізотропних моделей. А от як анізотропні властивості кістки щелепи впливають на показники деформації та напруження протягом функціональних навантажень залишається невідомим.

Зазначимо, що під час функціонального жувального навантаження НЩ знаходиться в складному НДС та піддається деформації розтягу та стиску, згину і зсуву. Однак на результати КМ можуть впливати механічні властивості кістки та пластини, вид сили навантаження, густина, пористість тощо. Як засвідчив аналіз літературних даних, більшість досліджень виконувалися без урахування величини сили та напрямків тяги м'язового апарату щелеп, патологічних змін у кістковій тканині та анатомічних рухів у скронево-нижньощелепному суглобі, що безпосередньо позначається на результатах лікування та швидкості загоєння переломів щелеп.

Окремі комп'ютерні дослідження були направлені на встановлення доцільності застосування PLA (полілактидних) біодеградуючих пластин для остеосинтезу переломів кута НЩ [277]. Тривимірна комп'ютерна модель щелепи враховувала її м'язовий апарат та рухи у скронево-нижньощелепному суглобі. Для зменшення сили прикусу після хірургічного втручання обчислювали рухомість фрагментів кісток та деформацію пластини у 13 вузлах прикладання жувального навантаження. Змодельований ангулярний перелом знаходився за другим великим кутнім зубом. ПЗ обчислювало деформацію пластини у кожному окремому вузлі прикладання жувального навантаження, а також рухомість уламків та навантаження через перелом.

Під час КМ Cox et al. застосовували МСЕ, щоб оцінити чи вистачає жорсткості закріплення біодеградуючих пластин і гвинтів для забезпечення нерухомості уламків та стабільності фіксації при ангулярному переломі НЩ [126]. Крім цього, було змодельовано дві окремих тривимірних моделі НЩ МСЕ: перша закріплена біодеградуючими пластинами, друга – титановими. Далі був використаний комбінований розв'язувач кінцевих елементів для розрахунку напружень та зміщень кісткових уламків. В результаті дослідження

виявили, що в заданому положенні титанові пластини більш жорстко закріплюють дві частини НЩ.

Чимало науковців заміряли НЩ померлих людей для визначення їх структурних моделей, які досліджували далі використовуючи МСЕ. Все це було необхідне для розрахунку механічного напруження в пластині для остеосинтезу переломів [150].

Автори сучасних досліджень Feichtinger et al. показали техніку, в якій тривимірна комп'ютерна навігаційна система виконує фіксацію гвинтів для остеосинтезу [148]. У своїй праці вони використали десять поліуретанових моделей НЩ та зберегли нижній комірковий нерв в усіх випадках. Feichtinger et al. засвідчують, що КМ допомагає розробити малоінвазивний метод хірургічного втручання, який забезпечить стабільну фіксацію перелому, а також за рахунок візуалізації дозволить уникнути пошкодження нижнього коміркового нерва та забезпечить безпечну фіксацію гвинтів у щільній речовині кістки.

Останнім часом велика кількість досліджень вказують на необхідність моделювання переломів щелеп МСЕ для врахування всієї їх унікальної та складної біомеханіки [212, 213].

Окремі автори, застосовуючи МСЕ намагалися врахувати всі різновиди тканин: шкіру, кісткову тканину, зуби та їх емаль тощо. Для дослідження вони змодельовали кісткову тканину з ортотропними властивостями, а розрахункова сітка складалася приблизно з 5 500 вузлів, тому була занадто грубою для коректного уявлення геометрії щелепи з індивідуальними особливостями [122].

Сучасна методика передбачає виготовлення персоналізованих тривимірних моделей НЩ для кожного потерпілого в залежності від пошкодженої ділянки та підбір конструкції фіксатора [219].

Під час госпіталізації до стаціонару усім потерпілим виконують загальноклінічні дослідження, КТ або рентгенологічне обстеження щелепи в трьох проекціях. Отримані дані вносять у комп'ютерну програму з 3D-моделювання. Програма дає змогу передбачати характер зміщення уламків

зважаючи на вид і локалізацію перелому та рухи жувальних м'язів, прикріплених до НЩ, а також урахувати індивідуальні анатомічні та фізіологічні особливості хворого. Використовуючи результати біометричних та антропометричних досліджень, проводять 3D-моделювання необхідного перелому щелепи. Далі на тривимірній моделі моделюють варіанти спрямування зміщення уламків залежно від типу перелому, встановлюють напрямлення тяги жувальних м'язів. На наступному кроці обирають конфігурацію фіксатора.

Хірургічний доступ виконують враховуючи результати проведеного тривимірного моделювання, в основі якого місце розташування перелому та фактори, які впливають на зміщення уламків. Внутрішньоротовий доступ застосовують у підборідному відділі, в ділянці тіла та кута НЩ; позаротовий – у ділянці гілки та шийки виросткового паростку, а також при багатоуламковому переломі. Після оголення ділянки перелому, уламки репонує та фіксують титанові пластини, які закріплюють гвинтами.

Персоналізований підхід до лікування переломів НЩ у поєднанні з сучасними 3D-моделюючими методами, дозволяє підібрати оптимальний спосіб оперативного доступу, скоротити термін лікування пацієнта, зменшити кількість ускладнень, які пов'язані із ненадійною фіксацією уламків та неправильним вибором металевої пластини для остеосинтезу.

Проте метод персоналізованого тривимірного моделювання має й власні недоліки: дорого коштує; потребує спеціальних програм; відповідних професійних навичок лікаря-оператора; деякого часу для обчислення та виготовлення індивідуальних титанових пластин для остеосинтезу. Ось чому, лікування переломів НЩ таким методом не набуло розповсюдженості в щелепно-лицевій хірургії.

Очевидним є той факт, що застосування моделювання МСЕ для вивчення питань у медицині та біології тільки набирає популярності [87, 250]. Моделювання МСЕ особливо доречно за умов складної геометрії об'єктів, наявності складних шаблонів для завантаження та декількох властивостей у

матеріалу. Застосовуючи моделювання МСЕ в комп'ютерній хірургії можна змінювати та порівнювати між собою різні за формою титанові пластини для вибору найкращої з них, враховуючи при цьому біомеханічних особливості та анатомічну будову НЩ [13].

Таким чином, літературний пошук засвідчив, що, незважаючи на розвиток комп'ютерних технологій, сучасні системи для металоостеосинтезу уламків НЩ мають значні недоліки. Ось чому наші дослідження були спрямовані на вдосконалення титанових пластин для металоостеосинтезу переломів НЩ за допомогою покращених методик і алгоритмів КМ, які враховують дію жувальних м'язів та патологічні зміни в кістковій тканині.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Виконання дисертаційної роботи передбачало розроблення дизайну дослідження (рис. 2.1). Робота була проведена декількома етапами згідно з поставленими завданнями.

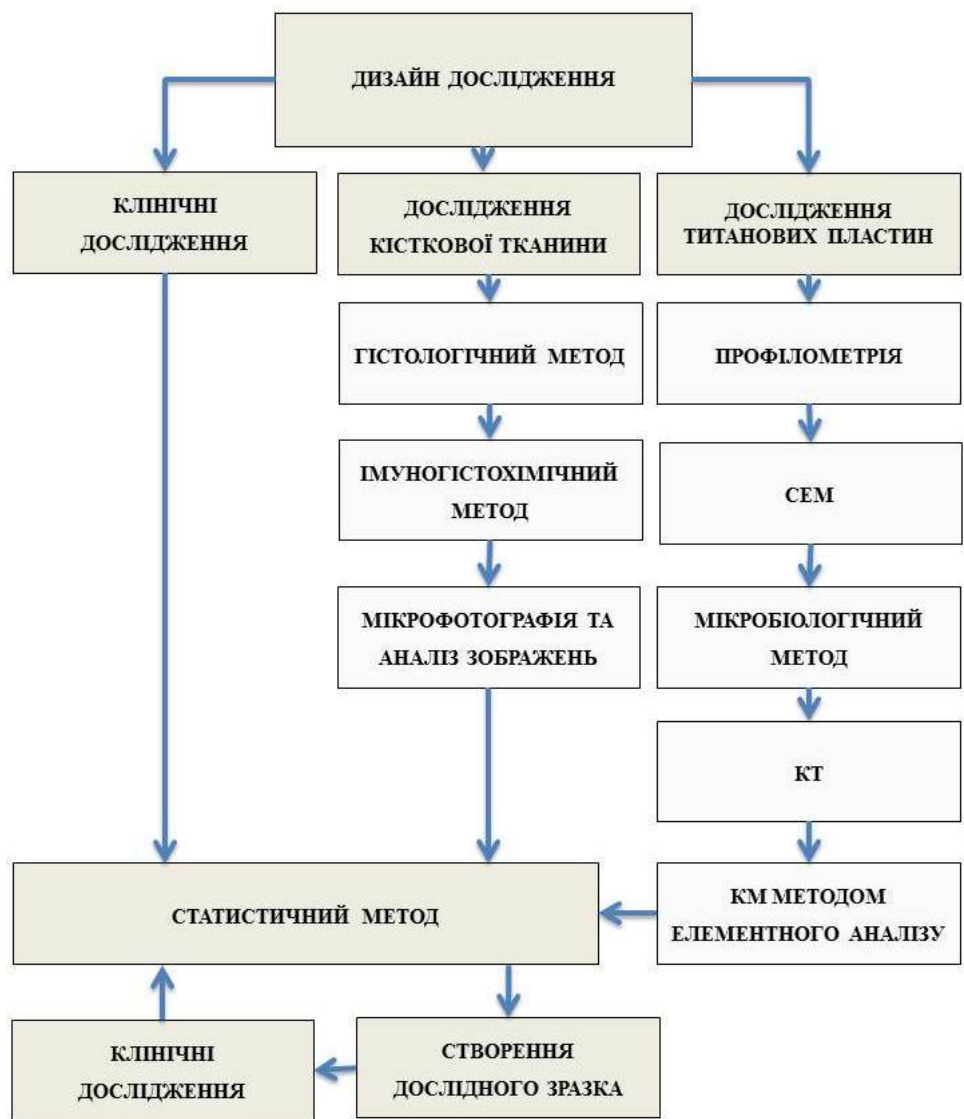


Рисунок 2.1 – Дизайн дослідження

Всі дослідження були проведені з дотриманням головних положень Конвенції Ради Європи про права людини та біомедицину (від 04.04.1997), Гельсінської декларації Всесвітньої медичної асоціації про етичні принципи проведення наукових медичних досліджень за участю людини (1964-2013 рр.), згідно вимог та типових положень з питань етики наказ МОЗ України № 690 від 23.09.2009 р. (протокол № 2/10 від 02 жовтня 2018 р.) та № 616 від 03.08.2012 р., в яких людина виступає об'єктом досліджень, закону України «Про лікарські засоби» (1996 р.) статті 7, 8, 12, принципам ICH GCP (2008 р.), GLP (2002 р.), GMP (1996р.).

Відповідно до плану дослідження, на першому етапі ми обирали пацієнтів з ангулярними та серединними переломами НЩ серед тих, які звернулися, або спостерігалися у відділенні щелепно-лицевої хірургії КЗ «Сумська обласна клінічна лікарня» та яким була проведена операція металоостеосинтезу стандартними прямими титановими пластинами. Пацієнти надавали добровільну згоду на участь у дослідженні. Усім хворим проводили необхідні клінічні обстеження систем органів, лабораторні аналізи крові та сечі. Обов'язковою умовою була рентгенографія лицьового скелету та НЩ.

На другому етапі фрагменти аутопсійних НЩ з беззубих коміркових частин і коміркових частин із зубами досліджували імуногістохімічними, гістологічними методами та за допомогою мікрофотографії. Отже, ми мали можливість порівняти та наглядно дослідити різницю між морфологією кісткової тканини беззубих коміркових частин та коміркових частин із зубами. Отримані дані були проаналізовані, а потім використані при побудові тривимірних моделей титанових пластин для хірургічного лікування переломів НЩ.

Третім кроком було вивчення мікрорельєфу поверхні титанових зразків. Вони були виготовлені з титану марки BT1-00 (аналогічні зарубіжні марки Grade 1, Grade 2) методом лазерного фрезерування. Спершу шляхом використання профілометрії та СЕМ було проаналізовано поверхню титанових пластин. Далі за допомогою мікробіологічного дослідження ми перевірили ці

зразки на здатність затримувати мікроорганізми залежно від коефіцієнта шорсткості їх поверхні. Одержані результати були використані у процесі моделювання експериментального зразка пластини.

Наступним четвертим етапом було КМ за допомогою ПЗ ANSYS. Для побудови тривимірної моделі кінцевих елементів були використані фотографії НЩ, заздалегідь отримані шляхом КТ. Після чого виміряли та зіставили НДС титанових пластин для лікування ангулярного і серединного переломів НЩ різноманітної конфігурації, при цьому мали значення анатомічні рухи НЩ, сила жувальних м'язів та морфологічні особливості кісткової тканини.

У результаті ми створили найбільш оптимальний дизайн титанових пластин для остеосинтезу ангулярного та серединного переломів НЩ, що задовольнив усі поставлені завдання дослідження.

На п'ятому етапі, після отримання від пацієнтів добровільної згоди на участь у дослідженні, ми відібрали пацієнтів, яким була проведена операція остеосинтезу ангулярних та серединних переломів модифікованими нами титановими пластинами. Усім хворим проводили необхідні клінічні обстеження систем органів, лабораторні аналізи крові та сечі. Обов'язковою умовою була рентгенографія лицьового скелету та НЩ. Стан репаративних процесів у ділянці перелому оцінювали за допомогою рентгенограми візуально, а також за допомогою ПЗ Adobe Photoshop CC 14.2 оцінювали оптичну щільність (мінеральну насиченість) щілини перелому та показник резорбції [20].

Усі одержані дані проаналізували за допомогою ПЗ STATISTICA 8.0 (версія STA862D175437Q).

2.1. Клінічні методи дослідження

Для вирішення поставлених у роботі завдань з 2016 по 2018 роки на базі щелепно-лицевого відділення КЗ «Сумська обласна клінічна лікарня» після отримання інформованої згоди, були проведені операції металоостеосинтезу

переломів НЩ у 40 пацієнтів чоловічої статі віком від 20 до 65 років, без вираженої соматичної патології.

Головною ознакою для включення пацієнта в дослідження була наявність перелому НЩ. Кожному пацієнту проводили повне клінічне обстеження органів серцево-судинної системи, дихання, нервової системи і т.д. Проводили лабораторні аналізи крові, сечі, за необхідності – біохімічні аналізи. Обов'язковою умовою була рентгенографія лицьового скелету та НЩ в двох проекціях – передній та боковій.

Операція остеосинтезу проводилася в межах 2–5 днів від моменту травми в залежності від термінів звернення хворих до стаціонару. Всі хворі були розділені нами на дві групи в залежності від методу остеосинтезу, який використовували у них для лікування переломів НЩ. До першої групи (контрольна) увійшли 20 пацієнтів, яким було проведене стандартне шинування прямими пластинами. До другої групи (основна) також увійшли 20 пацієнтів, яким остеосинтез проводили із використанням розроблених нами титанових пластин (π -пластина та пластина у формі кістки типу I). Міжщелепна фіксація в післяопераційний період в обох групах не використовувалася.

Кожна з груп включала пацієнтів з ангулярним та серединним переломами НЩ.

Всі групи хворих були співставлені за віковими показниками, клінічними ознаками, що характеризують загальний та місцевий статус потерпілих, а також за термінами звернення у стаціонар і часом надання медичної допомоги тощо. Наше дослідження не враховувало розподілення за статеву ознакою.

Для оцінки результатів остеосинтезу ми використовували контрольну рентгенографію, за допомогою якої визначали: правильність співставлення уламків НЩ під час операції; наявність чи відсутність вторинного зміщення уламків один відносно іншого; степінь резорбції кісткової тканини уламків НЩ у ділянці їх контакту, мінеральну насиченість, наявність кісткових секвестрів.

Клінічний огляд дозволив виявити наявність чи відсутність патологічної рухомості уламків НЩ, характер прикусу, стан м'яких тканин у ділянці операції, загальний стан пацієнтів. Контрольний огляд хворих проводили через 3 та 6 місяців після операції.

Результати лікування виражені у відсотках, проведена їх статистична обробка.

2.1.1. Загальне клінічне обстеження пацієнтів

Загальне клінічне обстеження пацієнтів включало: вивчення анамнезу життя, анамнезу захворювання, скарг пацієнта, об'єктивного загального дослідження обличчя та ротової порожнини. Збір анамнезу життя передбачав визначення загального стану здоров'я хворого шляхом його опитування та виявлення хронічних, спадкових, перенесених та супутніх вірусних (гепатити А, В, С, СНІД тощо) та алергійних захворювань. Під час визначення анамнезу захворювання досліджували, за яких обставин була отримана травма, термін звернення пацієнта після травми за медичною допомогою, чи проводилось попереднє лікування (метод та ефективність). При опитування з приводу скарг пацієнта приділяли увагу:

- опису болю – з'ясовували причину болю та локалізацію на певній ділянці НЩ, характер (ниючий, прострілюючий тощо) та тривалість болю. Оцінювання проводили під час госпіталізації та на 7 добу, використовуючи візуально-аналогову шкалу та больову шкалу LANSS;
- наявності кровотечі з порожнини рота – з'ясовували характер, тривалість та інтенсивність кровотечі, чи пов'язана вона з травмою;
- порушенню прикусу – з'ясовували зв'язок з травмою, вплив на функції дихання, ковтання, жування, мовлення;
- наявності чи відсутності втрати свідомості.

2.1.2. Додаткові методи дослідження

Рентгенологічне дослідження. Рентгенологічне дослідження НЩ проводили у передньо-задній (пряма) та бокових (ліва та права бічні скісні) проекціях. При підозрі на перелом НЩ найкращим варіантом є рентгенологічний оглядовий знімок у прямій проекції (рис. 2.2).



Рисунок 2.2 – Рентгенологічний оглядовий знімок у прямій проекції.

Для того, щоб отримати рентгенологічне зображення в проекції прикусу, безпосередньо знизу місця перелому НЩ розміщують трубку рентген-апарата і направляють її на оклюзійну поверхню зубів, де розташовується рентгенологічна плівка. Дана проекція необхідна для діагностики стану середньої частини НЩ, головним чином у випадках накладення тіней шийного відділу хребта на цю ділянку у передньо-задній проекції.

Необхідно зазначити, що рентгенологічна діагностика дозволяє виявити різні патології зубощелепної системи від переломів коміркової частини НЩ до запальних процесів, кіст, дистопічних та ретинованих зубів, фрагментів коренів тощо. На рентгенологічному зображенні також можна визначити висоту, товщину, нахил коміркової частини НЩ, товщину зовнішньої та

внутрішньої кортикальної пластинки, щільність кістки у ділянці перелому, визначити особливості анатомічної будови в ділянці операції і виконати порівняльну денситометрію[53].

Рентгенологічне дослідження хворим проводили тричі протягом лікування. Перший рентгенологічний знімок робили під час надходження пацієнта до стаціонару для встановлення чи уточнення діагнозу перелому НЩ, розташування лінії перелому, визначення зміщення уламків. Наступне рентген-дослідження проводили на 3 день для контролю правильності репозиції фрагментів кістки. Третій рентген-знімок виконували на 28-30 день для перевірки якості консолідації уламків та наявності патологічних змін в кістковій тканині НЩ.

Обробку одержаних даних виконували на комп'ютері IBM Intel Pentium E5200.

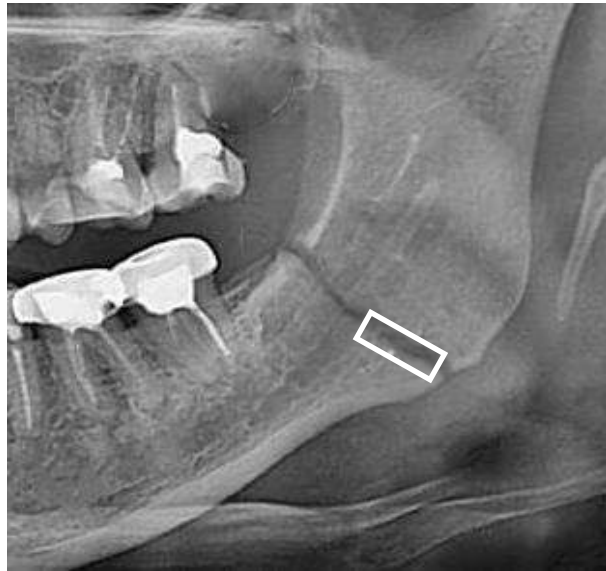
Дослідження за допомогою ПЗ Adobe Photoshop. За допомогою ПЗ Adobe Photoshop CC 14.2 (серійний номер 92628701192123445467) оцінювали оптичну щільність (мінеральну насиченість) щілини перелому та показник резорбції.

Для кожної визначеної ділянки на НЩ будували відповідну гістограму. У Photoshop гістограма представляє собою графік перетвореного зображення (виділеної ділянки), де кожний її стовпчик відповідає кількості пікселів одного з 256 відтінків сірого кольору.

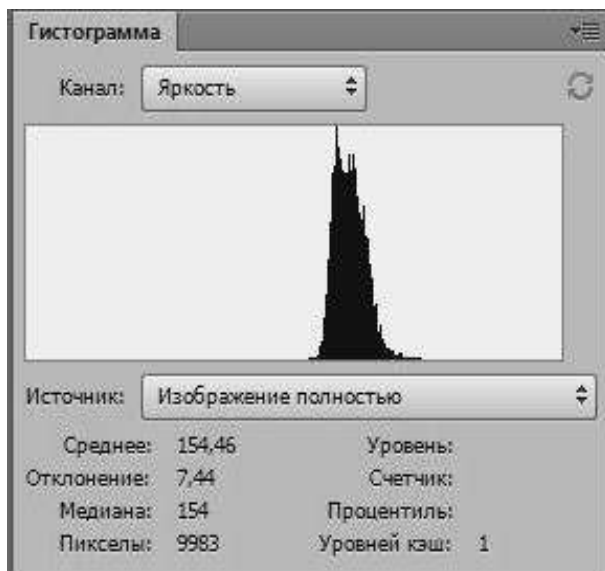
Гістограму оцінювали за наступними критеріями: 1) розташування її відносно середини горизонтальної лінії, яка представляє собою відтінки 256 кольорів від чорного до білого; 2) середня кількість кольорових відтінків (медіана); 3) розмір гістограми (висота, ширина основи, форма, кількість зубців, їх амплітуда та розкид).

Зміщення гістограми вліво, тобто в сторону чорного кольору, із невеликими значеннями медіани (середнє), у порівнянні з виділеною ділянкою інтактної кістки, свідчить про вільне проходження рентгенівських променів у цьому місці, що можливо лише при наскрізному дефекті. Вирівнювання цих

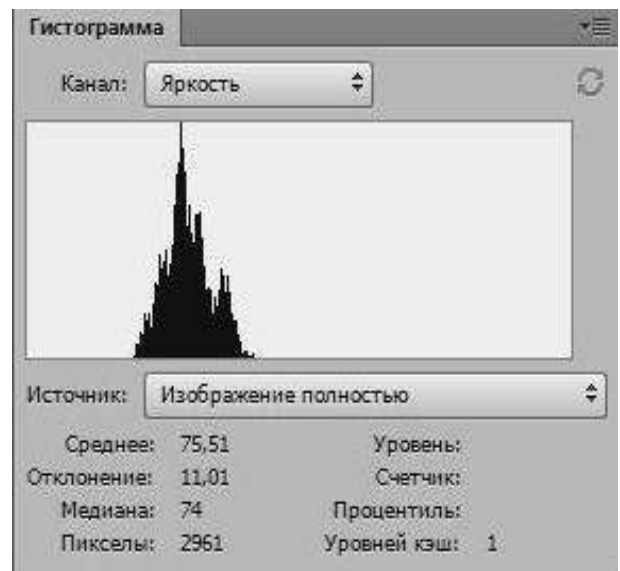
значень, а також зміщення гістограми вправо, тобто до лінії колірності, свідчатиме про вирівнювання площі оптичної щільності виділених ділянок, та, відповідно, про наявність репаративних процесів у кістковій рані. І навпаки, збільшення їх різниці і подальші зміщення гістограми вліво відносно початкової, означатиме збільшення площі зниженої оптичної щільності щілини перелому, збільшення її розміру, що характерно для резорбції кістки (рис. 2.3).



А



Б



В

Рисунок 2.3 – Оцінка мінеральної насиченості щілини перелому:

А – знімок рентгенограми хворого М.;

Б – знімок гістограми інтактної кістки НЩ (медіана 154);

В – знімок гістограми щілини перелому НЩ (медіана 74).

Беручи до уваги той факт, що показники щільності кісткової тканини в нормі залежать головним чином від степені її мінералізації, можна зробити висновок про пряму відповідність їх величин. Тож тривале зберігання значної різниці значень щільності тіні між уламками та ділянкою інтактної кістки свідчатиме про несприятливу прогностичну ознаку та показанням до корекції методів лікування.

Визначення степені мінеральної насиченості альвеолярної кістки в динаміці лікування проводили наступним чином.

На рентгенограмі виділяли найбільш проблемну ділянку перелому (див. рис. 2.3, А) та будували для неї гістограму (див. рис. 2.3, В). На цій же рентгенограмі виділяли ділянку інтактної кістки, рівну за площею виділеній ділянці ушкодження та будували відповідну гістограму (див. рис. 2.3, Б). Наступним кроком проводили порівняльний аналіз отриманих графіків та показників медіани.

Показник резорбції обчислювали за формулою (формула 2.1):

$$R = [(d_2 - d_1) / d_2] \times 100 \quad (2.1)$$

де R – показник резорбції (в %);

d_1 – показник щільності найбільш проблемної ділянки перелому НЩ;

d_2 – показник щільності ділянки інтактної кістки НЩ.

Отримані дані дозволили провести об'єктивну оцінку динаміки репаративних процесів в обох клінічних групах.

Лабораторні аналізи крові та сечі. У перший тиждень перебування в стаціонарі загальний аналіз крові виконували через день, на другому тижні – кожні 3 дні, після 14 доби – за необхідності. Під час кожного дослідження оцінювали такі параметрами: рівень цукру крові та гемоглобіну, кількість еритроцитів, лейкоцитів, лейкоцитарна формула, ШОЕ. Також проводили аналіз крові на СНІД, гепатит В,С та сифіліс.

Якщо пацієнт був госпіталізований у стані алкогольного сп'яніння, то проводили біохімічне дослідження крові для оцінки роботи внутрішніх органів та стану метаболізму. Стандартний біохімічний аналіз крові включав такі параметри: АсАТ (АСТ, аспартатамінотрансфераза), АлАТ (АЛТ, аланінамінотрансфераза), Гама-ГТ (гама-глутамілтрансферази), ліпопротеїни низької щільності, загальний холестерин та білірубін.

Забір крові проводили за загальноприйнятими правилами: через 12 годин після останнього прийому їжі натщесерце зранку, за добу виключали прийом алкоголю, за 1 годину – паління, фізичні навантаження, дозволялось пити воду.

Загальний аналіз сечі оцінювали за такими параметрами: колір, прозорість, запах, кислотність рН, питома вага, вміст цукру, наявність білка, лейкоцитів, еритроцитів, епітеліальних клітин. Забір сечі проводили за загальноприйнятими правилами. Збирали ранкову порцію сечі 50-100мл в стерильний посуд. За добу виключали кислу, солону, пряну їжу та їжу, що може змінити колір сечі (морква, буряк), сечогінні та антибактеріальні препарати, вітаміни, алкоголь, фізичні навантаження.

2.1.3. Протокол проведення операції металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи

Після проведення традиційного клінічного обстеження, необхідних додаткових досліджень і уточнення діагнозу, визначалися показання для операції металоостеосинтезу перелому НЩ тією чи іншою титановою пластиною. Передусім мали бути виконані такі завдання як відновлення втраченої форми та функції, створення оптимальних умов для реабілітації хворого в найкоротші строки. Методика проведення операції металоостеосинтезу складалася з наступних етапів: співставлення зміщених уламків НЩ у правильне положення, фіксація уламків, попередження ускладнень (нагноєння, остеомієліт, несправжній суглоб тощо), забезпечення умов для нормальної репаративної регенерації в ділянці перелому.

Перед початком операції металоостеосинтезу операційне поле двічі обробляли 70° спиртом, а потім змазували 1–2 рази 2 % спиртовим розчином йоду. Далі проводили місцеву провідникову анестезію розчином 4 % Ультракаїна 4–6 мл. Наступним етапом проводили розтин слизової оболонки по перехідній складці в проекції перелому, потім тупо проходили в глибоких тканинах до кістки, оголювали лінію перелому. Наступним кроком була ручна репозиція уламків НЩ та фіксація відповідної титанової пластини за допомогою кортикальних гвинтів. Після перевірки на рухомість уламків рану ушивали поліамідним швом, проводили гемостаз та накладали тугу антисептичну пов'язку.

Усім хворим після операції призначали загальний режим, рекомендована дієта нормотрофік, цефтриаксон 1,0г×2 рази на добу внутрішньом'язово, метрогіл 5 мг/мл по 100 мл внутрішньовенно-крапельно протягом години, німесил 100мг×2 рази на добу. Після виписки зі стаціонару рекомендовано амбулаторне лікування у хірурга-стоматолога за місцем проживання та зняття пластини після повної консолідації уламків. Через 3 та 6 місяців проводили повторний огляд.

2.2. Методи дослідження кісткової тканини

Гістологічне дослідження. Аутопсійні препарати 7 беззубих коміркових частин та 7 коміркових частин із зубами, отриманих шляхом нарізання аутопсійних НЩ за допомогою модифікованого нами мікротома (рис. 2.4 та додаток Г) [28], фарбували гематоксилін-еозином, щоб вивчити морфологічну структуру.

Метод фарбування гематоксилін-еозином у нашій модифікації передбачав наступні кроки:

- а) фіксацію препарату в рідині Karnua;
- б) декальцинацію в 17 % EDTA і розміщення препарату в парафіні;
- в) промивання депарафінованих секцій абсолютним етанолом (дві зміни);

- г) оброблення секцій гематоксилином за температури 37 °С упродовж 5 годин;
- д) промивання їх під проточною водою упродовж 2–5 хв;
- е) фарбування секцій еозином 5 секунд за кімнатної температури;
- є) дегідратацію в спирті, ксилолі та промивання в 2 змінах карбоксилулу;
- ж) розміщення в канадському бальзамі.

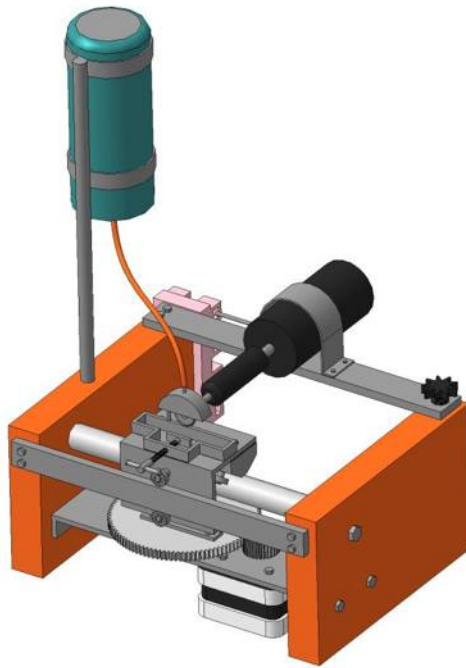


Рисунок 2.4 – Схема мікротому власної розробки

Імуногістохімічне дослідження. Зрізи з парафінових блоків товщиною 3–5 мкм були виготовлені за допомогою полозкового мікротома, депарафінізовані стандартним методом із подальшим промиванням у фосфатно-солевому буфері з фіксованим рН 7,4.

Далі протягом 30 хвилин було проведене демаскування у цитратному буфері. У підготовлених зрізах блокували активність ендогенної пероксидази шляхом інкубації в 1 % розчині перекису впродовж 10 хвилин і промивали в фосфатному буфері (PBS). Потім, щоб блокувати неспецифічне зв'язування антитіла, зразки поміщали у вологу камеру за температури +37 °С для інкубації впродовж 30 хвилин із сироваткою. Після цього були використані первинні антитіла проти OPN. Потім зрізи інкубували у вологій камері при температурі

+37 ° C протягом 30 хвилин з вторинними видоспецифічними, кон'югованими з пероксидазою антитілами (1:200) фірми «Jackson Immuno Research» (США). Після використання первинних і вторинних антитіл зрізи 3 рази промивали в PBS з 0,1 % Твін-20. Візуалізацію комплексу «антиген–антитіло» проводили з використанням 3,3'-діамінобензидину активатора пероксидази (DAB), де зрізи інкубували впродовж 2–3 хвилин. Ядра з негативною реакцією були додатково пофарбовані гематоксиліном Майєра.

Результати реакції антигенів із кістковою локалізацією (OPN) були оцінені у відсотках:

- немає ніякої реакції – 0 %;
- низька позитивна реакція + = 33,3 %;
- середня позитивна реакція ++ = 66,6 %;
- висока позитивна реакція +++ = 100 %.

Мікрофотографія та аналіз зображень. Фотографування проводили за допомогою мікроскопа «Carl Zeiss» із лінзами 10×, 40×, 60× та 100×. Фотографії були зняті цифровим фотоапаратом «DCM 310» із роздільною здатністю 5.0 мегапікселів. Зразки зображень були проаналізовані в комп'ютерному середовищі морфометричної програми «Digimizer» і визначені середні показники морфометричних параметрів: товщина кортикального шару НЩ, кількість та площа трабекул, кількість остеобластів та остеокластів.

2.3. Методи дослідження титанових пластин для остеосинтезу

2.3.1. Оцінювання поверхневих властивостей титанових пластин

Оцінювання шорсткості титанових пластин. Метою дослідження було перевірити інтенсивність адгезії мікроорганізмів до поверхні титанових пластин із різним коефіцієнтом шорсткості.

На початку експерименту за допомогою лазерного фрезерування були отримані зразки титанових пластин з різним значенням шорсткості. Далі, після спеціальної підготовки зразків [17], було проведено оцінювання їх

мікрорельєфу контактним методом із використанням профілометра моделі 283 А ІІ (аналізатор поверхні), що працює за принципом пальпації. Рельєф поверхні титанових пластин оцінювали в десяти точках, що допомогло обрати діапазон чистоти поверхні пластин для виконання дослідження.

Мікробіологічний метод. В суспензію добової мікробної тест-культури *Candida albicans* і *Staphylococcus epidermidis* занурювали експериментальні зразки-планшети титанових пластин [29]. Згідно із стандартом каламутності 0,5 McFarland в 1 мл суспензії нараховувалося 3×10^6 КУО/мл. Титанові зразки пластин були поміщені на 40 хвилин в анаеростат за температури 37 °С.

Мікроорганізми прикріплювали до пластин послідовно.

Спершу для видалення неприкріплених мікробних клітин титанові пластини три рази промивали 5 мл фізіологічного стерильного розчину.

Потім виконували посів із зразків за допомогою відбитків на кров'яний агар Columbia з наступним розподілом мікроорганізмів по поверхні живильного середовища, а потім в чашці Петрі культивували за анаеробних умов та температури 37 °С.

Зрештою, після закінчення інкубації підраховували кількість колоній, що з'явилися в чашках Петрі на живильних середовищах, та визначали десятковий логарифм цієї величини. Для кожної мікробної тест-культури обчислювали індекс прилипання (адгезії) за формулою (формула 2.2):

$$I_a = I_{gA} / I_{gN} \quad (2.2)$$

де I_a – індекс адгезії;

I_{gA} – кількість прилиплих бактерій;

I_{gN} – кількість бактерій у суспензії.

Сканувальна електронна мікроскопія. У процесі профілометрії отримали вибірку з 8 зразків титанових пластин із варіативним діапазоном шорсткості поверхні. Кожну з пластин по три рази опускали в абсолютний

етанол на десять хвилин, а потім промивали дистильованою водою. Далі у фіксований час зразки вивчали шляхом СЕМ на присутність топографічних змін. Усі титанові зразки піддавали випромінюванню в центрі пластини і в двох рівновіддалених точках за напруги 15 кВ упродовж однієї хвилини. Середній показник шорсткості поверхні пластини обчислювали для кожного зразка окремо.

2.3.2. Комп'ютерне моделювання

Комп'ютерна томографія. КТ – це особливий вид рентгенологічного дослідження, що виконується шляхом непрямого розрахунку ослаблення/загасання рентгенівських променів із різних положень, установлених навколо пацієнта.

Знімки НЩ, отримані під час проведення КТ, були використані для побудови тривимірної (3D) моделі скінчених елементів (рис. 2.5).

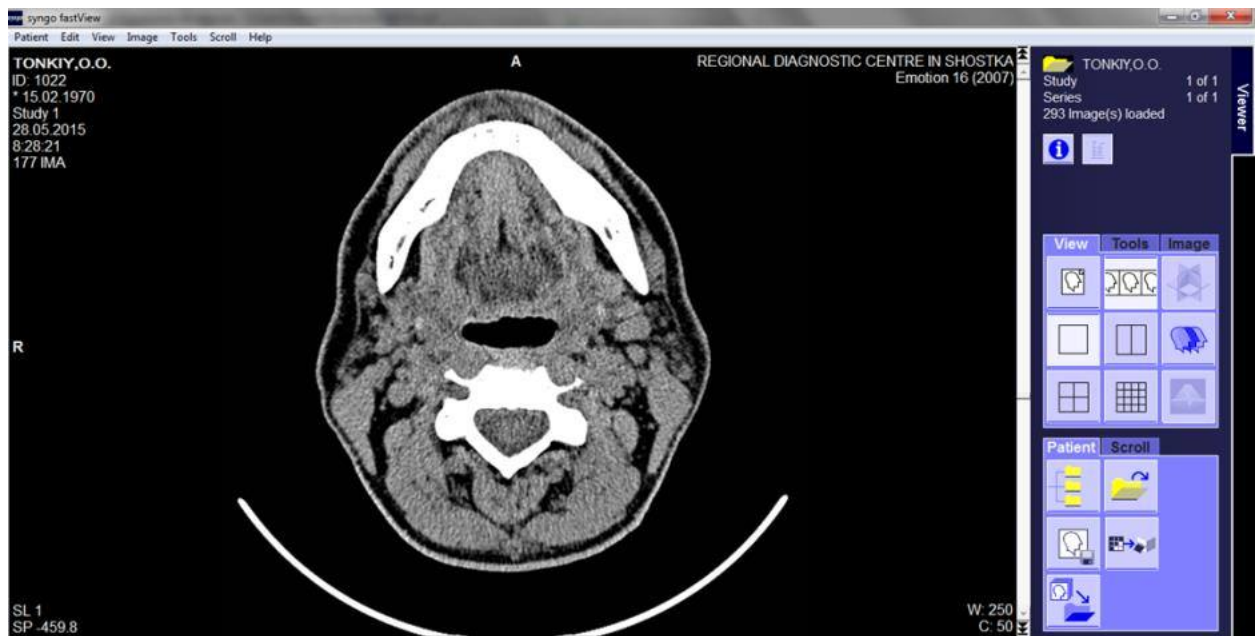


Рисунок 2.5 – Знімок комп'ютерної томографії нижньої щелепи в горизонтальній проекції

Комп'ютерне моделювання методом елементного аналізу. Основною підставою для використання 3D-КМ є розроблення найліпших пластин для металоостеосинтезу зі зменшеною кількістю металу, урахуванням сили м'язового апарату та патологічних змін у кістковій тканині НЩ для кращої їх приживлюваності [15, 182]. Найбільшою перевагою є те, що для його проведення не потрібні дороге вимірювальне обладнання та експериментальна установка.

ANSYS – універсальний програмний комплекс (ПК) скінченно-елементного аналізу, який вдосконалюється впродовж останніх трьох десятиліть. На сьогодні ПК ANSYS використовують практично у всіх сферах інженерії (від важкого машинобудування до мікроелектроніки), медичній галузі і для тестування програмного обладнання [153].

КМ та аналіз у медичній галузі дозволяють уникнути дорогі та тривалі етапи розроблення (проектування, виготовлення, випробування).

ПЗ ANSYS Workbench працює на базі геометричного ядра Parasolid та має гнучку модульну структуру, що дає змогу обирати найкращий комплекс модулів для розв'язання необхідних завдань [235]. Ми використали 3D-модуль для КМ тривимірних процесів; TOOLS-модуль – для виконання анімацій та презентацій.

КМ часто знаходить своє застосування в біомеханіці, оскільки сили і вектори їх дії всередині кістки не можуть бути виміряні. Протягом сотні років вчені досліджували людське тіло, а лікарі намагалися віднайти зв'язок між такими факторами, як розмір, вік або стать, формуванням кісток і м'язів. Однак конкретних відомостей про сили, які діють на кістку НЩ недостатньо. 3D-моделювання системи НЩ дозволяє дослідити сили м'язів і визначити випадки навантаження. Крім того, пластини, які ми розробили, можуть бути досліджені на великій кількості віртуальних осіб, отриманих завдяки даним з КТ.

Біомеханіку НЩ потрібно вивчати опираючись на функції зубощелепної системи: подрібнення їжі, ковтання, мова тощо, а тому для розроблення найліпшої методики КМ для вивчення НДС пластин, що скріплюють уламки щелеп, потрібно визначити максимальні значення їх напруженого стану [230].

Звичайно, що під час жування буде виникати максимальне напруження пластини для остеосинтезу. Функція жування – це складний умовно-рефлекторний процес, що складається з розпізнавання їжі (рецепція), визначення її консистенції та твердості, секреторної фази (беруть участь слинні та інші травні залози), механічного подрібнення їжі в ротовій порожнині та ін. [24]. Найбільший інтерес складає механічне оброблення їжі (відкушування, дроблення та перемелювання). За наявності усіх зубів відкушування їжі здійснюється передніми зубами при стисканні щелеп, кутні зуби участі не беруть. Після відкушування їжа за допомогою губ та кінчика язика переміщується на оклюзійну поверхню кутніх (молярів) зубів. Перемелювання переважно відбувається тільки на одному боці – зліва або справа. На одному боці їжа перемелюється, а інший бік є балансувальним. Зазвичай навантаження більше на боці, на якому відбувається саме перемелювання їжі, але в післяопераційному періоді жувати на боці перелому не можна, тому навантаження на цій ділянці буде меншим [125].

Таким чином, для виконання поставленої мети (розроблення найкращої методики КМ для дослідження НДС пластин, що фіксують переломи НЩ) ми розглядали найбільший напружений стан, що виникає під час перемелювання їжі [4]. З огляду на це були визначені методики закріплень та навантаження, що діють на НЩ з боку м'язів, а також типи контактів усіх складових, що входять до системи дослідження «кістка–пластина».

Мікрорухи між сегментами кістки в разі перелому мають великий вплив на загоєння, тому також становлять величезний інтерес у лікарів.

На початку нашого дослідження 3D-зображення НЩ, отримане шляхом КТ, перенесли в ПЗ ANSYS Workbench (версії 12.1, Materialise, Ann Arbor, MI) для попереднього аналізу і КМ. Наступним кроком була побудова тривимірної (3D) моделі НЩ МСЕ. Для цього було виконано сканування НЩ людини за допомогою ультразвукового сканеру із фазованими ґратами. Одержаний скан шляхом сплайн-апроксимації в ПК системі автоматизації проектування Solid Works перетворений у твердотільну модель та переміщений в універсальну

програмну систему скінченно-елементного аналізу ANSYS Workbench. Модель спочатку не містила порожнин у тілі щелепи, і зуби були видалені.

За допомогою тієї самої програми SolidWorks були змодельовані ангулярний та серединний переломи НЩ шляхом поділу корпусу НЩ площиною в ділянці кута НЩ за другим моляром та між центральними нижніми різцями відповідно, а також були побудовані пластини з гвинтами.

За допомогою ANSYS Workbench отримано НДС тривимірної моделі НЩ людини в такій постановці.

Розглядали симетричну тривимірну задачу половини щелепи, поділеної вертикальною серединною (сагітальною) площиною. Оскільки геометрично незмінна система статична, то поділ НЩ сагітальною площиною теж зафіксований нерухомо відносно вертикальних переміщень.

Навантаження МСЕ НЩ проводили ручним способом за вузлами на поверхнях, обраними візуально. Далі визначали фізико-механічні властивості для кісткової тканини НЩ і титанових пластин. Для кістки були визначені ізотропні властивості.

Наступним важливим етапом була побудова розрахункової сітки з використанням елементів, що мають вузли посередині, оскільки розрахункова геометрія має складну форму.

Розрахункова модель була поділена на ділянки для прикладання навантажень, які відповідають м'язам, що беруть участь у перемелюванні їжі, а також значення і спрямування сил, які вони розвивають. Схема прикріплення м'язів до щелепи за Weber наведена на рисунку 2.6 [292].

Дослідження сили жувальних м'язів проводили багато дослідників. Їх результати наведені на рисунку 2.7 [161].

Абсолютна сила жувальних м'язів – це напруження, що розвивається м'язом при максимальному скороченні. Його величина визначається шляхом множення площі фізіологічного поперечного перерізу м'яза на коефіцієнт Weber [292].

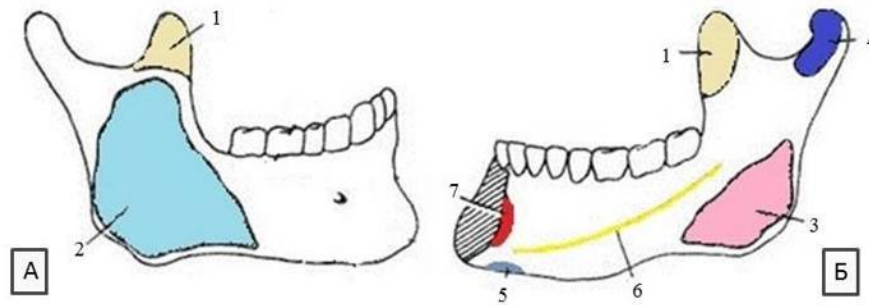


Рисунок 2. 6 – Схема прикріплення м'язів до нижньої щелепи:

А) Зовнішня поверхня:

- 1 – m. temporalis;
- 2 – m. masseter;

Б) Внутрішня поверхня:

- 1 – m. temporalis;
- 3 – m. pterygoideus medialis;
- 4 – m. pterygoideus lateralis;
- 5 – m. digastricus;
- 6 – m. mylohyoideus;
- 7 – m. geniohyoideus.

	Weber 1851	Gysi 1921	Freisfeld 1927	Schnabel 1933	Schnabel 1933
m. temporalis	80,08	43	12	44,588	118,064
m. masseter	74,58	38,7	13,7	74,732	150,72
m. pterygoideus medialis	39,01	23	7,2	39,564	102,05
m. pterygoideus lateralis	–	–	–	–	–
Σ	193,67	104,7	32,9	158,884	370,834

Рисунок 2.7 – Показники сил жувальних м'язів (Н/см²)

За Weber, м'яз із поперечним перерізом 1 см^2 може розвивати при своєму скороченні силу 10 кг. Загальна площа м'язів, що піднімають НЩ (жувальний, скроневий та присередній крилоподібний), становить $19,5 \text{ см}^2$. Абсолютна сила цих м'язів дорівнює 195 кг на одному боці, а для всіх м'язів – 390 кг. У будь-якому разі на практиці щелепи не здатні розвивати таку силу. Якщо говорити про реальні показники, то для переживування їжі без заподіяння болю і незручностей м'язам щелепи витрачається сила 10–15 кг. Таким чином, жувальним м'язам властива велика абсолютна сила, але вона розвивається надзвичайно рідко, наприклад на момент сильного психічного збудження, і є резервною. Під час вивчення максимальних напружень у щелепі, що здійснюють м'язи, ми використовували дані значення кутів векторів тяги м'язів жувальної групи за Weber (таблиця 2.1) [292].

Отриманий МСЕ, що містить 152 елементи типу SOLID187 із 851, тривимірний десятивузловий елемент із квадратичною апроксимацією вузлових переміщень; усього 1 187 928 вузлів.

Наступними кроками під час дослідження НДС було завдання коректного закріплення НЩ, типів контактів та налаштування вирішувача.

Для проведення оптимізації титанових пластин було використано метод моделювання «Bonded». Через те що цей метод є лінійним і вирішується за один крок, тобто ітерацію, – швидкість обчислення зменшується. Цю оптимізацію можна виконати за допомогою модулю ПК ANSYS Shape Optimization.

Результатом розрахунків є НДС титанових пластин різної конфігурації, форми деформацій (deformed shape) природньо зображені у збільшеному масштабі. Це дає змогу детально оцінити, як змінюється форма/об'єм деталі.

Таким чином, для НДС будь-якого об'єкта можна визначити критерій жорсткості [4]. Звичайно це відіграє важливу роль під час конструювання, але в нашому дослідженні – об'єкт живий, тому і обмеженню підлягає деяке абсолютне переміщення конкретної точки або кут оберту відтинку.

Сила жувальних м'язів за Weber (Н/см²)

Кріплення м'язів	Назва м'яза	Фронтальний	Горизонтальний	Сагітальний	Напрям фронтальний	Напрям горизонтальний	Напрявлення сагітальне
1	m. temporalis (fasciculus medialis)	100	128	124	35	34	35
1	m. temporalis (fasciculus anterior)	94	185	94	35	34	35
1	m. temporalis (fasciculus posterior)	94	106	141	35	34	35
2	m. masseter (pars profunda)	104	243	92	45	22,70	43,3
2	m. masseter (pars superficialis)	108	240	85	45	22,70	43,3
8	m. pterygoideus lateralis (caput inferius)	0	299	0	17,50	28,3	65
8	m. pterygoideus lateralis (caput superius)	7	308	6	30	28,90	64
9	m. pterigoideus medialis	73	316	76	45	15	53,7
10	m. mylohyoideus	110	187,5	86	65	13,2	33
11	m. digastricus (venter anterior)	77	283	34	65	7,8	29,5
12	m. geniohyoideus	89,5	271	44,5	65	15,7	36,5
12	m. digastricus (venter posterior)	108	117	124	55	10,5	58

2.4. Статистичний аналіз результатів дослідження

Статистичну обробку результатів проводили на персональному комп'ютері за допомогою програми операційної системи Windows XP Microsoft Office Excel 2007. Отримані під час клінічних та клініко-лабораторних дослідженнях цифрові дані (в абсолютних та відносних величинах) обчислювали варіаційно-статистичним методом. Відповідно цього методу розраховували середнє арифметичне M , вираховували відхилення (α) кожного виміру від M , не звертаючи увагу на знаки, підносили кожне відхилення в квадрат (α^2) та визначали суму квадратів відхилень $\varepsilon\alpha^2$. Абсолютну величину квадратичної помилки (σ) обчислювали за формулою 2.3:

$$\sigma = \pm \sqrt{\frac{\varepsilon\alpha^2}{n-1}} \quad (2.3)$$

де σ – квадратична помилка;

n – кількість спостережень;

α – відхилення.

Для розрахунку вірогідності результатів використовували помилку середньої арифметичної величини (m), визначення якої проводили за формулою (формула 2.4):

$$m = \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \quad (2.4)$$

де m – помилка середньої арифметичної величини;

σ – квадратична помилка;

n – число спостережень.

Для розрахунку варіабельності досліджуваних показників використовували коефіцієнт варіації (K_v), обчислення якого проводили за формулою (формула 2.5):

$$K_v = \sigma / M \times 100 \% \quad (2.5)$$

де K_v – коефіцієнт варіації;

M – величина середньої арифметичної досліджуваного показника;

σ – середньоквадратична помилка досліджуваного показника.

Для визначення вірогідності розходжень одержаних значень середніх величин, обчислювали критерій вірогідності за формулою (формула 2.6):

$$t = \frac{M_1 + M_2}{\sqrt{m_1^2 + m_2^2}} \quad (2.6)$$

де t – різниця середніх величин в дослідних групах (критерій Ст'юдента);

M_1 – середнє арифметичне в першій групі;

M_2 – середнє арифметичне в другій групі;

m_1 – помилка середньої арифметичної величини в першій групі;

m_2 – помилка середньої арифметичної величини в другій групі.

На підставі отриманого значення критерію Ст'юдента, враховуючи число спостережень за таблицею показників суттєвої різниці « t », знаходили показник вірогідності. Достовірними рахували тільки розбіжності, можливість похибки яких становила $p < 0,05$ (тобто менше 5 %), та вивчали кореляційну залежність між величинами.

Варіювання показників вважали слабким, якщо K_v не перевищував 10 %, середнім – 11-25 % та значним – при $K_v > 25$ %. Якщо $K_v > 50$ % розподілення вважали асиметричним.

Оцінка лінійної кореляції проводилася шляхом обчислення коефіцієнта кореляції « r ». При $r = 0,7 - 0,99$ ступінь зв'язку між величинами вважали високим; $0,3 - 0,7$ – середній ступень, нижче $0,3$ – слабкий. Якщо коефіцієнт кореляції « r » мав від'ємне значення – вважали, що зв'язок отриманих значень обернений.

Математичні обчислення проводили з використанням ПЗ STATISTICA 8.0 (тріал версія STA862D175437Q) із застосуванням кластерного аналізу та критерію Ансара-Бредлі.

Отже, усі використані у цьому розділі об'єкти і методи дослідження є обов'язковими і послідовними кроками у вирішенні поставлених завдань даної дисертації.

РОЗДІЛ 3

РОЗПОВСЮДЖЕНІСТЬ, КЛІНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ПЕРЕБІГУ ТА УСКЛАДНЕННЯ ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ПЕРЕЛОМІВ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ МЕТОДОМ МЕТАЛООСТЕОСИНТЕЗУ

3.1. Характеристика клінічних груп обстежуваних хворих

Аналізуючи статистичні дані щодо захворюваності населення на переломи НЩ у Сумській області можна помітити тенденцію до деякого зниження даного показника в 2014–2018 рр. порівняно з 2008–2013 рр. (рис. 3.1).



Рисунок 3.1 – Розповсюдженість переломів нижньої щелепи у Сумській області за період 2008–2018 рр.

Дані на рисунку 3.1 свідчать про те, що з переломи НЩ за 2008 рік звернулося 243 хворих, 2009 рік – 232 хворих, 2010 рік – 236 хворих, 2011 рік – 234 хворих, 2012 рік – 237 хворих, 2013 рік – 249 хворих, 2014 рік – 198 хворих, 2015 рік – 175 хворих, 2016 рік – 195 хворих, 2017 рік – 188 хворих, 2018 рік – 186 хворих. Середня кількість хворих з переломами НЩ, що звернулися за медичною допомогою за період 2008–2018рр. складає $215,73 \pm 25,88$ осіб.

Загальну тривалість стаціонарного лікування пацієнтів з переломами НЩ у відділенні, тобто кількість проведених ліжкоднів за період 2008–2018 рр. можна побачити на рисунку 3.2.

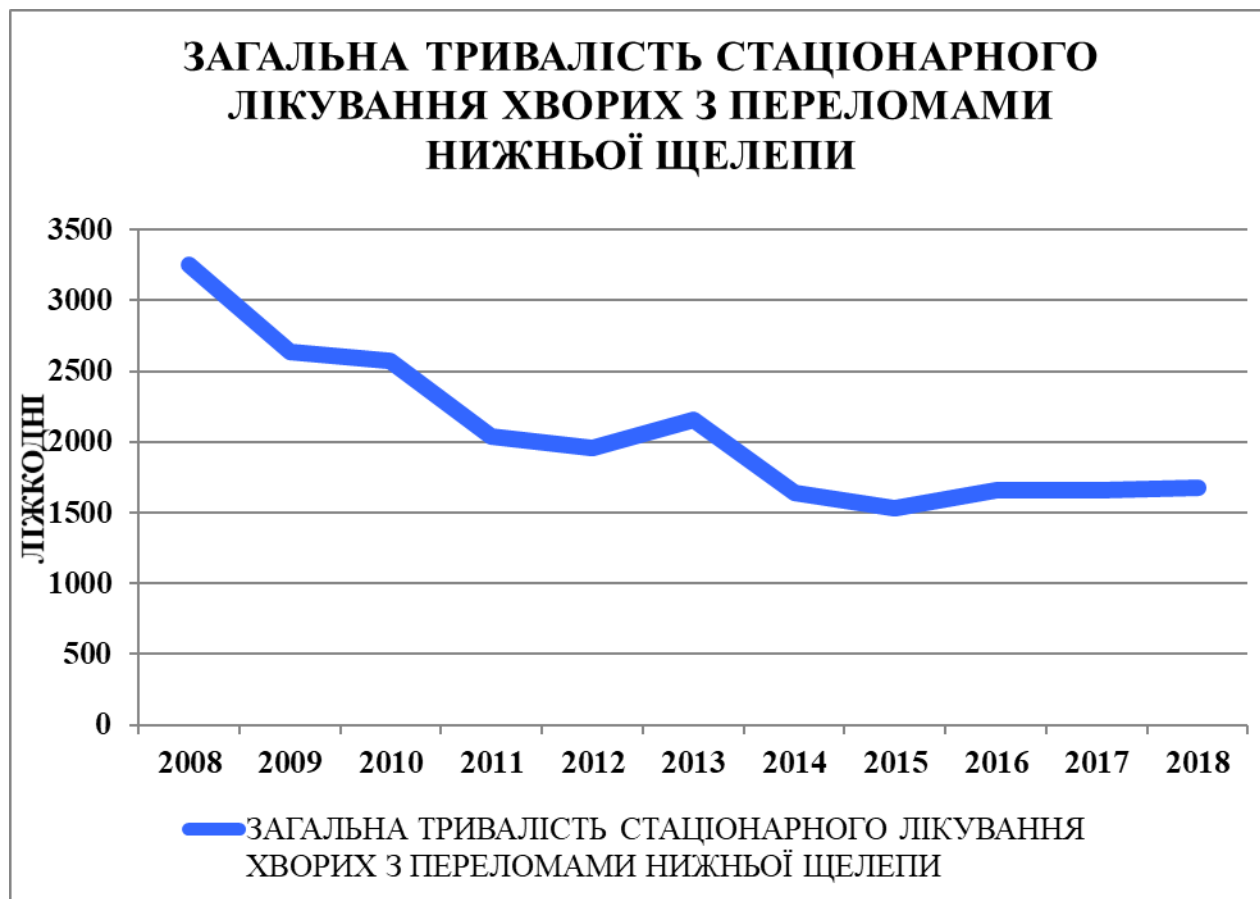


Рисунок 3.2 – Загальна тривалість стаціонарного лікування хворих з переломами нижньої щелепи за період 2008–2018рр.

Як бачимо з рисунку 3.2 загальна тривалість стаціонарного лікування пацієнтів з переломами НЩ має також тенденцію до зменшення. Так у 2008 році хворі провели у стаціонарі 3249 ліжкоднів, 2009 році – 2640, 2010 році –

2576, 2011 році – 2038, 2012 році – 1959, 2013 році – 2161, 2014 році – 1643, 2015 році – 1530, 2016 році – 1659, 2017 році – 1663, 2018 році – 1681 ліжкоднів. Середнє значення загальної тривалості стаціонарного лікування пацієнтів з переломами НЩ за період 2008–2018рр. становить $2072,64 \pm 518,07$ ліжкоднів.

Середня тривалість стаціонарного лікування становила: 2008 рік – 13,4 ліжкоднів, 2009 рік – 11,4 ліжкоднів, 2010 рік – 10,9 ліжкоднів, 2011 рік – 8,7 ліжкоднів, 2012 рік – 8,3 ліжкоднів, 2013 рік – 8,7 ліжкоднів, 2014 рік – 8,3 ліжкоднів, 2015 рік – 8,7 ліжкоднів, 2016 рік – 8,5 ліжкоднів, 2017 рік – 8,9 ліжкоднів, 2018 рік – 9 ліжкоднів (рис. 3.3). Середнє значення даного показника за період 2008–2018рр. складає $9,53 \pm 1,57$ ліжкоднів.



Рисунок 3.3 – Середня тривалість стаціонарного лікування переломів нижньої щелепи за період 2008–2018 рр.

Для аналізу особливостей перебігу захворювання та встановлення найпоширеніших клінічних ускладнень ми обстежили 40 хворих,

госпіталізованих до стаціонару щелепно-лищевого відділення КЗ «Сумська обласна клінічна лікарня» протягом 2016 – 2018 рр.

За нашими даними у відділенні щелепно-лицевої хірургії з переломами НЩ потрапляли переважно чоловіки. Переломи НЩ спостерігались у хворих різних вікових категорій.

На рисунку 3.4 наведене відсоткове співвідношення хворих з переломами НЩ за віком.

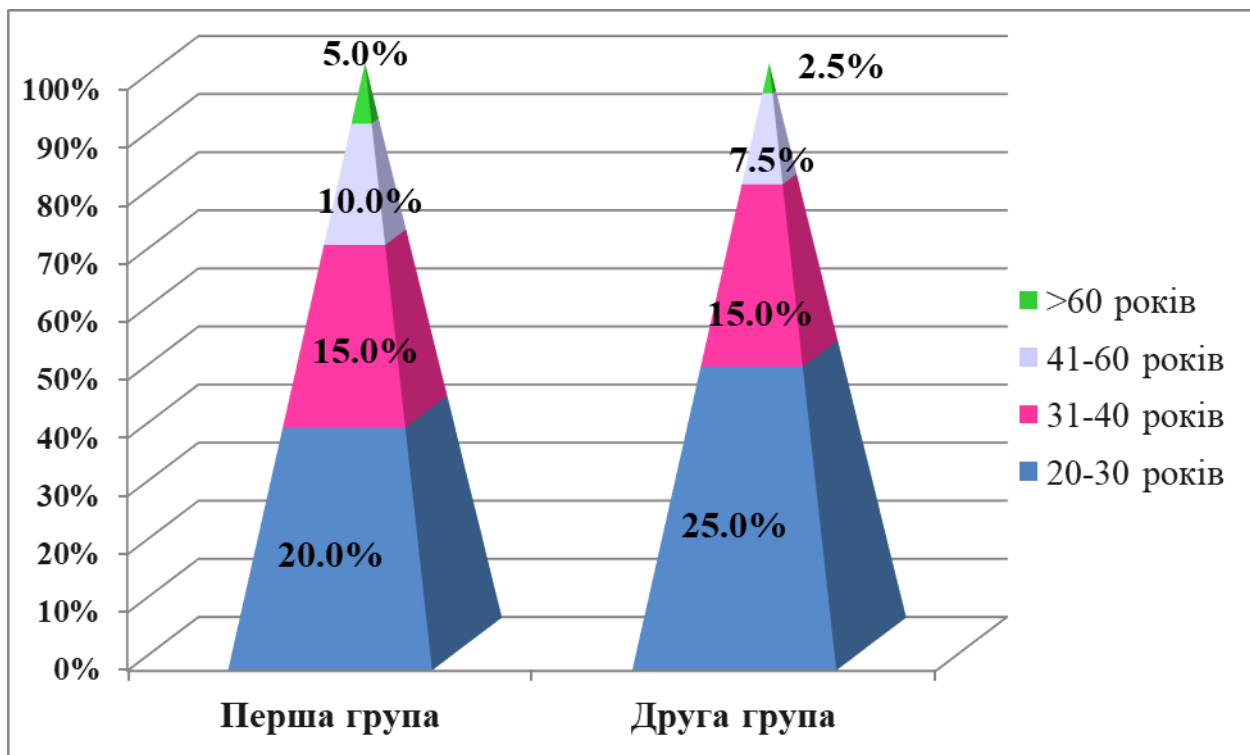


Рисунок 3.4 – Відсоткове співвідношення хворих першої та другої груп з переломами нижньої щелепи за віком

Як бачимо з рисунку 3.4 переломи НЩ частіше всього зустрічались у віці від 20 до 30 років 18 чоловік (45,0 %) – перша група 8 (20,0 %), друга група 10 (25,0 %); далі від 31 до 40 років 12 чоловік (30,0 %) – перша група 6 (15,0 %), друга група 6 (15,0 %); наступний вік 41–60 років 7 чоловік (17,5 %) – перша група 4 (10,0 %), друга група 3 (7,5 %); найменше всього у віці понад 60 років 3 пацієнти (7,5 %) – перша група 2 (5,0 %), друга група 1 (2,5 %).

Таким чином, встановлено, що найчастіше переломи НЩ зустрічаються у найбільш працездатної частки населення від 20 до 30 років – 18 хворих, що складає 45,0 % та 31 до 40 років – 12 хворих, що складає 20,0 %.

Пояснюється це тим, що особи, які відносяться до даних вікових категорій, частіше за інших використовують особистий та міський транспорт, більше бувають на вулицях та дорогах з посиленням рухом автомобілів, займаються спортом і потрапляють у бійки.

Серед факторів, що впливали на результати лікування, важливе значення мали своєчасне та правильне надання медичної допомоги і термін надходження хворих в стаціонар.

На рисунку 3.5. наведена динаміка звернення хворих з переломами НЩ в стаціонар щелепно-лицевого відділення лікарні.

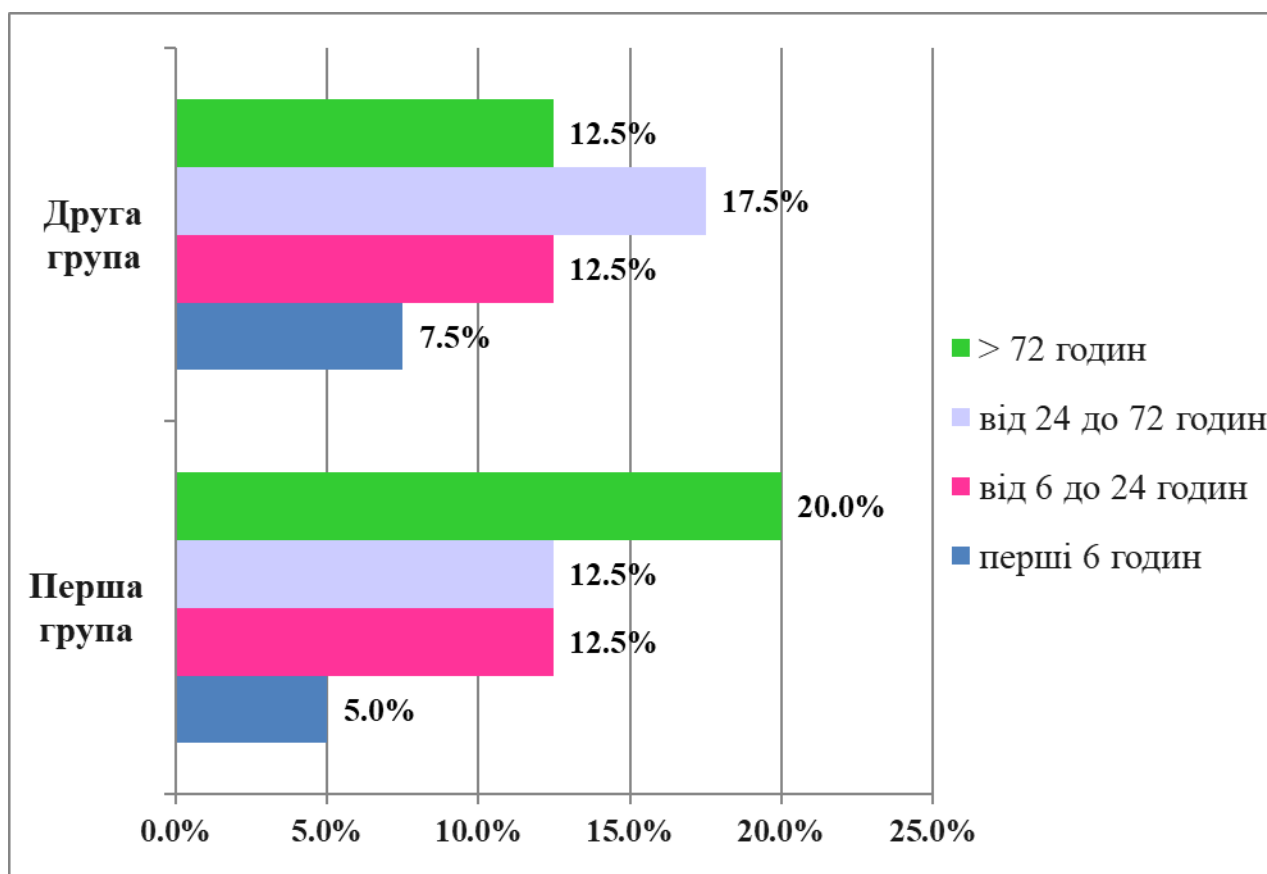


Рисунок 3.5 – Динаміка звернення хворих з переломами нижньої щелепи в стаціонар у дослідних групах

Дані на рисунку 3.5 свідчать про те, що в перші 6 годин – 5 хворих (12,5 %) надійшли на лікування в оптимальний термін, від 6 до 24 годин – 10 (25 %), від 24 до 72 годин – 12 (30 %) хворих, понад 72 години – 13 (32,5 %) хворих отримали необхідну спеціалізовану допомогу. Головною причиною пізнього звернення за медичною допомогою було бажання приховати сп'яніння або необізнаність про наслідки травми.

Переважає більшість хворих з переломами НЩ надійшли в лікарню без тимчасової транспортної іммобілізації.

Усі пацієнти у нашому дослідженні в обох групах мали односторонній перелом НЩ. Характер розподілення переломів НЩ за локалізацією в досліджуваних групах зображено в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1

Розподілення хворих за локалізацією перелому нижньої щелепи в досліджуваних групах (n=40)

Дослідна група	Ангулярний перелом		Серединний перелом	
	абс.	%	абс.	%
Перша група	17	42,5	3	7,5
Друга група	16	40,0	4	10,0
Всього	33	82,5	7	17,5

Примітка: n - кількість досліджених осіб.

Як бачимо з таблиці 3.1 у першій групі 17 пацієнтів (42,5 %) мали ангулярний перелом і 3 серединний (7,5 %). Після операції остеосинтезу функціональне навантаження поновлювалося з 2–5 дня. У другій групі 16 пацієнтів (40 %) мали ангулярний перелом, а серединний – 4 хворих (10 %). Після операції остеосинтезу функціональне навантаження також поновлювалося на 2 – 5 день.

Розподіл хворих відповідно соціального положення в досліджуваних групах наведений в таблиці 3.2. Як бачимо з таблиці 3.2. основний контингент потерпілих склали непрацюючі – 21 людина (52,5 %).

Таблиця 3.2

**Розподіл хворих з переломами нижньої щелепи відповідно
соціального положення (n=40)**

Соціальне положення	Перша група		Друга група		Всього	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Робочі	4	10,0	3	7,5	7	17,5
Службовці	2	5,0	2	5,0	4	10,0
Студенти	2	5,0	3	7,5	5	12,5
Пенсіонери	2	5,0	1	2,5	3	7,5
Непрацюючі	10	25,0	11	27,5	21	52,5
Всього	20	50	20	50	40	100

Примітка: n - кількість досліджених осіб.

Розподіл хворих за причиною травми зазначено в таблиці 3.3. Як бачимо найбільш розповсюдженими видами травми є: побутові, вуличні, виробничі та внаслідок дорожньо-транспортних пригод.

Таблиця 3.3

Розподіл хворих за характером травми (n=40)

Вид травми	Роки			Всього
	2016	2017	2018	абс.
Побутова	2	5	4	11
Вулична	4	6	7	17
ДТП	2	1	2	5
Виробнича	3	3	1	7
Всього	11	15	14	40

Примітка: n - кількість досліджених осіб.

На рисунку 3.6 наведене відсоткове співвідношення загальної кількості хворих за характером травми. Як бачимо з рисунку 3.6 найбільший відсоток займає вулична травма – 17 пацієнтів (42,5 %), з них 12 (30,0 %) надійшли до лікарні в стані алкогольного сп'яніння.

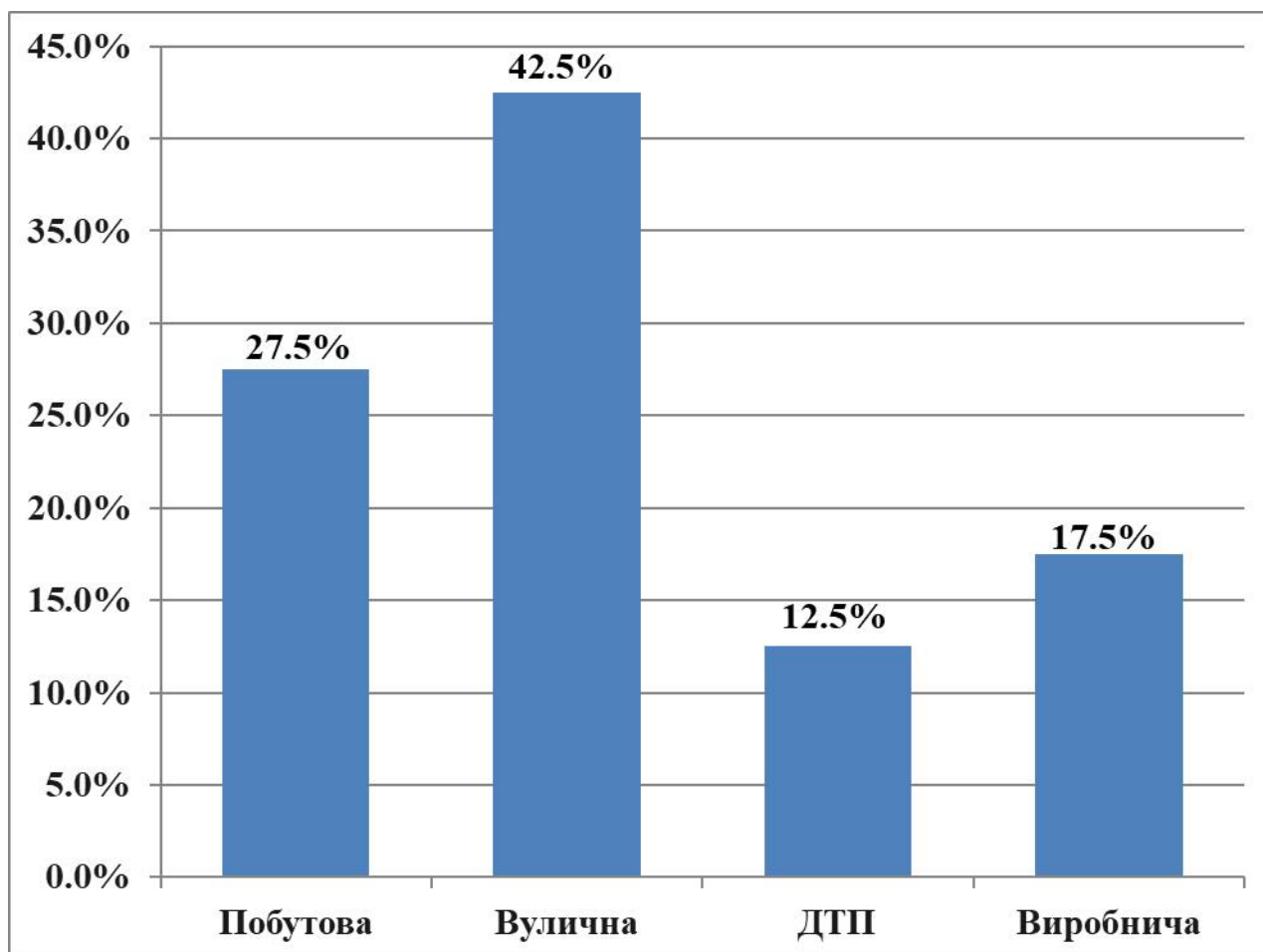


Рисунок 3.6 – Відсоткове співвідношення загальної кількості хворих за характером травми

Пацієнти, які отримали переломи НЩ в побутових умовах склали 11 чоловік (27,5 %). Серед хворих, які отримали виробничі травми 7 чоловік (17,5 %). Переважали травми рухомими предметами та механізмами через власну необачність потерпілих. Пацієнти, які потрапили в автодорожні катастрофи, склали 5 чоловік (12,5 %).

Розподіл хворих за методами іммобілізації наведений в таблиці 3.4.

Розподіл хворих за методами іммобілізації в дослідних групах (n=40)

Методи іммобілізації	Роки			Всього
	2016	2017	2018	абс.
Стандартні прямі пластини	10	7	3	20
П-пластини/ пластини у формі кістки типу I	4/2	5/1	7/1	20

Примітка: n - кількість досліджених осіб.

3.2. Аналіз ускладнень після операції металоостеосинтезу в обстежуваних пацієнтів

Після операції металоостеосинтезу тяжкість стану хворих оцінювали з урахуванням скарг, даних анамнезу, неврологічної симптоматики, температури тіла, характеру дихання, частоти пульсу, величини артеріального тиску. Особливу увагу приділяли стану м'яких тканин, шкірних покривів обличчя та слизової оболонки порожнини рота, порушенню прикусу та функції НЩ. Всім хворим проводили рентгенологічне обстеження.

На рисунку 3.7 можемо спостерігати відсоткове співвідношення перебігу післяопераційного періоду в кожній із дослідних груп.

Як бачимо з рисунку 3.7 у першій групі неускладнений перебіг післяопераційного періоду спостерігався у 15 пацієнтів (75 %). У 2 (10 %) пацієнтів у ранньому післяопераційному періоді спостерігались місцеві запальні явища, пов'язані з нагноєнням гематом у ділянці операційної рани та остеомієлітом уламків НЩ. Патологічна рухомість уламків у ділянці оперованого перелому з подальшим виникненням патологічного прикусу мав місце у 2 пацієнтів (10 %). Перелом пластини в найближчі дні після операції спостерігався у 1 (5 %) хворого.

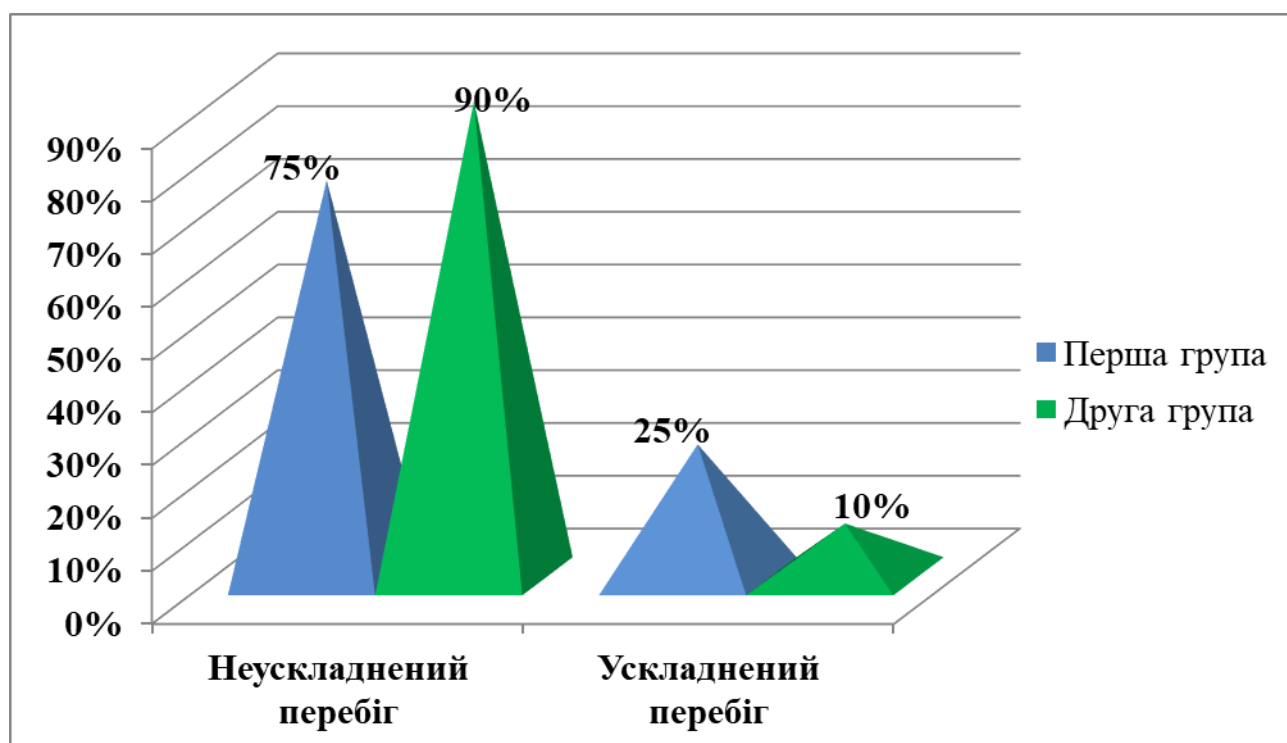


Рисунок 3.7 – Відсоткове співвідношення перебігу післяопераційного періоду в дослідних групах

У другій групі неускладнений перебіг післяопераційного періоду спостерігався у 18 пацієнтів (90 %). Двоє хворих (10 %) в ранньому післяопераційному періоді мали місцеві запальні явища, пов'язані з нагноєнням гематом у ділянці операційної рани. Остеомієліт уламків НЩ, патологічна рухомість уламків з виникненням патологічного прикусу, а також перелом пластин не спостерігалися.

Розподіл хворих за тривалістю стаціонарного лікування переломів НЩ наведений в таблиці 3.5.

Таблиця 3.5

Тривалість стаціонарного лікування пацієнтів дослідних груп (n=40)

Дослідна група	Загальна кількість ліжкоднів	Середня кількість ліжкоднів
Перша група	184	9,2±0,56
Друга група	166	8,3±0,57

Примітка: n - кількість досліджених осіб.

Як бачимо з таблиці 3.5 загальна тривалість стаціонарного лікування пацієнтів першої дослідної групи склала 184 ліжкодні (середнє значення $61,33 \pm 1,25$), хворих другої групи – 166 (середнє значення $55,33 \pm 0,47$) ліжкодні. Після розрахунку t-критерію Стюдента було зроблено висновок про статистичну значимість порівнюваних величин (рівень значущості $p < 0,05$), вибірка мала нормальне розподілення.

Середня тривалість стаціонарного лікування становила: у першій групі – $9,2 \pm 0,56$ ліжкодні; другій групі – $8,3 \pm 0,57$ ліжкодні.

Таким чином, після операції остеосинтезу переломів НЩ із використанням π -пластини та пластини у формі кістки типу I (друга група), у порівнянні з використанням стандартних прямих титанових пластин (перша група), тривалість стаціонарного лікування зменшилася, а виникнення ускладнень (запальні явища, травматичні остеомієліти, порушення прикусу, неврит нижньокоміркового нерва тощо) спостерігалось рідше.

РОЗДІЛ 4

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ КОМІРКОВИХ ЧАСТИН НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ТА МІКРОРЕЛЬЄФУ ПОВЕРХНІ ТИТАНОВИХ ПЛАСТИН ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗУ

4.1. Дослідження кісткової тканини коміркових частин нижньої щелепи

Для вирішення завдань дослідження щодо морфологічних особливостей кісткової тканини беззубих коміркових частин та коміркових частин із зубами, а також визначення факторів ускладнень хірургічного лікування були проведені патоморфологічні дослідження.

Як відомо, НЩ дуже чутлива до впливу різних ендо- та екзогенних факторів, тому будь-яка зміна її функції призводить до анатомічних та структурних перетворень кісткової тканини (закон трансформації Вольфа (1892). Таким чином, адентія не тільки спричиняє зміни в кістковій тканині, але і посилює дію ендо- та екзогенних чинників на коміркову частину.

Під час дослідження аутопсійних фрагментів кісткової тканини ми виявили, що коміркова частина НЩ із зубами утворена пластинчатою кістковою тканиною (рис. 4.1 – А), яка складається з губчастої та щільної речовин кістки. Губчаста речовина складалася з переплетених кісткових трабекул, порожнини між якими були заповнені кістковим мозком. Трабекули утворювались з кісткових пластинок, зовні були оточені одним шаром остеобластів та розміщувалися відповідно направленню сил стиснення та розтягнення. Губчаста речовина знаходилася всередині кістки. Щільна речовина містила кісткові пластинки та утворювала переважно паралельні концентричні шари – остеони, між якими розміщувалися вставні кісткові пластинки. Щільна речовина покривала кістку зовні.

Було визначено, що кістка коміркової частини із зубами складалася з упорядковано розміщених остеоцитів, колагенових волокон, кісткових пластинок та кровоносних судин. Остеоцити знаходилися в лакунах поміж сусідніми пластинками. Від лакун у товщу сусідніх пластинок відходили анастомозуючі кісткові каналці, які містили відростки остеоцитів. Колагенові волокна у кожній пластинці проходили паралельно один одному і під кутом до волокон сусідніх пластинок.

Щелепна кістка зовні була вкрита окістям (періостом) (рис. 4.1 – Б), яке підвищує еластичність, опір та стійкість коміркової частини до навантаження, що діє протягом пережовування їжі.

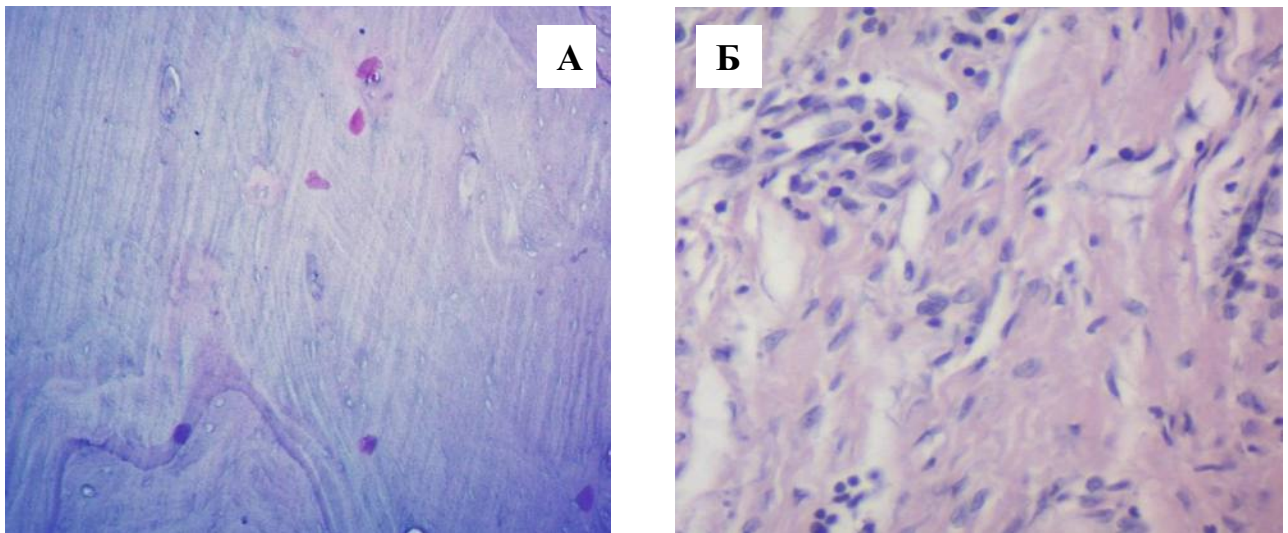


Рисунок 4.1 – Коміркова частина нижньої щелепи із зубами.

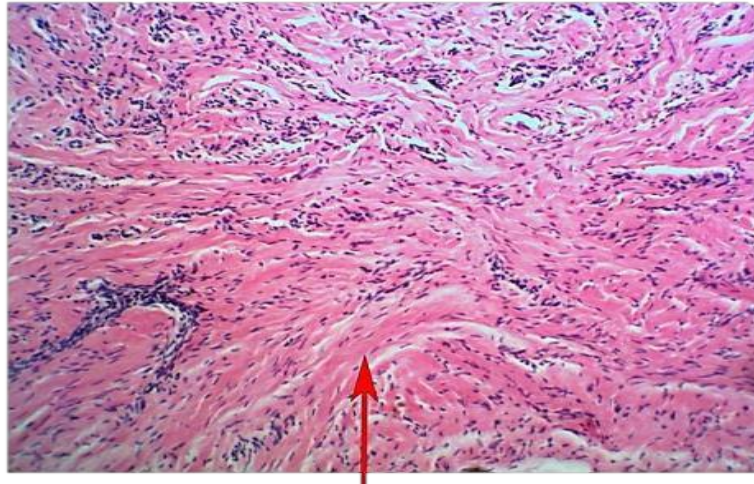
Збільшення $\times 150$. Забарвлення гематоксилін-еозином.

А – кісткова тканина. Б – окістя.

Під час дослідження усіх аутопсійних зразків коміркових частин НЩ ми помітили два шари окістя: зовнішній фіброзний та внутрішній остеогенний. Окістя – джерело остеогенних клітин для розвитку, росту та регенерації кісткової тканини.

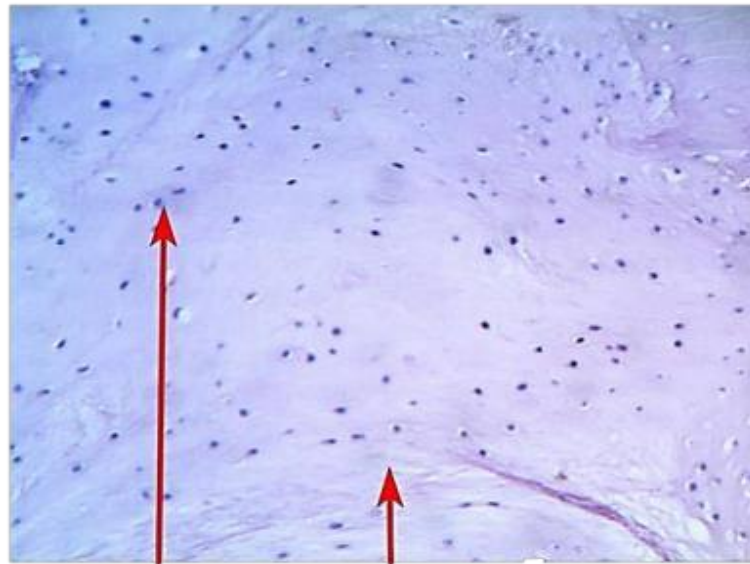
Клітинна структура фіброзного шару коміркової частини НЩ із зубами (рис. 4.2–А) була представлена щільною сполучною тканиною та містила

колагенові волокна, невелику кількість імунних клітин, фіброblastів і кровоносних судин. Внутрішній остеогенний шар окістя (рис. 4.3–А) складався з остеоцитів та остеобластів, що поступово утворювали невелику кількість остеонів (рис. 4.3–Б).



А

Рисунок 4.2 – Фіброзний кістковий шар коміркової частини із зубами. Збільшення $\times 150$. Забарвлення гематоксилін-еозином. А – фіброзні волокна.



А

Б

Рисунок 4.3 – Остеогенний кістковий шар коміркової частини із зубами. Збільшення $\times 150$. Забарвлення гематоксилін-еозином. А – кістковий шар (основна пластинка). Б – лінії цементуючого поверхневого остеона.

Дослідження беззубої коміркової частини НЩ засвідчило виражені морфологічні зміни в окісті (рис. 4.4). В остеогенному кістковому шарі беззубої коміркової частини спостерігалася значна лакуарна резорбція (рис. 4.4–А), яка досягала остеонів (рис. 4.4 –Б). Кількість рядів остеонів зменшувалася до 6 ± 3 . Між колагеновими волокнами фіброзного шару окістя спостерігався значний набряк (рис. 4.3–В).

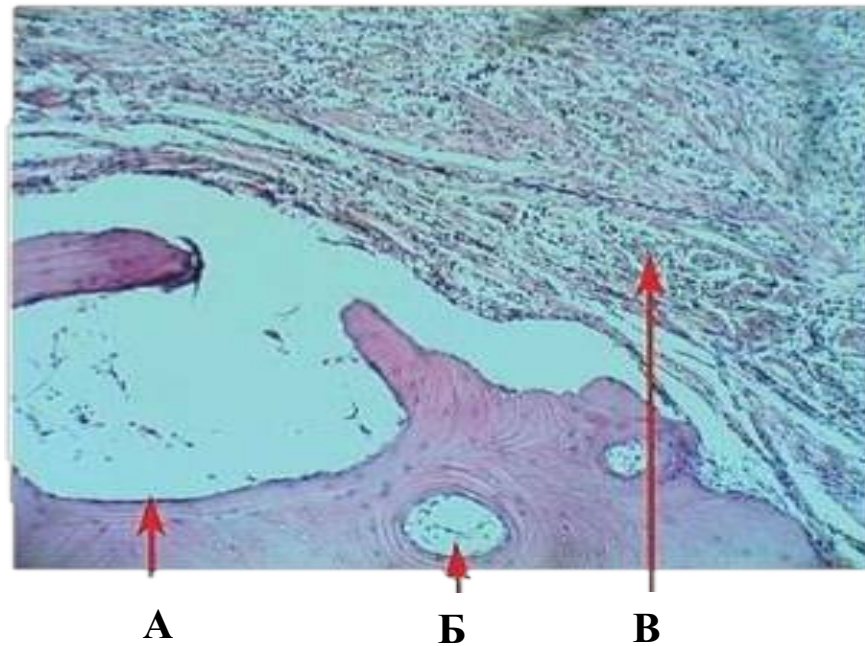


Рисунок 4.4 – Остеогенний кістковий шар беззубої коміркової частини. Збільшення $\times 50$. Забарвлення гематоксилін-еозином. А – лакуарна резорбція. Б – остеон. В – фіброзний шар окістя з вираженим набряком.

Губчаста речовина беззубої коміркової частини також утворювалася пластинчастою кісткою, яка містила трабекули (рис. 4.5). Трабекули склалися з декількох шарів кісткових пластин (8 ± 2), які всередині були покриті ендостом (рис. 4.5–Б). Трабекулярний простір був сформований власне сполучною тканиною із кровоносними судинами (рис. 4.5–В). Остеокласти, які утворювали лакуни, розміщувалися на поверхні трабекул. Усі ці зміни засвідчили про посилення атрофії коміркової частини НЩ та розвиток остеопоротичних явищ.

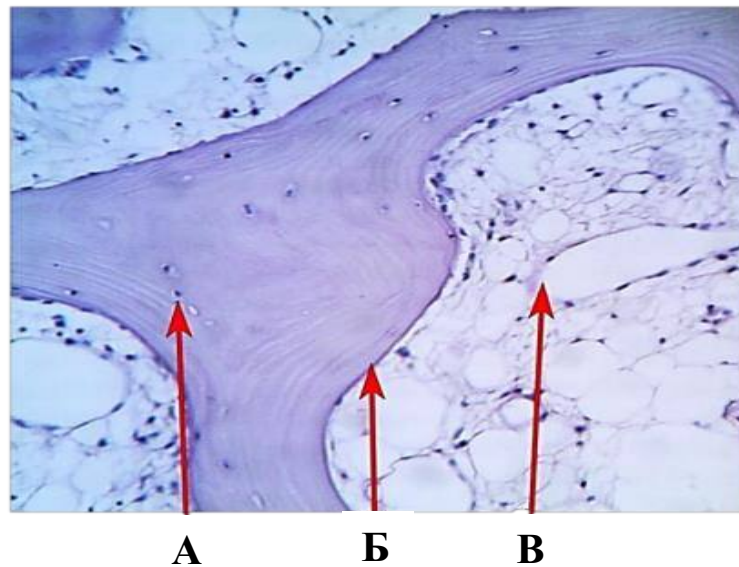


Рисунок 4.5 – Губчаста речовина беззубої коміркової частини. Збільшення $\times 150$. Забарвлення гематоксилін-еозином. А – шари кісткових пластинок. Б – ендост без ознак резорбції. В – трабекулярний простір з судинами та сполучною тканиною.

Під час вивчення періапикальної ділянки коміркової частини НЩ, кісткова тканина складалася із зовнішніх та внутрішніх кіркових пластинок. Напрямок трабекулярної кістки залежав від вектора механічного навантаження на зуби. Зразки коміркової частини з нормальною будовою мали рівномірну пародонтальну щілину із належним чином розміщеними колагеновими волокнами без патологічних змін (рис. 4.6, I). У зразках коміркової частини з остеопорозом ми спостерігали резорбтивні зміни в зовнішніх та внутрішніх кіркових пластинах із утворенням резорбтивних лакун (рис. 4.6, II). Резорбтивні лакуни були заповнені волокнистою тканиною з хаотично розміщеними колагеновими та еластичними волокнами.

Імуногістохімічне дослідження губчастої речовини коміркової частини НЩ із зубами засвідчило, що в остеоцитів була сильна та середня експресія остеопонтину (рис. 4.7, I–A). Остеопонтин досить міцно з'єднувався з гідроксіапатитом і, як наслідок, з мінералізованою кістковою тканиною.

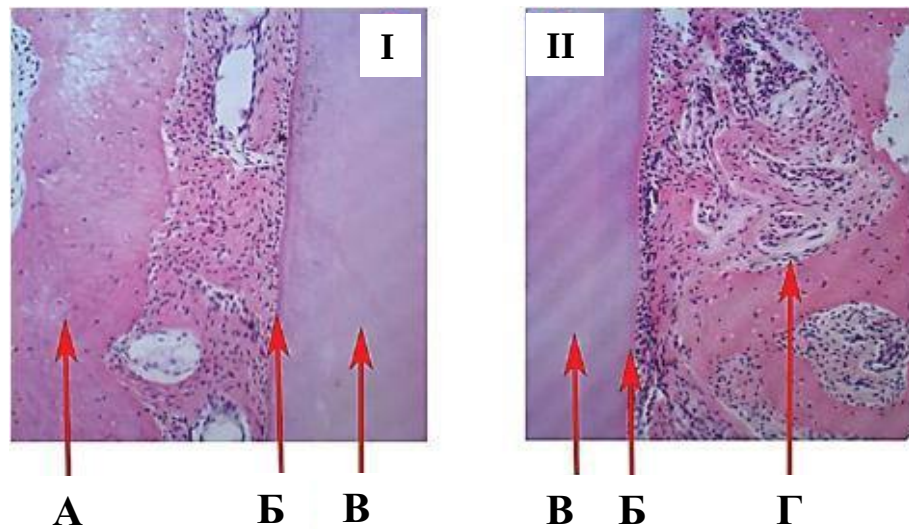


Рисунок 4.6 – Періапикальна третина зубів коміркових частин. Збільшення $\times 150$. Забарвлення гематоксилін-еозином. I – коміркова частина з нормальною будовою. II – коміркова частина з остеопрозом. А – кісткова тканина коміркової частини. Б– цемент кореня зуба. В – дентин. Г – лакуарна резорбція альвеол.

Кісткова тканина беззубої коміркової частини мала істотне зменшення експресії остеопонтину. Також ми помітили, що в остеocyтах на поверхні трабекул експресія остеопонтину була відсутня (рис. 4.7, II–Б), хоча всередині трабекул простежувалася його слабка експресія (рис. 4.7, II–В).

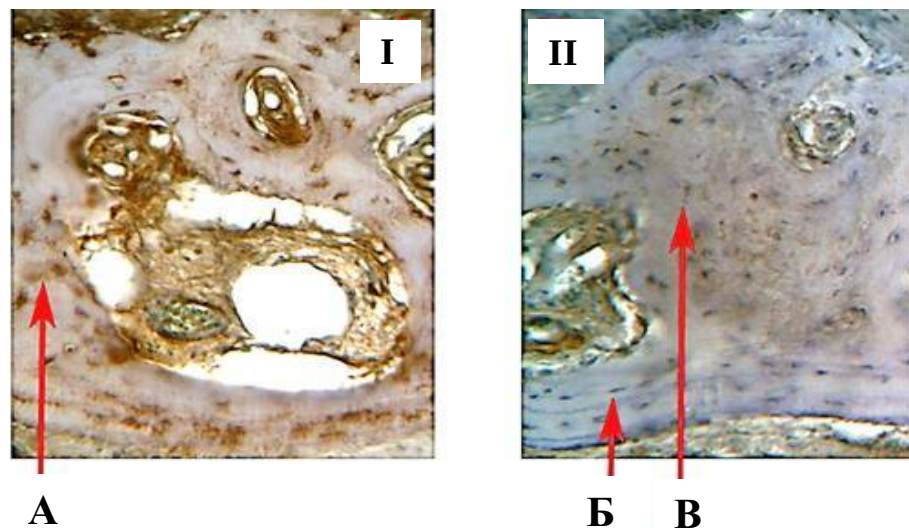


Рисунок 4.7 – Імуногістохімічне дослідження (остеопонтин) губчастої речовини коміркової частини нижньої щелепи. Збільшення $\times 400$. I – коміркова частина з зубами. II – беззуба коміркова частина з ознаками остеопорозу. А – остеocyти із сильно позитивною експресією остеопонтину. Б – остеocyти без експресії остеопонтину. В – остеocyти із слабкою експресією остеопонтину.

У наших дослідженнях за допомогою хі-квадратного тесту ми проаналізували зразки кісткової тканини за рядом морфологічних критеріїв: кількість остеоцитів та остеобластів у щільній речовині, товщину коміркової частини беззубої ділянки і ділянки із зубами, кількість остеокластів та остеоцитів у комірковій частині із зубами та без зубів [100]. Результати представлені у таблиці 4.1.

Таблиця 4.1

Результати аналізу морфологічних критеріїв кісткових зразків у досліджуваних групах

Критерій	M±m n = 7, I група	M±m n = 7, II група	P
Експресія остеопонтину, %	76,14 ± 16,29	42,81 ± 6,24	0,048*
Товщина щільної речовини, мікрони	4230 ± 622,76	2357,71 ± 554,32	1
Кількість остеоцитів у щільній речовині, збільшення ×150	36,42 ± 4,75	28,71 ± 4,57	0,43
Кількість остеокластів у щільній речовині, збільшення ×150	2 ± 1,15	3 ± 0,81	1
Товщина коміркової частини із зубами, мікрони	254,28 ± 52,27	201,85 ± 37,42	0,68
Товщина беззубої ділянки коміркової частини, мікрони	376,28 ± 204,38	226,57 ± 70,53	0,02*
Кількість остеокластів коміркової частини із зубами, збільшення ×150	2,28 ± 0,75	3,14 ± 0,69	0,9
Кількість остеоцитів коміркової частини із зубами, збільшення ×150	27 ± 3,69	26,85 ± 7,44	0,05*
Кількість остеокластів беззубої ділянки коміркової частини, збільшення ×150	2,57 ± 0,53	3,14 ± 0,69	0,7
Кількість остеоцитів беззубої ділянки коміркової частини, збільшення ×150	27,57 ± 4,89	26,57 ± 4,07	0,69

де P = 0,05 прямує до f = n – 1

Примітка: n – кількість досліджуваних зразків; I група – зразки коміркової частини із зубами; II група – беззуба коміркова частина; P – статистична значущість відмінностей між порівнюваними групами за χ^2 -критерієм Ансарі – Бредлі

Таким чином, якщо розрахункова імовірність була близькою до 1, то досліджувані значення відповідали нормальному розподілу. Якщо розрахункова імовірність була нижче рівня значущості (0,05), то досліджувані значення не відповідали нормальним законам розподілу. Аналізуючи дані, подані в таблиці 4.1, бачимо, що чотири із дев'яти критеріїв відповідають нормальному розподілу, а інші – ні.

Беручи до уваги отримані результати можна дослідити рівність кісткових зразків за χ^2 -критерієм Ансарі – Бредлі. Результати представлені у таблиці 4.2.

Таблиця 4.2

**Показники морфологічних критеріїв кісткових зразків у
експериментальних групах**

Критерії	Показники
Експресія остеопонтину	2,7296E-58
Кількість остеоцитів у щільній речовині	0,001
Кількість остеокластів у щільній речовині	0,533
Товщина коміркової частини із зубами, мікрометри	1,30676E-35
Товщина беззубої ділянки коміркової частини, мікрометри	4,7207E-304
Кількість остеоцитів коміркової частини із зубами	0,326
Кількість остеокластів коміркової частини із зубами	0,868
Кількість остеоцитів беззубої ділянки коміркової частини	0,768
Кількість остеокластів беззубої ділянки коміркової частини	0,829

Статистичний аналіз показав зменшення кількості остеоцитів беззубої ділянки коміркової частини ($P = 0,05$). Також є змога прослідити кореляцію між адентією та трабекулярним витонченням коміркової частини ($P = 0,02$). Експресія остеопонтину в беззубій комірковій частині теж знижується у порівнянні з його експресією в комірковій частині щелепи з нормальною будовою ($P = 0,48$).

Для встановлення патогенних зв'язків між статистично важливими показниками кісткової тканини (кількість остеоцитів та товщиною коміркових частин, мікрон; експресією остеопонтину, %) ми виконали кластеризацію методом k-середніх та побудували дендрограму (рис. 4.8).

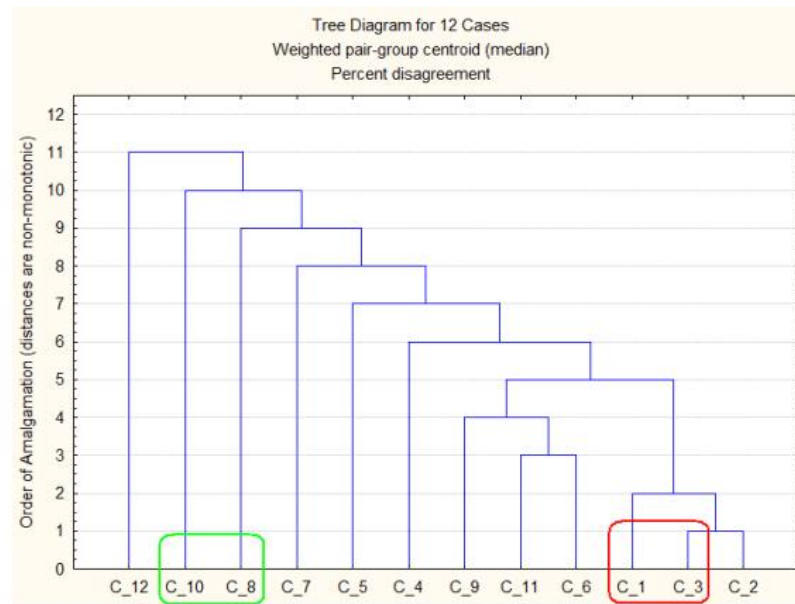


Рисунок 4.8 – Дендрограма, побудована на основі результатів кластерного аналізу.

На першому етапі кластерного аналізу показники I дослідної групи були об'єднані в єдиний кластер (червона лінія, див. рис. 4.8), що показує зміни органічної частини кістки. Таким чином, бачимо, що зменшення експресії остеопонтину викликає зміни в органічній складовій кістки (остеопоротичні явища), а також призводить до зменшення кількості остеоцитів у трабекулах. Наслідком такого явища є стоншення стінок трабекул беззубої ділянки коміркової частини НЩ. Ці фігури входять до другого кластера (зелена лінія, див. рис. 4.8,) і показують прогресування остеопоротичних явищ.

Дані наших досліджень дають підставу стверджувати, що беззубі ділянки коміркових частин збільшують імовірність розвитку остеопорозу в щелепі [100, 164]. Це пояснюється порушенням метаболічних процесів в недовантажених ділянках НЩ.

4.2. Дослідження мікрорельєфу поверхні титанових пластин для остеосинтезу

На нашу думку, титанові пластини з шорсткою поверхнею можуть слугувати ретенційними пунктами для прикріплення мікроорганізмів, що, в свою чергу, може викликати післяопераційні ускладнення титаноостеосинтезу [128]. Шорстка поверхня титанових пластини для остеосинтезу робить оточуючі тканини вразливими до колонізації мікроорганізмами, адже сприяє їх адгезії, а також сповільнює імунологічну відповідь у разі проникнення бактерій [217].

Таким чином, нашим завданням було дослідити інтенсивність адгезії мікроорганізмів до поверхні титанових пластин із різним коефіцієнтом шорсткості [29, 132]. Спершу шляхом СЕМ та профілометрії ми досліджували та оцінювали поверхневі якості титанових пластин, отримані дані зображені в таблиці 4.3 та на рисунку 4.9.

Таблиця 4.3

Показники пластин

Кількість пластин	Індекс прикріплення бактерій	Індекс прикріплення грибів	Шорсткість пластин (мкм)	Бактеріальна колонія	Грибкова колонія
1	0,31	0,31	1,02 ± 0,10	104	112
2	0,31	0,32	0,82 ± 0,02	113	121
3	0,33	0,34	0,45 ± 0,07	152	162
4	0,32	0,32	0,62 ± 0,02	124	135
5	0,31	0,32	1,41 ± 0,14	112	124
6	0,32	0,32	1,57 ± 0,17	126	130
7	0,31	0,31	1,17 ± 0,03	107	107
8	0,29	0,30	1,37 ± 0,39	83	97

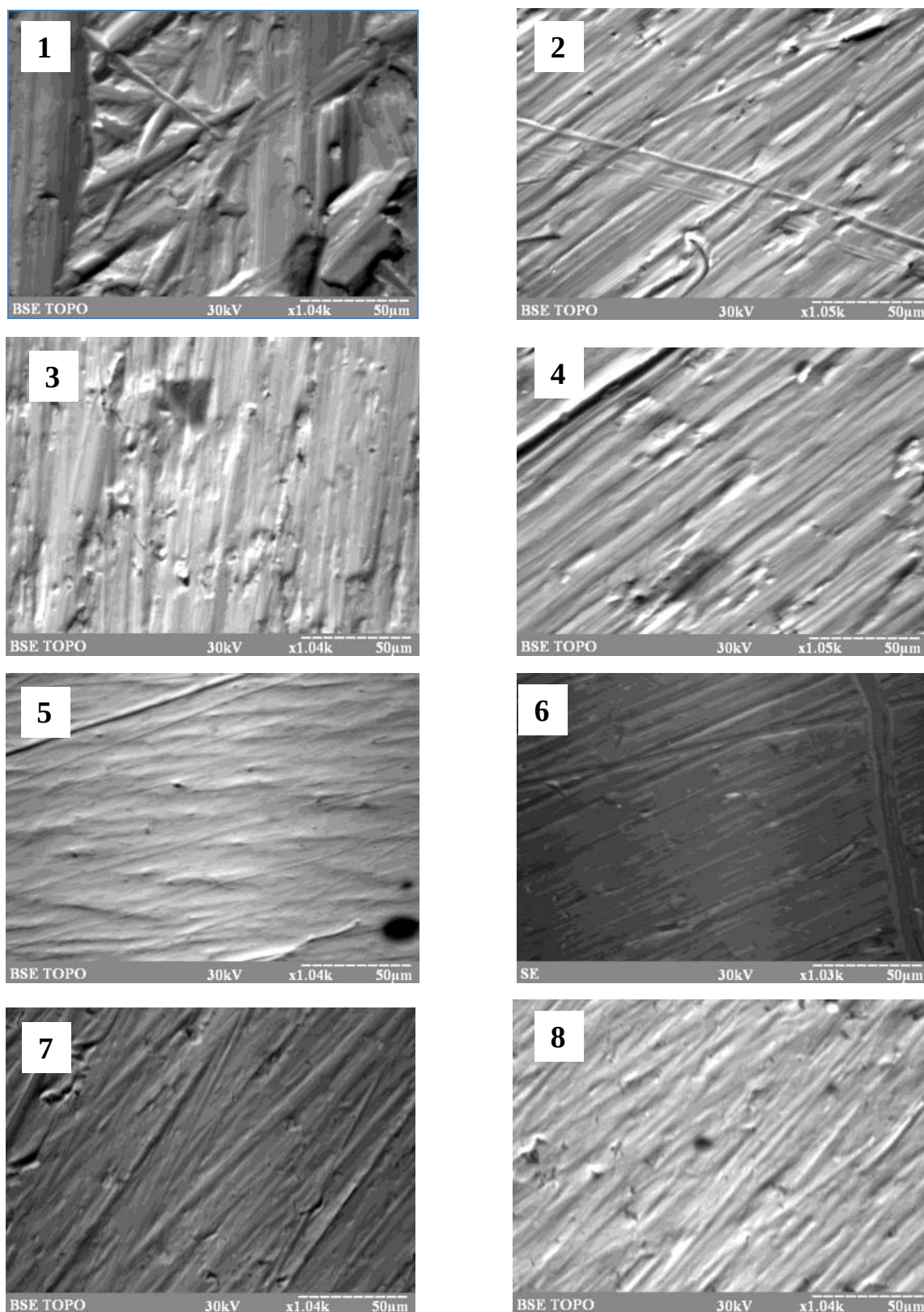


Рисунок 4.10 – Зображення поверхні пластин із різною шорсткістю:

1–4 – пластини із шорсткою поверхнею;

5–8 – пластини із гладкою поверхнею.

Далі за допомогою мікробіологічного методу були досліджені відібрані експериментальні зразки титанових пластин. У результаті дослідження були виділені чотири ступені інтенсивності прилипання мікробних тест-культур до поверхні титанових пластин:

- $0 > 0,30$ низький – кількість прикріплених із дослідної суспензії мікроорганізмів складає не більше, ніж 30 %;
- $0,30 > 0,50$ помірний – кількість прикріплених із дослідної суспензії мікроорганізмів складає 31 – 50 %;
- $0,50 > 0,70$ високий – кількість прикріплених із дослідної суспензії мікроорганізмів складає 51 – 70 %;
- більше 0,70 дуже високий – кількість прикріплених із дослідної суспензії мікроорганізмів складає понад 70 %.

Індекси прикріплення бактерій та грибів див. у таблиці 4.3.

Наше дослідження показало помірний ступінь інтенсивності прилипання для грибів *Candida albicans* ($r = -0,61$; $p < 0,05$) та бактерій *Staphylococcus epidermidis* ($r = -0,57$; $p > 0,05$), який незначно перевищував низький показник, а тому, можна говорити про низьку здатність мікроорганізмів до прилипання [29].

Індекс прикріплення грибів ($r = -0,61$) до поверхні титанової пластини з вираженим мікрорельєфом також свідчить про зворотну співзалежність. Кореляційний аналіз між мікрорельєфом поверхні пластин та адгезією грибів підтвердив, що остання була сильною та достовірною ($P < 0,05$) [29].

Таким чином, значно виражений мікрорельєф поверхні титанових пластин для остеосинтезу може слугувати ретенційним пунктом для адгезії мікроорганізмів.

РОЗДІЛ 5

СКІНЧЕНО-ЕЛЕМЕНТНЕ МОДЕЛЮВАННЯ І ЧИСЕЛЬНИЙ АНАЛІЗ ПЕРЕЛОМІВ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ТА ТИТАНОВИХ ПЛАСТИН РІЗНОЇ КОНФІГУРАЦІЇ

5.1. Скінчено-елементне комп'ютерне моделювання переломів нижньої щелепи

Важливим етапом даної роботи було тривимірне КМ переломів НЩ людини та їх остеосинтезу з використанням розроблених нами титанових пластин, які враховують напрямлення та силу тяги жувальних м'язів [13, 15]. Для розроблення пластин зі зменшеною кількістю металу використовували ПЗ ANSYS Workbench з модулями для обчислення НДС та наступної модернізації. Проте таке завдання може бути кропітким, адже займає багато часу для розрахунку. Ось чому, щоб уникнути цього потрібно розробити найкращий алгоритм обчислення, який забезпечить точність результатів та швидкість їх отримання.

Для обчислення НДС НЩ з ангулярним або серединним переломом у ПК ANSYS Workbench обираємо модуль Structural. Поставлене завдання потрібно проводити наступним чином:

- 1) підготовка матеріалів, які потрібні для вирішення завдання;
- 2) встановлення типів контактних взаємодій;
- 3) встановлення точок закріплення та навантаження;
- 4) побудова математичної сітки;
- 5) спрощення імітаційної моделі, а саме визначення вузлів для закріплення та навантаження.

Таким чином, для підвищення точності отриманих результатів та прискорення часу обчислення потрібно ретельно підходити до налаштувань

вирішувача та етапу вибору типів контактних взаємодій, побудови скінчено-елементної математичної сітки.

Для остеосинтезу переломів НЩ ми використовували пластини, виготовлені з титану марки ВТ1-00, з такими механічними властивостями:

- коефіцієнт Пуассона $\nu = 0,36$;
- модуль Юнга $E = 11\,2000$ МПа;
- густина матеріалу $\rho = 4,505$ г/см³;
- межа пластичності $\sigma_T = 500$ МПа [38].

Для розрахунку властивостей матеріалу та ділянки закріплення і прикладання навантажень до щелепи обираємо осереднені значення механічних властивостей кістки [27]:

- коефіцієнт Пуассона $\nu = 0,3$;
- модуль Юнга $E = 16\,000$ МПа;
- густину $\rho = 2,675$ г/см³ [67].

На рисунку 5.1 зазначене розташування загальної (XYZ або глобальної) системи координат та зображена математична модель НЩ з поділеною на ділянки для прикладання навантажень поверхнею.

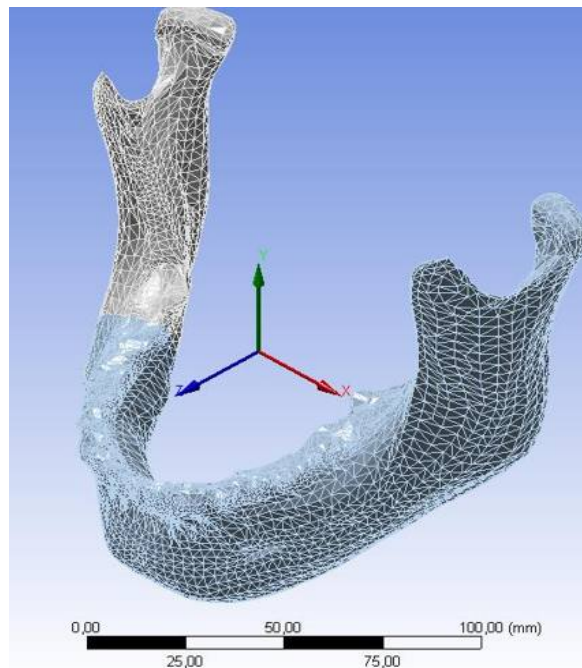


Рисунок 5.1 – Математична модель нижньої щелепи із зазначенням глобальної системи координат

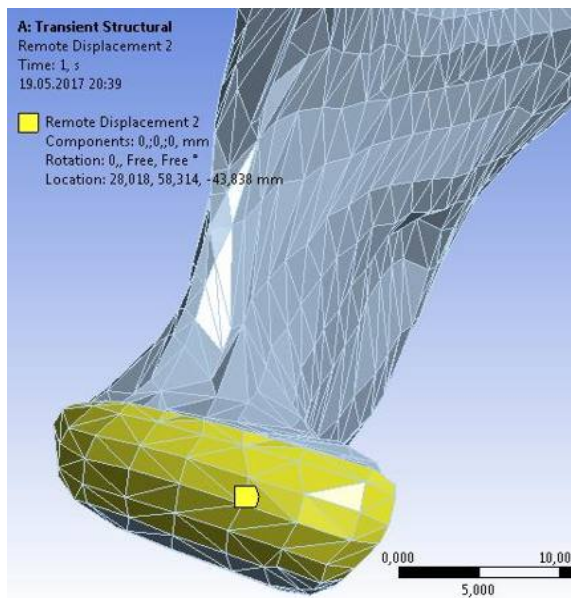
У якості навантаження потрібно зазначити тільки ті ділянки, де прикріплюються м'язи, що беруть участь у перемелюванні їжі, а саме:

- m. temporalis, fasciculus anterior;
- m. temporalis, fasciculus medialis;
- m. temporalis, fasciculus posterior;
- m. masseter, pars superficialis;
- m. masseter, pars profunda;
- m. pterigoideus medialis;
- m. pterigoideus lateralis, caput superius;
- m. pterigoideus lateralis, caput inferius;
- m. digastricus, venter anterior;
- m. digastricus, venter posterior;
- m. mylohyoideus;
- m. geniohyoideus.

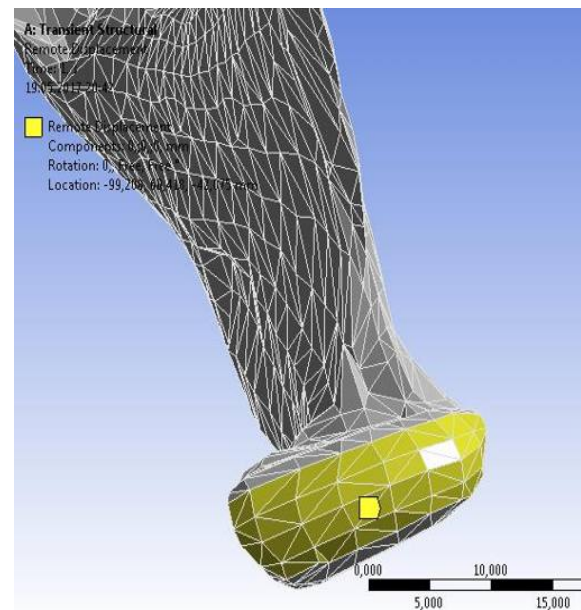
Щоб визначити точки прикладання навантажень від жувальних м'язів та встановлення значення їх сил скористаємося даними Weber (див. табл. 2.1 та рис. 2.7). На рисунках додатку Б (рис. Б.5.1 – Б.5.12) подані результати розподілу моделі НЩ на ділянки, яким конкретно м'язам відповідають ці ділянки та значення і спрямування сил (значення по осях координат наведені в дужках).

Потрібно зазначити, що для розрахунку навантаження від попереднього затягування гвинтів скористаємося налаштуванням Bolt pretention, яке задається на тіло гвинта та складає 25 Н.

Як було вище зазначено, під час дослідження ми розглядатимемо перемелювання їжі на боці, протилежному перелому. Для закріплення НЩ враховували її реальні рухи, тобто її здатність обертатися, рухаючись навколо осі, розміщеної між лівим та правим суглобовими хрящами (в математичній моделі було дозволено оберт навколо осі Y), здатність рухатися вгору та вниз (у математичній моделі було дозволено оберт навколо осі X). Через те, що НЩ нерухома щодо хрящів, нехтуємо відповідними ступенями свободи (рис. 5.2).



а)



б)

Рисунок 5.2 – Точки контакту нижньої щелепи із суглобовими хрящами:

а) бік щелепи на моделі з боку великого уламка, далі від перелому;

б) бік щелепи на моделі з боку малого уламка, ближче від перелому.

На рисунках 5.3 – 5.5 показані загальна система координат, в якій розташовується НЩ, та ступені свободи. НЩ закріплюватимемо в трьох точках враховуючи її анатомічні рухи під час жування на одному з боків, і вивчимо кожне з закріплень.

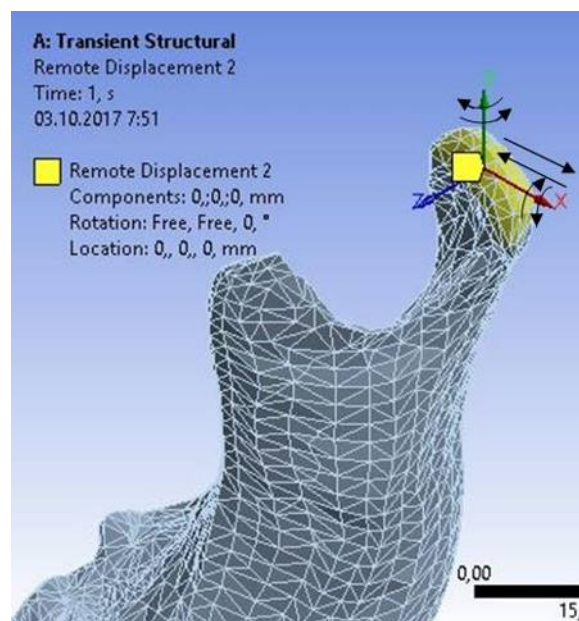


Рисунок 5.3 – Розміщення системи координат та ступенів свободи щодо неї на боці, який далі від перелому

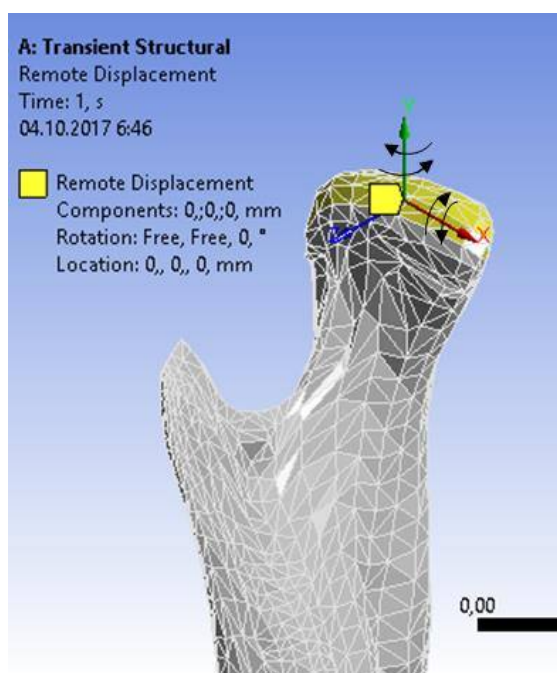


Рисунок 5.4 – Розміщення системи координат та ступенів свободи щодо неї на боці, ближчому до перелому

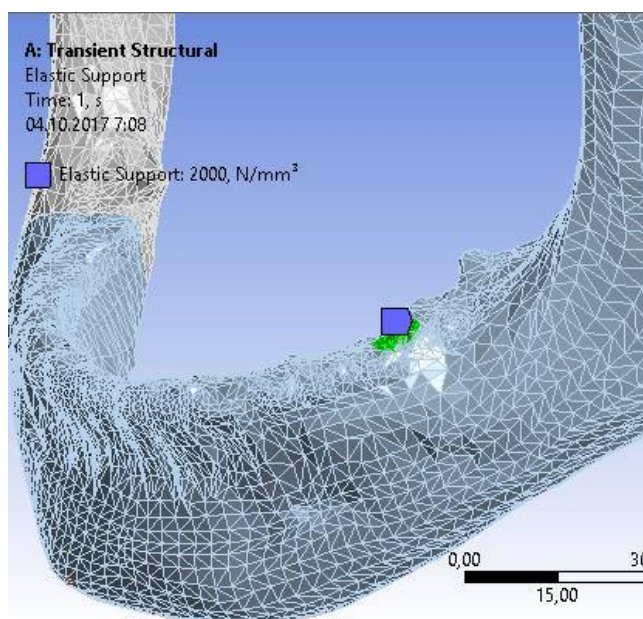


Рисунок 5.5 – Закріплення в ділянці(позначено синім), де перетирається їжа

Закріплення «Remote Displacement» обираємо для боку, на якому пережовується їжа. Систему координат розміщуємо на ділянці головки НЩ, яка найбільше виступає і розташована далі від перелому, та задаємо ступені свободи (навколо осей X та Y – обертання, вздовж осі координат X – переміщення (див. рис. 5.3);

Закріплення «Remote Displacement» обираємо також і для балансуючого боку. Систему координат розміщуємо на ділянці головки НЩ, яка найбільше виступає і розташована ближче до перелому, та задаємо ступені свободи (навколо осей X та Y – обертання (див. рис. 5.4);

Закріплення «Elastic Support» обираємо для ділянки укусу. Щоб застосування цей тип закріплення потрібно налаштувати показник твердості харчової грудки ($2\,000\text{ Н/мм}^2$) (див. рис. 5.5) [160].

Важливим кроком для розв'язання цього завдання є вибір оптимальних налаштувань, контактних взаємодій, побудова математичної сітки. В таблиці 5.1 показані основні характеристики моделей контактів ПК ANSYS [184].

Таблиця 5.1

**Найважливіші характеристики моделей контактів
програмного комплексу ANSYS**

Модель контактної взаємодії	Тип контакту	Число кроків вирішення	Поділ поверхонь (Normal Behavior)	Ковзання поверхонь (Tangential Behavior)
Frictional	Нелінійні	Багато кроків	Дозволяється	Дозволяється
Frictionless				Дозволяється
Rough				Забороняється
Bonded	Лінійні	Один крок	Забороняється	Забороняється
No Separation				Дозволяється

Беручи до уваги вищенаведені характеристики, визначимося з типом контактних взаємодій та налаштуємо їх для систем: два уламки щелепи, щелепа – пластина, гвинти – пластина. Зважаючи, що під час реальних контактів цих систем можливі тертя, проковзування та поділ, обираємо контакт типу «Frictional» з коефіцієнтами: 0,5 – для уламків кістки; 0,3 – для НЩ та пластин, 0,15 – для гвинтів та пластин [65, 279]. Для розрахунку перелічених систем обирали розширений метод Лагранжа (Augmented Lagrangian) та на кожному кроці проводили обчислення їх контактної жорсткості. Для редукції розрахункової сітки під час моделювання різьбового з'єднання між уламками

НЩ та гвинтами застосовували метод віртуальної різі, метод обчислення контактів MPC або визначення контактної жорсткості зовсім не проводили залежно від кроку [30].

Не менш важливим, після вибору типу, є встановлення поведінки контактної пари, що позначається на часі розв'язання завдання. Виділяють три типи поведінки контактної пари [7]:

- несиметричний (asymmetric) контакт. Застосовується у випадку, коли відома поведінка контактних поверхонь, зокрема одна з поверхонь («target») більш тверда у порівнянні з іншою («contact»). Таку поведінку обирають для системи «уламки щелепи (contact) – пластина (target)»;

- симетричний (symmetric) контакт. Застосовується у випадку, коли не відома поведінка контактних поверхонь, зокрема немає різниці, яка саме поверхня буде обрана «contact», а яка – «target». З погляду часу обчислення є більш довготривалим, ніж попередній тип поведінки. Таку поведінку обирають для систем «два уламки щелепи», «пластина – гвинти».

- несиметричний (auto asymmetric) контакт, для якого ПК автоматично визначає оптимальну контактну поверхню.

Під час налаштування важливим є і вибір методу обчислення, переваги й недоліки яких зображені в таблиці 5.2. Як бачимо з даних таблиці, найкращим методом обчислення, який забезпечить стабільність і швидкість обчислення завдання та найбільшу точність напружень у контактних парах, є метод Augmented Lagrange.

Для цього вирішувача потрібно налаштовувати контактну жорсткість, що використовує ПК для зв'язку між поверхнями. Величина жорсткості обчислюється модулями ANSYS автоматично залежно від характеристик матеріалу поверхонь, що деформуються, проте оператор у разі виникнення труднощів із подібністю може збільшити її множенням на коефіцієнт, однак це може позначитися на точності вирішення. У такому випадку коефіцієнт контактної жорсткості залишаємо таким, що дорівнює одиниці.

Порівняння методів обчислення контактних пар

Augmented Lagrange		MPC		Normal Lagrange		Pure Penalty	
–	Можливо з'явиться необхідність додаткових рівноважних кроків, якщо проникнення має велике значення	+	Гарна збіжність (декілька рівноважних кроків)	–	Можливо виникне необхідність у додаткових кроків, якщо наявні коливання	+	Гарна збіжність (декілька рівноважних кроків)
–	Низька чутливість до параметра нормальної контактної жорсткості	+	Параметр контактної жорсткості не потрібний	+	Параметр контактної жорсткості не потрібний	–	Чутливий до введення параметра нормальної контактної жорсткості
–	Контактна проникність наявна, але контролюється до певного ступеня	+	Не дозволяється контактна проникність	+	Контактна проникність близька до нуля	–	Контактна проникність наявна і не контролюється
+	Можна використовувати для будь-якого типу контакту	–	Можна використовувати лише тип контакту Bonded	+	Можна використовувати для будь-якого типу контакту	+	Можна використовувати для будь-якого типу контакту
+	Можливе використання обох типів вирішувача	+	Можливе використання обох типів вирішувача	–	Можливе використання лише спрямованого вирішувача	+	Можливе використання обох типів вирішувача
+	Доступні симетричні та несиметричні типи контактів	–	Лише асиметричний тип контакту	–	Лише асиметричний тип контакту	+	Доступні симетричні та несиметричні типи контактів
+	Визначення контакту в інтегральних точках	–	Визначення контакту лише у вузлах	–	Визначення контакту лише у вузлах	+	Визначення контакту в інтегральних точках

Для підвищення точності розв'язання задачі, яка виконуватиметься за умови найменшої проникності між поверхнями, оновимо показники жорсткості пружних елементів на кожному рівнозначному кроці всередині підкроку.

Варто звернути увагу, що протягом побудови математичних моделей контактувальних систем, точне з'єднання досліджуваних поверхонь або ребер частіше за все не забезпечується, особливо у контактній парі «пластина –

кістка». У цьому випадку ПК в процесі розв’язання завдання може показати помилку, яка полягає в тому, що одна з поверхонь рухається як абсолютно тверда. У окремих ситуаціях певний натяг чи зазор є першоумовою виникнення контактної взаємодії, тому їх потрібно побудувати за допомогою переміщення контактних поверхонь.

За допомогою модулю Interface Treatment проводимо налаштування первинної взаємодії контактних пар, але при цьому контактні та цільові поверхні тільки доторкаються, і тому для виключення будь-яких зазорів та проникнень користуємося налаштуванням Adjust to Touch.

Усі налаштування, які застосовуються в обчисленні для контактних пар «уламок щелепи – уламок щелепи», «уламок щелепи – пластина», «гвинти – пластина», наведені в таблиці 5.3 [279].

Таблиця 5.3

Налаштування, що застосовуються для контактних пар «уламок щелепи – уламок щелепи», «уламок щелепи – пластина», «гвинти – пластина»

Контакти		
Уламок щелепи – уламок щелепи	Уламок щелепи – пластина	Гвинти – пластина
Контактна поверхня		
Кістка	Кістка	Гвинти
Цільова поверхня		
Кістка	Пластина	Пластина
Тип контакту		
Frictional	Frictional	Frictional
Коефіцієнт тертя		
0,5	0,3	0,15
Поведінка контакту		
Symmetric	Asymmetric	Symmetric
Interface Treatment		
Adjust to Touch	Adjust to Touch	Adjust to Touch
Метод описання контакту		
Розширений метод Лагранжа	Розширений метод Лагранжа	Розширений метод Лагранжа
Контактна жорсткість		
1	1	1
Розрахунок контактної жорсткості		
На кожному кроці	На кожному кроці	На кожному кроці

Отже, потрібно звернути значну увагу на КМ контактної взаємодії пари «уламок щелепи – гвинт». В ПК ANSYS виокремимо та порівняємо три основні алгоритми моделювання нарізки:

1) нарізка виконується віртуально в ПК з усіма геометричними нюансами – цей підхід за наявності якісної та детальної скінченно-елементної сітки дає найточніші результати, проте він є найбільш кропіткий при обчисленні;

2) застосування віртуальної нарізки («bolt thread») – гвинт має вигляд циліндричного тіла, у якого поверхня має нарізку, її моделюють в 3D. Під час розрахунку у такий спосіб використовують усі геометричні характеристики нарізки. Порівняно з попереднім алгоритмом витрати протягом обчислення скорочуються в 10 разів;

3) контактна поверхня з нарізкою замінюється на «screw joint» закріплення – точність обчислення деформацій та жорсткості такої взаємодії найнижча.

Ураховуючи вищенаведене, вибираємо другий алгоритм, що має найбільшу точність і невеликий час розрахункових потужностей; для застосування цього методу потрібно налаштовувати такі параметри нарізки: крок, кількість заходів та напрямок витків, кут при верхівці, середній діаметр.

Для розрахунку цих параметрів брали гвинт, що найчастіше застосовується, визначали за допомогою щупів його крок, а зовнішній діаметр вимірювали за допомогою мікрометра.

Одержані дані та інші налаштування контактів наведені в таблиці 5.4.

Необхідно зазначити, що для скорочення часу розрахунку такої нарізки ПК ANSYS дозволяє застосовувати тип контакту Bonded, проте на цьому кроці ця функція доступна лише в β -версії, ось чому завжди потрібно зіставляти усі одержані дані з розв'язанням цієї ж задачі шляхом використання контакту типу Frictional або з експериментом. Таким чином, для наступного застосування цієї β -опції виконаємо КМ обома варіантами.

Наступним кроком після встановлення усіх контактних взаємодій є побудова скінчено-елементної математичної сітки.

Налаштування системи «уламок щелепи - гвинт»

Контакт	Уламок щелепи – гвинт	
Контактна поверхня	Кістка	
Цільова поверхня	Гвинт	
Тип контакту	Bonded	Frictional
Коефіцієнт тертя	–	0,3
Поведінка контакту	Asymmetric	Asymmetric
Метод описання контакту	MPC	Augmented Lagrange
Interface Treatment	–	Adjust to Touch
Контактна жорсткість	10	1
Розрахунок контактної жорсткості	Ніколи	На кожному кроці
Вісь обертання	Автоматичне визначення	
Contact geometry correction	Bolt thread	
Середній діаметр, мм	1,838	
Крок нарізки, мм	0,25	
Кут при вершині, °	60	
Тип нарізки	Однозахідна	
Напрямок витків	Вправо	

Як бачимо з рисунку 5.1, математична геометрія моделі має складну форму, отже, для зручності побудови розрахункової сітки потрібно застосовувати наступні її загальні налаштування:

- щільність – середня;
- розмірна функція – curvature;
- згладжування – середнє.

Для геометрії складної форми обов'язковим є налаштуванням присутності/відсутності середнього вузла на боці елемента. Якщо середні вузли присутні, то такі елементи мають вищий порядок пов'язаний зі складністю геометрії. Таким чином, незважаючи на збільшення часу такого обчислення, ми застосовуємо елементи з наявними середніми вузлами (налаштування Kert).

Для поліпшення побудови розрахункової сітки у ділянці контакту та пластині ми застосовували налаштування Sweep, що дало змогу зробити

структуровану математичну сітку. У налаштуванні обирали 5 елементів по ширині пластини та 250 – по довжині тіла гвинта.

За допомогою Contact tool перевіряли правильність побудови математичної сітки та встановлення усіх контактних взаємодій. Як бачимо, усі контакти працюють правильно.

Стабільність розв'язання завдання забезпечували наступним чином: навантаження силами за частинами, задачу розв'язували 55 кроками (час закінчення обчислення – 0,84 с). В таблиці 5.5 зазначено за яку кількість кроків відбувається навантаження певною силою та який проміжок часу займає кожний крок. Сили прикладені за лінійним законом.

Таблиця 5.5

Характеристика навантаження силами

Сила навантаження	Число кроків	Час кроку, с	Час закінчення обчислення, с
m. masseter, pars superficialis	10	0,012	0,48
m. masseter, pars profunda	10	0,012	0,60
m. pterygoideus medialis	10	0,012	0,72
m. pterygoideus lateralis, caput superius	10	0,012	0,84
m. pterygoideus lateralis, caput inferius	5	0,024	0,96
m. temporalis, fasciculus posterior	7	0,017	0,36
m. temporalis, fasciculus anterior	5	0,024	0,12
m. temporalis, fasciculus medialis	5	0,024	0,24
m. geniohyoideus	5	0,024	1,44
m. mylohyoideus	5	0,024	1,32
m. digastricus, venter anterior	5	0,024	1,08
m. digastricus, venter posterior	5	0,024	1,2

Для забезпечення подібності навіть за умови, що крок за часом обчислення буде занадто великим, використовували автоматичний часовий підкрок, який поділяє основний крок на частини. Розрахунок такого автоматичного часового підкроку виконували підрахунком їх максимальної кількості, в нашому випадку – 15.

Застосовуємо ітеративний вирішувач із розрахунку наявних обчислювальних потужностей. Ще одним важливим налаштуванням для надійного обчислення є використання слабких пружин, їх пружність дозволяємо регулювати ПК.

Зазначимо, що для отримання файлів з кінцевими результатами меншого розміру необхідно запис вмикати тільки під час повного навантаження, оскільки суттєві зміни будуть проходити саме в цей час.

Останнім кроком ми проаналізували алгоритми КМ контактних пар пружних поверхонь. Взявши до уваги точність та швидкість одержання результатів обрано два найкращих способи обчислення НДС титанової пластини для остеосинтезу перелому. Ці два алгоритми суттєво відрізняються способами моделювання нарізного з'єднання «гвинт – кістка». Перший ґрунтується на нелінійному типі контакту «Frictional» (напруження та переміщення розраховуються за багатокроковою методикою), другий використовує лінійний тип контакту «Bonded» (напруження і переміщення визначаються за один крок).

Усі налаштування для розв'язання задачі перелічені вище. Зіставляти ці два алгоритми будемо за наступними показниками: час розв'язання задачі та точність одержаних результатів.

Перший спосіб («Frictional») – через те, що це нелінійний тип контакту, що розраховується за багатокроковою методикою, він має великий час обчислення. Під час застосування 32 ядерного 64 ГБ кластера, час обчислення становить два дні. На рисунку 5.6 показано скриншот таблиці найбільших значень НДС, які виникають у титановій пластині в момент прикладання навантаження за лінійним методом (див. таб. 5.5).

Другий спосіб («Bonded») – через те, що цей алгоритм є лінійним і вирішується за один крок, час обчислення зменшується, але якщо застосовувати його для нарізних з'єднань, потрібно кожний раз виконувати перевірку отриманих даних, оскільки ця функція присутня лише в β -режимі. При використанні кластера, що має 64 ГБ та 32 ядра, час розрахунку складає 6 годин.

	Time [s]	✓ Minimum [MPa]	✓ Maximum [MPa]
1	2,4e-002	2,2638e-003	8,4475
2	4,8e-002	6,6053e-003	16,848
3	7,2e-002	1,1589e-002	25,268
4	9,6e-002	1,4718e-002	33,69
5	0,12	2,0824e-002	42,078
6	0,144	3,2994e-002	46,993
7	0,168	2,9346e-002	56,262
8	0,192	1,6554e-002	65,438
9	0,216	3,944e-002	76,977
10	0,24	4,3165e-002	97,058
11	0,257	3,6636e-002	110,8
12	0,274	3,5028e-002	123,29
13	0,291	3,9709e-002	135,83
14	0,308	4,6941e-002	148,05
15	0,325	5,8414e-002	160,36
16	0,342	6,0115e-002	172,45
17	0,36	6,1657e-002	185,44

Рисунок 5.6 – Скриншот таблиці найбільших значень НДС, які виникають у пластині в момент прикладання навантаження, обчислені першим способом

На рисунку 5.7 показано скриншот таблиці максимальних значень НДС, що виникають у пластині відповідно до прикладеного за лінійним законом навантаження так, як зазначено в таблиці 5.5.

Tabular Data			
	Time [s]	✓ Minimum [MPa]	✓ Maximum [MPa]
1	2,4e-002	8,6827e-003	9,1289
2	4,8e-002	2,0106e-002	18,159
3	7,2e-002	1,9947e-002	27,208
4	9,6e-002	3,9586e-002	36,57
5	0,12	2,9558e-002	45,244
6	0,144	2,9962e-002	54,426
7	0,168	6,5456e-002	65,113
8	0,192	6,3e-002	73,738
9	0,216	5,5443e-002	81,062
10	0,24	0,10841	93,991
11	0,257	5,252e-002	106,53
12	0,274	4,0758e-002	118,07
13	0,291	5,58e-002	129,34
14	0,308	6,2685e-002	140,78
15	0,325	6,8e-002	152,78
16	0,342	6,3133e-002	164,58
17	0,36	6,1619e-002	177,49

Metric (mm, t, N, s, mV, mA) Degrees

Рисунок 5.7 – Скриншот таблиці найбільших значень НДС, що виникають у пластині в момент прикладання навантаження, обчислені другим способом

За формулою 5.1 визначимо похибку розрахунків, обчислених другим способом. Результати наведені в таблиці 5.6.

$$\Delta = (P_2 - P_1)/P_2 \cdot 100 \%, \quad (5.1)$$

де P_2 – максимальні значення НДС, що виникають при навантаженні пластини, обчислені другим способом;

P_1 – максимальні значення НДС, що виникають при навантаженні пластини, обчислені першим способом.

Таблиця 5.6

**Похибки розрахунків максимальних значень НДС пластини,
обчислені за другим методом**

№ кроку	Похибка розрахунків, %	Час обчислення, с
1	11,2	0,192
2	5,1	0,216
3	13,6	0,144
4	13,6	0,168
5	6,9	0,12
6	7,0	0,072
7	7,9	0,096
8	7,7	0,024
9	7,7	0,048
10	5,2	0,308
11	5,0	0,325
12	4,4	0,274
13	4,8	0,291
14	4,5	0,36
15	4,8	0,342
16	4,0	0,257
17	3,2	0,24

З таблиці 5.6 видно, що похибка розрахунків НДС титанової пластини становить не більше 15 %. Таким чином, обчислення другим способом зменшує час обчислення у 8 разів, а отримані результати є досить точними.

Отже, для наступного моделювання пластин будемо застосовувати другий спосіб з використанням модуля Shape Optimization ПК ANSYS.

5.2. Обчислення НДС титанових пластин для остеосинтезу ангулярного перелому нижньої щелепи різних модифікацій

Під час дослідження ми проаналізували алгоритми моделювання контактної взаємодії пружних тіл. Взявши до уваги точність та швидкість одержання результатів обрано два найкращих способи обчислення НДС титанової пластини для остеосинтезу перелому. Ці два алгоритми суттєво відрізняються способами моделювання нарізного з'єднання «гвинт – кістка». Перший ґрунтується на нелінійному типі контакту «Frictional» (напруження та переміщення розраховуються за багатокроковою методикою), другий використовує лінійний тип контакту «Bonded» (напруження і переміщення визначаються за один крок).

Після зіставлення розроблених методів виявили, що другий спосіб, на відміну від першого, дає результати з похибкою не більше 15 %, таким чином, обчислення виконуються досить точно і швидше у 8 разів.

Отже, будемо використовувати результати обчислення за допомогою другого способу, який ґрунтується на лінійному типі контакту «Bonded» в системі «кістка – гвинт» для моделювання нарізного з'єднання.

ПРЯМА ПЛАСТИНА. На рисунку 5.8 наведені конструкція та розміри прямої пластини.

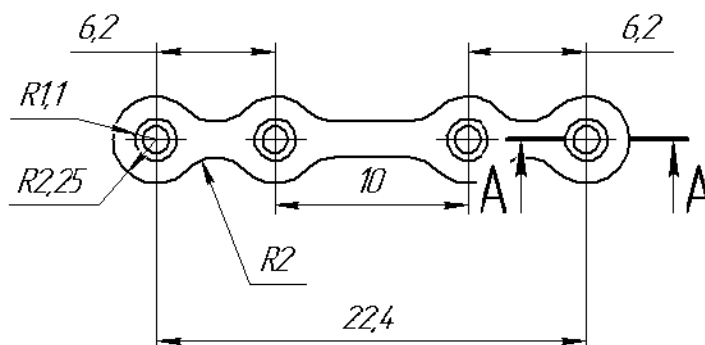


Рисунок 5.8 – Конструкція та розміри прямої пластини

На рисунку 5.9 зазначене переміщення точок математичної моделі, як бачимо, два уламки НЩ зміщені один відносно одного. За допомогою ПК вимірюємо цю відстань, найбільше значення якої складає 0,75 мм, ділянка детальніше зображена на рисунку 5.10.

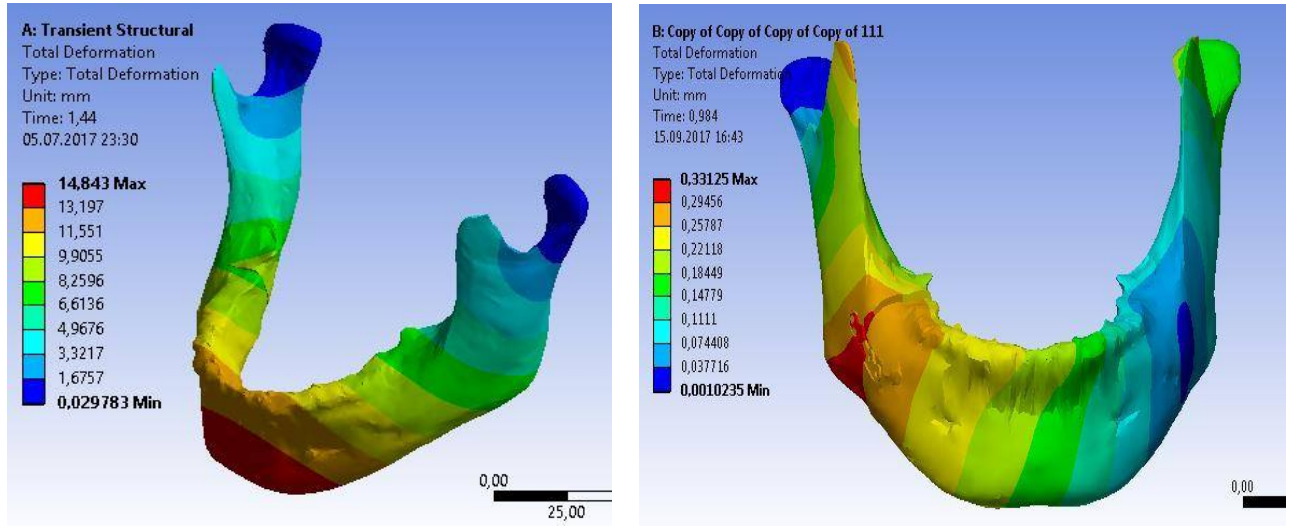


Рисунок 5.9 – Переміщення точок математичної моделі

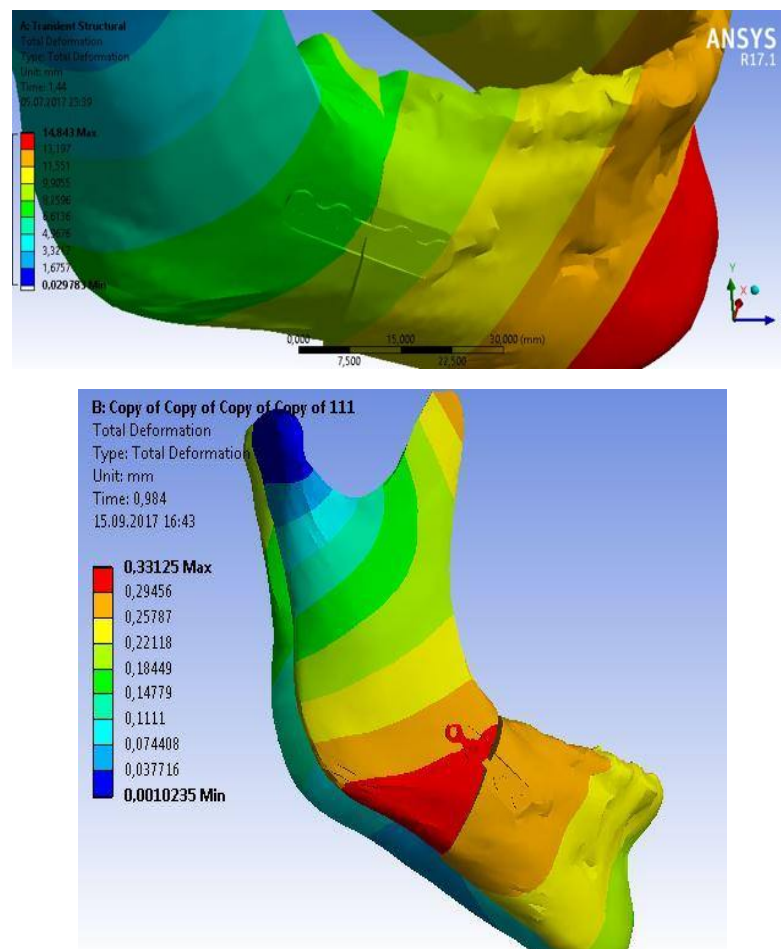


Рисунок 5.10 – Збільшена ділянка переміщення нижньої щелепи

Як бачимо з рисунків 5.9 та 5.10, два уламки НЩ зміщуються у від'ємний бік по осі Z та X (нерівномірно).

Використовуючи налаштування Contact tool визначимо ділянки контакту двох уламків НЩ, а отже, яка саме ділянка між контактуючими поверхнями уламків зазнає максимального тиску; результат показаний на рисунку 5.11, також була визначена найбільша відстань між уламками НЩ, що склала 1,16 мм, один уламок виступає над іншим на 1,5 мм.

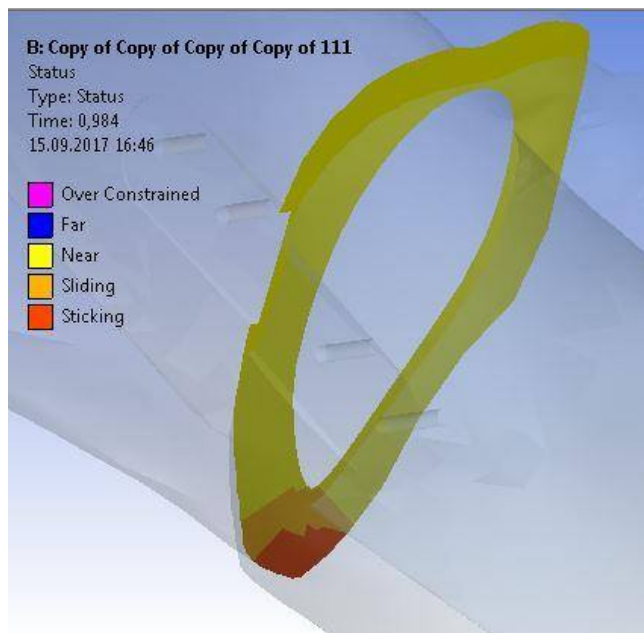


Рисунок 5.11 – Ділянка контакту двох уламків нижньої щелепи

Як бачимо з рисунку 5.11, два уламки НЩ контактують у нижній ділянці, а отже, максимальний тиск буде виникати саме у цій частині щелепи.

Розглянемо окремо НДС прямої пластини. На рисунку 5.13 зазначений розподіл напружень, що виникають в даній пластині.

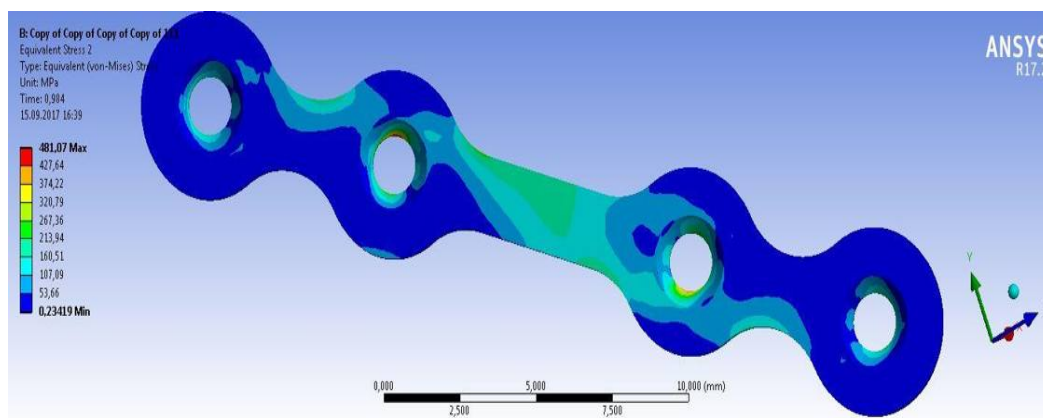


Рисунок 5.12 – Розподіл напружень по прямій титановій пластині

Як бачимо з рисунку 5.12, максимальне напруження в пластині складає 481 МПа, це менше межі текучості матеріалу, а тому, при знятті навантаження пряма титанова пластина буде повертатися до свого первинного положення.

На рисунку 5.13 показана деформація прямої титанової пластини збільшена в 50 разів, величина деформації в легенді зазначена в мм

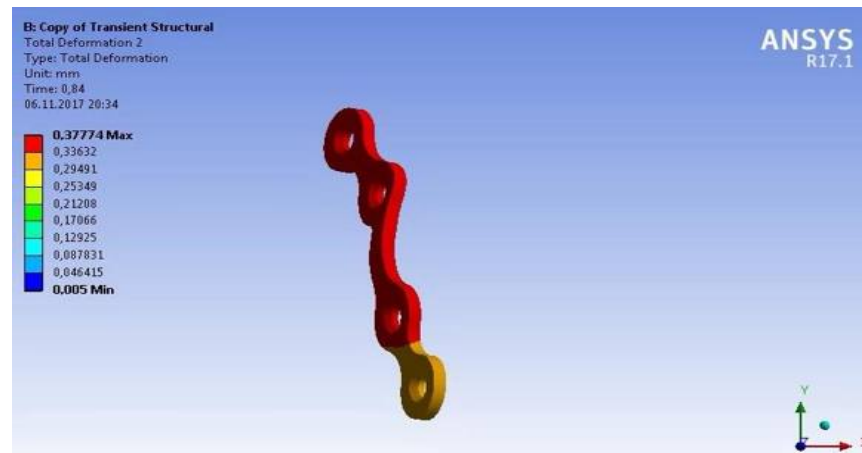


Рисунок 5.13 – Деформація прямої титанової пластини, збільшена в 50 разів

Виходячи з результатів деформації прямої пластини бачимо, що вона працює переважно на згин щодо Y0Z площини, тобто в поперечному напрямку.

На рисунку 5.14 видно, що два уламки НЩ обертаються один відносно одного на кут 9,6 хвилини.

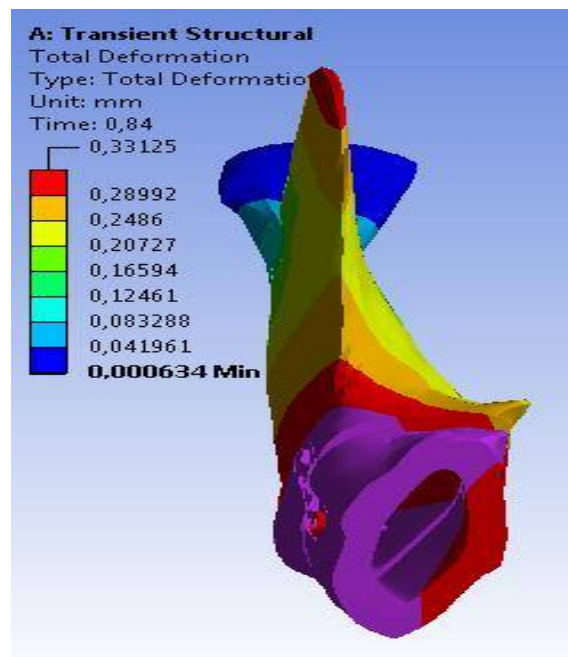


Рисунок 5.14 – Обертання уламків нижньої щелепи

Y-ПОДІБНА ПЛАСТИНА. На рисунку 5.15 наведені конфігурація та параметри Y-подібної пластини.

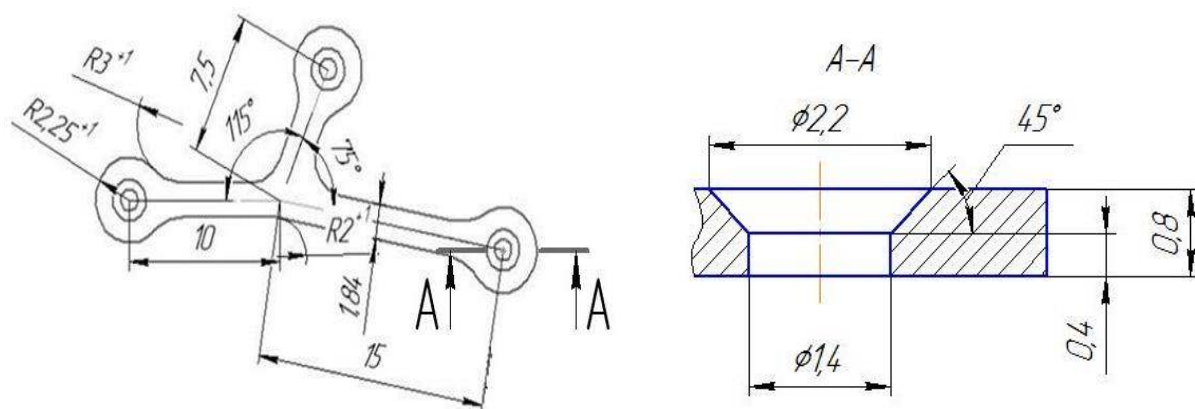


Рисунок 5.15 – Конфігурація та параметри Y-подібної пластини

На рисунку 5.16 наведене розміщення Y-подібної пластини в ділянці перелому. Навантаження, закріплення, налаштування вирішувача та контактів проводили згідно із вищезазначеним методом.

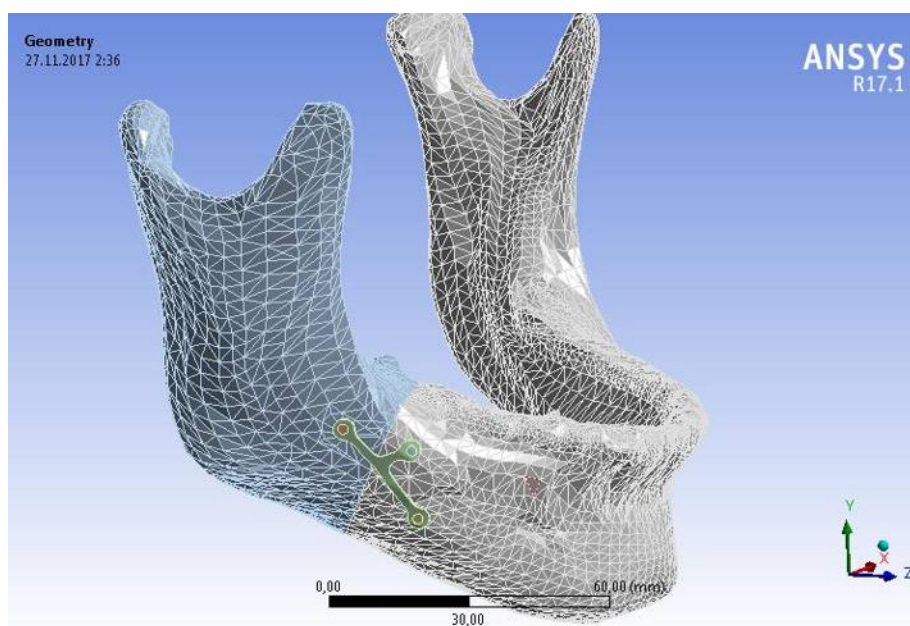


Рисунок 5.16 – Розміщення Y-пластини в ділянці перелому

На рисунку 5.17 зазначене переміщення точок математичної моделі, як бачимо два уламки НЩ зміщені один відносно одного; за допомогою ПК вимірюємо цю відстань, найбільше значення якої дорівнює 0,15 мм, ця ділянка збільшена у 20 разів показана на рисунку 5.18.

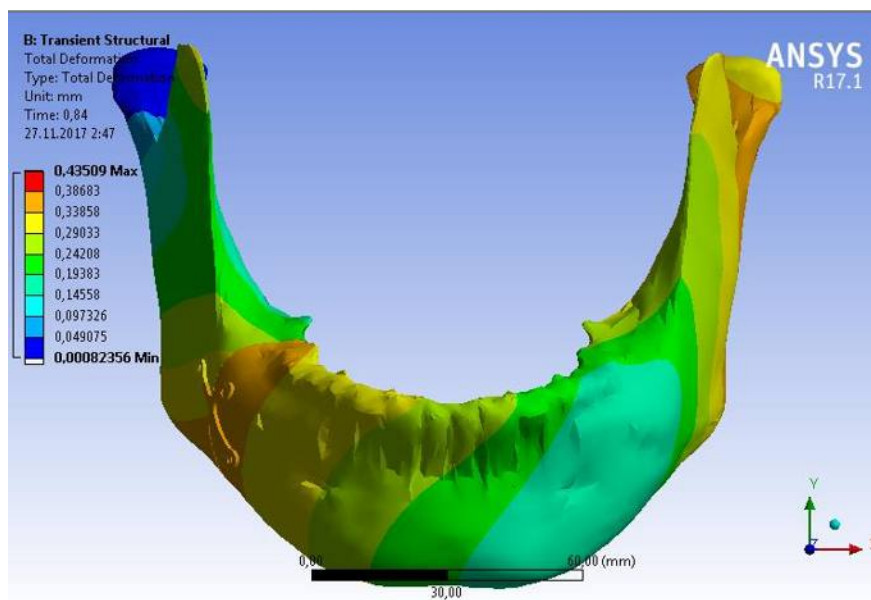


Рисунок 5.17 – Переміщення точок математичної моделі

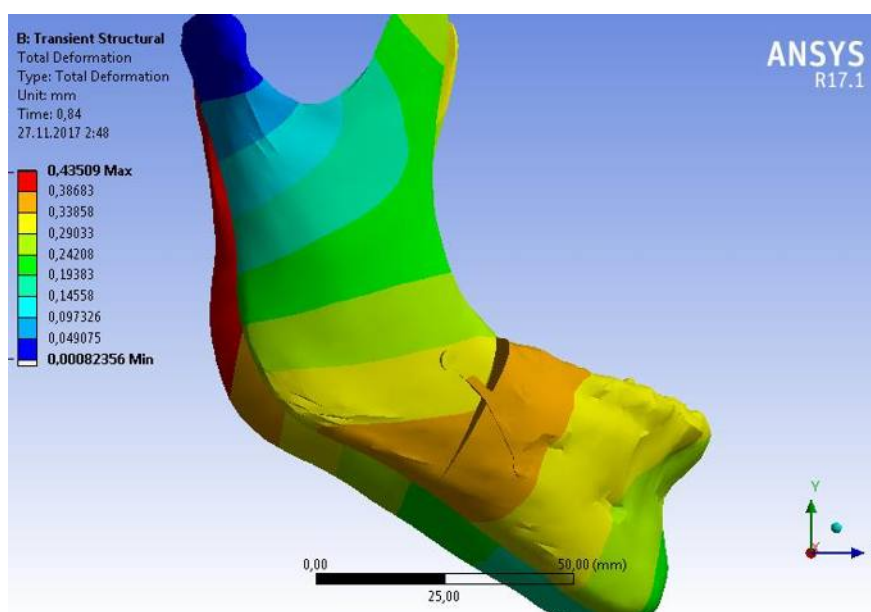


Рисунок 5.18 – Ділянка зміщення уламків нижньої щелепи збільшена у 20 разів

Як бачимо з рис. 5.17 та 5.18, два уламки НЩ зміщуються у від’ємний бік по осі Z та X (нерівномірно).

Використовуючи налаштування Contact tool визначимо ділянки контакту двох уламків НЩ, а отже, яка саме частина між контактуючими поверхнями зазнає максимального тиску; результат наведений на рисунку 5.19.

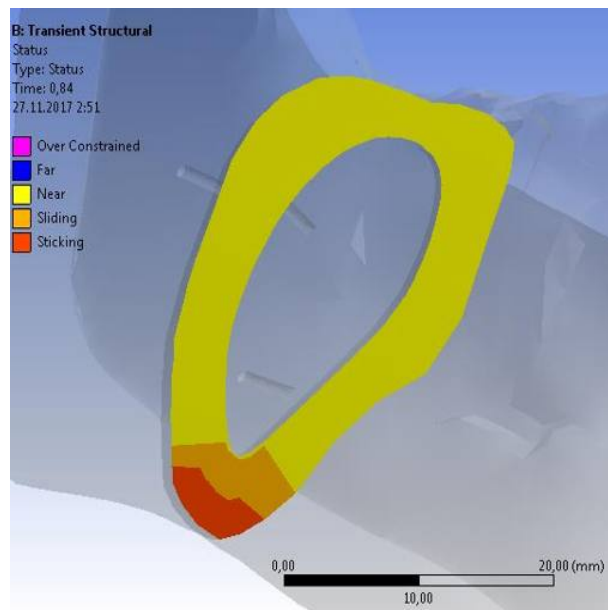


Рисунок 5.19 – Ділянка контакту двох уламків нижньої щелепи

Як бачимо з рисунку 5.19, два уламки НЩ контактують у нижній ділянці, а отже, максимального тиску буде зазнавати саме ця частина щелепи. Зіставляючи рис. 5.11 та 5.19, можна стверджувати, що Y-подібна пластина дає більш жорстке закріплення обох уламків НЩ.

На рисунку 5.20 показаний розподіл напружень, що виникають в Y-подібній титановій пластині.

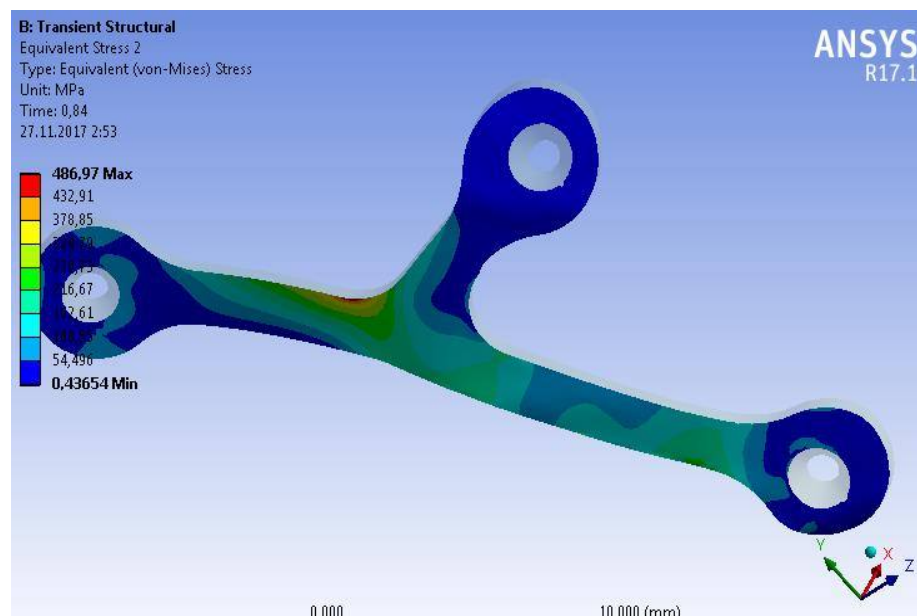


Рисунок 5.20 – Розподіл напружень по титановій Y-пластині

Як бачимо з рисунку 5.20, Y-пластині максимальне значення НДС становить 487 МПа, це менше межі текучості матеріалу, а отже, при знятті навантаження дана пластина буде повертатися до свого початкового положення.

На рисунку 5.21 показана збільшена в 100 разів деформація Y-пластини, її величина в легенді зазначена в мм.

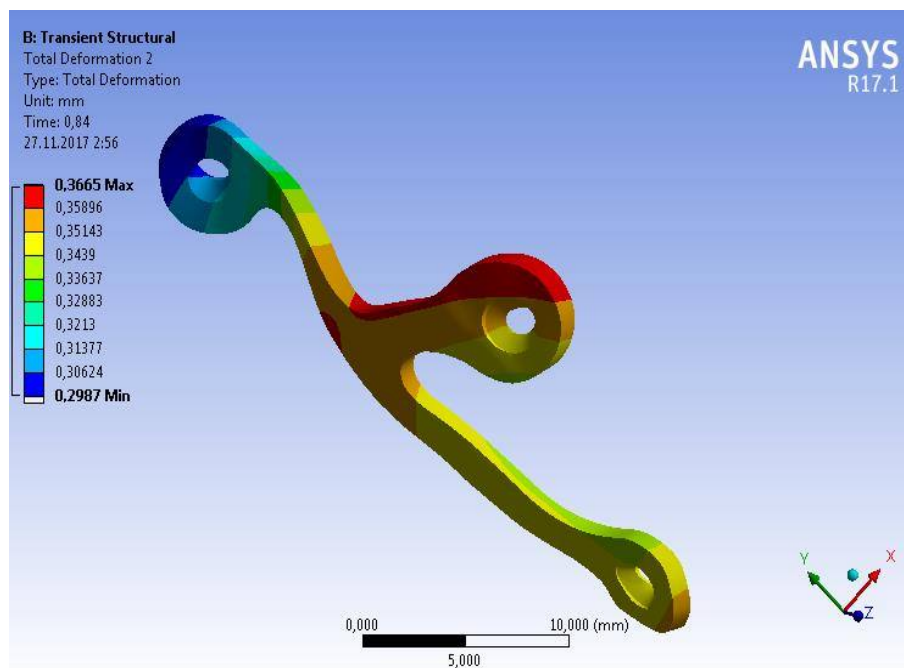


Рисунок 5.21 – Збільшена у 100 разів деформація Y-подібної пластини

Як бачимо з рисунку 5.21 Y-подібна пластина переважно працює на згин в поперечному напрямку (Y0Z площина), а також на зріз у ділянці концентрацій максимальних напружень.

ПЛАСТИНА-КВАДРАТ. На рисунку 5.22 наведені конструкція та розміри пластини-квадрата.

На рисунку 5.23 наведене розміщення пластини-квадрата в місці перелому. Навантаження, закріплення, налаштування вирішувача та контактів проводили згідно із вищезазначеним алгоритмом.

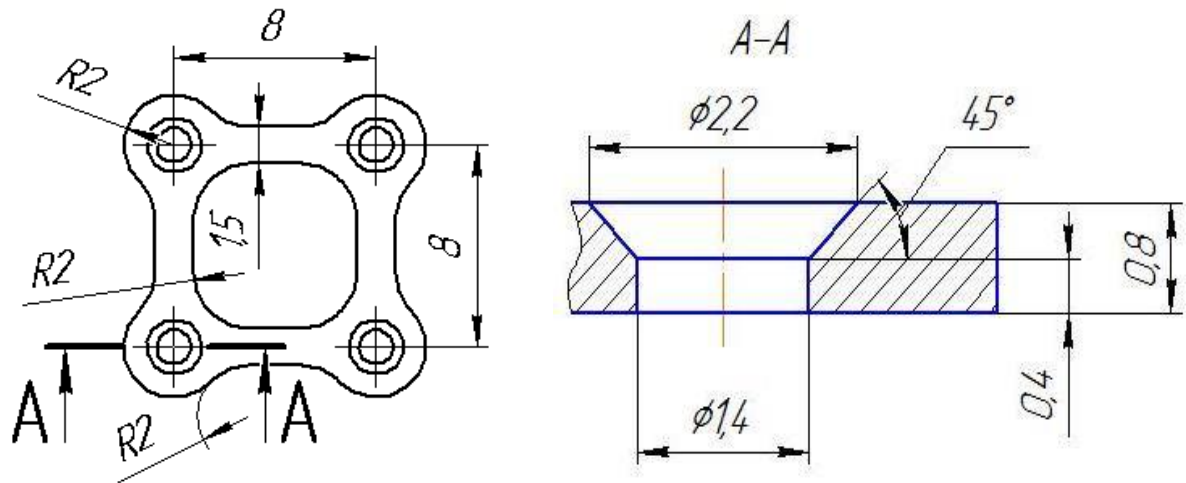


Рисунок 5.22 – Конструкція та розміри пластини-квадрата

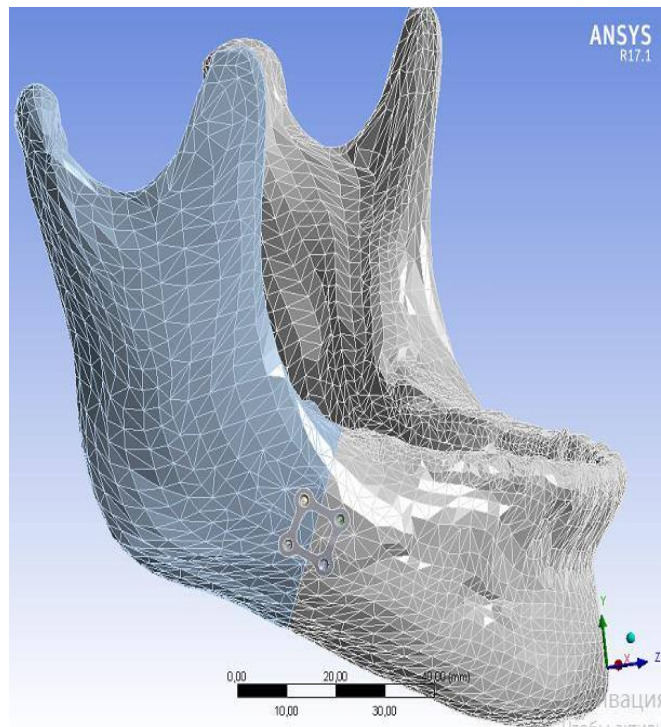


Рисунок 5.23 – Розміщення пластини-квадрата в ділянці перелому

На рисунку 5.24 показане переміщення точок математичної моделі. Як бачимо, два уламки НЩ зміщені один відносно одного, за допомогою ПК вимірюємо цю відстань, найбільше значення якої складає 0,13 мм, ця ділянка збільшена у 20 разів показана на рисунку 5.25.

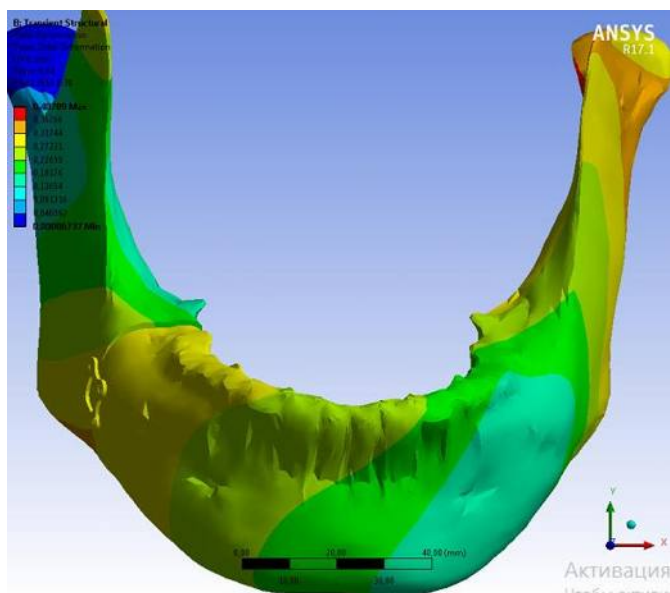


Рисунок 5.24 – Переміщення точок математичної моделі

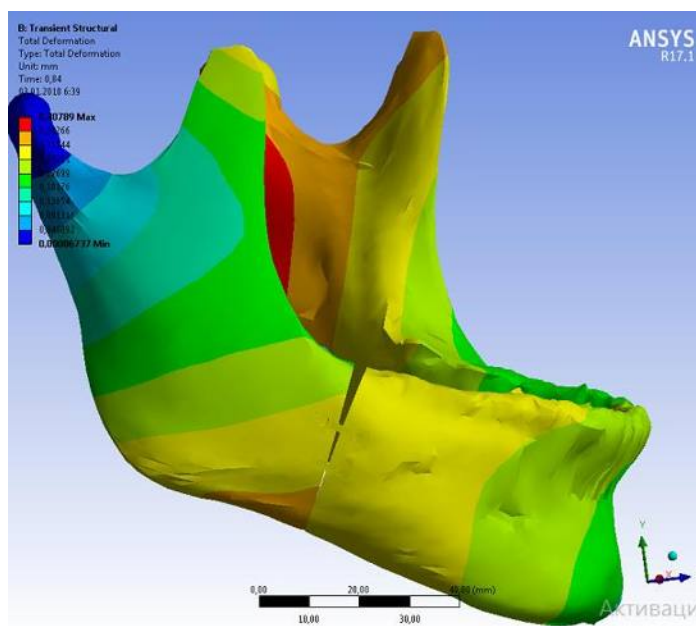


Рисунок 5.25 – Ділянка зміщення нижньої щелепи збільшена у 20 разів

Як бачимо з рисунків 5.24 та 5.25, два уламки НЩ зміщуються у від'ємний бік по осі Z та X (нерівномірно), але, порівняно з попередніми варіантами пластини, зменшений поворот одного уламка НЩ відносно іншого та переміщення обох відломків.

Використовуючи Contact tool покажемо, у якій саме ділянці контактують уламки НЩ, а отже, на яку саме ділянку контактуючих поверхонь діє максимальний тиск, результат можна побачити на рисунку 5.26.

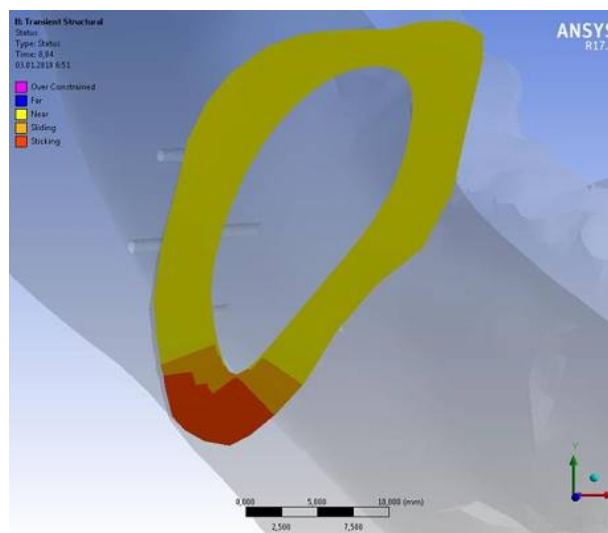


Рисунок 5.26 – Ділянка контакту двох уламків нижньої щелепи

Як бачимо з рисунку 5.26, два уламки НЩ контактують у нижній ділянці, а отже, максимальний тиск буде виникати саме в цій ділянці щелепи. Зіставляючи рисунки 5.11, 5.19 та 5.26 можна стверджувати, що пластина-квадрата дає найбільш жорстку фіксацію уламків щелепи.

На рисунку 5.27 зображено як саме розподіляються напруження по титановій пластині-квадрат.

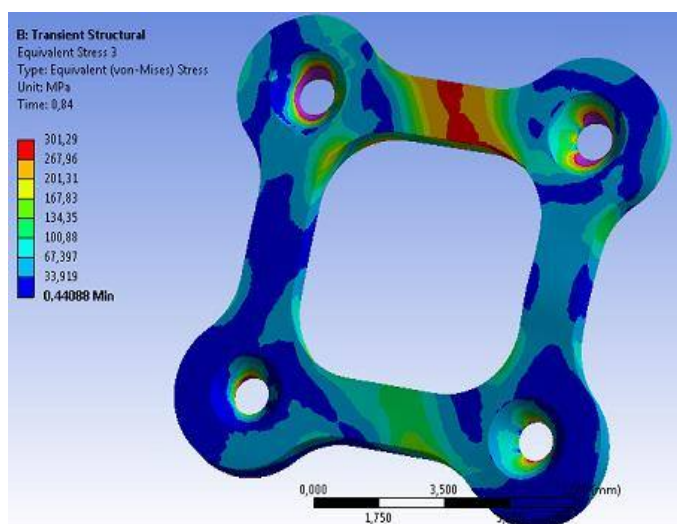


Рисунок 5.27– Розподілення напружень по квадратній титановій пластині

Як бачимо з рисунку 5.27, в титановій квадратній пластині максимальне напруження становить 301 МПа, це менше межі текучості матеріалу, а отже,

при знятті навантаження титанова пластина-квадрат буде повертатись до свого початкового стану.

На рисунку 5.28 показана деформація пластини збільшена в 100 разів, величина деформації в легенді подана в мм.

Як бачимо з рисунка 5.28, пластина у вигляді квадрату переважно працює на розтягнення вздовж осі Z.

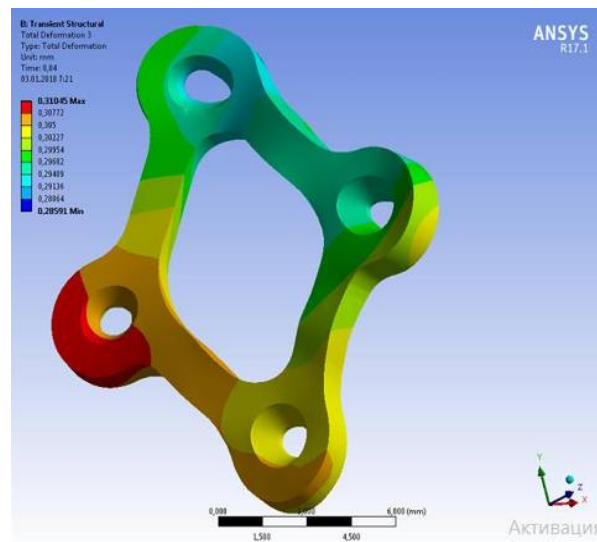


Рисунок 5.28 – Деформація титанової пластини-квадрат, збільшена в 100 разів

π -ПЛАСТИНА. Аналіз НДС пластини-квадрата засвідчив, що одна із її сторін майже не сприймає навантаження, а тому нею можна знехтувати, внаслідок чого ми одержали нову форму – π -пластину.

На рисунку 5.20 наведені конструкція та розміри π -пластини.

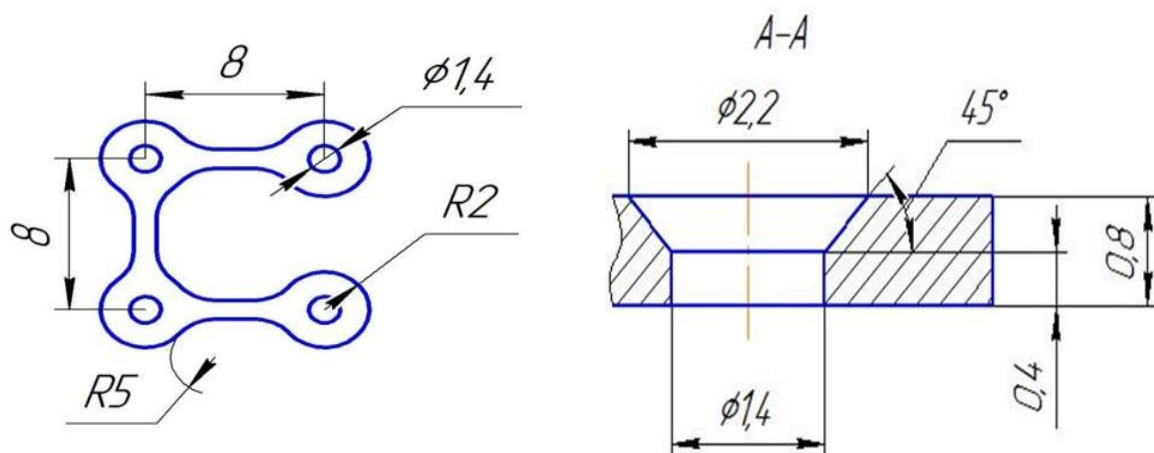


Рисунок 5.29 – Конструкція та розміри π -пластини

Під час моделювання π -пластини було встановлено, що раціональним буде її зафіксувати так, як подано на рисунку 5.30.

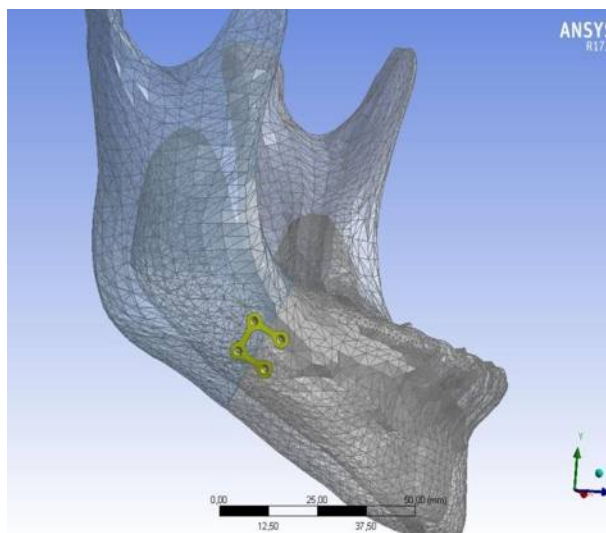


Рисунок 5.30 – Спосіб установлення π -подібної пластини

У цьому разі найбільше напруження в π -подібній пластині складає 364 МПа, розподіл напружень у ній поданий на рисунку 5.31.

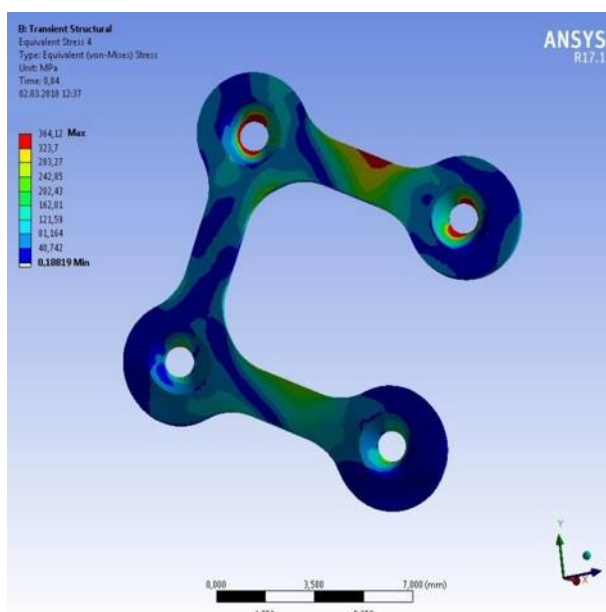


Рисунок 5.31 – Розподіл напружень в π -подібній пластині

На рисунку 5.32 зазначене переміщення точок математичної моделі. Як бачимо, два уламки НЩ зміщені один відносно одного, за допомогою ПК вимірюємо цю відстань, найбільше значення якої становить 0,14 мм, ця ділянка детальніше показана на рисунку 5.33 (деформація подана в масштабі 1:20).

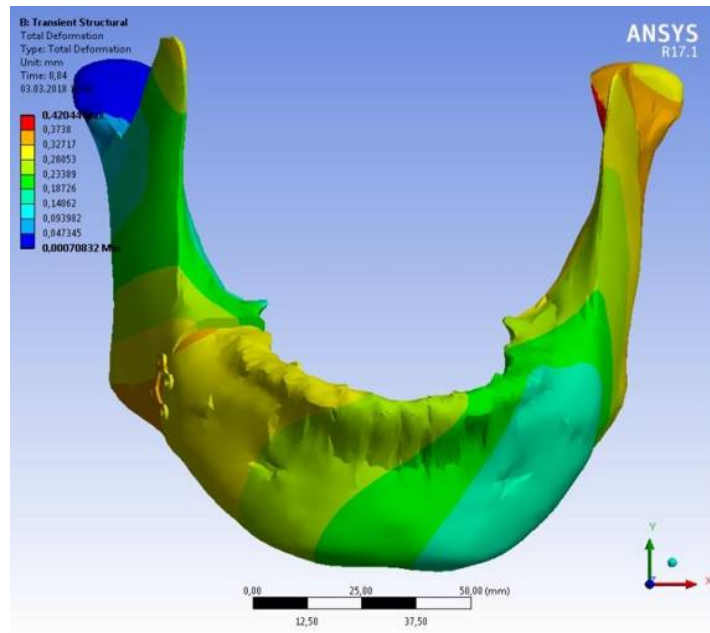


Рисунок 5.32 – Зміщення точок математичної моделі

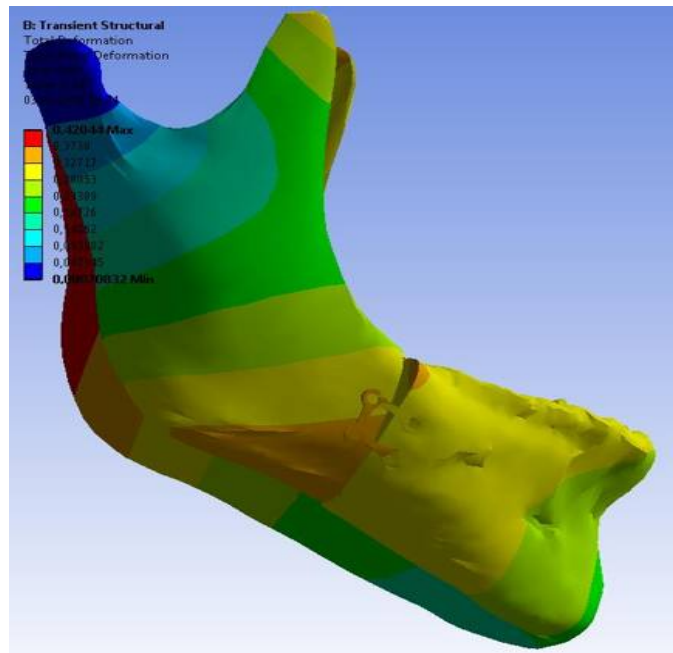


Рисунок 5.33 – Ділянка переміщення нижньої щелепи збільшена у 20 разів

Як бачимо з рисунків 5.32 та 5.33, два уламки НЩ зміщуються у від’ємний бік по осі Z та X (нерівномірно), проте порівняно з попередніми варіантами, але аналогічно пластині-квадрат, зменшений поворот одного уламка щелепи відносно іншого та переміщення обох відломків.

Використовуючи налаштування Contact tool визначимо ділянки контакту двох уламків НЩ, а отже, яка саме ділянка між контактуючими поверхнями уламків зазнає максимального тиску, результат зображений на рисунку 5.34.

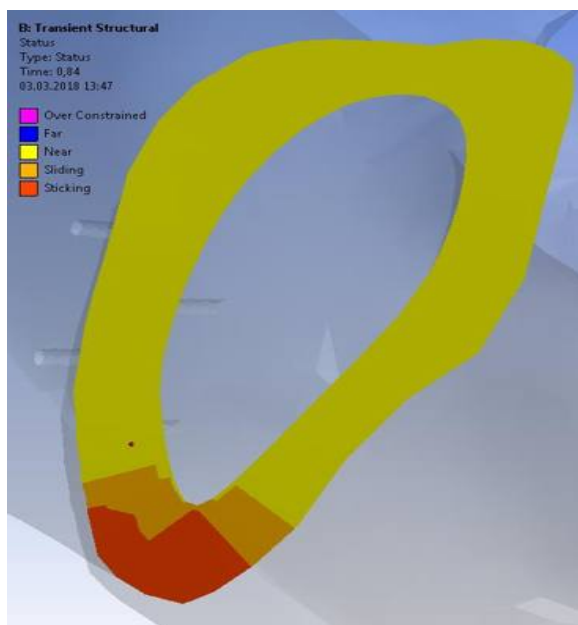


Рисунок 5.34 – Ділянка контакту уламків нижньої щелепи

Як бачимо з рисунку 5.34, два уламки НЩ контактують у нижній ділянці, а отже, максимальний тиск виникатиме саме у цій ділянці щелепи. Зіставляючи рисунки 5.11, 5.19, 5.26, та 5.34, можна стверджувати, що π -подібна пластина забезпечує жорстку фіксацію обох уламків щелепи, хоча і трохи менше, ніж пластина-квадрат.

Також була перевірена фіксація пластини в протилежний бік, як подано на рисунку 5.35.

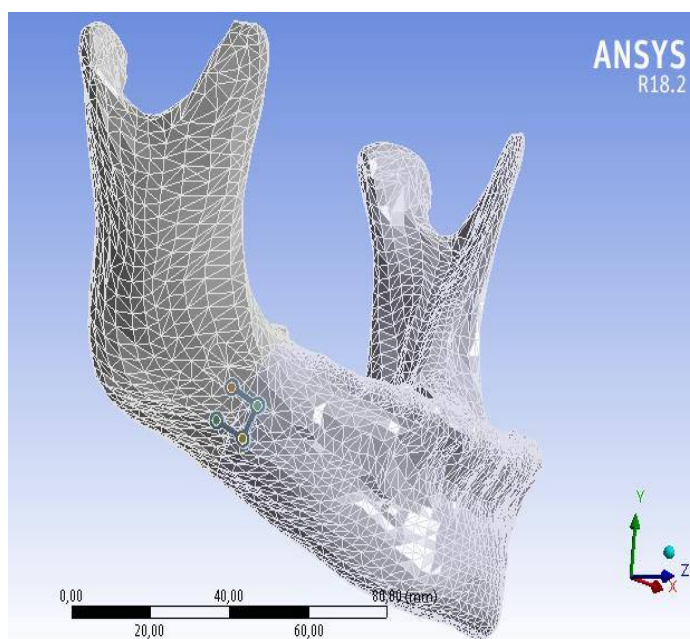


Рисунок 5.35 – Другий спосіб встановлення π -пластини

На рисунку 5.36 показане переміщення точок математичної моделі. Як бачимо, два уламки НЩ зміщені один відносно одного. За допомогою ПК вимірюємо цю відстань, найбільше значення якої складає 0,17 мм. Ця ділянка детальніше показана на рисунку 5.37 (деформація зображена в масштабі 1:20).

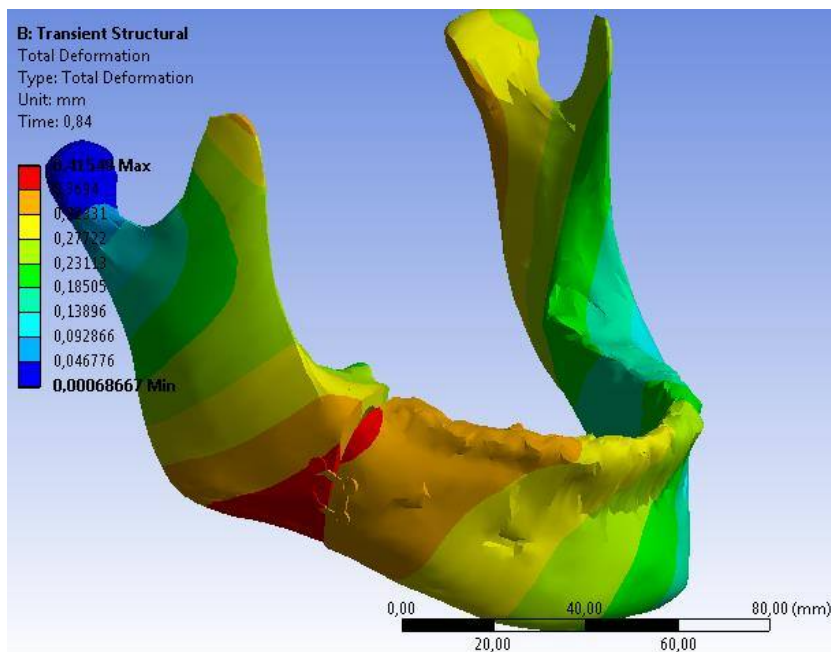


Рисунок 5.36 – Переміщення точок математичної моделі

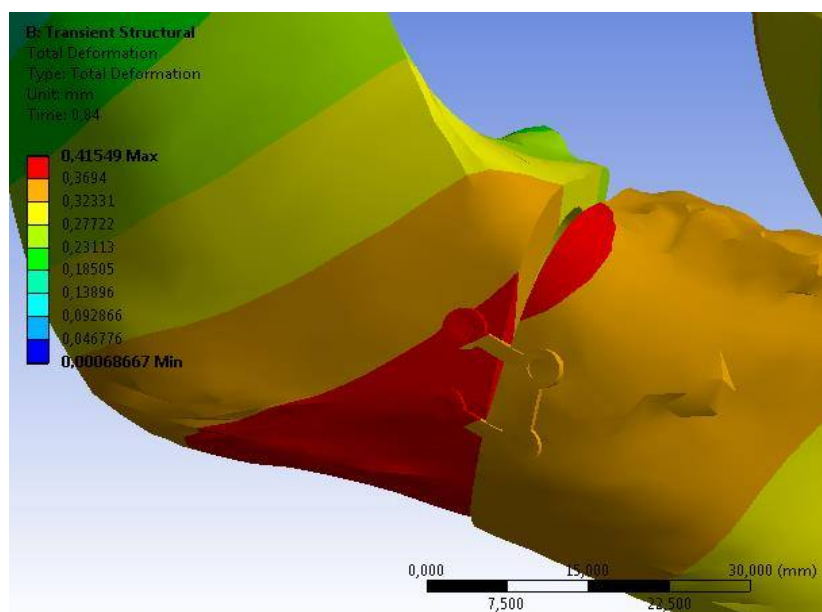


Рисунок 5.37– Збільшена ділянка переміщення нижньої щелепи

Потрібно відзначити, що фіксація π -подібної пластини в протилежний бік значно більше від межі текучості матеріалу, напруження в ній подані на рисунку 5.38.

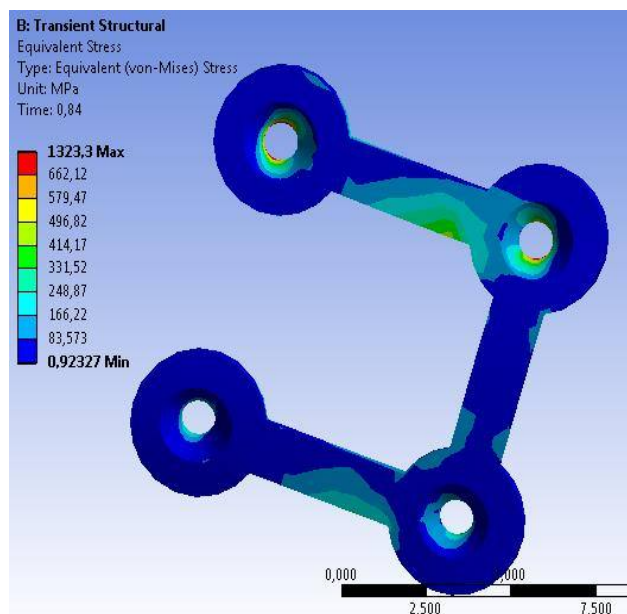


Рисунок 5.38 – Розподіл напружень по π -пластині за іншої установки

5.3. Обчислення НДС титанових пластин для остеосинтезу серединного перелому нижньої щелепи різних модифікацій

Серединний перелом НЩ хоча і має іншу локалізацію, але властивості матеріалів, значення навантажень на НЩ та її закріплення, що відповідають 4-й фазі жування, залишаються незмінними. Враховуючи, що характер взаємодії між відламками щелепи, пластиною та щелепою, пластиною – гвинтами, гвинтами – щелепою у разі серединного перелому є аналогічним, вищеописані налаштування для контактної взаємодії залишаються незмінними. Налаштування для побудови скінченої елементної розрахункової сітки та налаштування вирішувача використовуються такі, що описані в попередньому випадку.

СЕКТОР-ПЛАСТИНА. На рисунку 5.39 наведена конструкція сектор-пластини з розмірами.

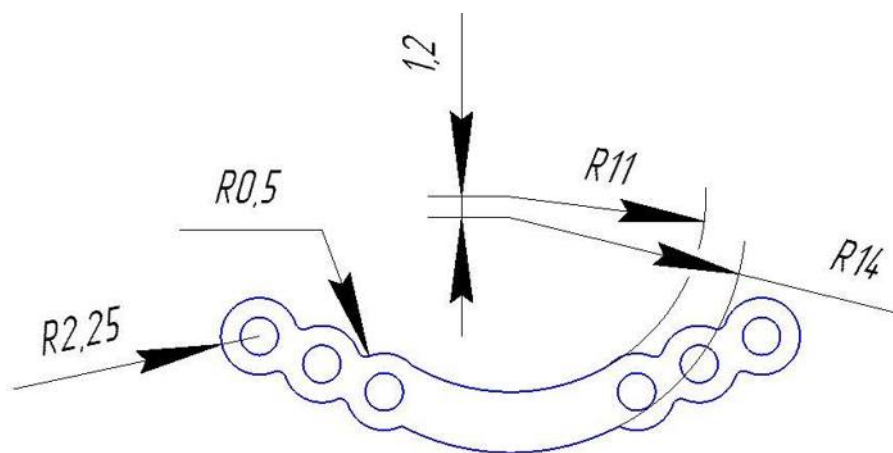


Рисунок 5.39 – Конструкція та розміри сектор-пластини

На рисунку 5.40 наведена розрахункова модель та скінчено-елементна розрахункова сітка.

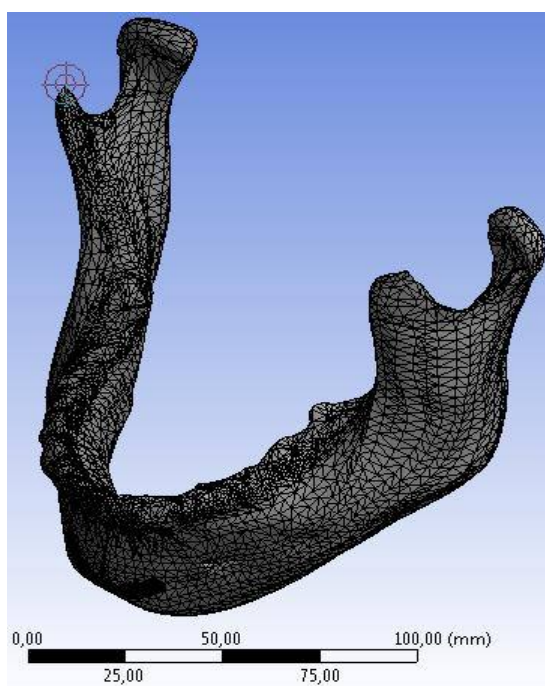


Рисунок 5.40 – Розрахункова модель та скінчено-елементна розрахункова сітка

На рисунку 5.41 наведені переміщення розрахункової моделі, збільшені в 25 разів. Як бачимо, два уламки щелепи зміщуються один відносно одного у вертикальному напрямку на 0,2 мм. Контактують лише внутрішні частини уламків, як показано на рисунку 5.42, одна на одну вони чинять тиск 7 МПа. У свою чергу, в передній частині виникає зазор, що становить 0,03 мм.

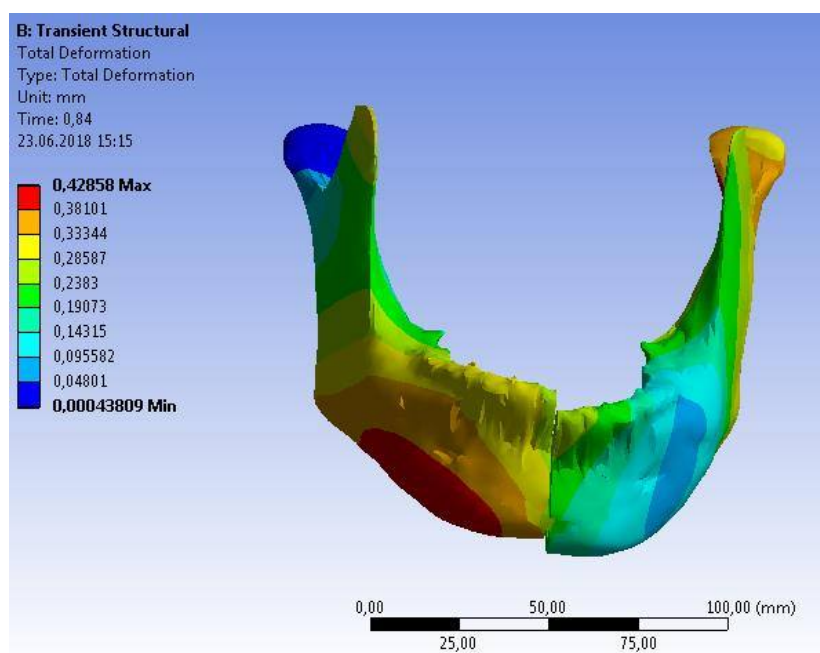


Рисунок 5.41 – Переміщення розрахункової моделі

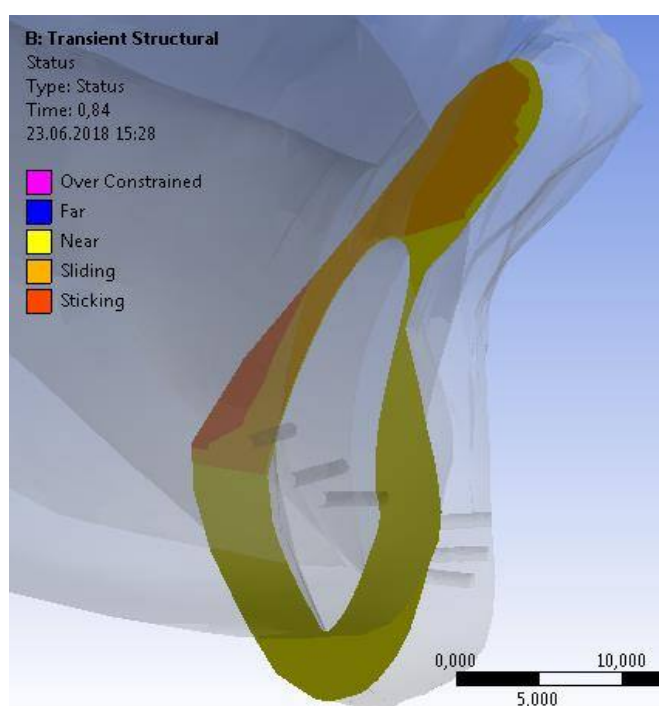


Рисунок 5.42 – Ділянка контакту між двома уламками нижньої щелепи

Як бачимо з рисунку 5.43, максимальне напруження в пластині становить 532 МПа, що більше, ніж межа текучості матеріалу пластини, але ці напруження розміщені в місцях заокруглень, тому для їх зменшення необхідно збільшити радіус цих заокруглень.

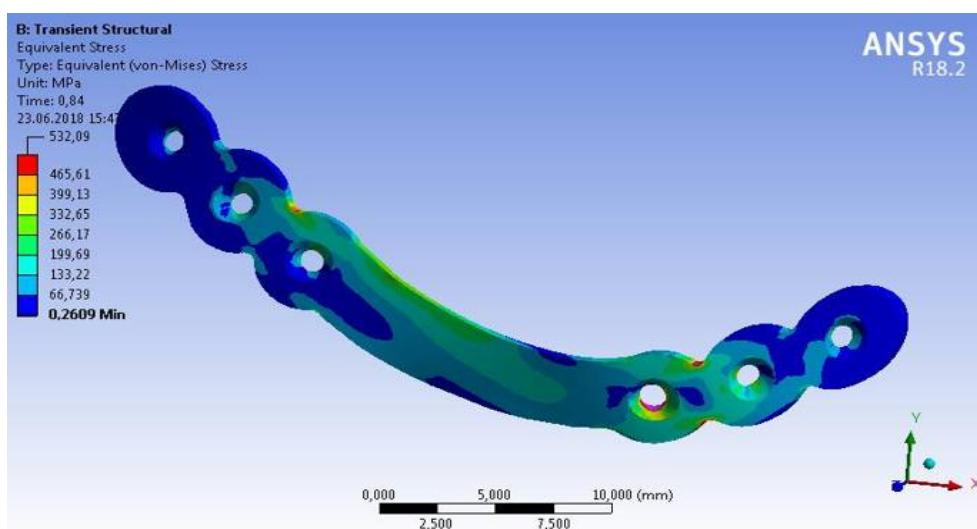


Рисунок 5.43 – Напруження в титановій сектор-пластині

На рисунку 5.44 наведена збільшена в 25 разів деформація титанової сектор-пластини, величина деформації в легенді подана в мм.

Як бачимо з рисунка 5.44 пластина-сектор працює на згин та кручення відносно різних осей.

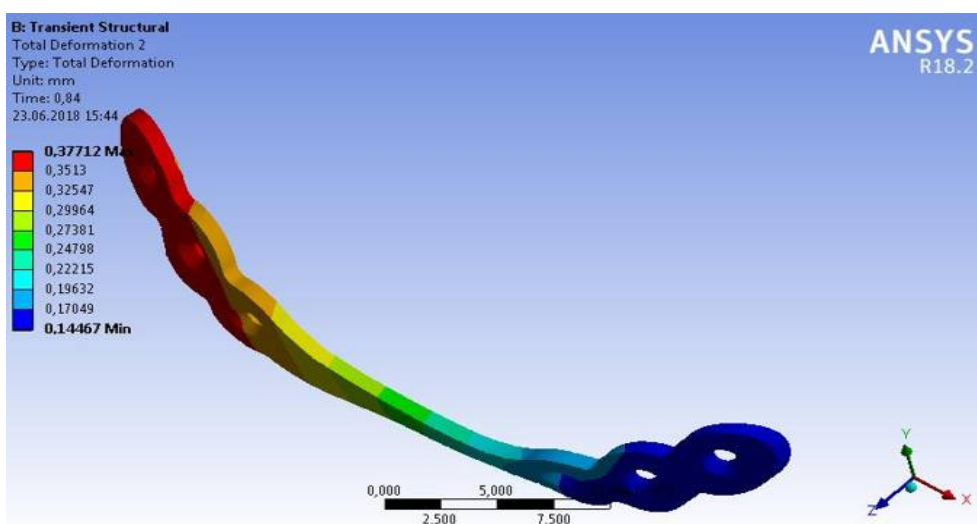


Рисунок 5.44 – Деформації сектор-пластини збільшені в 25 разів

ПЛАСТИНА У ФОРМІ КІСТКИ ТИПУ І. На рисунку 5.45 наведена конструкція пластини у формі кістки з розмірами.

На рисунку 5.46 подана розрахункова модель та скінченно-елементна розрахункова сітка.

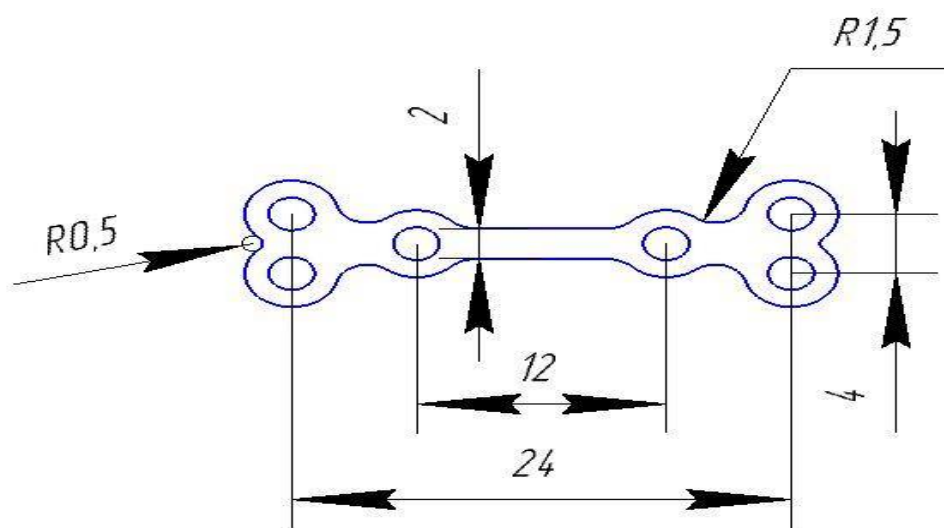


Рисунок 5.45 – Конструкція пластини у формі кістки типу І з розмірами

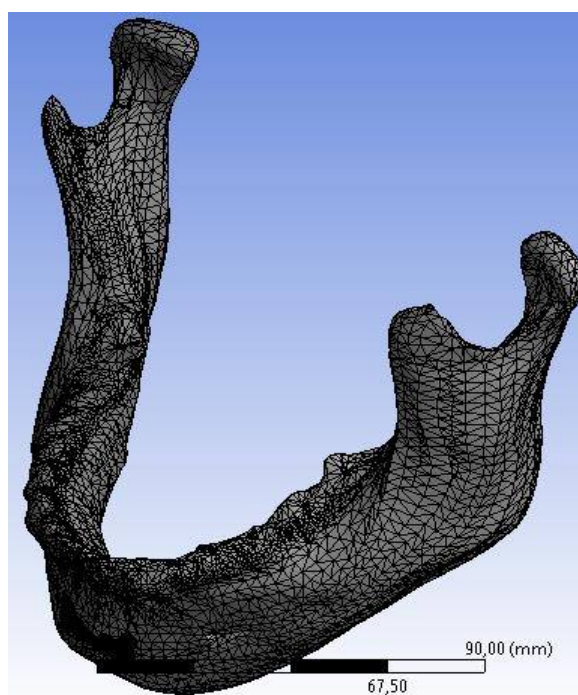


Рисунок 5.46 – Розрахункова модель та скінченно-елементна розрахункова сітка

На рисунку 5.47 наведені переміщення розрахункової моделі, збільшені в 25 разів. Як бачимо, два уламки НЩ зміщуються один відносно одного у вертикальному напрямку на 0,1 мм. Контактують лише внутрішні частини уламків, як показано на рисунку 5.48, одна на одні вони чинять тиск 6 МПа. У свою чергу, в передній частині виникає зазор, що становить 0,03 мм.

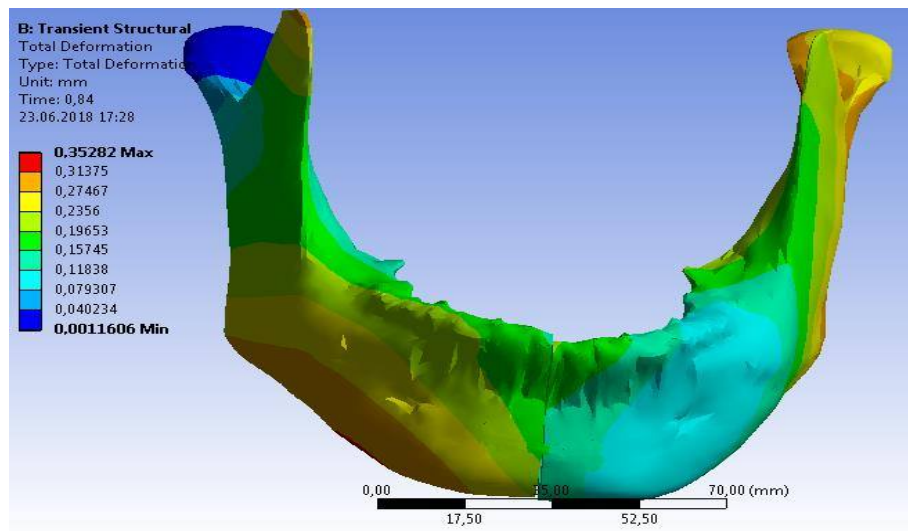


Рисунок 5.47 – Переміщення розрахункової моделі

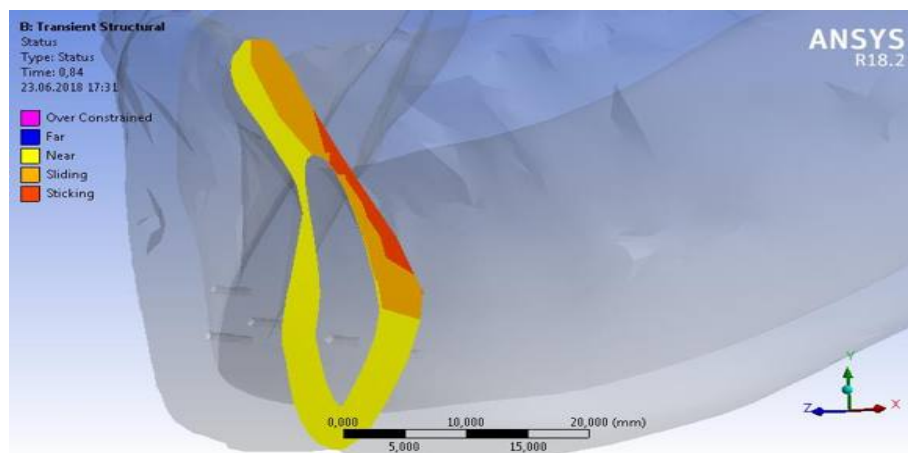


Рисунок 5.48 – Ділянка контакту між двома уламками нижньої щелепи

Як бачимо на рисунку 5.49, максимальне напруження в пластині у формі кістки типу I становить 329 МПа, це значення менше, ніж межа текучості матеріалу, а отже, при знятті навантаження пластина у формі кістки типу I буде повертатися до свого початкового положення.

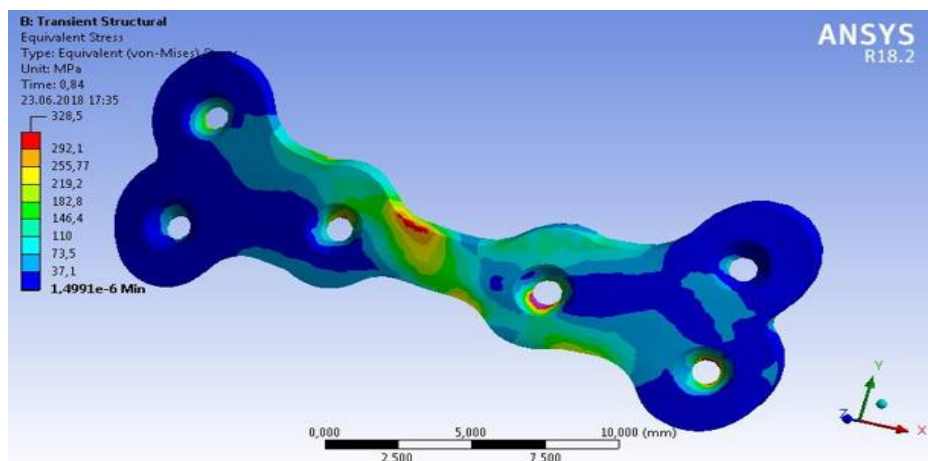


Рисунок 5.49 – Розподіл напруження по титановій пластині у формі кістки типу I

На рисунку 5.50 наведена збільшена в 25 разів деформація титанової пластини у формі кістки типу I, величина деформації в легенді подана в мм.

Як бачимо з рисунку 5.50 пластина у формі кістки типу I працює на згин та кручення відносно різних осей.

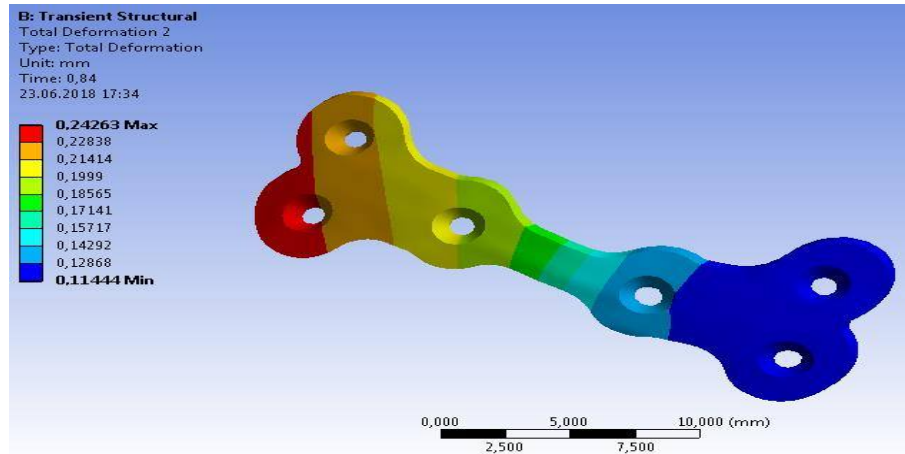


Рисунок 5.50 – Деформації пластини у формі кістки типу I, збільшені в 25 разів

ПЛАСТИНА У ФОРМІ КІСТКИ ТИПУ II. На рисунку 5.51 наведена конструкція пластини у формі кістки типу II з розмірами.

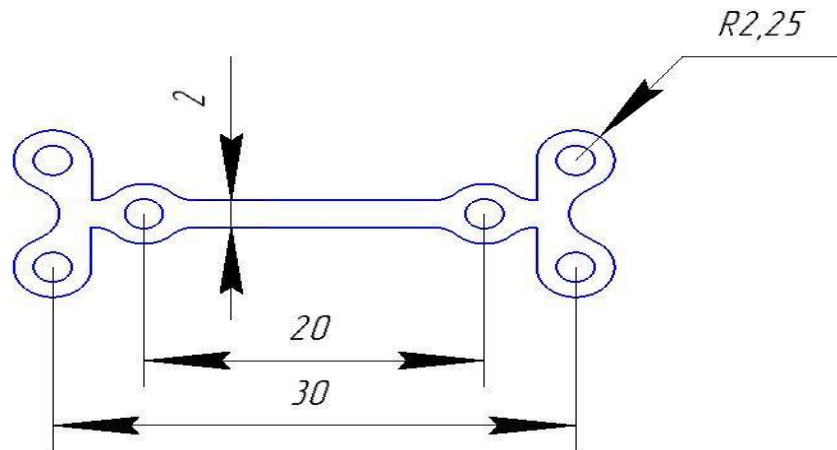


Рисунок 5.51 – Конструкція пластини у формі кістки типу II з розмірами

На рисунку 5.52 наведена розрахункова модель та скінченно-елементна розрахункова сітка.

На рисунку 5.53 показано переміщення розрахункової моделі, збільшене в 25 разів. Як бачимо, два уламки НЩ зміщуються один відносно одного у вертикальному напрямку на 0,2 мм.

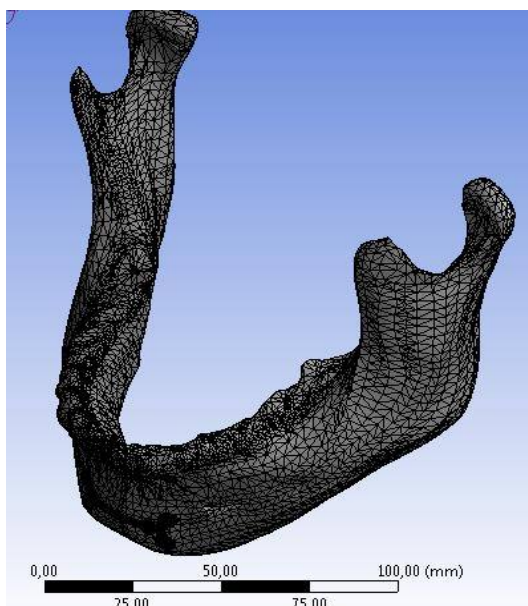


Рисунок 5.52 – Розрахункова модель та скінченно-елементна розрахункова сітка

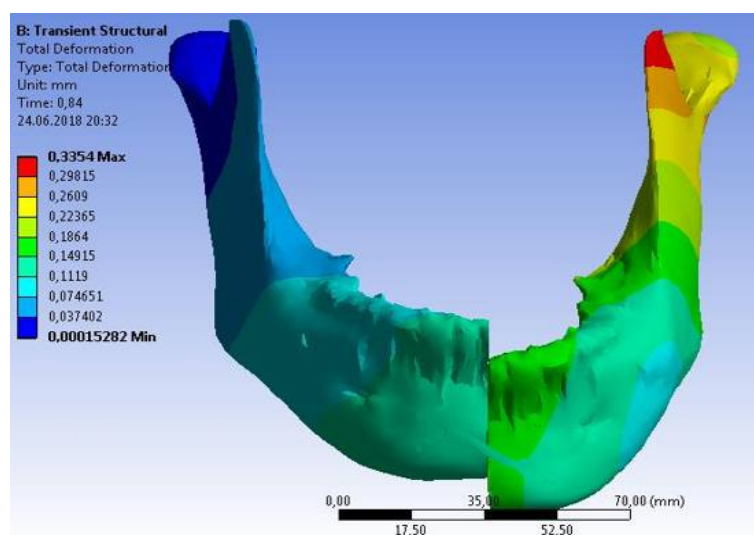


Рисунок 5.53 – Переміщення розрахункової моделі

Контактують лише внутрішні частини уламків НЩ, як подано на рисунку 5.54, одна на одну вони чинять тиск 6 МПа. У свою чергу, в передній частині виникає зазор, що становить 0,025 мм.

Як бачимо на рисунку 5.55, максимальне напруження в пластині становить 404 МПа, це значення менше, ніж межа текучості матеріалу, а отже, при знятті навантаження пластина у формі кістки типу II буде повертатись до свого початкового положення.

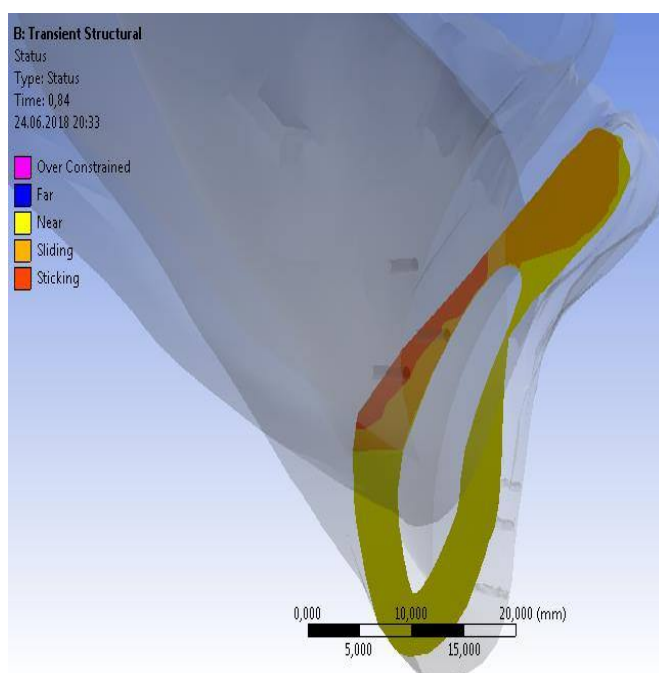


Рисунок 5.54 – Ділянка контакту між двома уламками нижньої щелепи

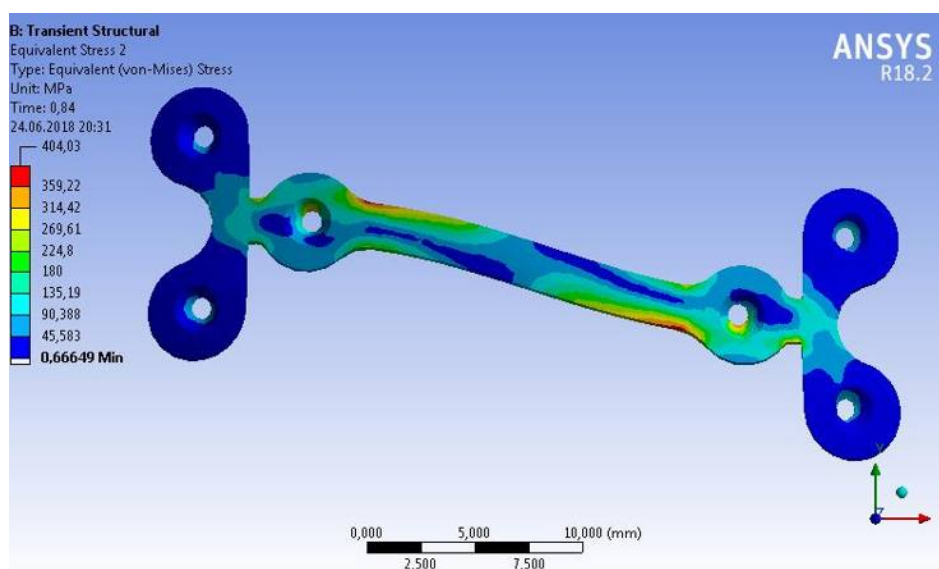


Рисунок 5.55 – Розподіл напруження в титановій пластині у формі кістки типу II

На рисунку 5.56 наведена збільшена в 25 разів деформація пластини у формі кістки типу II, величина деформації в легенді подана в мм.

Як бачимо з рисунка 5.56 пластина у формі кістки типу II працює на згин та кручення відносно різних осей.

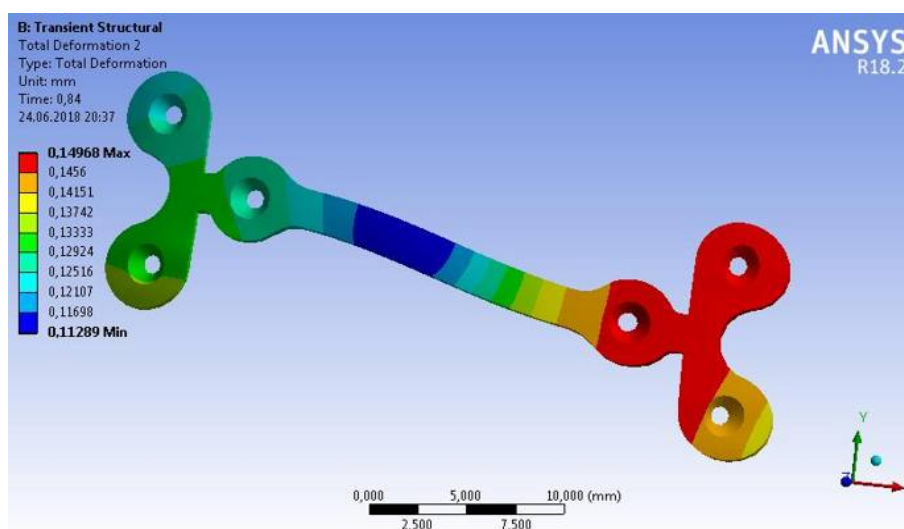


Рисунок 5.56 – Деформації пластини у формі кістки типу II, збільшені в 25 разів

5.4. Порівняльна характеристика систем «уламки щелепи – пластина» та вибір найкращої конструкції для остеосинтезу

Зазвичай у працях, в яких проводять дослідження напружено-деформованого стану пластин, що скріплюють переломи НЩ, для визначення можливості її застосування та порівняння з пластинами інших типів використовують лише два параметри, а саме площу контакту пластини та кістки і максимальні напруження в ній. Необхідно відзначити, що ці параметри не описують жорсткості скріплення частин кістки. Їх зміщення одна відносно одної може істотно вплинути на швидкість загоювання перелому. При деформації системи «уламки щелепи – гвинти – пластина», між елементами може виникати тиск, який, у свою чергу може спричинювати біль у людини, додаткові тріщини в кістці.

На жаль, під час застосування титанових пластин для лікування переломів достатньо складно уникнути таких ускладнень як: розхитування гвинтів, злам пластини, експозиція. Ускладнення виникають під дією сили, що створюють жувальні м'язи, і яка передається через ділянку зубів-антагоністів викликаючи крихкість гвинтів. Переломи пластини бувають спричинені наявністю зубів-антагоністів або втомленістю металу у результаті вигину і крутіння пластини

протягом хірургічної операції. Таким чином, виникає необхідність розроблення кращої конструкції титанової пластини для остеосинтезу, яка буде враховувати сили жувальних м'язів та патоморфологічні зміни у НЩ.

Після аналізу варіантів контактної взаємодії пружних тіл, для числового обчислення НДС системи «пластина – кістка» власної розробки обрано модуль Shape Optimization, а також поставлені конкретні завдання.

Виконаємо зіставлення систем «уламок щелепи – пластина» для остеосинтезу ангулярного перелому НЩ, вони зведені в таблицю 5.7 [16, 30, 182].

Таблиця 5.7

Характеристики системи «уламок щелепи – пластина» для ангулярного перелому нижньої щелепи

Назва параметра	Значення параметра				
	пряма пластина	Y-подібна пластина	квадратна пластина	π-подібна пластина	π-подібна пластина (спосіб 2)
Максимальне напруження в пластині, МПа	481	487	301	364	1323
Відстань між уламками перелому, мм	0,75	0,15	0,13	0,14	0,18
Площа пластини, мм ²	66,9	89,5	62,7	56,3	56,3
Тиск пластини на менший уламок щелепи, МПа	154	4,2	12,6	18,5	10,6
Тиск пластини на більший уламок щелепи, МПа	150	12,4	17,8	16,7	16
Тиск уламків один на одного, МПа	18	15,8	14,8	15,5	24,8

Як було зазначено вище, під час КМ з використанням титанових пластин різної конфігурації, при ангулярному переломі уламки НЩ контактували лише в одній ділянці знизу, проте розмір цієї ділянки та величина максимального зазору між фрагментами відрізнялися залежно від методу фіксації. Для прямої

пластини ця відстань становила 0,75 мм, Y-подібної пластини – 0,15 мм, π -подібної пластини – 0,14 мм, π -подібної пластини (2-й спосіб фіксації) – 0,18 мм та пластини-квадрата – 0,13 мм. Таким чином, очевидно, що пластина у вигляді квадрата забезпечує більш жорстке закріплення уламків НЩ. Проте на згин та кручення працюють усі вищезазначені пластини.

Необхідною умовою також є, щоб максимальне значення НДС у розроблених пластин не перевищувало межі міцності та межі текучості матеріалу, тобто після усунення навантаження на пластини, вони повинні повертатися до початкового, недеформованого стану. Проведемо аналіз кожної розробленої титанової платини.

Максимальне значення НДС на пряму пластину склало 481 МПа, що знаходиться в межах текучості матеріалу, але розподіл напружень показав наявність недовантажених ділянок, а отже, кількість металу для пластини можна зменшити.

Максимальне значення НДС Y-пластини становило 487 МПа, що знаходиться в межах текучості матеріалу, але розподіл напружень показав наявність недовантажених ділянок, тобто кількість металу для пластини можна зменшити також.

Максимальне значення НДС пластини-квадрат становило 301 МПа, що знаходиться в межах текучості матеріалу, але розподіл напружень показав наявність недовантажених ділянок, тому кількість металу для пластини також можна зменшити.

Максимальне значення НДС π -пластини становило 364 МПа, що знаходиться в межах текучості матеріалу, але розподіл напружень також показав наявність недовантажених ділянок, отже, кількість металу для пластини можна зменшити.

Максимальне значення НДС π -пластини в другому способі фіксації становило 1 323 МПа, що перевищує межу текучості, а отже, пластина буде деформуватися, тому використовувати її недоцільно.

Потрібно зазначити, що розглянуті модифікації титанових пластин (пряма та Y-подібна) мають приблизно однакові максимальні значення НДС, але беручи до уваги, що максимальна відстань між двома уламками НЩ у разі застосування прямої пластини складає 0,75 мм, а у випадку Y-подібної пластини дорівнює 0,15 мм, можна стверджувати, що остання пластина забезпечує більш жорстку фіксацію уламків НЩ, а тому, перелом швидше загоюватиметься. Площина контакту в нижній ділянці уламків закріплених Y-подібною пластиною теж більша у порівнянні із прямою титановою пластиною. Проте найменша відстань між уламками НЩ була виявлена при фіксації їх пластиною-квадрат (0,13 мм) та π -подібною пластиною (0,14мм), а тому, саме ці пластини найбільш жорстко закріплюють переломи.

Таким чином, як бачимо з одержаних результатів, максимальні значення НДС знаходяться в межах пластичності титану марки BT1-00, але у квадратній пластині виникають найменші з них. Однак у результаті аналізу розподілення напружень ми виявили, що одна із сторін пластини-квадрат майже не сприймає навантаження, а отже, нею можна знехтувати. Таким чином, отримуємо, що титанова π -пластина – найкраща конструкція пластини для остеосинтезу ангулярного перелому НЩ, яка задовольняє всі завдання, які ми поставили: розроблена з урахуванням величини сил м'язів жувальної групи із меншої кількості матеріалу та закріплює дві частини щелепи найбільш жорстко [16, 182].

Перелічені оптимізації π -подібної пластини для металоостеосинтезу ангулярного перелому НЩ дозволять знизити кількість іонів металів, що надходять до організму людини, а це, в свою чергу, поліпшить загоєння переломів НЩ.

Наступним кроком проведемо порівняння найбільш поширених пластин для скріплення серединного перелому НЩ.

У таблицю 5.8 зведені всі основні та додатково введені характеристики для пластин, що скріплюють серединний перелом, за якими визначали їх якості для фіксації перелому.

Характеристики системи «уламки щелепи – пластина»

Назва параметра	Значення параметра		
	пластина-сегмент	пластина у формі кістки типу I	пластина у формі кістки типу II
Максимальне напруження в пластині, МПа	532	329	404
Площа пластини, мм ²	125	118	127
Відстань між уламками перелому, мм	0,2	0,1	0,2
Тиск уламків один на одного, МПа	7,3	6	6
Тиск пластини на балансуючу частину кістки, МПа	14,7	31	46
Тиск пластини на частину кістки, на якій перемелюється їжа, МПа	20	15,3	18

У результаті дослідження ми виявили, що уламки НЩ при серединному переломі контактують лише у внутрішній ділянці, але розмір ділянки їх контакту та максимальний зазор між уламками в кожному випадку моделювання з використанням титанових пластин різної конфігурації також різні. Для пластини-сегмента ця відстань становила 0,2 мм, пластини у формі кістки типу I – 0,1 мм, пластини у формі кістки типу II – 0,2 мм.

Також необхідно, щоб напруження у пластинах для остеосинтезу серединного перелому не перевищували межі міцності та межі текучості матеріалу, тобто після зняття навантаження пластини повинні повертатися до початкового, нездеформованого стану. Проведемо аналіз кожної із вищеперелічених титанових пластин для остеосинтезу серединного перелому.

Максимальне значення НДС пластини-сегмент склало 532 МПа, що більше межі текучості та спричинює її деформацію, а отже, щоб уникнути цього, потрібно збільшити радіус заокруглень пластини.

Максимальне значення НДС пластини у формі кістки типу I становило 329 МПа, що знаходиться в межах текучості матеріалу, тому після зняття навантаження пластина буде повертатися до первинного положення. Пластина працює на згин та кручення.

Максимальне значення НДС пластини у формі кістки типу II становило 404 МПа, що знаходиться межах текучості матеріалу, тобто після зняття навантаження пластина буде повертатися до початкового положення, а також працює на згин та кручення.

Таким чином, беручи до уваги максимальне напруження в пластині та відстань між уламками, можемо стверджувати, що серед розглянутих видів пластин для остеосинтезу серединного перелому НЩ пластина у формі кістки типу I закріплює обидва уламки в необхідному положенні найбільш жорстко, а тому перелом ліпше і швидше загоюватися.

РОЗДІЛ 6

РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ ТИТАНОВИХ ПЛАСТИН РІЗНОЇ КОНФІГУРАЦІЇ ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗУ ПЕРЕЛОМІВ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ

На основі результатів скінчено-елементного моделювання і чисельного аналізу НДС титанових пластин та уламків НЩ було прийняте рішення перевірити наукові гіпотези на практиці. Для досягнення поставленої мети ми клінічно обстежили 40 пацієнтів з ангулярними та серединними переломами НЩ та проведено 40 операцій металоостеосинтезу титановими пластинами різної конфігурації.

Аналіз 40 історій хвороб та рентгенограм потерпілих з переломами НЩ показав, що в усіх хворих у день надходження до стаціонару загальний стан був оцінений як задовільний. Проявів місцевого запального процесу не спостерігалось у 29 (72,5 %) чоловік. У 11 (27,5 %) хворих ці зміни були незначними та не могли вплинути на перебіг післяопераційного періоду.

Під час аналізу рентгенограм лінія перелому проходила зверху донизу та дозadu, зміщення уламків до 1,0 см, ширина щілини перелому склала $2,17 \pm 0,12$ мм. Відмінними були форма та протяжність ділянки просвітлення між уламками НЩ, торці їх чіткі та рівні. Ділянки крайового остеопору не простежувалися.

Гістограми зміщені вліво, мали широку основу. Показник мінеральної насиченості інтактної кістки склав $153,23 \pm 2,17$ у.о., показник мінеральної насиченості торців уламків НЩ – $86,72 \pm 2,19$ у.о. ($p < 0,001$), при цьому варіювання обох показників було слабким. Показник резорбції дорівнював $43,41 \pm 2,21$ % (табл. 6.1)

Таким чином, отримана нами картина перелому НЩ під час первинного звернення хворого у цілому відповідала даним літератури. Рентгенологічні та

остеометричні показники засвідчили про наявність деструктивних процесів в кістковій рані.

Таблиця 6.1

Середньостатистичні показники інтенсивності репаративних процесів у ділянці перелому нижньої щелепи серед хворих першої дослідної групи до операції остеосинтезу

Термін спостереження	n		Показники			
	Абсолютне число хворих	%	Мінеральна насиченість			Резорбція, %
			M $\pm$ m, у.о.	σ	Kv, %	
Інтактна кістка	40	100	153,23 $\pm$ 2,17	8,24	5,38	-
До операції остеосинтезу			86,72 $\pm$ 2,19	5,13	5,92	43,41 $\pm$ 2,21

6.1. Результати лікування хворих першої дослідної групи

У першій дослідній групі операція остеосинтезу проводилася за допомогою комплекту стандартних прямих пластин без додаткової міжщелепної імобілізації.

Перебіг ранового процесу в післяопераційному періоді був різним та характеризувався повільним відновлення кісткових структур у ділянці перелому НЩ та розвитком ускладнень.

6.1.1. Результати лікування хворих з ускладненим перебігом післяопераційного періоду

У 5 (25 %) пацієнтів з першої дослідної групи на 7-му добу після операції остеосинтезу виникли ускладнення у вигляді нагноєння кісткової рани та

патологічної рухомості уламків. Клінічні прояви ускладнень були у вигляді помірного болю, місцевої гіперемії, набряку та болючості слизової оболонки ясен на боці перелому НЩ. Підвищення температури тіла було незначним: $37,3^{\circ}\text{C} - 37,5^{\circ}\text{C}$.

На рентгенологічному знімку простежувалася нечіткість та нерівність контурів торців уламків, незначні ділянки крайового остеопорозу. Ширина щілини перелому зменшилася та склала $0,56 \pm 0,23$ мм відносно вихідного показника ($p < 0,001$). Причиною збереження проміжку між уламками була недостатньо стабільна та жорстка їх фіксація, що сприяло прогресуванню процесів резорбції в ділянці ушкодженої кістки НЩ. Дані проведеної остеометрії також підтвердили цей факт (табл. 6.2).

Таблиця 6.2

Середньостатистичні показники інтенсивності репаративних процесів у ділянці перелому нижньої щелепи серед хворих першої дослідної групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду

Термін спостереження	n		Показники			
	Абсолютне число хворих	%	Мінеральна насиченість			Резорбція, %
			$M \pm m$, у.о.	σ	K_v , %	
Інтактна кістка	20	100	$153,23 \pm 2,17$	8,24	5,38	-
До операції остеосинтезу			$86,72 \pm 2,19$	5,13	5,92	$43,41 \pm 2,21$
7-а доба	5	25	$85,12 \pm 2,19$	6,11	7,18	$44,45 \pm 2,22$
14-а доба	2	10	$85,66 \pm 2,33$	7,09	8,28	$44,10 \pm 2,15$
21-а доба			$99,12 \pm 1,95$	6,82	6,88	$35,31 \pm 2,15$

Гістограми були зміщені вліво, мали широку основу. Показник мінеральної насиченості торців уламків НЩ склав $85,12 \pm 2,19$ у.о., та не мав достовірної різниці відносно вихідного показника ($p > 0,05$) при цьому його варіабельність залишалася слабкою ($K_v = 7,18$ %). Показник резорбції хоча й

збільшився ($44,45 \pm 2,22$ %), проте також не мав достовірної різниці відносно вихідного показника ($p > 0,05$; див. табл. 6.2).

Таким чином, на 7-му добу після операції остеосинтезу у хворих першої дослідної групи відмічали прогресування процесу резорбції торців уламків НЩ. Цей факт може бути пов'язаний з нестабільною фіксацією уламків за допомогою стандартних прямих пластин. При цьому вторинного зміщення уламків НЩ не спостерігалось.

На 14-ту добу після корекції лікування у 2 (10 %) хворих клінічні ознаки запального процесу в навколощелепних тканинах зникли (див. табл. 6.2). Загоєння післяопераційної рани відбулося первинним натягом.

Аналіз рентгенограм виявив відсутність вторинного зміщення уламків та зменшення відстані між уламками НЩ до $0,33 \pm 0,34$ мм, що не є переконливим у порівнянні з показником попереднього етапу спостереження ($p > 0,05$). При цьому спостерігалися незначні за протяжністю округлі ділянки зі зниженою прозорістю на торцях уламків НЩ та зникнення вогнищ крайового остеопорозу. Ширина основ гістограм зменшилася, відзначалося помірно їх зміщення вправо та відсутність невисоких зубців зліва від них.

Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому склав $85,66 \pm 2,33$ у.о. та не мав достовірної різниці, як відносно вихідного показника, так і показника попереднього етапу спостереження ($p > 0,05$), при цьому його варіабельність залишалася слабкою ($K_v = 8,28$ %). У той же час відносно подібного показника інтактної кістки досліджуваний показник залишався помітно меншим ($p < 0,001$). Аналогічна динаміка спостерігалася і у показника резорбції (див табл. 6.2).

Таким чином, своєчасна корекція лікування у цих хворих, сприяла зниженню активності процесів резорбції торців уламків НЩ.

На 21-шу добу спостереження у цих хворих клінічних проявів запального процесу в навколощелепних тканинах виявлено не було, рухомість уламків не виражена. Під час аналізу рентгенограм вторинного зміщення уламків не відзначалося. Відстань між уламками НЩ складала $0,18 \pm 0,34$ мм, що суттєво

менше відносно вихідного показника ($p < 0,05$). При цьому було зареєстровано збільшення за протяжністю округлої ділянки зі зниженою прозорістю на торцях уламків НЩ та зникнення вогнищ крайового остеопорозу.

Гістограми зміщені вправо, ширина їх основ зменшилася. Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому збільшився ($99,12 \pm 1,95$ у.о.) відносно показників попередніх етапів моніторингу ($p < 0,001$), проте відносно показника інтактної кістки залишався суттєво меншим ($p < 0,001$). При цьому його варіабельність продовжувала бути слабкою ($Kv = 6,88$ %). Показник резорбції також значно зменшився, як відносно показників попередніх етапів спостереження, так і відносно початкового показника ($p < 0,05$; див. табл. 6.2).

Отримані результати свідчать про активність процесів репаративного остеогенезу у 2 (10 %) хворих з ускладненим перебігом післяопераційного періоду на тлі своєчасної корекції лікування.

У інших 3 (15 %) прооперованих хворих на 14-ту добу спостерігали посилення болі в ділянці перелому НЩ та наявність припухлості підщелепної ділянки без ознак інфільтрації, помірну гіперемію слизової оболонки на стороні розташування перелому.

Аналіз рентгенограм показав збільшення відстані між уламками НЩ до $1,85 \pm 2,17$ мм, що було суттєвим відносно 7-ої доби спостереження ($p < 0,05$). При цьому спостерігалось посилення резорбції торців уламків НЩ та інтенсивності ділянки просвітлення між ними, збільшення протяжності вогнищ крайового остеопорозу, виражена резорбція навколо гвинтів, що фіксують стандартну пряму пластину. Даний факт став причиною помірного вторинного зміщення уламків.

Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому НЩ зменшився, як відносно початкового показника, так і відносно показника 7-ої доби моніторингу ($p < 0,001$). При цьому варіювання показника було середнім ($Kv = 10,54$ %). Показник резорбції, навпаки, збільшився ($49,51 \pm 2,15$ %). Проте

суттєвої різниці відносно аналогічних показників попередніх етапів моніторингу не спостерігалось ($p > 0,05$; табл. 6.3).

Таблиця 6.3

Середньостатистичні показники інтенсивності репаративних процесів у ділянці перелому нижньої щелепи серед хворих першої дослідної групи з ускладненим та прогресуючим перебігом післяопераційного періоду

Термін спостереження	n		Показники			
	Абсолютне число хворих	%	Мінеральна насиченість			Резорбція, %
			M $\pm$ m, у.о.	σ	Kv, %	
Інтактна кістка	20	100	153,23 $\pm$ 2,17	8,24	5,38	-
До операції остеосинтезу			86,72 $\pm$ 2,19	5,13	5,92	43,41 $\pm$ 2,21
7-а доба	5	25	85,12 $\pm$ 2,19	6,11	7,18	44,45 $\pm$ 2,22
14-а доба	3	15	77,36 $\pm$ 2,24	8,15	10,54	49,51 $\pm$ 2,15
21-а доба			68,16 $\pm$ 2,35	8,17	11,99	55,52 $\pm$ 2,15

На 21-шу добу моніторингу хворі скаржилися на посилення болю у ділянці перелому НЩ та збереження припухлості підщелепної ділянки. Під час пальпації ознаки інфільтрату не спостерігалися. Помірна гіперемія слизової оболонки на боці перелому НЩ зберігалася. Відзначалося утворення внутрішніх нориць.

Аналіз рентгенограм показав збільшення відстані між уламками НЩ до 1,95 $\pm$ 2,13 мм, що не було суттєвим відносно попередніх етапів спостереження ($p > 0,05$). При цьому спостерігалися посилення резорбції торців уламків НЩ та інтенсивності ділянки просвітлення між ними, збільшення протяжності вогнищ крайового остеопорозу, значна резорбція навколо гвинтів, що фіксують стандартну пряму пластину.

Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому НЩ достовірно зменшився відносно вихідного показника ($p < 0,001$) і показника 7-ої доби моніторингу ($p < 0,05$). Аналогічна динаміка спостерігалася також і у показника резорбції (див. табл. 6.3).

Таким чином, аналіз результатів лікування хворих першої дослідної групи показав, що вони потребують корекції лікування вже на 7-му добу після операції. При цьому використання традиційних методів корекції лікування дозволило отримати позитивний результат лише у 2 (10 %) хворих. У 3 (15 %) спостерігався розвиток травматичного остеомієліту та вторинне зміщення уламків. Даний факт ми пов'язуємо з недостатньою жорсткістю закріплення уламків НЩ стандартною прямою пластиною після операції остеосинтезу.

6.1.2. Результати лікування хворих з неускладненим перебігом післяопераційного періоду

У 15 (75 %) хворих на 7-му добу моніторингу спостерігалася незначна вираженість післяопераційного набряку, загоєння післяопераційної рани проходило первинним натягом.

На рентгенограмі зміщення уламків виявлено не було, відстань між ними не перевищувала $0,65 \pm 0,28$ мм. Показник мінеральної насиченості торців уламків НЩ склав $84,21 \pm 2,22$ у.о. та не мав достовірної різниці відносно вихідного показника ($p > 0,05$). Зростання показника резорбції ($45,04 \pm 2,24$ %) відносно вихідного показника було також незначним ($p > 0,05$; табл. 6.4).

Під час співставлення отриманих даних з аналогічними даними першої групи хворих з ускладненим перебігом післяопераційного періоду значної різниці не спостерігалася: показники мінеральної щільності склали $84,21 \pm 2,22$ у.о. та $85,12 \pm 2,19$ у.о. відповідно ($p > 0,05$), показники резорбції склали $45,04 \pm 2,24$ % та $44,45 \pm 2,22$ % відповідно.

Середньостатистичні показники інтенсивності репаративних процесів у ділянці перелому нижньої щелепи серед хворих першої дослідної групи з неускладненим перебігом післяопераційного періоду

Термін спостереження	n		Показники			
	Абсолютне число хворих	%	Мінеральна насиченість			Резорбція, %
			M $\pm$ m, у.о.	σ	Kv, %	
Інтактна кістка	20	100	153,23 $\pm$ 2,17	8,24	5,38	-
До операції остеосинтезу			86,72 $\pm$ 2,19	5,13	5,92	43,41 $\pm$ 2,21
7-а доба	15	75	84,61 $\pm$ 2,22	6,09	7,23	44,78 $\pm$ 2,24
14-а доба			87,35 $\pm$ 2,37	6,93	7,93	42,99 $\pm$ 2,18
21-а доба			97,59 $\pm$ 2,18	5,16	5,29	36,31 $\pm$ 2,22

На 14-ту добу після операції у всіх хворих клінічних ознак запального процесу в навколощелепних тканинах не спостерігалось. Загоєння післяопераційної рани відбулося первинним натягом.

Під час аналізу рентгенограм виявлено збереження відстані між уламками на рівні 7-ої доби моніторингу у всіх потерпілих. При цьому відзначалися незначна за протяжністю округла ділянка зі зниженою прозорістю на торцях уламків НЩ та зникнення вогнищ остеопору.

Ширина основ гістограм зменшилася. Спостерігалось помірне їх зміщення вправо та відсутність невисоких зубців зліва від них.

Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому склав 87,35 $\pm$ 2,37 у.о. та не мав достовірної різниці, як відносно початкового показника, так і показника попереднього етапу спостереження ($p > 0,05$). У той же час відносно аналогічного показника групи хворих з ускладненим перебігом післяопераційного періоду (77,36 $\pm$ 2,24 у.о.) різниця була суттєва ($p < 0,001$).

При цьому спостерігалось слабе варіювання досліджуваного показника ($K_v = 7,93\%$). Важливим є той факт, що показник резорбції у дослідній групі хворих ($42,99 \pm 2,18\%$) не мав значної різниці відносно аналогічного показника попереднього етапу та відносно показника хворих з ускладненим перебігом післяопераційного періоду ($49,51 \pm 2,15\%$; $p > 0,05$; див. табл. 6.3).

На 21-шу добу моніторингу у всіх хворих клінічних ознак запального процесу в навколощелепних м'яких тканинах не спостерігалось. Рухомість уламків була незначною.

Під час аналізу рентгенограм виявлено збільшення за протяжністю округлої ділянки зниженої прозорості на торцях уламків НЩ та зникнення вогнищ остеопорозу. Гістограми зміщені вправо, ширина їх основ зменшилася. Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому НЩ ($97,59 \pm 2,18$ у.о.) збільшився відносно показників попередніх етапів спостереження ($p < 0,05$) та групи хворих з ускладненим перебігом післяопераційного періоду ($68,16 \pm 2,35$ у.о.; $p < 0,001$). Проте відносно показника інтактної кістки залишався значно меншим ($p < 0,001$). Показник резорбції, навпаки, значно зменшився ($36,31 \pm 2,22\%$) відносно всіх етапів моніторингу ($p < 0,001$), а варіабельність досліджуваних показників залишалася слабкою (див. табл. 6.4).

6.1.3. Клінічні випадки лікування хворих із застосуванням стандартних прямих титанових пластин

В якості ілюстрації застосування стандартних прямих титанових пластин для остеосинтезу представляємо декілька виписок з історій хвороби.

Пацієнт М., 1978 року народження (історія хвороби №11749), звернувся до щелепно-лицевого відділення КЗ «Сумська обласна клінічна лікарня» зі скаргами на припухлість обличчя зліва, порушення прикусу.

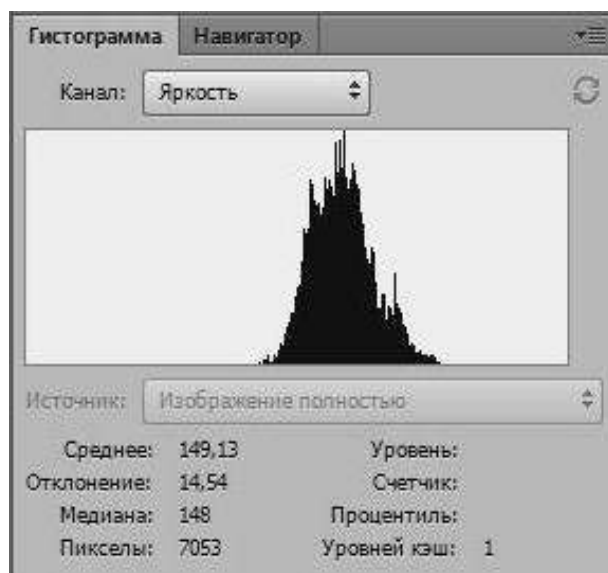
В анамнезі захворювання зі слів хворого побутова травма: впав дома, свідомість не втрачав, нудоти не було, алкоголь під час травми заперечує. Самостійно звернувся в стоматологічне відділення.

Об'єктивно: незначна асиметрія обличчя за рахунок деформації його нижньої третини зліва. Шкіра синюшного кольору, в складку береться вільно. Відкривання рота обмежене, болісне. Прикус порушений. Визначається зміщення уламків у ділянці кута НЩ зліва, незначна гіперестезія шкіри підборіддя та нижньої губи.

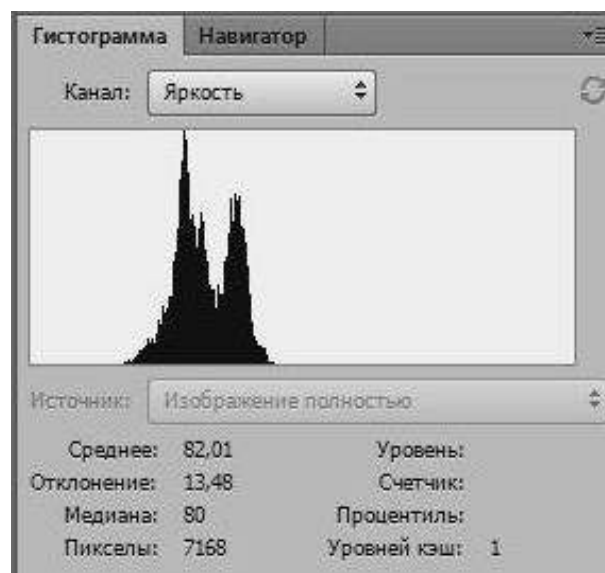
Пацієнт М. направлений на рентгенограму у прямій та бокових проекціях.

На оглядових рентгенограмах НЩ виявлено: ангулярний перелом НЩ зліва із проміжком між уламками до 9,8 мм та їх зміщенням до 6,1 мм. Лінія перелому проходить за 37 зубом.

Гістограма зміщена вліво, мала широку основу (рис. 6.1). Показник мінеральної насиченості інтактної кістки – 148 у.о. Показник мінеральної насиченості торців уламків НЩ склав 80 у.о., при цьому варіювання показника було середнім ($Kv = 13,48 \%$). Показник резорбції склав 45,95 %.



А



Б

Рисунок 6.1 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого М. до операції остеосинтезу

Діагноз: ангулярний перелом НЩ зліва. Встановлений діагноз та високий ризик ускладнень від даної локалізації запального процесу є показом до операції металоостеосинтезу.

У день надходження до стаціонару хворому була виконана операція металоостеосинтезу стандартними прямими титановими пластинами, які були закріплені по нижньому та верхньому краю НЩ при цьому додаткова іммобілізація не проводилася (рис. 6.2). Операція відбувалася під місцевою анестезією. Медикаментозне лікування в післяопераційному періоді проходило згідно стандарту лікування хворих із переломом НЩ.



Рисунок 6.2 – Знімок рентгенограми хворого М. після операції остеосинтезу

На 7-му добу моніторингу хворий поскаржився на періодичний ниючий біль у ділянці післяопераційної рани. Об'єктивно відзначався незначний набряк лівої підщелепної ділянки. Шкіра звичайного кольору, під час пальпації інфільтрату не виявлено. Прикус фіксований у звичайному для хворого положенні.

На контрольній рентгенограмі відстань між уламками зменшилася та склала 4,2 мм. Торці уламків НЩ менш чіткі та рівні, присутні незначні вогнища крайового остеопорозу.

Гістограма зміщена вліво, мала вузьку основу (рис. 6.3). Показник мінеральної насиченості інтактної кістки – 152 у.о. Показник мінеральної насиченості торців уламків НЩ 85 у.о. При цьому показник варіабельності даних показників залишався слабким ($K_v < 10\%$). Показник резорбції склав 44,08 %.

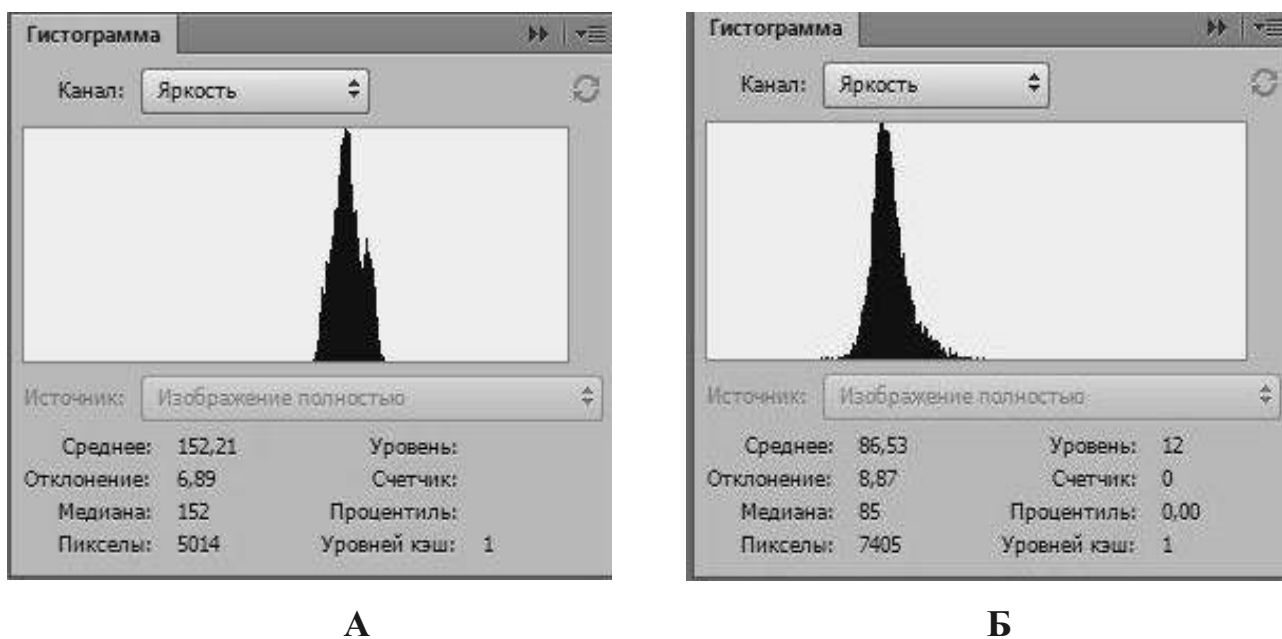


Рисунок 6.3 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого М. на 7-му добу після операції остеосинтезу

Таким чином, дані, які були отримані під час аналізу рентгенограми, не виявили значних змін відносно вихідних показників.

На 14-ту добу після операції остеосинтезу хворий скаржився на періодичний помірний біль у ділянці НЩ зліва. Об'єктивно: незначна припухлість підщелепної ділянки без ознак інфільтрату та помірна гіперемія слизової оболонки на відповідному боці НЩ. Під час пальпації НЩ виявлена незначна рухомість уламків.

На рентгенограмі відстань між уламками НЩ склала 2,6 мм. Нерівність контурів торців посилилася, а також збільшилася протяжність вогнищ крайового остеопору.

Гістограма мала широку основу зі зміщенням вліво (рис. 6.4). Показник мінеральної насиченості у ділянці перелому склав 77 у.о. та мав середню варіабельність ($K_v = 14,10 \%$), показник резорбції – 50,00 %.

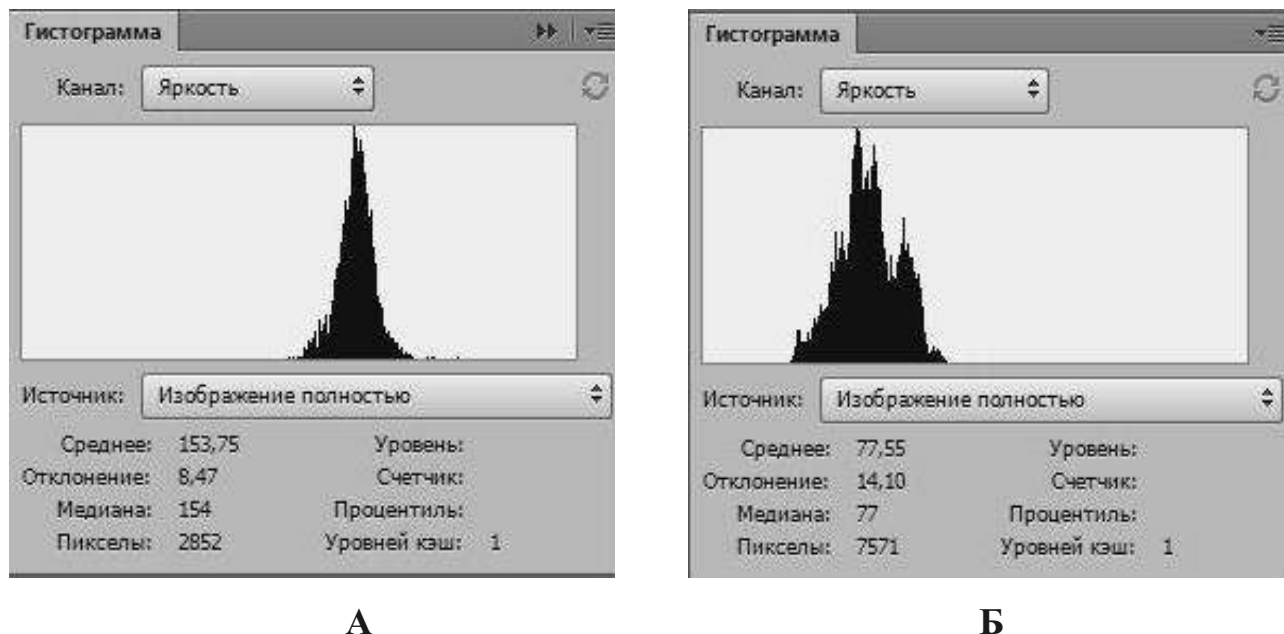


Рисунок 6.4 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого М. на 14-ту добу після операції остеосинтезу

Отримані дані свідчать про активність процесів резорбції в кістковій рані.

На 21-шу добу спостереження хворий скаржився на постійний біль у ділянці перелому НЩ. Об'єктивно: збереження незначної припухлості підщелепної ділянки зліва без ознак інфільтрації. Спостерігалася помірна гіперемія слизової оболонки порожнини рота на боці перелому. Під час пальпації НЩ виявлено посилення рухомості уламків відносно результатів 7-ої доби.

На рентгенограмі спостерігалася збільшення відстані між уламками до 3,1 мм. Нерівність та зубчастість контурів торців уламків НЩ посилилася. Збільшилася протяжність вогнищ крайового остеопору, виявлено утворення секвестрів.

Гістограма мала широку основу зі зміщенням вліво (рис. 6.5). Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому склав 74 у.о. та мав

середню варіабельність ($K_v = 11,01\%$). Показник резорбції збільшився і склав $51,32\%$.

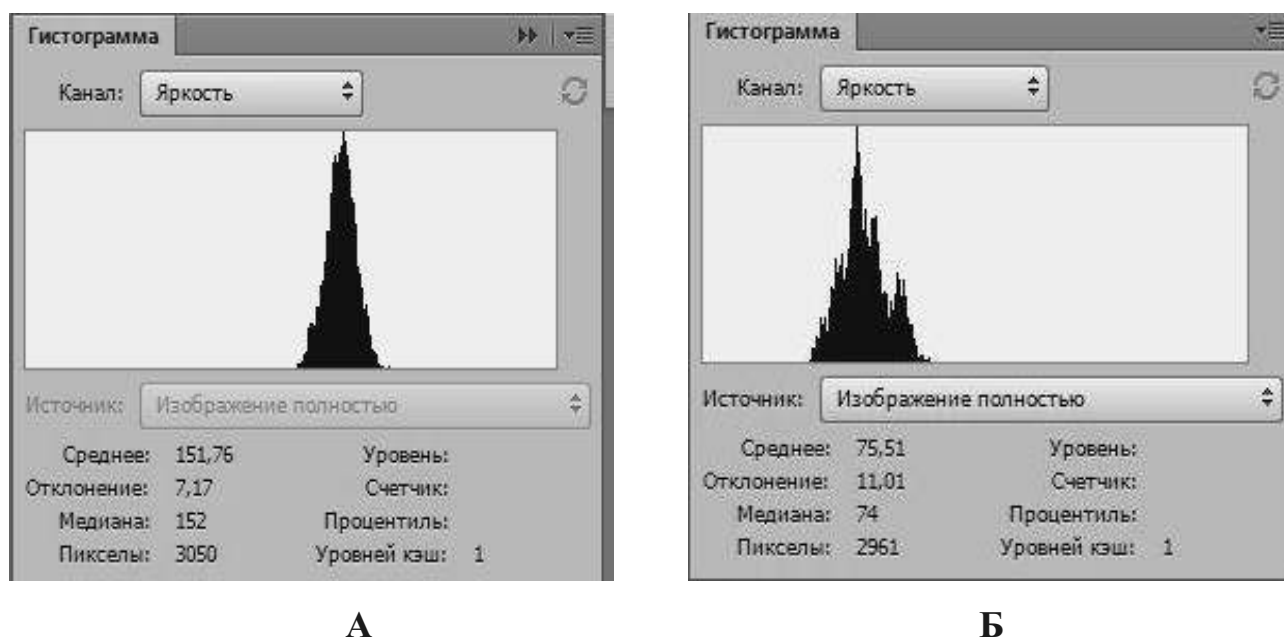


Рисунок 6.5 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого М. на 21-шу добу після операції остеосинтезу

Отримані дані свідчать про активізацію процесів резорбції, що пов'язано з недостатньою стабільністю та жорсткістю фіксації уламків НЩ.

Наступним прикладом є випадок пацієнта К. 1995 року народження (історія хвороби №15222), який звернувся до щелепно-лицевого відділення КЗ «Сумська обласна клінічна лікарня» зі скаргами на болючу припухлість обличчя, порушення прикусу, на болі в НЩ у ділянці підборіддя, які посилюються під час розмови.

В анамнезі захворювання зі слів хворого побутова травма: впав на вулиці, свідомість не втрачав, нудоти не було, алкоголь під час травми заперечує. Самостійно звернувся в стоматологічне відділення.

Об'єктивно: обличчя асиметричне за рахунок припухлості м'яких тканин у ділянці підборіддя. Шкіра синюшна, в складку береться вільно. Відкривання рота обмежене, болісне, рухи язика та ковтання болісні, вільні. Прикус

порушений. Визначається рухомість кісткових уламків НЩ у ділянці 31-32 зубів.

Пацієнт К. направлений на рентгенограму у прямій та бокових проекціях.

На оглядових рентгенограмах НЩ виявлено: серединний перелом НЩ у ділянці 31-32 зубів, що проходить зверху вниз та дозаду. Відстань між уламками склала 10,1 мм.

Гістограма зміщена вліво, мала вузьку основу, декілька гострих верхівків різної величини (рис. 6.6). Показник мінеральної насиченості інтактної кістки – 152 у.о. Показник мінеральної насиченості торців уламків 83 у.о., при цьому варіабельність показника була середньою ($K_v = 14,12 \%$). Показник резорбції склав 45,39 %.

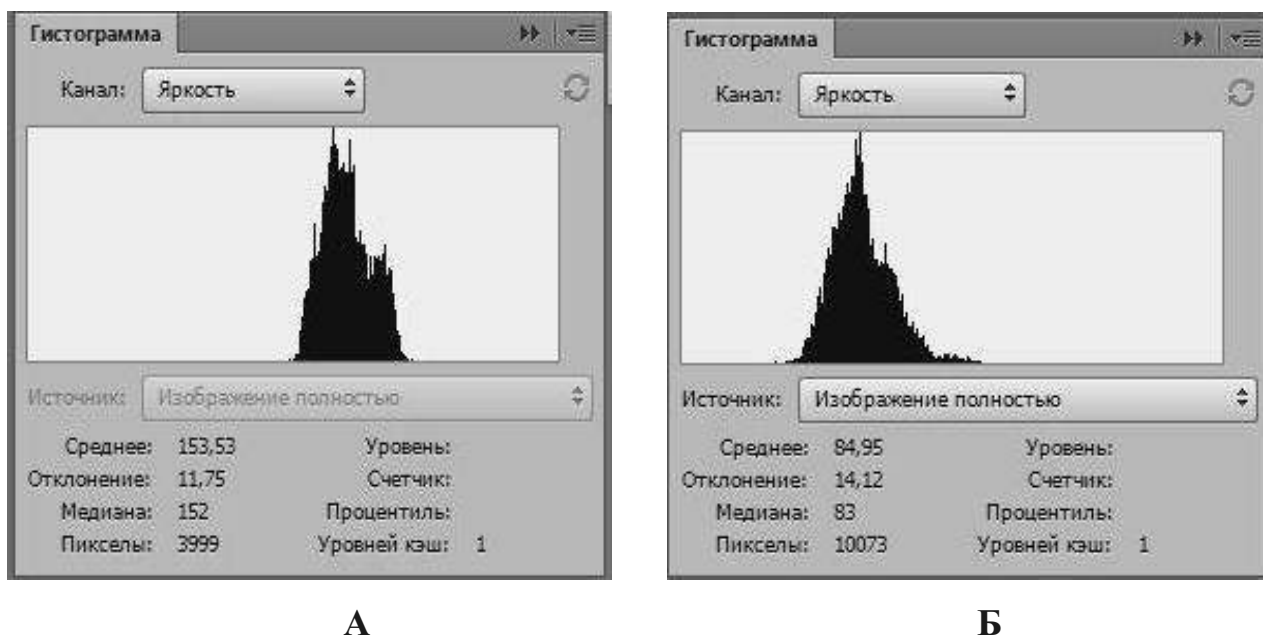


Рисунок 6.6 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого К. до операції остеосинтезу

Діагноз: серединний перелом НЩ. Встановлений діагноз та високий ризик ускладнень у ділянці шиї від даної локалізації запального процесу є показом до операції металоостеосинтезу.

У день надходження до стаціонару хворому була проведена операція металоостеосинтезу серединного перелому НЩ за допомогою стандартних прямих титанових пластин, які були закріплені по нижньому та верхньому краю

(рис 6.7). Операція проводилась під місцевою анестезією. Медикаментозне лікування проводилося за стандартною схемою.

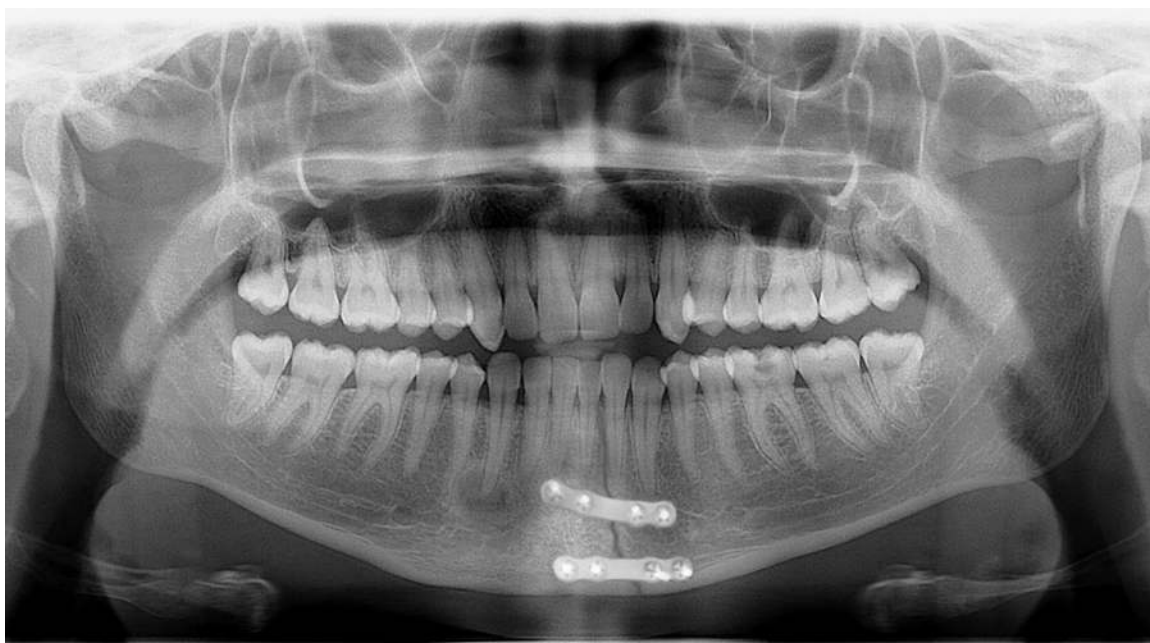


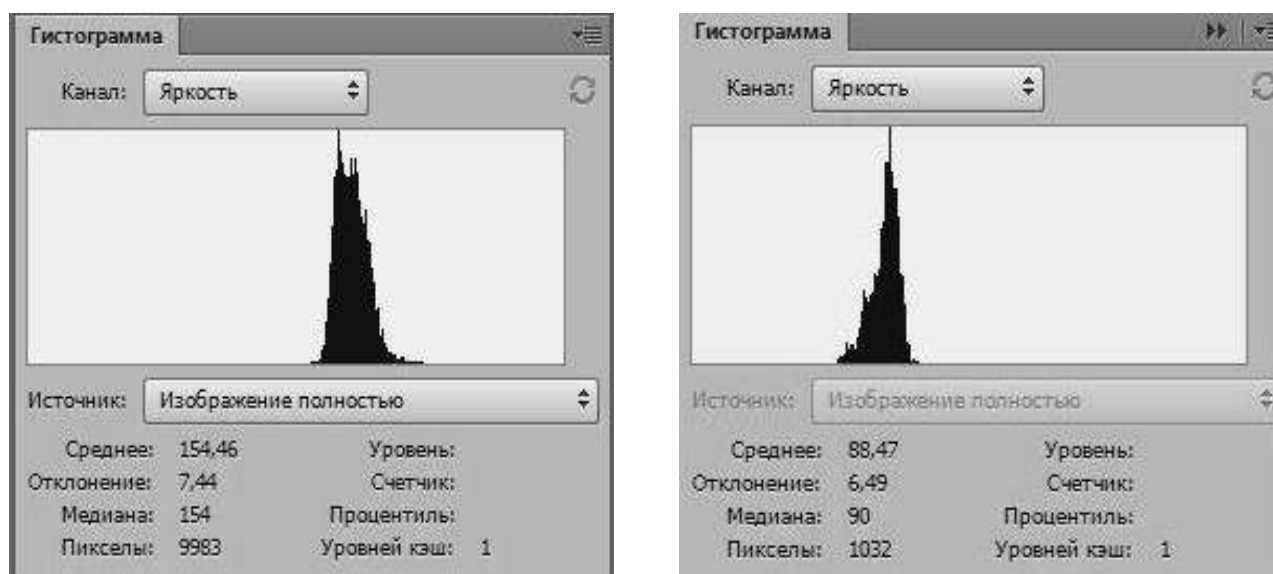
Рисунок 6.7 – Знімок рентгенограми хворого К. після операції остеосинтезу

На 7-му добу моніторингу хворий поскаржився на періодичний ниючий біль у ділянці післяопераційної рани. Об'єктивно відзначався незначний набряк підборідної ділянки. Шкіра звичайного кольору, під час пальпації інфільтрату не виявлено. Прикус фіксований у звичайному для хворого положенні.

На рентгенограмі відстань між уламками зменшилася та склала 6,9 мм. Торці уламків менш чіткі та рівні, присутні незначні вогнища крайового остеопорозу.

Гістограма була зміщена вліво, мала вузьку основу та один зубець (рис. 6.8). Показник мінеральної насиченості збільшився та склав 90 у.о. При цьому варіювання даних показників залишалось слабким ($Kv < 10\%$). Показник резорбції становив 41,56 %.

Таким чином, дані, які були отримані під час аналізу рентгенограми, не виявили значних змін відносно вихідних показників.



А

Б

Рисунок 6.8 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого К. на 7-му добу після операції остеосинтезу

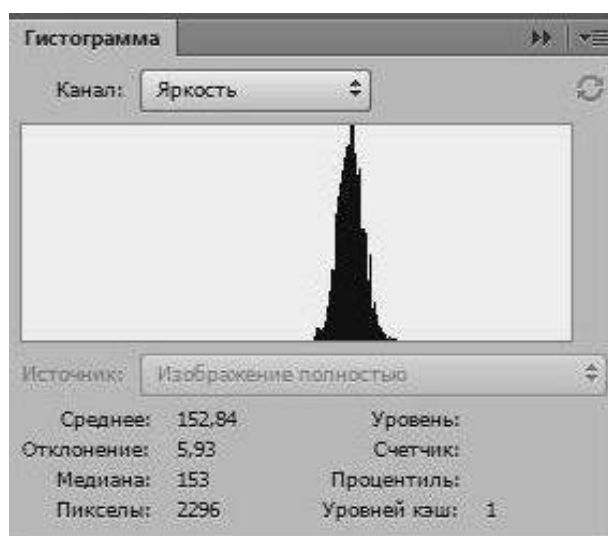
На 14-ту добу після операції остеосинтезу хворий скаржився на періодичний ниючий слабкий біль у підборідній ділянці. Об'єктивно: незначна припухлість підборідної ділянки без ознак інфільтрату та помірно гіперимована слизова оболонка порожнини рота на боці ураження. Під час пальпації НЩ рухомість уламків не визначалася.

На рентгенограмі відстань між уламками НЩ склала 4,3 мм. Нерівність контурів торців та вогнища крайового остеопорозу збільшилися.

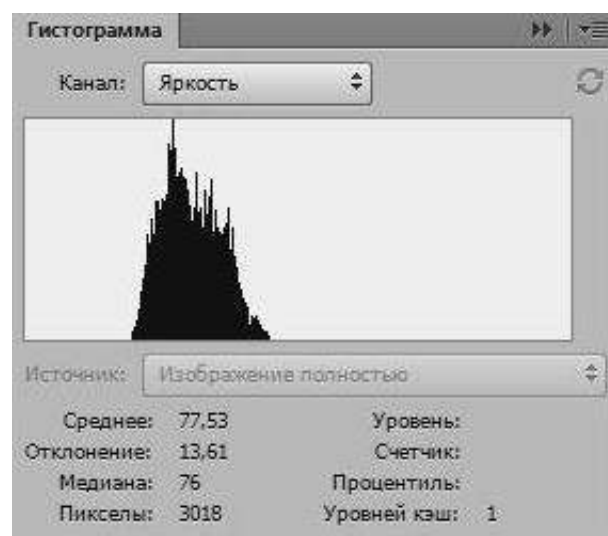
Гістограма мала широку основу зі зміщенням вліво (рис. 6.9). Показник мінеральної насиченості у ділянці перелому НЩ склав 76 у.о. та мав середню варіабельність ($K_v = 13,61\%$), показник резорбції – 50,33 %.

Отримані дані свідчать про активність процесів резорбції в кістковій рані.

На 21-шу добу спостереження хворий скаржився на постійний біль у ділянці перелому НЩ. Об'єктивно: збереження незначної припухлості підборідної ділянки зліва без ознак інфільтрації. Спостерігалася помірна гіперемія слизової оболонки порожнини рота на боці перелому. Під час пальпації НЩ виявлено посилення рухомості уламків відносно результатів 7-ої доби.



А

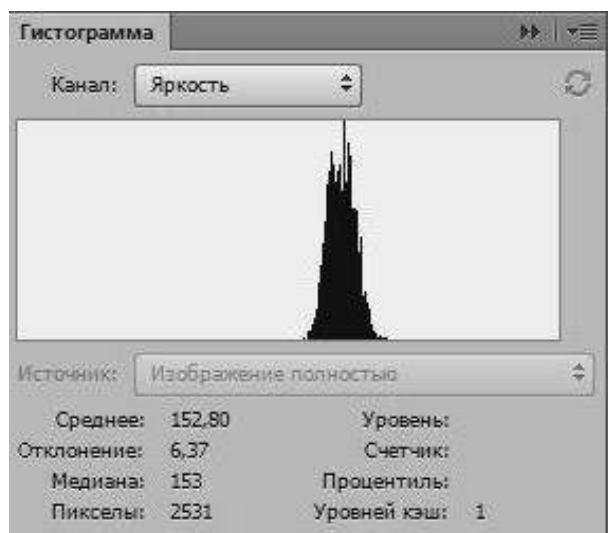


Б

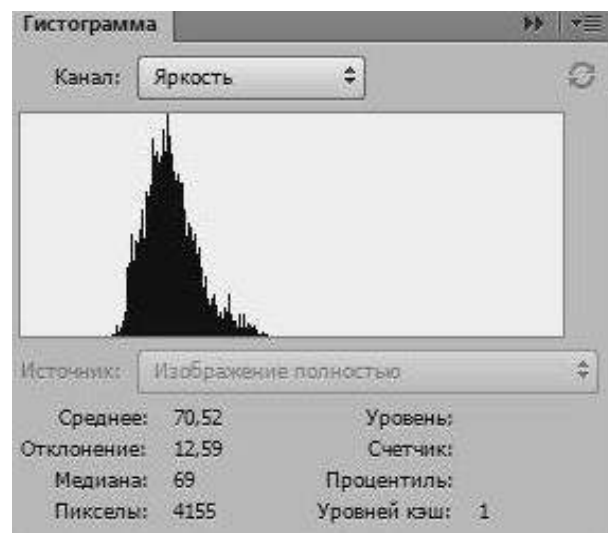
Рисунок 6.9 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого К. на 14-ту добу після операції остеосинтезу

На рентгенограмі спостерігалось збільшення відстані між уламками до 4,6 мм. Нерівність та зубчастість контурів торців уламків НЩ посилилася. Збільшилася протяжність вогнищ крайового остеопорозу.

Гістограма мала широку основу зі зміщенням вліво (рис. 6.10). Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому склав 69 у.о. та мав середню варіабельність ($K_v = 12,59\%$). Показник резорбції збільшився і склав 54,90 %.



А



Б

Рисунок 6.10 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого К. на 21-шу добу після операції остеосинтезу

Отримані дані свідчать про активізацію процесів резорбції, що пов'язано з недостатньою стабільністю та жорсткістю фіксації уламків НЩ.

Таким чином, аналіз результатів лікування хворих з переломами НЩ шляхом остеосинтезу стандартними прямими титановими пластинами показав:

1. Перебіг післяопераційного періоду супроводжувався розвитком ускладнень у 25 % хворих першої дослідної групи. На 7-му добу після операції у потерпілих відзначалося прогресування процесів резорбції торців уламків пошкодженої кістки НЩ.

2. У 2 % хворих спостерігався розвиток місцевих запальних явищ, пов'язаних із нагноєнням гематом у ділянці операційної рани, та травматичного остеомієліту. Патологічна рухомість уламків НЩ із виникненням патологічного прикусу відзначалася ще у 2 %, а перелом пластини для остеосинтезу виявлено 1 % потерпілих. Отримані результати ми пов'язуємо з недостатньою стабільністю та жорсткістю фіксації уламків НЩ у динаміці післяопераційного періоду.

6.2. Результати лікування хворих другої дослідної групи

У другій дослідній групі, що складалася з 20 чоловіків, операція остеосинтезу проводилася за допомогою комплекту розроблених нами титанових мініпластин без додаткової міжщелепної іммобілізації.

На наступну добу після операції остеосинтезу у всіх хворих спостерігалася помірний набряк, який був наслідком додаткової травми під час остеосинтезу.

Хворі скаржилися на помірний біль у ділянці перелому НЩ. Підвищення температури тіла було незначним: 37,1 °C – 37,3 °C. медикаментозна терапія проводилася відповідно стандартів лікування хворих із даною патологією. На 7-му добу спостереження у 18 (90 %) хворих запальний процес не виявлено.

6.2.1. Результати лікування хворих з ускладненим перебігом післяопераційного періоду

На 7-му добу спостереження у 2 (10 %) потерпілих спостерігалися помірно виражені ознаки запального процесу в підщелепній ділянці, при цьому запальний інфільтрат не пальпувався.

На рентгенограмі визначалися нечіткі та нерівні контури торців уламків НЩ та поява в них дрібних вогнищ крайового остеопорозу, зміщення уламків не спостерігалось. Ширина щілини між уламками НЩ зменшилася та склала $0,51 \pm 0,27$ мм відносно вихідного показника ($p < 0,05$). Цікавий той факт, що відносно аналогічного показника хворих першої дослідної групи даний показник не мав достовірної різниці ($p > 0,05$).

Гістограми були зміщені вліво, мали широку основу. Показник мінеральної насиченості торців уламків НЩ склав $84,68 \pm 2,25$ у.о. (табл. 6.5) та не мав достовірної різниці відносно вихідного показника і показника хворих першої дослідної групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду ($85,12 \pm 2,19$ у.о.; $p > 0,05$; див. табл. 6.3), при цьому його варіабельність продовжувала залишатися слабкою ($K_v = 7,29$ %). Показник резорбції хоча і збільшився ($44,74 \pm 2,24$ %), проте також не мав достовірної різниці відносно вихідного показника та показника хворих першої дослідної групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду ($44,45 \pm 2,22$ %; $p > 0,05$; див. табл. 6.3).

Таким чином, на 7-му добу після операції остеосинтезу у хворих другої дослідної групи також, як і у хворих першої групи, відзначалися прогресуючі процеси резорбції торців уламків НЩ. Цей факт ми пов'язуємо з нанесенням хворому додаткової травми під час операції остеосинтезу. Проте середня варіабельність досліджуваних показників дозволила не проводити корекцію лікування на даному етапі. Важливий і той факт, що у всіх хворих у найближчому післяопераційному періоді вторинного зміщення уламків не відмічалось.

Середньостатистичні показники інтенсивності репаративних процесів в ділянці перелому нижньої щелепи серед хворих другої дослідної групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду

Термін спостереження	n		Показники			
	Абсолютне число хворих	%	Мінеральна насиченість			Резорбція, %
			M±m, у.о.	σ	Kv, %	
Інтактна кістка	20	100	153,23±2,17	8,24	5,38	-
До операції остеосинтезу			86,72±2,19	5,13	5,92	43,41±2,21
7-а доба	2	10	84,68±2,25	6,17	7,29	44,74±2,24
14-а доба			99,73±1,89	7,01	7,03	37,92±1,14
21-а доба			106,26±1,81	8,36	7,87	30,65±2,18

На 14-ту добу після операції остеосинтезу в усіх хворих загоєння післяопераційної рани відбулося первинним натягом. При цьому у 1 (5 %) хворого клінічних ознак місцевого запального процесу виявлено не було. А у ще 1 (5 %) потерпілого спостерігалася незначна гіперемія слизової оболонки коміркової частини НЩ у ділянці перелому та слабкий біль під час пальпації. Епітелізація комірки видаленого з щілини перелому зуба відзначалася в усіх хворих. Отримана клінічна картина свідчила про усунення запального процесу.

Аналіз рентгенограм виявив відсутність вторинного зміщення уламків НЩ. Ширина щілини перелому стабілізувалася на рівні попереднього етапу моніторингу і склала $0,23 \pm 0,22$ мм ($p > 0,05$). При цьому відмічалася зниження її прозорості різного степеню вираженості та відсутність ділянок вогнищового остеопорозу.

У гістограм спостерігалася тенденція до зміщення вправо, їх основа була широкою. Визначалося два чітко виражених зубця з безліччю вузьких верхівок.

Показник мінеральної насиченості у ділянці перелому НЩ склав $99,73 \pm 1,89$ у.о. та суттєво перевищував відповідні показники як попереднього етапу спостереження, так і вихідний показник ($p < 0,01$). Відносно аналогічного показника хворих першої дослідної групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду досліджуваний показник також був значно вище ($p < 0,001$). При цьому його варіабельність продовжувала бути слабкою ($K_v = 7,03\%$). У той же час відносно такого самого показника інтактної кістки досліджуваний показник продовжував залишатися достовірно менше ($p < 0,001$; див. табл. 6.5).

Як бачимо з таблиці 6.5 показник резорбції достовірно зменшився відносно аналогічного показника 7-ої доби моніторингу (менше ($p < 0,05$) та хворих першої дослідної групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду ($49,51 \pm 2,15$ у.о.; $p < 0,001$; див. табл. 6.3). Відносно вихідного показника достовірної різниці отримано не було ($p > 0,05$; див. табл. 6.5).

Таким чином, на 14-ту добу після операції остеосинтезу у хворих другої дослідної групи відмічена активізація процесів репаративної регенерації ушкодженої кістки. Цей факт ми пов'язуємо зі стабільним положенням уламків НЩ на даному етапі моніторингу.

На 21-шу добу після операції остеосинтезу в усіх хворих загальний стан визначався як задовільний: відсутність конкретних скарг та ознак місцевого запального процесу.

Аналіз рентгенограм не виявив вторинного зміщення уламків. Контури щілини перелому були нечіткі. Зниження прозорості її тіні було виражено більше у порівнянні з рентгенограмами 14-ої доби моніторингу. Ширина основ гістограм зменшилася. Спостерігалось помірне їх зміщення вправо.

Показник мінеральної насиченості щілини перелому НЩ склав $106,26 \pm 1,81$ у.о. та суттєво перевищував аналогічні показники попередніх етапів спостереження ($p < 0,001$; див. табл. 6.5). Відносно аналогічного показника хворих першої дослідної групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду досліджуваний показник також був значно більше

($p < 0,001$). При цьому його варіабельність продовжувала залишатися слабкою ($K_v = 7,87 \%$). У той же час відносно показника інтактної кістки досліджуваний показник продовжував залишатися суттєво меншим ($p < 0,001$).

Середньостатистичний показник резорбції достовірно зменшився ($30,65 \pm 2,18 \%$), як відносно всіх етапів моніторингу, так і відносно хворих першої дослідної групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду ($p < 0,001$; див. табл. 6.3).

Таким чином, на 21-шу добу після операції остеосинтезу у хворих другої дослідної групи відмічалася значна активізація процесів репаративної регенерації ушкодженої кістки НЩ. Даний факт свідчить про більш високу стабільність уламків НЩ відносно хворих першої дослідної групи.

6.2.2 Результати лікування хворих з неускладненим перебігом післяопераційного періоду

На 7-му добу після операції остеосинтезу у 18 (90 %) потерпілих відмічалися слабковиражені ознаки запального процесу у ділянці післяопераційної рани, що відповідало тяжкості перенесеної операції.

На рентгенограмі вторинного зміщення уламків НЩ не спостерігалось. Відзначалися нечіткість та нерівність контурів торців уламків, а також присутність в них дрібних вогнищ крайового остеопору. Ширина щілини перелому НЩ зменшилася та складала $0,58 \pm 0,22$ мм мм відносно вихідного показника ($p < 0,001$).

Гістограми були зміщені вліво, мали широку основу. Показник мінеральної насиченості торців уламків НЩ зменшився відносно вихідного показника ($83,92 \pm 1,93$ у.о.), проте, достовірної різниці між обома показниками не спостерігалось ($p > 0,05$). При цьому варіабельність досліджуваного показника була слабкою ($K_v = 7,71 \%$). Збільшення показника резорбції ($45,23 \pm 2,27 \%$) відносно вихідного показника також було недостовірним ($p > 0,05$; табл. 6.6).

Середньостатистичні показники інтенсивності репаративних процесів у ділянці перелому нижньої щелепи серед хворих другої дослідної групи з неускладненим перебігом післяопераційного періоду

Термін спостереження	n		Показники			
	Абсолютне число хворих	%	Мінеральна насиченість			Резорбція, %
			M $\pm$ m, у.о.	σ	Kv, %	
Інтактна кістка	20	100	153,23 $\pm$ 2,17	8,24	5,38	-
До операції остеосинтезу			86,72 $\pm$ 2,19	5,13	5,92	43,41 $\pm$ 2,21
7-а доба	18	90	83,92 $\pm$ 1,93	6,47	7,71	45,23 $\pm$ 2,27
14-а доба			99,56 $\pm$ 1,89	7,33	7,23	35,03 $\pm$ 2,41
21-а доба			107,14 $\pm$ 1,86	8,44	7,88	30,08 $\pm$ 2,17

Таким чином, на 7-му добу моніторингу у хворих основної групи спостерігалася тенденція до стабілізації процесів резорбції в щілині перелому. На даному етапі моніторингу такі процеси можна пояснити стабільністю остеосинтезу.

На 14-ту добу після операції остеосинтезу в усіх хворих клінічних ознак запального процесу в навколощелепних м'яких тканинах не спостерігалось. Загоєння післяопераційної рани відбулося первинним натягом.

Аналіз рентгенограм показав зменшення відстані між уламками НЩ до 0,37 $\pm$ 0,21 мм у всіх потерпілих. При цьому відмічалось незначне за протяжністю зниження прозорості торців уламків НЩ та зникнення вогнищ остеопору.

Гістограми зміщені вправо, їх основа була широка, відзначалося два значно виражених зубці з безліччю вузьких верхівок.

Показник мінеральної насиченості в ділянці щілини перелому НЩ значно перевищував аналогічні показники, як вихідного рівня моніторингу, так і попереднього етапу спостереження ($p < 0,001$). Відносно відповідного показника хворих першої дослідної групи різниця була непереконлива ($p > 0,05$). При цьому спостерігалось слабе варіювання досліджуваного показника (див. табл. 6.6).

Показник резорбції у хворих другої дослідної групи значно зменшився відносно аналогічних показників попередніх етапів спостереження та відповідного показника хворих першої дослідної групи ($42,99 \pm 2,18$ %; $p < 0,001$; див. табл. 6.4).

На 21-шу добу після операції остеосинтезу в усіх хворих загальний стан оцінювався як задовільний: відсутність конкретних скарг та ознак місцевого запального процесу.

Аналіз рентгенограм не виявив вторинного зміщення уламків НЩ. Контури їх були нечіткі, відмічалось збільшення протяжності округлої ділянки зниженої прозорості у торців уламків та зникнення вогнищ остеопору. Гістограми зміщені вправо, ширина їх основ зменшилася.

Показник мінеральної насиченості в ділянці щілини перелому НЩ збільшився відносно відповідних показників усіх попередніх етапів спостереження: вихідного показника – $p < 0,001$; показника 7-ої доби спостереження – $p < 0,001$; показника 14-ої доби спостереження – $p < 0,05$ (див. табл. 6.6). Відносно аналогічного показника хворих першої дослідної групи ($97,59 \pm 2,18$ у.о.) досліджуваний показник також збільшився ($p < 0,01$). Проте відносно показника інтактної кістки залишався суттєво меншим ($p < 0,001$). Показник резорбції, навпаки, значно зменшився відносно початкового показника та показника 7-ої доби спостереження ($p < 0,001$). Відносно показника 14-ої доби моніторингу та відповідного показника хворих першої дослідної групи ($36,31 \pm 2,22$ у.о.) досліджуваний показник суттєво не змінився ($p > 0,05$; див. табл. 6.6)

Таким чином, на 21-шу добу після операції остеосинтезу у хворих основної групи спостерігалася активізація процесів репаративної регенерації ушкодженої кістки НЩ.

6.2.3. Клінічні випадки лікування хворих із застосуванням титанових пластин власної розробки

У якості ілюстрації випадків остеосинтезу переломів НЩ із застосуванням титанових пластин власної розробки (π-пластини, пластини у формі кістки типу I) наводимо декілька виписок з історій хвороби.

Пацієнт К., 1981 року народження (історія хвороби №11996), звернувся до щелепно-лицевого відділення КЗ «Сумська обласна клінічна лікарня» зі скаргами на біль та припухлість у ділянці НЩ зліва, утруднене та болісне відкривання рота.

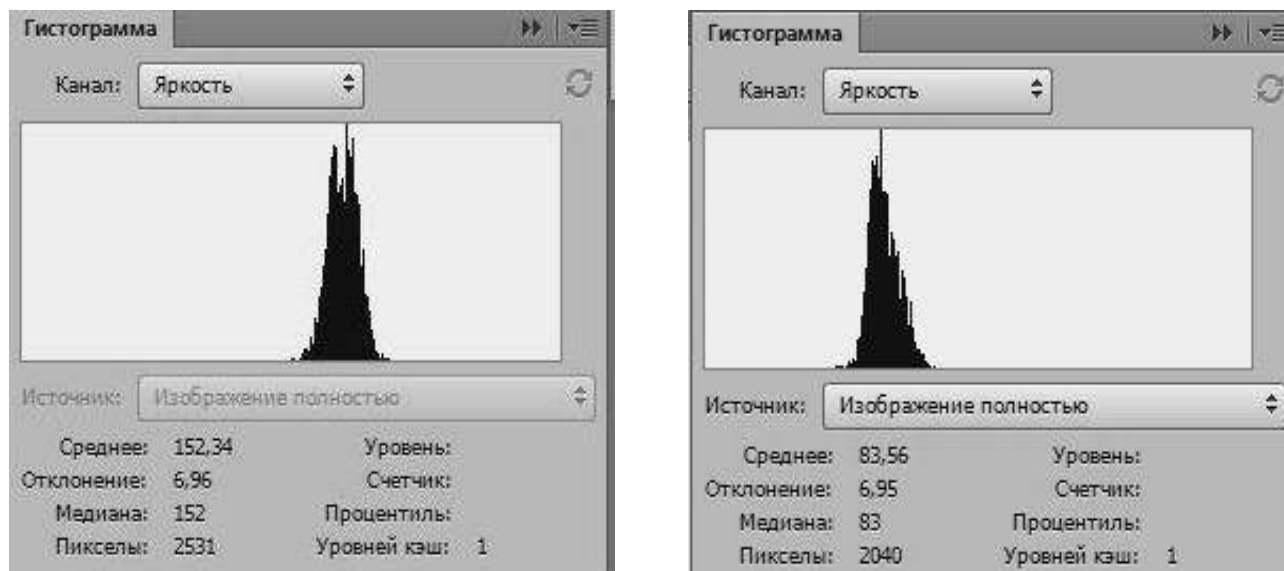
В анамнезі захворювання зі слів хворого травма, отримана у результаті побиття невідомими особами. Свідомість не втрачав, нудоти не було. Алкоголь вживав.

Об'єктивно: обличчя асиметричне за рахунок набряку у ділянці НЩ зліва. Шкіра синюшного кольору, в складку береться вільно. Відкривання рота обмежене, болісне. Прикус порушений. Визначається зміщення уламків НЩ у ділянці кута щелепи зліва.

Пацієнт К. направлений на рентгенограму у прямій та бокових проекціях.

На оглядових рентгенограмах НЩ виявлено: ангулярний перелом НЩ зліва із проміжком між уламками до 9,1 мм, часткова адентія зліва.

Гістограма зміщена вліво, мала вузьку основу, декілька гострих верхівок різної величини (рис. 6.11). Показник мінеральної насиченості інтактної кістки – 152 у.о. Показник мінеральної насиченості торців уламків – 83 у.о. При цьому показник варіабельності даних показників залишався слабким ($K_v = 6,95 \%$). Показник резорбції склав 45,39 %.



А

Б

Рисунок 6.11 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого К. до операції остеосинтезу

Діагноз: ангулярний перелом НЩ зліва. Встановлений діагноз та високий ризик ускладнень від даної локалізації запального процесу є показом до операції металоостеосинтезу.

У день надходження до стаціонару хворому під місцевою анестезією була проведена операція остеосинтезу НЩ зліва за допомогою удосконаленої методики малоінвазивного металоостеосинтезу із використанням титанової π-подібної міні пластини (рис. 6.12). Медикаментозне лікування відбувалося за стандартною схемою.

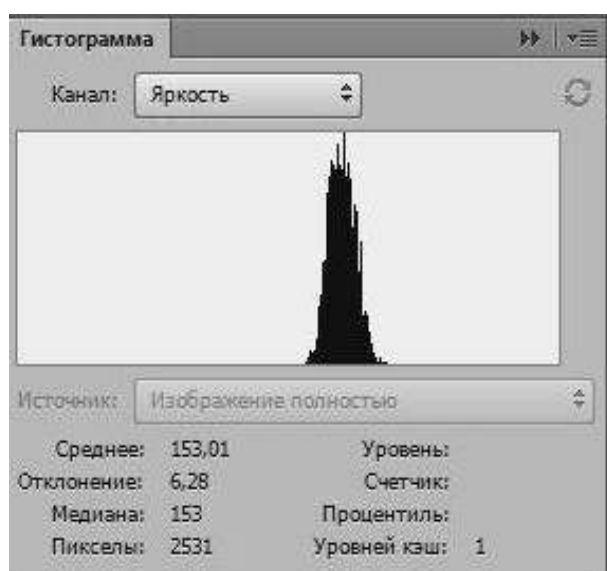
На 7-му добу моніторингу хворий поскаржився на періодичний ниючий біль у ділянці післяопераційної рани. Об'єктивно відзначався незначний набряк лівої підщелепної ділянки. Шкіра звичайного кольору, під час пальпації інфільтрату не виявлено. Прикус фіксований у звичайному для хворого положенні.

На рентгенограмі відстань між уламками зменшилася та склала 5,3 мм. Торці уламків менш чіткі та рівні, присутні незначні вогнища крайового остеопорозу.

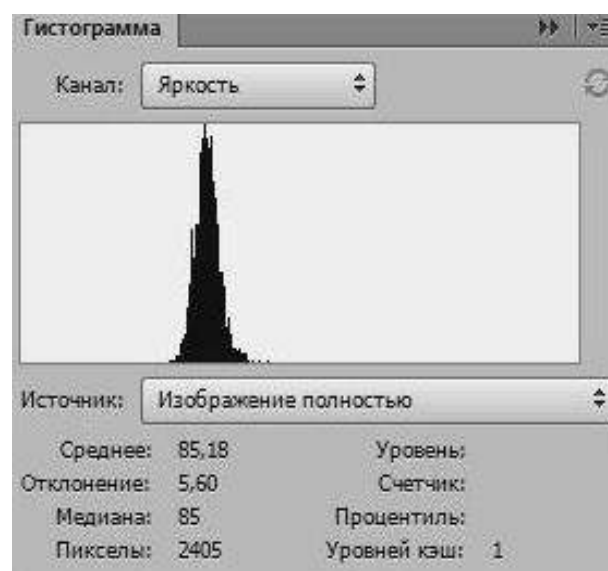


Рисунок 6.12 – Знімок рентгенограми хворого К. після операції остеосинтезу

Гістограма зміщена вліво, мала вузьку основу та один зубець (рис. 6.13). Показник мінеральної насиченості збільшився та склав 85 у.о. При цьому показник варіабельності даних показників залишався слабким ($K_v = 5,60\%$). Показник резорбції становив 44,44 %.



А



Б

Рисунок 6.13 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого К. на 7-му добу після операції остеосинтезу

Таким чином, дані, які були отримані під час аналізу рентгенограми, не виявили значних змін відносно вихідних показників.

На 14-ту добу після операції остеосинтезу у хворого скарг не виявлено. Об'єктивно: незначна припухлість підщелепної ділянки без ознак інфільтрату на відповідному боці НЩ зберігалася. Під час пальпації НЩ рухомість уламків не визначалася.

На рентгенограмі відстань між уламками НЩ склала 2,4 мм. Нерівність контурів торців зменшилася, вогнища крайового остеопорузу відсутні.

Гістограма мала широку основу зі зміщенням вправо, визначалося два добре виражених зубця з безліччю вузьких верхівок (рис. 6.14). Показник мінеральної насиченості у ділянці перелому збільшився відносно вихідного рівня та склав 98 у.о., але мав слабку варіабельність ($Kv = 4,80 \%$). Показник резорбції (36,77 %) суттєво зменшився відносно початкового показника.

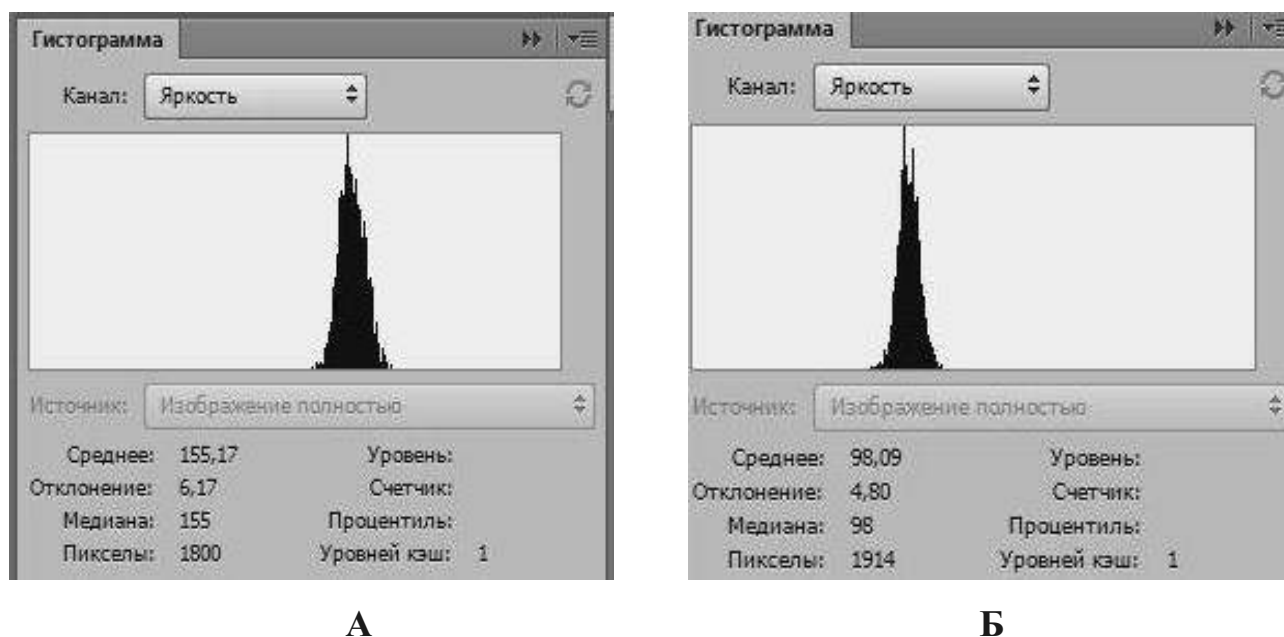


Рисунок 6.14 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого К. на 14-ту добу після операції остеосинтезу

На 21-шу добу спостереження хворий скарг не відзначав. Об'єктивно: загальний стан задовільний, клінічні прояви місцевого запалення відсутні. Під час пальпації НЩ рухомість уламків не визначалася.

На рентгенограмі: щілина перелому втратила свої контури при цьому дуже чітко простежується кістковий малюнок торців, вторинне зміщення уламків відсутнє.

Гістограма мала широку основу зі зміщенням вправо та безліччю вузьких верхівок різної величини (рис. 6.15). Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому НЩ склав 108 у.о. та мав середню варіабельність ($Kv = 11,68 \%$). Показник резорбції зменшився і склав – 30,32 %.

Отримані дані свідчать про активність репаративних процесів в кістковій рані.

Через 3 та 6 місяців проведено повторний огляд: післяопераційних ускладнень не спостерігалось, уламки фіксовані нерухомо, на рентгені ознаки кісткової мозолі, консолидації уламків, звуження лінії перелому.

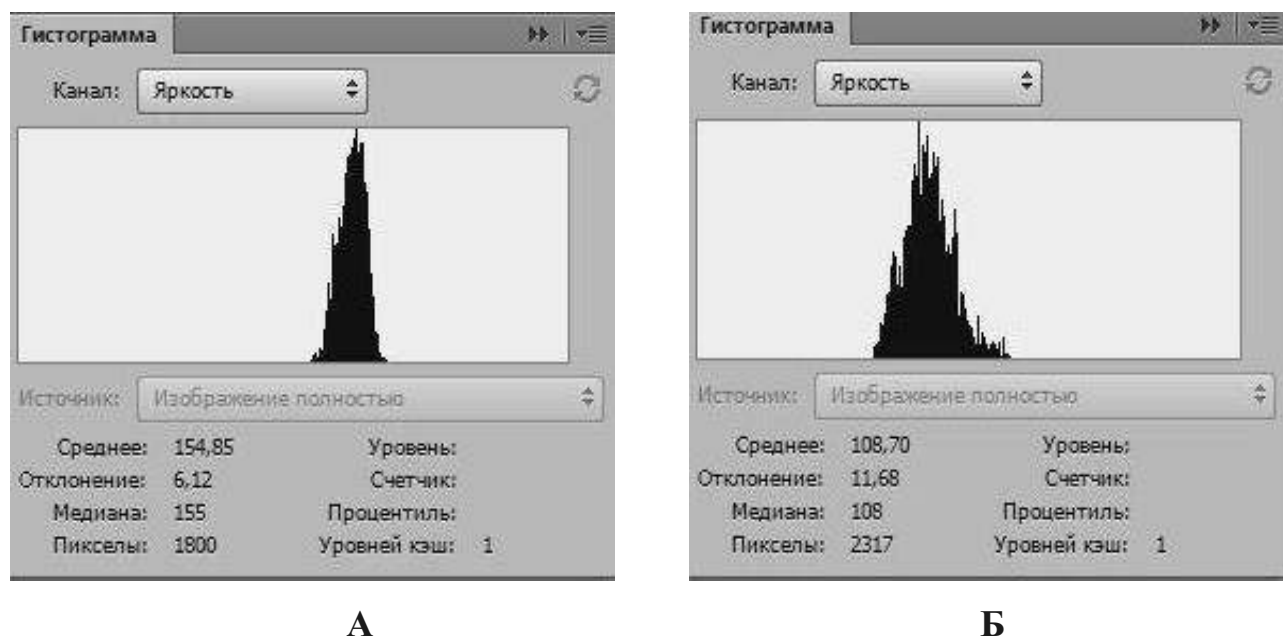


Рисунок 6.15 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого К. на 21-шу добу після операції остеосинтезу

Наступним прикладом є клінічний випадок пацієнта П. 1997 року народження (історія хвороби №15959), який звернувся до щелепно-лицевого відділення КЗ «Сумська обласна клінічна лікарня» зі скаргами на припухлість у ділянці підборіддя, порушення прикусу.

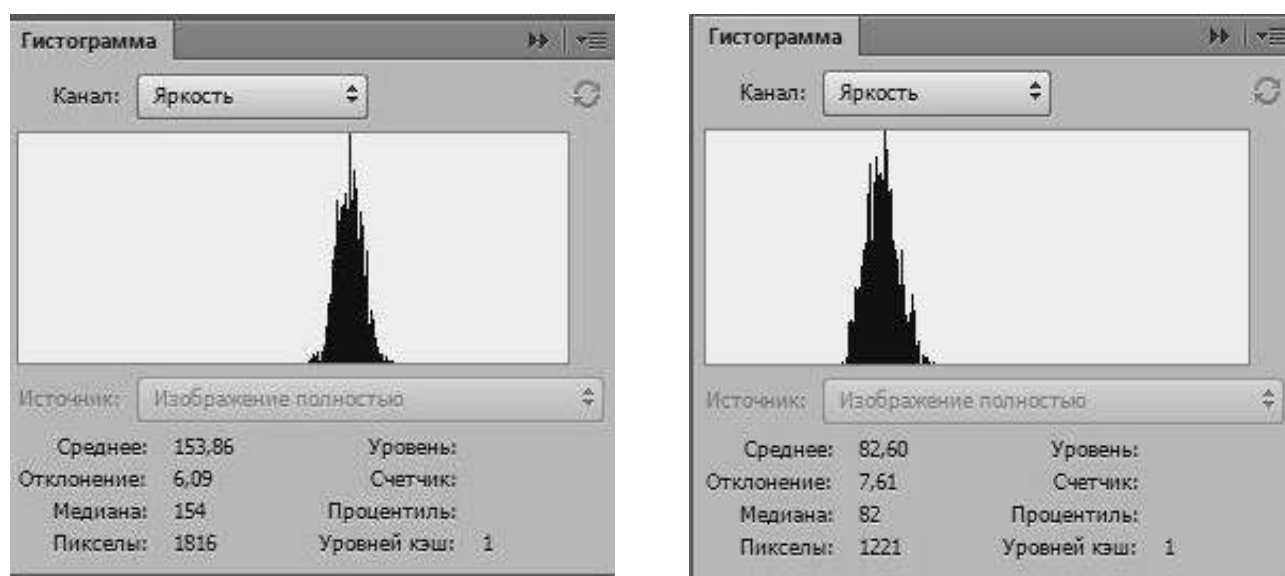
В анамнезі захворювання зі слів хворого побутова травма: впав дома, свідомість не втрачав, нудоти не було, алкоголь під час травми не заперечує. Самостійно звернувся в стоматологічне відділення.

Об'єктивно: обличчя асиметричне за рахунок припухлості в підборідній ділянці НЩ. Шкіра синюшна, в складку береться вільно. Відкривання рота обмежене, болісне. Прикус порушений. Визначається рухомість кісткових уламків НЩ у ділянці 31-41 зубів.

Пацієнт П. направлений на рентгенограму у прямій та бокових проекціях.

На оглядових рентгенограмах НЩ виявлено серединний перелом НЩ у ділянці 31-41 зубів, відстань між уламками склала 9,8 мм.

Гістограма змещена вліво, мала вузьку основу, декілька гострих верхівок різної величини (рис. 6.16). Показник мінеральної насиченості інтактної кістки – 154 у.о. Показник мінеральної насиченості торців уламків НЩ 82 у.о. При цьому показник варіабельності даних показників залишався слабким ($K_v = 7,61\%$). Показник резорбції склав 46,75 %.



А

Б

Рисунок 6.16 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого П. до операції остеосинтезу

Діагноз: серединний перелом НЩ. Встановлений діагноз та високий ризик ускладнень у ділянці шиї від даної локалізації запального процесу є показом до операції металоостеосинтезу.

У день надходження до стаціонару хворому під місцевою анестезією була проведена операція остеосинтезу НЩ за допомогою удосконаленої методики малоінвазивного металоостеосинтезу із використанням пластини у формі кістки типу I (рис. 6.17). Медикаментозне лікування відбувалося за стандартною схемою.

На 7-му добу моніторингу хворий поскаржився на періодично ниючий біль у ділянці післяопераційної рани. Об'єктивно відзначався незначний набряк підборідної ділянки. Шкіра звичайного кольору, під час пальпації інфільтрату не виявлено. Прикус фіксований у звичайному для хворого положенні.

На рентгенограмі відстань між уламками зменшилася та склала 4,3 мм. Торці уламків менш чіткі та рівні, присутні незначні вогнища крайового остеопору.

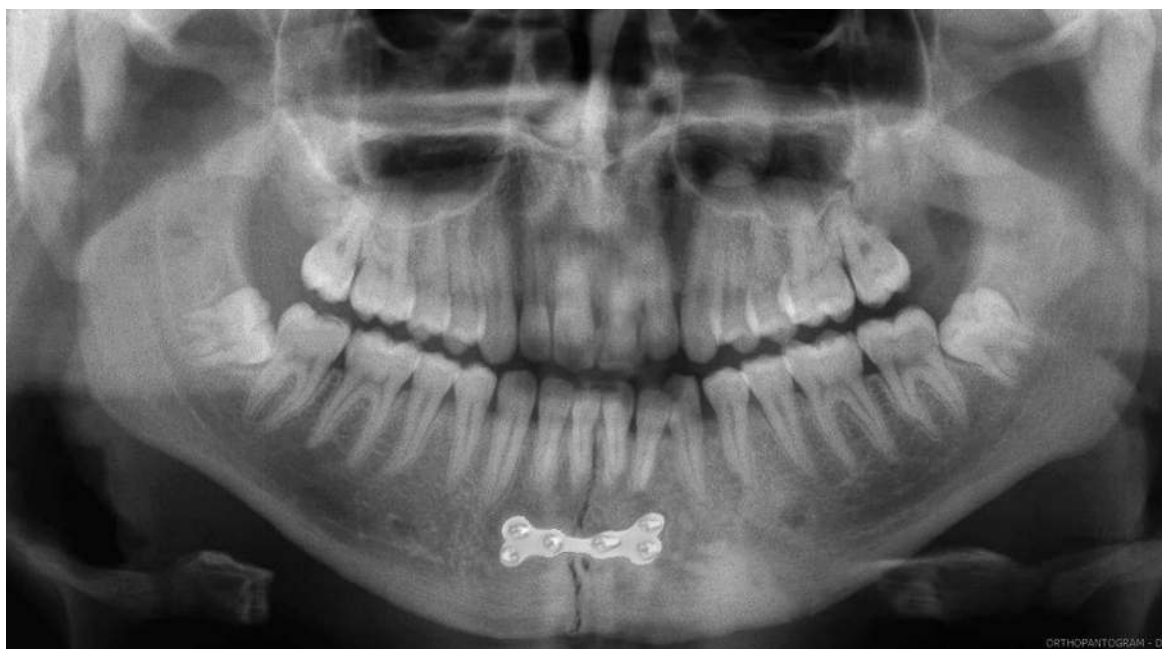


Рисунок 6.17 – Знімок рентгенограми хворого П. після операції остеосинтезу

Гістограма зміщена вліво, мала вузьку основу та один зубець (рис. 6.18). Показник мінеральної насиченості збільшився та склав 88 у.о. При цьому

показник варіабельності даних показників залишався слабким ($K_v = 8,82 \%$). Показник резорбції становив $42,48 \%$.

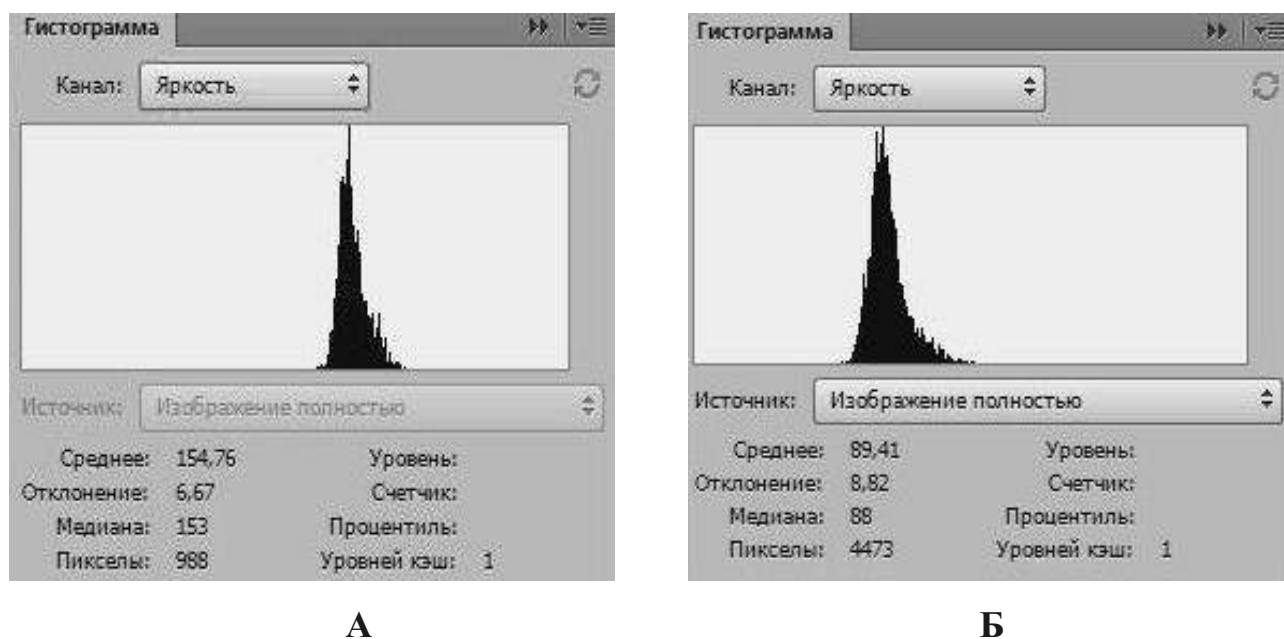


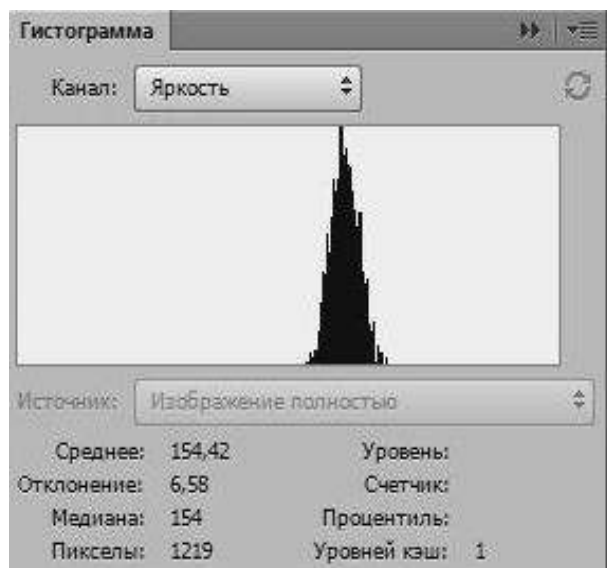
Рисунок 6.18 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого П. на 7-му добу після операції остеосинтезу

Таким чином, дані, які були отримані під час аналізу рентгенограми, не виявили значних змін відносно вихідних показників.

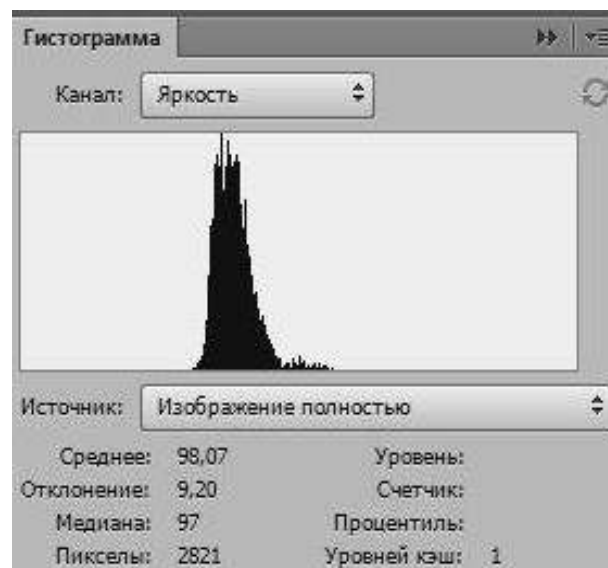
На 14-ту добу після операції остеосинтезу у хворого скарг не виявлено. Об'єктивно: незначна припухлість підборідної ділянки без ознак інфільтрату. Під час пальпації НЩ рухомість уламків не визначалася.

На рентгенограмі відстань між уламками НЩ склала 2,1 мм. Нерівність контурів торців зменшилася, вогнища крайового остеопорозу відсутні.

Гістограма мала широку основу зі зміщенням вправо, визначалося два добре виражених зубця з безліччю вузьких верхівок (рис. 6.19). Показник мінеральної насиченості у ділянці перелому збільшився відносно вихідного рівня (97 у.о.) та мав слабку варіабельність ($K_v = 9,20 \%$), показник резорбції ($37,01 \%$) суттєво зменшився відносно початкового показника.



А



Б

Рисунок 6.19 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого П. на 14-ту добу після операції остеосинтезу

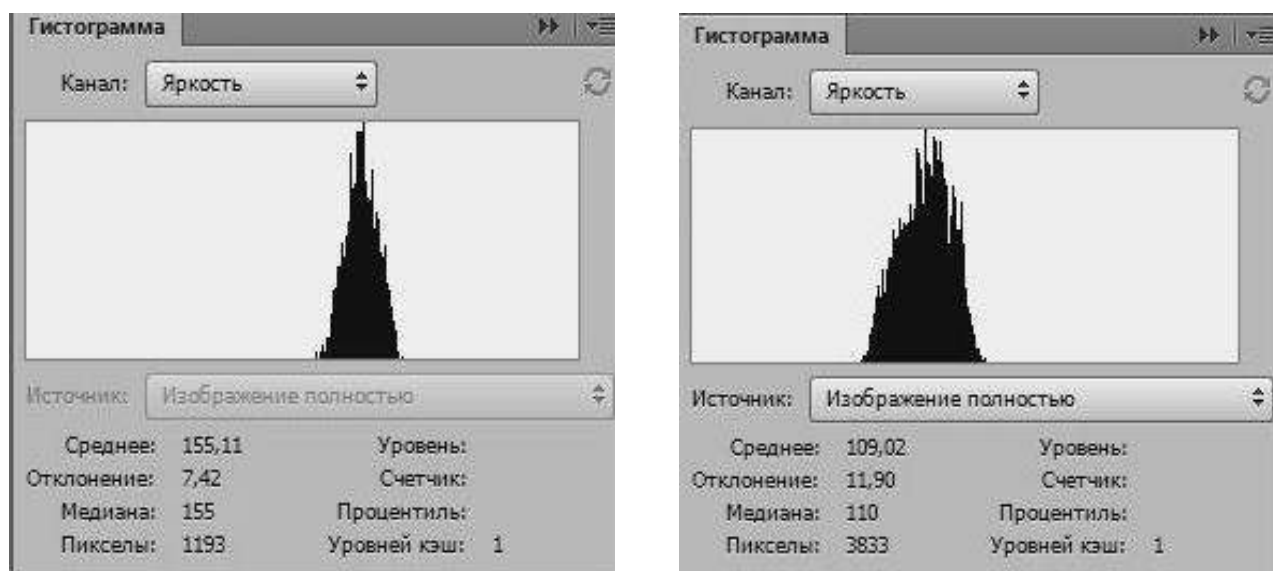
На 21-шу добу спостереження хворий скарг не відзначав. Об'єктивно: загальний стан задовільний, клінічні прояви місцевого запалення відсутні. Під час пальпації НЩ рухомість уламків не визначалася.

На рентгенограмі щілина перелому втратила свої контури при цьому дуже чітко простежується кістковий малюнок торців, вторинне зміщення уламків відсутнє.

Гістограма мала широку основу зі зміщенням вправо та безліччю вузьких верхівків різної величини (рис. 6.20). Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому склав 110 у.о. та мав середню варіабельність ($K_v=11,90\%$). Показник резорбції зменшився і склав – 29,03 %.

Отримані дані свідчать про активність репаративних процесів в кістковій рані.

Через 3 та 6 місяців проведений повторний огляд: післяопераційних ускладнень не спостерігалось, уламки фіксовані нерухомо, на рентгені ознаки кісткової мозолі, консолидації уламків, звуження лінії перелому.



А

Б

Рисунок 6.20 – Знімки гістограм інтактної кістки (А) та ділянки перелому (Б) хворого П. на 21-шу добу після операції остеосинтезу

Таким чином, аналіз результатів лікування хворих з переломами НЩ шляхом остеосинтезу за допомогою удосконаленої методики малоінвазивного металоостеосинтезу із використанням π -подібної пластини та пластини у формі кістки типу I показав:

1. Перебіг післяопераційного періоду супроводжувався розвитком ускладнень лише у 10 %. На 7-му добу після операції у хворих другої дослідної групи відзначалася активізація процесів репаративного остеогенезу торців уламків пошкодженої кістки НЩ.

2. У 10 % хворих у ранньому післяопераційному періоді виникали місцеві запальні явища, пов'язані з нагноєнням гематом у ділянці операційної рани. Остеомієліт уламків НЩ, патологічна рухомість уламків з виникненням патологічного прикусу, а також перелом пластин не спостерігалися. Отримані результати ми пов'язуємо з достатньою стабільністю та жорсткістю фіксації уламків НЩ у динаміці післяопераційного періоду.

6.3. Порівняння результатів лікування хворих першої та другої клінічних груп

Для оцінки ефективності використання запропонованого методу остеосинтезу переломів НЩ із застосуванням комплексу модифікованих нами титанових пластин було проведено порівняння результатів першої та другої дослідних груп, отриманих під час клінічних досліджень. Нами проведений ретроспективний аналіз 40 історій хвороб включно з рентгенограмами потерпілих з переломами НЩ.

За допомогою рентгенограм та ПЗ Adobe Photoshop CC 14.2 (серійний номер 92628701192123445467) оцінювали головні показники регенеративного остеогенезу: мінеральну насиченість та показник резорбції.

6.3.1. Порівняння результатів лікування хворих з ускладненим перебігом післяопераційного періоду

Результати клінічного обстеження потерпілих з переломами НЩ показали, що у день госпіталізації в усіх хворих першої та другої дослідних груп загальний стан був задовільний.

Під час дослідження рентгенограм НЩ, зроблених у день надходження до стаціонару, виявили, отримані гістограми зміщені вліво, мали широку основу. Показник мінеральної насиченості інтактної кістки склав $153,23 \pm 2,17$ у.о., показник мінеральної насиченості торців уламків НЩ – $86,72 \pm 2,19$ у.о. ($p < 0,001$), при цьому варіювання обох показників було слабким. Показник резорбції дорівнював $43,41 \pm 2,21$ % (табл. 6.7).

Як бачимо з таблиці 6.7 на 7-му добу після операції остеосинтезу серед потерпілих першої та другої дослідних груп показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому зменшився, він склав $85,12 \pm 2,19$ у.о. та $84,68 \pm 2,25$ у.о. відповідно. Проте даний показник не мав достовірної різниці відносно вихідного показника ($p > 0,05$). Варіабельність обох показників була слабкою

($K_v < 10$). Показник резорбції у хворих першої та другої груп збільшився: $44,45 \pm 2,22$ % та $44,74 \pm 2,24$ % відповідно, але також не мав достовірної різниці відносно вихідного показника ($p > 0,05$).

Таблиця 6.7

Середньостатистичні показники інтенсивності репаративних процесів у ділянці перелому нижньої щелепи серед хворих першої та другої дослідних груп з ускладненим перебігом післяопераційного періоду

Група хворих	Показники репаративного остеогенезу							
	До операції		7-а доба		14-а доба		21-а доба	
	ПМН, у.о.	ПР, %	ПМН, у.о.	ПР, %	ПМН, у.о.	ПР, %	ПМН, у.о.	ПР, %
Перша група (n=2)	86,72 $\pm 2,19$	43,41 $\pm 2,21$	85,12 $\pm 2,19$	44,45 $\pm 2,22$	85,66 $\pm 2,33$	44,10 $\pm 2,15$	99,12 $\pm 1,95$	35,31 $\pm 2,15$
Перша група з прогресуючим перебігом (n=3)					77,36 $\pm 2,24$	49,51 $\pm 2,15$	68,16 $\pm 2,35$	55,52 $\pm 2,15$
Друга група (n=2)			84,68 $\pm 2,25$	44,74 $\pm 2,24$	99,73 $\pm 1,89$	37,92 $\pm 1,14$	106,26 $\pm 1,81$	30,65 $\pm 2,18$

Примітка: ПМН – показник мінеральної насиченості, ПР – показник резорбції, n – кількість досліджуваних осіб.

Отже, на 7-му добу після операції остеосинтезу інтенсивність репаративного остеогенезу ушкодженої кістки НЩ не залежала від способу закріплення уламків.

На 14-ту добу моніторингу у хворих першої групи, після корекції лікування клінічних ознак запального процесу в навколощелепних тканинах не виявлено лише у 2 (10 %) чоловік. Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому даних потерпілих склав $85,66 \pm 2,33$ у.о., а показник резорбції дорівнював $44,10 \pm 2,15$ %. У решти 3 (15 %) потерпілих першої групи

спостерігалось прогресування запального процесу, тому показник мінеральної насиченості ($77,36 \pm 2,24$ у.о.) та показник резорбції ($49,51 \pm 2,15$ %) були достовірно меншими ($p < 0,05$).

Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому у хворих другої групи ($99,73 \pm 1,89$ у.о.), як бачимо з таблиці 6.7, збільшився та значно перевищував аналогічні показники попереднього етапу спостереження ($84,68 \pm 2,25$ у.о.; $p < 0,001$) та подібний показник серед усіх хворих першої групи. Проте відносно показника інтактної кістки даний показник залишився суттєво меншим ($p < 0,001$). Показник резорбції у хворих другої групи ($37,92 \pm 1,14$ %) достовірно зменшився відносно показника попереднього етапу дослідження та відповідного показника першої групи ($p < 0,05$).

На 21-шу добу після операції остеосинтезу в усіх хворих другої дослідної групи та двох потерпілих першої дослідної групи спостерігалось зникнення місцевого запального процесу. На рентгенограмах зміщення уламків не виявлено. Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому серед хворих другої групи ($106,26 \pm 1,81$ у.о.) значно перебільшував аналогічні показники попередніх етапів спостереження та відповідні показники серед усіх потерпілих першої групи ($99,12 \pm 1,95$ у.о.; $p < 0,001$) та першої групи з прогресуючим перебігом ($68,16 \pm 2,35$ у.о.; $p < 0,001$) (див. табл. 6.7). Показник резорбції у хворих другої групи також суттєво відрізнявся, як відносно усіх етапів моніторингу, так і відносно відповідних показників серед усіх хворих першої групи ($30,65 \pm 2,18$ %, $p < 0,05$; див. табл. 6.7).

Отримані дані ми пов'язуємо з більш жорсткою та стабільною фіксацією уламків у хворих другої групи за рахунок остеосинтезу модифікованими титановими пластинами.

6.3.2. Порівняння результатів лікування хворих з неускладненим перебігом післяопераційного періоду

Результати клінічного обстеження даної категорії потерпілих з переломами НЩ також показали, що у день госпіталізації в усіх хворих першої та другої дослідних груп загальний стан був задовільний. Під час дослідження рентгенограм НЩ, зроблених у день надходження до стаціонару, виявили схожі гістограми, які були також зміщені вліво та мали широку основу. Показник мінеральної насиченості інтактної кістки, показник мінеральної насиченості торців уламків та показник резорбції до операції остеосинтезу були аналогічними (див. табл. 6.7 та табл. 6.8).

Таблиця 6.8

Середньостатистичні показники інтенсивності репаративних процесів у ділянці перелому нижньої щелепи серед хворих першої та другої дослідних груп з неускладненим перебігом післяопераційного періоду

Група хворих	Показники репаративного остеогенезу							
	До операції		7-а доба		14-а доба		21-а доба	
	ПМН, у.о.	ПР, %	ПМН, у.о.	ПР, %	ПМН, у.о.	ПР, %	ПМН, у.о.	ПР, %
Перша група (n=15)	86,72 ±2,19	43,41 ±2,21	84,61 ±2,22	44,78 ±2,24	87,35 ±2,37	42,99 ±2,18	97,59 ±2,18	36,31 ±2,22
Друга група (n=18)			83,92 ±1,93	45,23 ±2,27	99,56 ±1,89	35,03 ±2,41	107,14 ±1,86	30,08 ±2,17

Примітка: ПМН – показник мінеральної насиченості, ПР – показник резорбції, n – кількість досліджуваних осіб.

Як бачимо з таблиці 6.8 серед хворих першої та другої дослідних груп з неускладненим перебігом післяопераційного періоду на 7-му добу моніторингу

показники мінеральної насиченості та резорбції торців уламків були однаковими. У хворих першої групи вони склали $84,61 \pm 2,22$ у.о. та $44,78 \pm 2,24$ % відповідно, а у потерпілих другої групи – $83,92 \pm 1,93$ у.о. та $45,23 \pm 2,27$ % відповідно. Варіабельність показників була слабкою ($K_v < 10$).

Отже, можна зробити висновок, що на даному етапі моніторингу у хворих першої та другої групи з неускладненим перебігом післяопераційного періоду жорсткість фіксації уламків НЩ була достатня, щоб забезпечити стабільне положення їх торців.

На 14-ту добу моніторингу у хворих першої групи показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому був суттєво менше ($87,35 \pm 2,37$ у.о.; $p < 0,01$) аналогічного показника хворих другої групи ($99,56 \pm 1,89$ у.о.). Показник резорбції ($42,99 \pm 2,18$ %; $p < 0,05$) навпаки був значно більше відповідного показника хворих другої групи (див. табл. 6.8).

Таким чином, обидва методи фіксації уламків НЩ сприяють процесу репаративного остеогенезу. Проте у хворих другої дослідної групи цей процес значно активніший.

На 21-шу добу спостереження у хворих другої групи показник мінеральної насиченості щілини перелому ($107,14 \pm 1,86$ у.о.) продовжував значно перевищувати аналогічний показник хворих першої групи ($97,59 \pm 2,18$ у.о.; $p < 0,01$). При цьому обидва показники були суттєво більшими за його вихідне значення ($86,72 \pm 2,19$ у.о.; $p < 0,001$), але були достовірно меншими від подібного показника інтактної кістки (див. табл. 6.8). Показник резорбції хворих першої і другої дослідної груп становив $36,31 \pm 2,22$ % та $30,08 \pm 2,17$ % відповідно, проте достовірної різниці між ними зареєстровано не було ($p > 0,05$).

Отже, проведене порівняльне оцінювання ефективності лікування переломів НЩ шляхом металоостеосинтезу з використанням розроблених нами титанових пластин (друга дослідна група) та стандартних прямих титанових пластин (перша дослідна група) свідчить про клінічну значимість отриманих результатів і доцільність використання запропонованого методу лікування у відповідних закладах охорони здоров'я.

РОЗДІЛ 7

АНАЛІЗ І УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Серед травм щелепно-лицьової ділянки переломи щелеп складають до 15 %. Пошкодження НЩ займають від 19 до 40 % усіх випадків, з них 12–30 % становлять переломи кута щелепи, в свою чергу, серединні – близько 18–20 % [76, 116, 117, 119, 120, 207, 305]. Високий відсоток ангулярних переломів НЩ порівняно з іншими переломами НЩ зумовлений відмінностями розташування ділянок мінералізації та міцності, меншою площею поперечного перерізу та присутністю пошкоджених чи ретинованих останніх кутніх зубів [118, 270].

Причин виникнення переломів – безліч, проте основними є побутові та бойові травми, а також морфологічні зміни у кістках під впливом різних патологічних станів [19, 48, 162, 194, 291]. Деякі вчені порівнювали кісткову тканину щелепи пацієнтів з зубами та частковою або повною їх відсутністю і виявили морфологічні зміни [202, 243]. Наші дослідження також підтвердили клінічні думки попередніх дослідників. Захворювання людини як загальні, так і місцеві (наприклад, адентія) призводять до змін у кістковій тканині, знижуючи її біомеханічні властивості [100]. Цю думку підтверджують і роботи науковців, які засвідчують зниження остеобластної активності, що в свою чергу сповільнює зростання переломів [96, 201].

Через велику частоту ускладнень і затруднений хірургічний доступ ангулярні переломи НЩ вважають найбільш складними в щелепно-лицевій ділянці [197]. І хоча серединні переломи НЩ є більш простими, вибір оптимальних методів остеосинтезу для їх усунення незначний та недостатньо вивчений.

На цей час існує чимало методів лікування ангулярних та серединних переломів НЩ із застосуванням фіксаторів різної конфігурації [10, 252]. Але суперечки щодо найкращого способу фіксації для ангулярних та серединних

переломів НЩ тривають досі, а причиною цього є відсутність стандартного універсального протоколу лікування переломів НЩ [234].

Револьюційний підхід до проведення хірургічних операцій із застосуванням різних пластин та гвинтів в щелепно-лицевій ділянці запропонували чимало науковців [112, 222]. Спершу їх виробляли з різноманітних металів: сталітового сплаву, кобальтохрому, сталі, магнію, титану тощо. Але саме вдалі експерименти зі сплавами титану сприяли поширенню титанових фіксаторів і гвинтів для лікування переломів кісток черепа у людей різних вікових груп (від немовлят до дорослих) [106]. Проте імовірність впливу на формування обличчя, зрощення кісток, обов'язковість та складність у проведенні травматичної операції видалення пластини спонукало науковців до пошуку найкращих біосумісних матеріалів для остеосинтезу [196, 272, 283]. І хоча біодеградуючі матеріали вже застосовували в хірургії більше ніж пів століття тому, на їх переваги тільки нещодавно звернули увагу [127, 183, 273]. Існує багато різновидів полімерів, проте вони відрізняються своєю міцністю та здатністю до розсмоктування, а також своїм складом, процесом виготовлення та стерилізації. На цей час полілактат є базовим компонентом переважної кількості біологічних розробок, що застосовуються в щелепно-лицевій ділянці [271, 284].

Щелепно-лицева хірургія спершу використовувала біодеградуючі матеріали в експериментах на тваринах, а згодом почала застосовувати і у людей для закріплення уламків кісток та в ортогнатичній хірургії [103, 195].

Полілактатну мініпластину (poly l-lactic acid (PLLA)) для лікування переломів обличчя запропонували Bessho et al. [99].

Біодеградуючі пластини та гвинти в експериментах на вівцях показали високий потенціал у лікуванні переломів щелепно-лицевої ділянки [193].

Окремі дослідники повідомляють, що протягом експерименту біодеградуючі та титанові пластини суттєво не відрізнялися щодо загоєння переломів та виникненні післяопераційних ускладнень [297].

Однак чимало досліджень показали, що пластини, виготовлені з біорозкладних матеріалів, не забезпечують надійної жорсткої фіксації перелому та не можуть чинити достатній супротив силам жувальних м'язів, а це сприяє сповільненню процесів загоєння переломів порівняно з класичними титановими системами [97, 142].

Ellis наголосив, що хворі з подвійними переломами НЩ вимагають іншого підходу до проведення операції остеосинтезу, ніж ті, які отримали ізольовані переломи [135]. Наприклад, для успішного (без ускладнень) лікування подвійного перелому необхідно, щоб хоча б один з них був жорстко зафіксований [211].

Al-Moraissi; Joss et Yang у різний період часу порівняли біорозкладні та металеві пластини і зробили висновок, що перші такі ж надійні, як і другі [79, 191, 301].

Попри вищезазначені переваги біодеградуєчих пластин, переважно металеві, а саме титанові пластини залишаються першочерговим вибором значної кількості спеціалістів для лікування переломів НЩ.

Загальновідомо, що остеосинтез з використанням титанових пластин та атравматичної хірургічної техніки дозволяє проводити анатомічну репозицію уламків та жорстку їх фіксацію, що забезпечує місцеві біомеханічні вимоги (відновлення нормального кровопостачання, іннервації уламків щелепи і м'яких тканин), раннє безболісне відновлення функції скронево-нижньощелепних суглобів та м'язів обличчя, зменшення термінів загоєння, перебування в стаціонарі та тимчасової непрацездатності [32, 39].

Найважливішим фактором успішно проведеної операції остеосинтезу є хороша взаємодія металевого фіксатора з оточуючою кістковою тканиною. Лікар-ортопед з Данії Per-Ingvar Branemark ще у 50-х роках минулого століття зробив детальний опис цього явища та ввів термін «остеоінтеграція» [262]. Велика кількість досліджень свідчить, що на успішність остеоінтеграції впливають вид фіксатора та стан кісткової тканини (наявність хвороб опорно-рухового апарату, вікових змін тощо) [175, 275, 304].

Ось чому необхідно, щоб титанова пластина мала властивості, що сприятимуть остеоінтеграції. До них відносяться фізико-хімічні характеристики титану, мікрорельєф поверхні та механічні властивості пластини [190, 228]. Таким чином, вибір матеріалу, з якого виготовлятимуть пластини для остеосинтезу відіграє велике значення [190].

Для лікування переломів НЩ переважно використовують пластини, виготовлені з титану BT1-00. Титан цієї марки (аналогічні зарубіжні марки Grade 1, Grade 2) характеризується найкращою біологічною та фізіологічною сумісністю, високою текучістю і достатньою міцністю. Під час нашого дослідження та моделювання ми також застосовували титанові пластини даної марки.

Одразу по закінченню операції остеосинтезу та впродовж декількох місяців титанова пластина впливає на організм людини [177, 178, 198, 242, 293]. Дане хірургічне втручання викликає запальну відповідь на пошкодження і РСТ, перебіг яких залежить від ряду факторів: мікрорельєфу поверхні і хімічного складу пластини, характеру пошкодження тканини внаслідок травми і операції, тривалості проведення хірургічного втручання, ступеня забруднення рани, доопераційного стану хворого, наявності вогнищ хронічної одонтогенної інфекції [74, 82]. Окрім того, ризик виникнення інфекції в післяопераційному періоді вищий у хворих із супутніми захворюваннями (імунодефіцити, хвороби серця та легень тощо), зайвою вагою та курців; і як наслідок виникає необхідність тривалого дренивання післяопераційної рани [259].

Будь-яке хірургічне втручання спричинює пошкодження тканин. Тканинна відповідь характеризується наступними каскадом реакцій: пошкодження (альтерація) або імплантація, контакт крові з матеріалом, побудова тимчасової матриці, розвиток запалення (госте та хронічне), поява грануляційної тканини, виникнення РСТ, фіброзної капсуляції, осифікації.

Після хірургічного втручання відбувається клітинний/тканинний некроз і дистрофія. Наступне після цього вивільнення вазоактивних, токсичних і хемотаксичних продуктів викликає розширення та підвищення проникності

судин мікроциркуляторного русла для рідкої фази крові, утворення набряку та появи ПЯЛ у місці запалення. Тромбоцити та опасисті клітини на даному етапі запалення беруть важливу участь[247, 261].

Після ушкодження судинної стінки та взаємодії кров/матеріал розвивається первинна гостра запальна реакція [203]. У той же час після пошкодження васкуляризованої тканини у ділянці остеосинтезу утворюється тимчасова матриця, яка містить запальні клітини, волокна фібрину та ендотеліальних клітин. Тимчасова матриця продукує цитокіни, мітогени та фактори росту, які запускають реакції розсмоктування, реорганізації та загоєння рани [278]. Фагоцитоз сторонніх частинок матеріалів та мікроорганізмів забезпечують клітини гострого запалення, а саме макрофаги та нейтрофіли [203].

Імовірність фагоцитозу біоматеріалів переважно залежить від його властивостей. Зазвичай мікро-/макрофаги не здатні поглинати біоматеріали через невідповідність їх розміру. Біорозкладні матеріали вкриті сироватковими факторами опсонінами, які розпізнаються тканиною організму і викликають деградацію. Цікаво, що процес резорбції біоматеріалу не супроводжується його фагоцитозом, а відбувається шляхом позаклітинного вивільнення лейкоцитарних продуктів [248].

Інтенсивність вивільнення ферментів нейтрофілами прямо пропорційно залежить від розмірів частинок біоматеріалу, тому можна припустити, що на степінь вираженості запальної реакції в тканині впливає розмір пластини та матеріал її виготовлення.

Довготривале запалення післяопераційної рани, спричинене фізико-хімічними властивостями біоматеріалу та рухомістю фіксатора, сприяє розвитку хронічного запального процесу. Хронічне запалення характеризує присутність моноцитів, макрофагів, лімфоцитів та плазматичних клітин в рановій поверхні. Але саме макрофаги запускають імунну відповідь[107].

Ознакою загоєння ранової поверхні є формування грануляційної тканини. На початок утворення грануляційної тканини впливає місцезнаходження та

розмір пошкодженої ділянки, здебільшого це відбувається на 3–5-й день після хірургічного втручання.

Присутність ГКСТ та складових грануляційної тканини свідчить про РСТ. Характер РСТ зумовлюють фізичні та хімічні показники біоматеріалу фіксатора [83]. Вважається, що РСТ з утворенням грануляційної тканини це нормальна реакція на загоєння післяопераційної рани [77].

У своїх дослідженнях Anderson говорить про можливість контролювання РСТ в місці виконаної операції за рахунок типу реактивності організму, а також поверхневих властивостей використаного матеріалу, форми фіксатора, співвідношення між площею поверхні та об'ємом фіксатора [84].

Фіброз або фіброзна інкапсуляція є останньою стадією запального каскаду реакцій організму. Репарація після хірургічного втручання включає два процеси: регенерацію та заміну сполучної тканини, що містить фіброзну капсулу. Процес забезпечує клітинна проліферація та стійкість тканинної структури ділянки остеосинтезу [158, 180].

Деякі вчені під час гістологічних досліджень проблемних фіксаторів повідомляють про знаходження металевих частинок в кістковій тканини та всередині макрофагів оточуючих м'яких тканин, металеві частинки імовірно потрапили внаслідок корозії через втомленість металу [163, 233].

Чимало наукових праць говорять про наявність гістологічних доказів запальної реакції та частинок металів (іонів) у прилеглих до титанових фіксаторів тканинах. [186]. Явище корозії є як локальною, так і загальною проблемою, адже корозійні частинки здатні переміщуватися у віддалені ділянки людського тіла. Ось чому дана проблема цікавить науковців в процесі дослідження біосумісності матеріалів.

Титанові пластини можуть викликати алергічну реакцію у вигляді контактного дерматиту (реакція гіперчутливості IV типу) зі свербезом, набряком, почервонінням, а в окремих більш важких випадках пухирцями та пухирями [159, 288]. Сенсibiliзація організму відбувається під час першого тривалого контакту з титаном, після наступної експозиції з досить великою

кількістю іонів титану розвивається імунна відповідь. Іони титану зв'язуються з нативними білками, утворюють антигенні гаптеніві комплекси і в результаті стають алергенами. Антигенні гаптеніві комплекси далі взаємодіють з антиген-презентуючими клітинами та забезпечують Т-клітини [168].

В організмі людини титанова пластина контактує із біологічними рідинами та білками, обмежуючи безпосереднє прилягання пластини до оточуючих тканин, наслідком чого є утворення мертвих просторів під пластиною [2, 36, 134]. Будь-який фіксатор є чужорідним для організму елементом, тому лише невелика кількість мікроорганізмів може спричинити виникнення інфекції. Бактеріальній адгезії сприяє наявність імунодефіцитних ділянок (пустих просторів), кількість яких додатно корелює з індексом шорсткості поверхні титанової пластини. Однак дослідженням мікрорельєфу поверхні титанових пластин приділено недостатньо уваги.

Багато науковців засвідчують, що виражений мікрорельєф та пористість поверхні титанової пластини забезпечує більш жорстке закріплення та кращу консолідації уламків [81, 274, 276]. Однак не тільки надійна механічна фіксація впливає на успіх загоєння переломів, але й відсутність ускладнень після операції, які пов'язані із бактеріальною інфекцією [144].

На нашу думку, мікрорельєф поверхні титанової пластини може стати першопричиною інфекційних ускладнень в післяопераційному періоді, оскільки слугує додатковим ретенційним пунктом для прилипання мікроорганізмів та сповільнює імунну відповідь на бактеріальне проникнення [29, 217, 254]. Таким чином, прилеглі до металевих пластин для остеосинтезу тканини стають більш вразливими до колонізації мікроорганізмами. Ось чому, нашим завданням було дослідити як мікрорельєф поверхні титанової пластини впливає на інтенсивність адгезії мікроорганізмів [29].

У результаті цього довели, що існує додатна кореляція між шорсткістю поверхні титанової пластини та адгезією мікроорганізмів [29]. Зокрема, визначили, що *Candida albicans* має виражену адгезію до поверхні пластин.

Мікроорганізми, які потрапляють в ранову поверхню можуть утворювати на поверхні пластин біоплівку [181]. Бактеріальні біоплівки є поширеною причиною хронічних ранових інфекцій, імплантат-асоційованих кісткових інфекцій тощо [73, 170, 188, 216, 240, 298]. Поява *S. aureus* та коагулазонегативного стафілококу призводить до виникнення гострих та хронічних інфекційних процесів [229].

Як стверджують Camprossia et al. більше половини інфекційних ускладнень викликають *S. aureus* та *S.epidermidis* [110]. Зазвичай мікроорганізми накопичуються у заглибленнях на поверхні пластини, тому забезпечення максимально щільного контакту кістки та поверхні пластини допоможе нівелювати вплив оточуючого середовища [300]. Високу здатність поверхонь з вираженою шорсткістю до утворення біоплівки зазначили Braem et al. [105]. Також виявлено, що інтенсивність адгезії мікроорганізмів до хімічно змінених поверхонь титанових пластин відрізняються залежно від штамів бактерій, хоча лінійно корелює з мікрорельєфом пластин з чистого титану або титанових сплавів [155, 169]. Проте саме зміна поверхневого мікрорельєфу пластин з титану може запобігти бактеріальному прилипанню та утворенню біоплівок, що в свою чергу поліпшить результати лікування [154].

Однак окремі дослідження стверджують, що виникнення інфекційних ускладнень за оптимальних умов не залежить від виду металу фіксатора або мікрорельєфу його поверхні [111, 124, 176, 209, 226, 227]. Результати нашого дослідження збігаються з результатами дослідження вищезгаданих науковців [29].

На сьогодні існує велика кількість різноманітних за формою, розмірами та топографією поверхні титанових пластин[102].

Квадратна алюмінієва пластина була першою пластиною для остеосинтезу переломів НЩ. Вона закріплювалася за допомогою кісткових гвинтів на нижньому краї щелепи через екстраоральний доступ [206]. Однак цей метод не став популярним.

Перший прототип сучасних мініпластин розробили Michelet et al. Прямі мініпластини розмірами 4×12 мм, 4×18 мм та 4×25 мм були виготовлені із сталітового сплаву (Vitallium), який складається з 60 % Co, 25-35 % Cr, 4-6 % Mo, 1,5-3,5 % Ni та 0,2-0,35 % C [222]. Закріплювалися вони 2–4 гвинтами ($d = 1,5$ мм, $l = 5$ –7 мм). Michelet et al. стали одними з перших, хто запропонував злегка вигинати пластини для остеосинтезу ангулярних переломів, щоб вони повторювали контури зовнішньої косої лінії НЩ.

Вдосконалили вищеописані пластини Champy et al. і на цей час це є класичним методом остеосинтезу ангулярних переломів НЩ [112].

Закрите акціонерне товариство «Конмет» (РФ, Москва) виготовляє титанові пластини різної конфігурації: прямі на 4, 6 та 8 отворів; С-, Т-, Х-, Y-подібні довгі та короткі; L-подібні праві і ліві, довгі та короткі. Проте у всіх вищеперелічених пластин відсутня будь-яка наноструктурованість поверхні [22].

С. В. Мозгова застосовувала у своїх дослідженнях наступні види пластин: 2 паралельно розташовані прямі пластини, Х-, Y-подібні пластини із видовженою базою, а також кутову, що закріплюється максимально високо в проекції позамолярної ділянки та зовнішньої косої лінії [41]. Саме для остеосинтезу площинних переломів з розщепленням НЩ і великою площею поверхні зламу С. В. Мозгова застосовувала пластини з подовженою базою. Для закріплення уламків при ангулярному переломі вона застосовувала П-пластину, яка за механізмом дії подібна до двох прямих пластин, розташованих паралельно, проте наявність сполучної ланки сприяє більш жорсткій фіксації [41].

Н. А. Клевцова та Г. В. Клевцов виготовили наноструктуровану титанову пластину з титану марки Grade-4 у вигляді прямокутника із заокругленими кутами. Пластина товщиною 0,6 мм, довжиною 46,4 мм та шириною 4,4 мм не мала вираженого макрорельєфу на поверхні. Характерною була наявність шести отворів ($d = 1,7$ мм), рівновіддалених (3,0 мм) один від одного.

Є. В. Носов та ін. модифікували вищезгадану титанову пластину додавши макрорельєф на поверхні, яка контактує з кісткою, у вигляді орієнтованих паралельно довжині та ширині пластини рівновіддалених (відстані між суміжними по 0,1 мм) кубічних заглиблень 0,1×0,1×0,1 мм. За даними науковців, не лише закріплення гвинтами, а й макроструктурована поверхня за рахунок процесу остеоінтеграції (репаративної регенерації кісткової тканини на поверхні пластини і в структурах рельєфу) посилює просторову стабільність пластини [8].

Тривимірні (3D) мініпластини для остеосинтезу переломів НЩ застосовував Farmand [145, 147]. Вони мали вигляд квадрата з параметрами 2,0×2,0×1,0 мм та забезпечували тривимірну просторову стабільність і стійкість до жувальних сил, зберігаючи при цьому невелику товщину і пластичність [165]. Фіксацію ангулярних переломів за допомогою чотирикутних 3D-мініпластин та саморізних монокортикальних гвинтів можливо було спрогнозувати, адже методика базувалася на принципах та ідеях Champy [149, 245]. Тривимірним мініпластинам при зіставленні зі звичайними мініпластинами притаманний ряд переваг: простота у застосуванні та економія часу, легко припасовувати до поверхні кістки без пошкодження чи зміщення уламків, одночасне надійне закріплення на верхній та нижній межі [93, 145, 146, 147, 149, 165]. І хоча експерименти підтвердили достатню біомеханічну стабільність тривимірних мініпластин, але про застосування цих пластин для остеосинтезу ангулярних переломів НЩ засвідчили тільки декілька контрольованих клінічних досліджень [78, 93, 187, 192]. Ряд науковців висунули гіпотезу, що застосування тривимірних мініпластин для остеосинтезу ускладненого перелому кута НЩ забезпечить більш стійкий та із меншою кількістю ускладнень результат, ніж остеосинтез з використанням одночасно двох стандартних пластин [80].

Choi et al. запропонували використовувати пластини з 4 отворами та їх фіксацію у ділянці зовнішньої косої лінії за допомогою моно кортикальних гвинтів довжиною 5,0 мм і діаметром 2,0 мм [114].

Naug et al. також застосовували титанові пластини з 4 отворами, що фіксувалися монокортикальними гвинтами по верхній межі щелепи та бікортикальними – по нижній. Алгоритм використання пластин: компресійна товща пластина зверху – тонша пластина знизу, чи навпаки тонша пластина зверху – компресійна товща пластина знизу, або верхня та нижня тонкі мініпластини [172].

На сьогодні для лікування ангулярних переломів НЩ застосовують різні поєднання та варіанти розміщення мініпластин, зафіксованих монокортикальними гвинтами [78]. Але класичним методом остеосинтезу досі залишається фіксація перелому з використанням стандартної прямої мініпластини [267].

Для лікування серединних переломів НЩ часто використовують дві паралельні міні-пластини, проте Ellis та Walker виявили високий рівень ускладнень (28 %) після операції остеосинтезу з їх використанням [249]. Також досить поширене використання однієї прямої пластини для лікування серединного перелому НЩ [200].

Rix et al. наслідували принципи Champy, але для остеосинтезу серединних переломів НЩ використовували замість двох мініпластин лише одну, яку розміщали над ментальними отворами та доповнювали її металевою петлею, що охоплювала два або більше зубів з обох боків лінії перелому; результати були задовільними [249].

У своєму дослідженні *in vitro* Tams et al. підтвердили доцільність використання єдиної та стабільної мініпластини для протидії силам, які зазвичай спостерігаються при серединних переломах НЩ [249].

Упродовж тридцяти років чимало досліджень значно змінили уявлення про біомеханічну поведінку нижньої щелепи під час її анатомічних рухів. Багато науковців у своїх працях використовують площу фізіологічного перерізу кожного м'яза для розрахунку величини сили м'язів.

Наприклад, Weber вираховував площу фізіологічного поперечного перерізу за наступною формулою: P/pL , де P – вага м'яза (грами), p – питома

вага м'язової речовини (1,0583), L – середня довжина м'язового волокна (сантиметри) [292]. Weber зазначив, що майже 10 кг навантаження може витримати один квадратний сантиметр будь-якого м'яза жувальної групи, а також обчислив середні площі перерізів деяких жувальних м'язів: *m. pterygoideus medialis* – 3,901 см², *m. masseter* – 7,458 см², *m. temporalis* – 8,008 см² [1].

Власну методику обчислення середньої площі поверхні м'язів розробив Gysi. Він накреслив на папері прямокутної форми контури поперечних перерізів жувальних м'язів від двох голів та розрахував середні значення: *m. pterygoideus medialis* – 2,3 см², *m. masseter* – 3,87 см²; *m. temporalis* – 4,3 см² [1]. Однак в своїй праці Gysi не уточнював від м'язів скількох сторін щелепи були отримані показники (однієї чи обох).

Обчислення фізіологічного поперечного перерізу м'язів на трупах мертвонароджених проводив Freisfeld. Його методика полягала у виконанні через найтовщу ділянку м'яза перпендикулярного до продольної лінії м'яза розрізу. Отримана окружність поверхні поперечного перерізу переносилася на шматок цупкого паперу [1]. Утворену фігуру вирізали, зважували та зіставляли з вагою інших ділянок, виготовлених аналогічним способом. Freisfeld розрахував, що поперечний переріз *m. temporalis* – 1,2 см², *m. masseter* – 1,37 см², *m. pterygoideus medialis* – 0,72 см².

Використовуючи дані вищезгаданих досліджень, Schnabel виконав такий самий перпендикулярний розріз через найтовщі ділянки м'яза [1]. Далі він за допомогою спеціального вимірювального приладу стиснув поверхню поперечного перерізу до форми еліпса і обчислив її величину, використовуючи формулу розрахунку площі еліпса. Таким способом Schnabel дослідив та обчислив 7 зразків поперечних перерізів жувальних м'язів, отримавши наступні результати: *m. temporalis* – 4,4 588–11,8 064 см², *m. masseter* – 7,4 732–15,072 см², *m. pterygoideus medialis* – 3,9 564–10,205 см².

Робили спроби визначити напрями, обчислити відносні та абсолютні значення сил для жувальних м'язів вчені Hiltz та Mainland [1]. Вони

досліджували м'язи обох боків дванадцяти голів (5 жінок та 7 чоловіків у віці 22-87 років). Їх спосіб полягав у обчисленні площі фізіологічного перерізу м'язів, виконаного перпендикулярно усім м'язовим волокнам, шляхом нанесення чорнил на поверхню перерізу з наступним відтиском на картоні. Відтиск вирізали, зважували та проводили обчислення абсолютної сили, враховуючи, що 10 кг/см^2 – максимальне значення навантаження на м'яз.

Дослідження фізіологічного перерізу жувальних м'язів проводив також Ebert. Він розділив м'язи від шести померлих людей на окремі м'язові волокна, які потім були спресовані в прямокутні заглиблення на краях дерев'яної пластини. За наповненістю заглиблень можливо було відразу визначити ділянку вкриту волокнами, тобто фізіологічний переріз м'язів, який в середньому складав 11 см^2 , але показники коливалися в межах $7 - 15 \text{ см}^2$ [1]. За допомогою отриманих фігур Ebert обчислив величину сили м'язів та встановив, що вона дорівнює 110 кг.

Оскільки фізіологічний поперечний переріз м'яза визначається сумою площ поперечних поверхонь окремих м'язових волокон, потрібно зауважити, що не можливо визначити чи всі м'язові волокна були залучені до обчислення величини сили м'язів. Таким чином, отримані дані потрібно розглядати тільки для оцінювання фактичної м'язової сили. Зважаючи на ці принципи, на сьогодні розроблено чимало різноманітних методик фіксації пластин для остеосинтезу.

Для КМ урахування векторів тяги та величини сил жувальних м'язів має значні переваги над класичними способами вивчення оптимальних методів остеосинтезу. Тому, керуючись цією інформацією, у своєму дослідженні ми також застосовували значення сил та вектори тяги жувальних м'язів. За еталон взяли розрахунки, зроблені Weber [15, 30].

Остеосинтез ангулярних та серединних переломів НЩ є біомеханічно складним. Це пояснюється тим, що пошкоджена основна ділянка, яка сприймає та протидіє навантаженню [121]. Ось чому, щоб розробити найкращий метод фіксації, ми вирішили використати 3D- моделювання у ПК ANSYS за допомогою MCE [13, 16].

МСЕ – це метод числового аналізу, який дає змогу дослідити переміщення, НДС неправильних твердих тіл з великою кількістю граничних умов та із різних матеріалів. Отриманий за допомогою МСЕ аналіз НДС НЩ, дає змогу визначити характер взаємодії в системі «уламок щелепи – пластина» за нормального функціонування організму людини [90, 91, 139, 140, 141, 197].

Доречність та ефективність використання МСЕ у 3D-моделюванні для впровадження унікальної та складної біомеханіки НДС ангулярних та серединних переломів показали й деякі інші наукові праці [189, 197, 213].

У нашому дослідженні ми проаналізували біомеханічну поведінку титанових пластин для остеосинтезу різної конфігурації при ангулярних та серединних переломах НЩ і визначили найкращу з них [16].

Ми дослідили розроблену нами π - пластину (пряма, квадратна, та Y-подібна) та вже відомі за формою і розміром титанові пластини для остеосинтезу ангулярних переломів (пряма, квадратна та Y-подібна). Усі пластини були оптимізовані за розробленим алгоритмом та з урахуванням тяги та величини сили жувальних м'язів. Дана методика дала можливість обґрунтувати раціональність та доцільність використання π -пластини, яку ми розробили [30].

Потрібно зазначити, що серед розглянутих модифікацій титанових пластин у прямої та Y-подібної максимальні значення НДС приблизно однакові, однак максимальна відстань між обома уламками НЩ при фіксації перелому відрізняється та складає 0,75 мм і 0,15 мм відповідно. До того ж площа контакту уламків, закріплених Y-подібною пластиною, значно більша у порівнянні із прямою титановою пластиною. Таким чином, можна стверджувати, що Y-подібна пластина закріплює фрагменти кістки більш жорстко, а отже, загоювання перелому відбуватиметься швидше [30].

Проте у порівнянні з Y-подібною пластиною, найменша відстань між уламками НЩ була виявлена при фіксації їх пластиною-квадрат, вона склала 0,13 мм, а тому, саме ця пластина буде забезпечувати найбільшу жорсткість закріплення перелому

Підтверджують наше дослідження Atik et al., які також зіставили пряму, Y-подібну та квадратну пластини і установили, що пластина у вигляді квадрату забезпечує найкращу механічну фіксацію [92]. Цікаво, що інші науковці також засвідчують значні переваги при застосуванні пластини-квадрат [94, 95, 257].

Це пояснюється тим, що пластини у вигляді квадрату подібні на 3D-пластини і їх можна розглядати як систему фіксації з двох мініпластин, поєднаних між собою додатковими ланками. А розміщення гвинтів з обох сторін перелому у вигляді квадрату покращує просторову стабільність пластини (протидії скручуванню та згинанню) [121, 289]. Таким чином відбувається одночасна стабілізація напруження та компресії, що є значною перевагою порівняно зі стандартними мініпластинами [165].

Проте Atik et al. у своїх роботах прикладали значно більше навантаження до Y-подібної пластини, ніж до пластин іншої конфігурації [92]. Тому їх результати відмінні від наших, однак це можна пояснити інакшою конфігурацією Y-подібної пластини.

Важливим є те, що у результаті моделювання та аналізу розподілення напружень ми виявили, що одна із сторін пластини-квадрат майже не зазнає навантаження, тому нею можна знехтувати [16]. Найбільше значення НДС одержаної нової π -подібної пластини склало 364 МПа, що вище, ніж у квадратної пластини, проте однаково знаходиться в межах текучості титану. Найбільша відстань між уламками НЩ, які були закріплені π -подібною пластиною, склала 0,14 мм, тобто дана пластина забезпечує найкращу фіксацію уламків серед усіх розроблених нами титанових пластин для остеосинтезу ангулярних переломів.

Схожу за формою пластину для остеосинтезу ангулярного перелому НЩ описала С. В. Мозгова у своїй науковій праці [41]. Однак цю пластину було розроблено без урахування векторів та величини сил жувальних м'язів, тому вона значно відрізняється.

Оскільки КМ в хірургії щелепно-лицевої ділянки почали застосовувати не так давно, ми не відшукали в літературі більше інформації стосовно досліджень

із використанням π -пластини. Проте результати нашого дослідження доводять переваги використання для остеосинтезу ангулярного перелому НЩ саме даної титанової пластини [16, 182].

Наступними ми проаналізували титанові пластини для остеосинтезу серединних переломів НЩ, серед яких пластина-сегмент, пластина у формі кістки типів I та II, що були змодельовані з урахуванням векторів та величини сил м'язового апарату НЩ.

Необхідно відзначити, що найменші максимальне напруження та відстань між двома уламками щелепи були у випадку використання пластини у формі кістки типу I та становили 329 МПа та 0,1 мм відповідно. Тобто пластина у формі кістки типу I забезпечує більш жорстке закріплення уламків, а отже, у такому випадку загоєння перелому відбуватиметься краще [30].

Пошук пластин для остеосинтезу серединного перелому НЩ, подібних до змодельованих нами, не дав результатів. Але результати нашого клінічного дослідження підтверджують переваги застосування для остеосинтезу серединного перелому НЩ титанової пластини у формі кістки типу I порівняно з пластинами іншої форми.

Важливим етапом дисертаційної роботи став аналіз клінічної ефективності лікування переломів НЩ методом металоостеосинтезу із застосуванням стандартних прямих титанових пластин та титанових пластин власної розробки, згідно аналізу ускладнень та результатів чисельних розрахунків МСЕ. Для визначення оптимальної конструкції титанової пластини для остеосинтезу, ми за допомогою рентгенологічних, клінічних, математичних та статистичних методів досліджень проаналізували переломи НЩ та ускладнення післяопераційного періоду.

Для розв'язання поставлених завдань ми обстежили 40 пацієнтів чоловічої статі віком від 20 до 65 років без вираженої соматичної патології. Пацієнти були розділені на дві групи: перша (контрольна) – операція остеосинтезу була проведена стандартними прямими титановими пластинами,

друга (основна) – для остеосинтезу використовували модифіковані нами титанові пластини.

Під час дослідження ми не застосовували розподіл потерпілих за статевою ознакою. Відсоткове співвідношення хворих з переломами НЩ за віком показало, що найчастіше переломи зустрічаються у найбільш працездатної частки населення 65 % (20–40 років). Це пояснюється тим, що дана категорія населення частіше буває на вулицях та дорогах з посиленням рухом автомобілів, частіше користується автомобілем та громадським транспортом, займається спортом та потрапляє у бійки. Основний відсоток потерпілих складали непрацюючі 52,5 %. За характером травми переважали вулична 42,5 % (з них 30,0 % відсотків надійшли в лікарню у стані алкогольного сп'яніння) та побутова 27,5 % травми.

Усі пацієнти в нашому дослідженні мали односторонній перелом НЩ. У першій та другій дослідній групі переважали хворі на ангулярний перелом 82,5 %, а серединний складав лише 17,5 %.

Під час оцінювання клінічних результатів враховували термін звернення в стаціонар, загальний стан потерпілих, ступінь прояву місцевого запального процесу, а також кількість та характер ускладнень, що виникали в післяопераційному періоду.

Переважає більшість хворих з переломами НЩ надійшли в лікарню без тимчасової транспортної іммобілізації. Серед факторів, що впливали на результати лікування, був термін звернення хворих в стаціонар щелепно-лицевого відділення лікарні. Лише 12,5 % хворих надійшли на лікування в перші 6 годин, від 6 до 24 годин – 25 %, а більшість (62,5 % осіб) звернулися після доби з моменту травми. Головною причиною пізнього звернення було бажання приховати алкогольне чи наркотичне сп'яніння, або необізнаність про наслідки травми.

Результати клінічного дослідження показали, що в день госпіталізації у хворих обох клінічних груп загальний стан був задовільний. Прояву місцевого запального процесу не спостерігалось у 29 (72,5 %) чоловік. У 11 (27,5 %)

хворих ці зміни були незначними та не могли суттєво вплинути на перебіг післяопераційного періоду.

Під час аналізу рентгенограм визначали локалізацію та характер щілини перелому НЩ. На досліджуваних рентгенограмах лінія перелому проходила зверху донизу та дозад, зміщення уламків до 1,0 см, ширина щілини перелому складала $2,17 \pm 0,12$ мм. Відзначалася різноманітна за формою та протяжністю ділянка прозорості між уламками, торці їх рівні та чіткі. Вогнища крайового остеопорозу не спостерігалися.

За допомогою ПЗ Adobe Photoshop CC 14.2 (серійний номер 92628701192123445467) досліджували мінеральну насиченість та степінь резорбції кістки НЩ. Спочатку будували гістограму, яка дозволяла оцінити цифрове значення оптичної щільності щілини перелому. Далі визначали показники мінеральної насиченості та резорбції кістки НЩ.

Гістограми були зміщені вліво, мали широку основу. Показник мінеральної насиченості інтактної кістки склав $153,23 \pm 2,17$ у.о, показник мінеральної насиченості торців уламків – $86,72 \pm 2,19$ у.о. ($p < 0,001$), при цьому варіювання обох показників було слабким ($Kv < 10$ %). Показник резорбції дорівнював $43,41 \pm 2,21$ %. Таким чином, отримана нами картина перелому НЩ в доопераційний період у цілому відповідала даним літератури.

На 7-му добу моніторингу кількість ускладнень серед хворих першої клінічної групи склала 5 (25 %) чоловік. У хворих другої групи аналогічний показник дорівнював 10 %, що відповідало 2 потерпілим. При цьому характер ускладнень в обох клінічних групах відрізнявся. Так, якщо у потерпілих першої дослідної групи ускладнення виникали у вигляді нагноєння кісткової рани та остеомієліту уламків НЩ (10 %), патологічної рухомості уламків (10 %), переломів пластин (5 %), то у хворих другої клінічної групи відзначалися тільки помірно виражені ознаки запального процесу у ділянці післяопераційної рани (10 %).

Аналіз причин виникнення ускладнень підтвердив патогенетичну роль нестабільної фіксації уламків НЩ. Степінь зміщення уламків залежала від ступені резорбції кістки НЩ.

Аналіз показників репаративного остеогенезу показав, що у потерпілих другої групи показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому зменшився ($84,68 \pm 2,25$ у.о.), проте не мав достовірної різниці відносно вихідного показника та показника хворих першої групи ($85,12 \pm 2,19$ у.о.; $p > 0,05$). Варіабельність обох показників була слабкою: $Kv = 7,29\%$ та $Kv = 7,18\%$ відповідно. Показник резорбції у хворих другої групи збільшився ($44,74 \pm 2,24\%$), але також не мав достовірної різниці відносно вихідного показника та показника хворих першої групи ($44,45 \pm 2,22\%$; $p > 0,05$).

Отримані дані свідчили про те, що на 7-му добу після операції остеосинтезу інтенсивність процесів мінералізації та резорбції ушкодженої кістки НЩ не залежала від способу закріплення уламків. Цей факт підтвердив дані літератури про катаболізм тканинних структур у перші 5 – 7 діб після травми. Більша частина кістки знаходиться у стані «паранекрозу». Таким чином, на 7-му добу після операції у хворих першої та другої дослідних груп спостерігалася резорбція торців уламків ушкодженої кістки. Цей факт ми пов'язуємо з нанесенням потерпілим додаткової травми під час остеосинтезу.

Розвиток ускладнення у вигляді нагноєння кісткової рани серед хворих першої групи пов'язаний з більш вираженою рухомістю торців уламків порівняно з хворими другої групи. Це призвело до неспроможності швів, які були накладені на слизову оболонку та інфікування кісткової рани ротовим вмістом. Отримані результати слугували причиною корекції лікування хворих першої дослідної групи.

У хворих другої групи стабільність торців уламків була більш виражена. Даний факт ми пов'язуємо з тим, що при розробці наших титанових пластин ми враховували вектор направлення та силу дії м'язового апарату НЩ. Результати подальшого спостереження за прооперованими хворими підтвердив нашу гіпотезу.

На 14-ту добу моніторингу в усіх хворих другої групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду загоєння рани відбулося первинним натягом. У хворих першої групи після корекції лікування клінічних ознак запального процесу в навколощелепних тканинах виявлено не було лише у 2 (10 %) чоловік. У 3 (15 %) потерпілих відмічалось прогресування запального процесу, що проявлялося посиленням болю у ділянці перелому та збереженні припухлості нижньої третини обличчя без ознак інфільтрату.

Аналіз рентгенограм виявив відсутність вторинного зміщення уламків у всіх хворих другої групи та у хворих першої групи після корекції лікування. У потерпілих із прогресуванням запального процесу спостерігалось: збільшення проміжку між уламками до $1,85 \pm 2,17$ мм, що було суттєвим відносно 7-ої доби моніторингу ($p < 0,05$), посилення резорбції торців уламків НЩ, інтенсивності ділянки просвітлення між ними, збільшення протяжності крайового остеопорозу, значна резорбція навколо гвинтів, що фіксували пряму пластину. Даний факт став причиною помірного вторинного зміщення уламків НЩ.

Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому у хворих другої дослідної групи ($99,73 \pm 1,89$ у.о.) збільшився та значно перевищував аналогічні показники попереднього етапу спостереження ($84,68 \pm 2,25$ у.о.; $p < 0,001$) та подібний показник хворих першої групи після корекції лікування ($85,66 \pm 2,33$ у.о.; $p < 0,001$). У той же час відносно показника інтактної кістки досліджувані показники залишалися суттєво меншими ($p < 0,001$).

Показник резорбції у хворих другої групи ($37,92 \pm 1,14$ %) достовірно зменшився відносно 7-ої доби моніторингу ($44,74 \pm 2,24$ %; $p < 0,05$). Відносно вихідного показника достовірної різниці отримано не було ($p > 0,05$).

На 21-шу добу моніторингу в усіх хворих другої дослідної групи та двох потерпілих першої дослідної групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду та корекцією лікування спостерігалось зникнення місцевого запального процесу. Аналіз рентгенограм не виявив вторинного зміщення уламків НЩ.

Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому серед хворих другої групи ($106,26 \pm 1,81$ у.о.) суттєво перебільшував аналогічні

показники попередніх етапів спостереження ($p < 0,001$). Показник резорбції у хворих другої групи достовірно зменшився, як відносно усіх етапів моніторингу, так і відносно хворих першої групи, яким проводилася корекція лікування ($44,10 \pm 2,15$ у.о.; $p < 0,05$).

У хворих першої групи з прогресуючим перебігом запального процесу відзначалося посилення болю у ділянці перелому НЩ та збереження припухлості нижньої третини обличчя. Проте під час пальпації інфільтрат виявлено не було, а спостерігалось утворення внутрішніх нориць. Аналіз рентгенограм виявив збільшення проміжку між уламками та утворення секвестрів. Показник мінеральної насиченості торців уламків НЩ ($68,16 \pm 2,35$ у.о.) достовірно зменшився відносно вихідного показника ($86,72 \pm 2,19$ у.о.; $p < 0,001$) та подібних показників хворих першої групи ($99,12 \pm 1,95$ у.о.) і другої групи потерпілих ($106,26 \pm 1,81$ у.о.). Показник резорбції навпаки збільшився ($55,52 \pm 2,15$ %), як відносно вихідного показника ($43,41 \pm 2,21$ %), так і відносно відповідного показника хворих першої групи ($35,31 \pm 2,15$ %) та другої групи ($30,65 \pm 2,18$ %).

Отримані дані ми пов'язуємо з більш жорсткою та стабільною фіксацією уламків у хворих другої групи за рахунок остеосинтезу модифікованими титановими пластинами.

У хворих першої та другої дослідних груп з неускладненим перебігом післяопераційного періоду на 7-му добу моніторингу показники мінеральної насиченості та резорбції торців уламків були однаковими. У хворих першої групи вони склали $84,61 \pm 2,22$ у.о. та $44,78 \pm 2,24$ % відповідно, а у потерпілих другої групи – $83,92 \pm 1,93$ у.о. та $45,23 \pm 2,27$ % відповідно. Варіабельність показників була слабкою: $K_v = 7,23$ % та $K_v = 7,71$ % відповідно.

Отримані дані свідчать про те, що на даному етапі спостереження у цих хворих незалежно від методу остеосинтезу жорсткість фіксації уламків НЩ була достатня, щоб забезпечити стабільне положення їх торців.

На 14-ту добу після операції остеосинтезу у хворих другої групи показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому ($99,56 \pm 1,89$ у.о.)

суттєво перебільшував аналогічний показник хворих першої групи ($87,35 \pm 2,37$ у.о.; $p < 0,01$). Показник резорбції ($35,03 \pm 2,41$ %) навпаки був значно меншим відповідного показника хворих першої групи ($42,99 \pm 2,18$ %; $p < 0,05$).

Отримані дані свідчать про те, що обидва методи фіксації уламків НЩ сприяють процесу репаративного остеогенезу. Проте у хворих другої дослідної групи цей процес значно активніший.

На 21-шу добу спостереження у хворих другої групи показник мінеральної насиченості щілини перелому ($107,14 \pm 1,86$ у.о.) продовжував значно перевищувати аналогічний показник хворих першої групи ($97,59 \pm 2,18$ у.о.; $p < 0,01$). При цьому обидва показники значно перевищували його вихідне значення ($86,72 \pm 2,19$ у.о.; $p < 0,001$), але були достовірно меншими від подібного показника інтактної кістки ($153,23 \pm 2,17$ у.о.; $p < 0,001$). Цікавий той факт, що показник резорбції хворих другої групи ($30,08 \pm 2,17$ %) хоча візуально і був менше подібного показника хворих першої групи ($36,31 \pm 2,22$ %), проте достовірної різниці між ними зареєстровано не було ($p > 0,05$).

Невелика кількість ускладнень у другій групі та більш жорстка фіксація уламків модифікованими пластинами сприяла менш тривалому перебуванню хворого в стаціонарі $8,3 \pm 0,57$ ліжкодні, порівняно з $9,2 \pm 0,56$ ліжкодні у першій групі.

Таким чином, аналізуючи одержані дані клінічного дослідження та комп'ютерного моделювання, можна стверджувати, що π -пластина для остеосинтезу ангулярного перелому та пластина у формі кістки типу I для остеосинтезу серединного перелому – найбільш оптимальні конструкції пластин для остеосинтезу переломів НЩ, адже вони змодельовані враховуючи напрямлення та величини сил м'язів жувальної групи, зі зменшеною товщиною металу пластини, забезпечують найкращу фіксацію за рахунок більш жорсткого закріплення уламків НЩ, а отже, дають можливість скоротити термін лікування та пришвидшити відновлення функцій жування, ковтання та мовлення.

Узагальнений аналіз результатів дослідження дозволяє зробити певні висновки та сформулювати практичні рекомендації.

ВИСНОВКИ

У дисертації наведено теоретичне узагальнення та клінічне розв'язання поставленого завдання – морфологоматематичне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу з урахуванням тяги та величини сил м'язового апарату нижньої щелепи. Показані морфофункціональні особливості кісткової тканини беззубих коміркових частин та коміркових частин із зубами, а також доцільність використання анатомо-функціональних пластин для зменшення кількості післяопераційних ускладнень остеосинтезу.

1. Встановлено, що переломи нижньої щелепи є найбільш поширеними серед усіх переломів лицевого скелета і становлять 75–95 %. Ангулярні переломи за даним різних авторів складають 12–30 %, серединні переломи 18–20 %, що зумовлено анатомічними особливостями нижньої щелепи. Найбільша кількість ушкоджень нижньої щелепи до 80 % спостерігається у осіб працездатного віку, причиною травматизації яких була вулична або побутова травма. Відсоток післятравматичних ускладнень досі залишається доволі високим і складає 19–35 %. Найпоширенішим методом лікування залишається остеосинтез титановими пластинами.

2. На підставі виконаних морфологічних досліджень встановлено характер та ступінь морфофункціональних змін кісткової тканини беззубих коміркових частин нижніх щелеп у вигляді зменшення кількості остеоцитів ($26,85 \pm 7,44$ мкм, ($p = 0,05$), зменшення товщини трабекул ($376,28 \pm 204,38$ мкм, ($p = 0,02$), зменшення експресії остеопонтину ($42,81 \pm 16,24$ мкм; ($p = 0,048$) і як наслідок продукції кісткового матриксу. Установлені патологічні зміни можуть бути розглянуті як фактори ризику післяопераційних ускладнень у пацієнтів.

3. Установлено позитивний кореляційний зв'язок між шорсткістю поверхні титанової пластини і мікроорганізмами. Наприклад, *Candida albicans* має виражену здатність до адгезії на поверхні пластин ($r = -0,61$; $p < 0,05$), трохи меншу – *Staphylococcus epidermidis* ($r = -0,57$; $p > 0,05$), грибова адгезія також була сильною ($r = -0,61$; $p < 0,05$), тобто до пластин з більш гладкою поверхнею

адгезія мікроорганізмів нижча, ніж до пластин з певною заданою шорсткістю поверхні.

4. За допомогою розробленої нами методики числового розрахунку напружено-деформованого стану системи «уламок щелепи – пластина» в програмному комплексі ANSYS установлені всі налаштування для точного та найбільш швидкого одержання результату, і створено комп'ютерну експериментальну модель, що повторює рухи нижньої щелепи людини при заданих навантаженнях та враховує її морфологічні особливості. Дана модель дозволяє трансформацію у модель пошкодженої (зламаної) щелепи. Перспектива такого методу в тому, що це також дає змогу проаналізувати на міцність уламки щелепи і фіксує їх пристрої.

5. За допомогою комп'ютерного моделювання розроблені титанові пластини різної конфігурації для металоостеосинтезу ангулярного (π -, Υ -подібні, пряма та квадратна) та серединного (у вигляді сегменту, у формі кістки типу I та типу II) переломів нижньої щелепи з урахуванням тяги та величини сил її жувальних м'язів. Аналіз напружено-деформованого стану вищеперелічених титанових пластин дав можливість визначити для кожного виду перелому найкращу конфігурацію пластини, яка задовольняє усі поставлені завдання.

6. Визначені максимальні значення напружень у пластинах для остеосинтезу: 1) ангулярних переломів нижньої щелепи: 301 МПа у квадратній пластині, 364 МПа у π -подібній пластині, 481 МПа у прямої пластині, 487 МПа в Υ -подібній пластині; 2) серединних переломів нижньої щелепи: для пластини-сегмента – 532 МПа, для пластини у формі кістки типу I – 329 МПа, для пластини у формі кістки типу II – 404 МПа. Установлено, що найменші напруження виникають у квадратній та π -пластині для металоостеосинтезу ангулярного перелому і пластині у формі кістки типу I для металоостеосинтезу серединного перелому нижньої щелепи відповідно. Але тільки π -пластина та пластина у формі кістки типу I найбільше задовольняють усі завдання, які ми поставили. Максимальна відстань між

уламками, скріпленими π -пластиною та пластиною у формі кістки типу I, становив 0,14 мм та 0,1 мм відповідно.

7. Показано ефективність клінічного лікування переломів нижньої щелепи з використанням розробленого нами комплексу титанових пластин: Установлено, що показник мінеральної насиченості інтактної кістки склав $153,23 \pm 2,17$ у.о., показник мінеральної насиченості торців уламків нижньої щелепи до операції остеосинтезу становив $86,72 \pm 2,19$ у.о. ($p < 0,001$), а показник резорбції – $43,41 \pm 2,21$ %. На 7-му добу моніторингу показники мінеральної насиченості та резорбції у хворих обох груп з ускладненим і неускладненим перебігом не мали достовірної різниці у порівнянні з відповідними показниками до операції остеосинтезу.

Виявлено, що на 14-ту добу моніторингу у хворих другої групи з неускладненим перебігом досліджувані показники суттєво відрізнялися від аналогічних показників хворих першої групи: показник мінеральної насиченості – $99,56 \pm 1,89$ у.о. та $87,35 \pm 2,37$ у.о. відповідно; показник резорбції – $35,03 \pm 2,41$ % та $42,99$ % відповідно. На 21-шу добу спостереження у хворих другої групи з неускладненим перебігом показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому ($107,14 \pm 1,86$ у.о.) продовжував значно перевищувати аналогічний показник хворих першої групи ($97,59 \pm 2,18$ у.о.; $p < 0,01$). У той же час показник резорбції серед хворих другої групи з неускладненим перебігом ($30,08 \pm 2,17$ %) продовжував бути менше відповідного показника першої групи хворих ($36,31 \pm 2,22$ %).

8. Установлено, що на 7-му добу після операції остеосинтезу у 2 (10 %) хворих другої групи та 5 (25 %) потерпілих першої групи виникли післяопераційні ускладнення. На 14-ту добу моніторингу після корекції лікування серед хворих першої групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду клінічних ознак запального процесу не виявлено лише у 2 (10 %) чоловік. Показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому даних потерпілих склав $85,66 \pm 2,33$ у.о., а показник резорбції – $44,10 \pm 2,15$ %. У решти 3 (15 %) потерпілих першої групи спостерігалось

прогресування запального процесу, тому показник мінеральної насиченості у ділянці перелому становив $77,36 \pm 2,24$ у.о., а показник резорбції – $49,51 \pm 2,15$ % ($p < 0,05$).

Виявлено, що серед хворих другої групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду показник мінеральної насиченості у ділянці перелому ($99,73 \pm 1,89$ у.о.) збільшився та суттєво перевищував аналогічні показники попереднього етапу спостереження ($84,68 \pm 2,25$ у.о.; $p < 0,001$). Показник резорбції був достовірно менше ($37,92 \pm 1,14$ %) аналогічного показника попереднього етапу дослідження та відповідного показника хворих першої групи ($p < 0,05$).

Визначено, що на 21-шу добу показник мінеральної насиченості у ділянці щілини перелому серед хворих другої групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду ($106,26 \pm 1,81$ у.о. ; $p < 0,001$) значно перебільшував аналогічні показники попередніх етапів спостереження та відповідні показники потерпілих першої групи. Показник резорбції у хворих другої групи з ускладненим перебігом післяопераційного періоду ($44,10 \pm 2,15$ у.о.) також суттєво відрізнявся, як відносно усіх етапів моніторингу, так і відносно відповідних показників хворих першої групи ($p < 0,05$).

У зв'язку з цим встановлено зменшення тривалості стаціонарного лікування $8,3 \pm 0,57$ ліжкоднів у другій (основній) групі відносно $9,2 \pm 0,56$ ліжкоднів у першій групі (контрольній).

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. Одержані дані доцільно використовувати для морфофункціонального обґрунтування металоостеосинтезу в клініці хірургічній стоматології, травматології та ортопедії.

2. Створену модель дослідження у подальшому можна використовувати для вивчення застосування інших матеріалів для остеосинтезу, пошуку способів коригування структурних змін кісткової тканини, нових остеопротекторних засобів та шляхів профілактики негативних впливів матеріалів.

3. Для підвищення ефективності хірургічного лікування хворих з переломами нижньої щелепи доцільно проводити остеосинтез за удосконаленою методикою, використовуючи створений нами універсальний комплект титанових пластин : π -пластину та пластину у формі кістки типу I для лікування ангулярного та серединного переломів нижньої щелепи відповідно. Представлена нами методика малоінвазивного остеосинтезу дозволяє знизити відсоток ускладнень у післяопераційний період та прискорити загоєння переломів нижньої щелепи шляхом більш жорсткої фіксації уламків щелепи.

4. Створений комплект титанових пластин можна використовувати при переломах беззубих щелеп, де неможливо використовувати лігатурні зв'язування та міжщелепні шинування.

5. Для попередження переломів беззубих щелеп, що виникають внаслідок порушення метаболічних процесів через втрату зубів, рекомендовано проводити своєчасне навантаження ділянок беззубих коміркових частин (заміщення протезами, імплантати тощо).

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Аболмасов НГ, Аболмасов НН, Бичков БА, Аль-Хаким А. Ортопедическая стоматология. Москва: МЕДпресс-информ; 2013. 512 с.
2. Алавердов ВП. Применение конструкций из биорезорбируемых материалов для фиксации костных фрагментов в челюстно-лицевой хирургии (клинико-экспериментальное исследование) [диссертация]. Москва: Моск. гос. мед.-стом. ун-т МЗ РФ; 2005. 103 с.
3. Афанасьев ВВ. Травматология челюстно-лицевой области. Москва: ГЭОТАР-Медиа; 2010. 256 с.
4. Бабенко АЄ, Бобир МІ, Бойко СЛ, Боронко ОО. Теорія пружності. Ч. 1. Київ: Основа; 2009. 244 с.
5. Байриков ИМ, Савельев АЛ, Сафаров СА. Анализ уровня социализации больных с переломами нижней челюсти. В: Котельникова ГП, Трунина ДА, редакторы. Актуальные вопросы стоматологии: сборник научных трудов, посвященный 45-летию стоматологического образования в СамГМУ; 2011; Самара. Самара: ООО «Офорт»; ГБОУ ВПО СамГМУ Минздравсоцразвития России; 2011, с. 78–79.
6. Белоус ИМ. Биометрические аспекты хирургической тактики комплексного лечения сочетанной травмы челюстно-лицевой области [диссертация]. Новгород: Новгород. гос. ун-т им. Я. Мудрого; 2005. 173 с.
7. Бруйка ВА, Фокини ВГ, Курвева ЯВ. Инженерный анализ в Ansys Workbench: учебное пособие. Самара: Самар. гос. техн. ун-т; 2013. 148 с.
8. Валиев РЗ, Семенова ИП, Якушина ЕБ, Салимгареева ГХ, изобретатели; УфГАТУ, заявитель и патентообладатель. Наноструктурный технически чистый титан для биомедицины и способ получения прутка из него: патент Российской Федерации № 2383654. 2010 бер. 10.
9. Варес ЯЕ, Луночкіна ОМ. Біодеградуючі системи фіксації у травматології щелепно-лицевої ділянки: історія, сучасність, перспективи. Практична медицина. 2011;4(17):36–42.

10. Васильев АМ. Сравнительная оценка хирургических методов лечения переломов нижней челюсти в области угла [автореферат]. Тверь: Тверская гос. мед. ак. федерал. агенства по здрвоохр. и соц. развитию; 2006. 16 с.
11. Герцен ГИ, Малкави А. Проблемы остеосинтеза надмышцелковых переломов бедренной кости в пожилом и старческом возрасте. Літопис травматології та ортопедії. 2003;1–2:54–56.
12. Глушков АИ, редактор. Биомеханика. Профилактика, патогенез и лечение травм и ортопедических деформаций. Рига; 1975. Часть 2, Механические свойства нижней челюсти в возрастном аспекте; с. 85–87.
13. Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Дем'яненко ММ, Скиданенко МС. Використання методу скінчених елементів для лікування ангулярних переломів нижньої щелепи. Вісник наукових досліджень. 2018;2(91):92–95. Available from: DOI: 10.11603/2415-8798.2018.2.8997.
14. Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Линдін МС. Сучасний погляд на остеосинтез (оглядові тези). В: Твердохліб ІВ, редактор. Теорія та практика сучасної морфології: зб. наук. робіт. Матеріали наук.-практ. конф. з міжнародною участю, присвяченої 100-річчю Дніпропетровської (Катеринославської) школи морфологів, 5–7 жовтня 2016; Дніпро: ДЗ «ДМА МОЗ України»; 2016. с. 44–46.
15. Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Романюк АМ. Розробка титанових пластин для металостеосинтезу нижньої щелепи з урахуванням функції м'язового апарату. В: Погорєлов МВ, редактор. Перспективи розвитку медичної науки і освіти: зб. тез доповідей. Матеріали Всеукр. наук.-метод. конф., присвяченої 25-річчю Медичного інституту Сумського державного університету; 16–17 листопада 2017; Суми: СумДУ; 2017. с. 77.
16. Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Скиданенко МС, Карпенко ЛІ, Сікора ВВ. π -Пластина як найкраща пластина для остеосинтезу ангулярного перелому нижньої щелепи. Клінічна стоматологія. 2018;2(23):54–57. Available from: DOI: 10.11603/2311-9624.2018.2.8999.

17. Гудименко ОО. Порівняння методів виготовлення титанових пластин для металостеосинтезу. В: Погорєлов МВ, редактор. Актуальні питання теоретичної та клінічної медицини: зб. тез доповідей. Матеріали V Міжнародної наук.-практ. конф. студентів та молодих вчених; 20–21 квітня 2017; Суми: СумДУ; 2017. с. 487.
18. Дудко ОГ. Osteosинтез переломів кісток полімерними конструкціями, що розсмоктуються (огляд літератури). Вісник ортопедії, травматології та протезування. 2011;1:80–85.
19. Ешиев АМ, Мырзашева НМ. Инновационные методы и технологии экстраорального остеосинтеза нижней челюсти при применении сплавов с эффектом памяти формы и мини-пластины. European research. 2015;9(10):38–40.
20. Ипполитов ЮА, Агапов ВЛ, Ипполитов ИЮ. Денситометрическая оценка и рентгеноспектральный микроанализ адгезии светоотверждаемой бондинговой системы и пломбирочного материала к твердым тканям. Медицинский алфавит. Стоматология. 2009;14:29-43.
21. Калашников АВ. Остеопороз и репаративная регенерация костей при переломах. Літопис травматології та ортопедії. 2001;3–4:49–51.
22. Комелягин ДЮ, Рогинский ВВ. Набор титановых имплантатов для черепно-челюстно-лицевого остеосинтеза. Руководство по применению. Москва: ЗАО «Конмет»; 2001. 18 с.
23. Комлев СМ, Баринов ВС. Биокерамика на основе фосфатов кальция. Москва: Наука; 2005. 204 с.
24. Король МД. Пропедевтика ортопедической стоматологии. Винница: Нова Книга; 2012. 275 с.
25. Коротких НГ, Бугримов ДЮ, Ларина ОЕ, Степанов ИВ, Станислав ИН. Применение титановых конструкций с наноструктурным биопокрывом в комплексном лечении переломов нижней челюсти. Российский стом. журнал. 2012;3:16–18.
26. Крищук МГ, Шидловський МС, Лакша АМ, Єщенко ВО. Оцінка адекватності імітаційної моделі напружено-деформованого стану сегмента

кінцівки з фіксацією перелому стержневим апаратом зовнішньої фіксації. Вісник НТУУ КПІ «Машинобудування». 2011;61:76–80.

27. Крюков ВН. Топография силовых напряжений в костях при травме: Атлас. Барнаул: Алт. книжное изд-во; 1977. 174 с.

28. Кузенко ЄВ, Гудименко ОО, Скиданенко МС, Покотило ВМ, Линдін МС, Сікора ВВ, винахідники; Сумський державний університет, патентовласник. Пристрій для отримання зразків кісток і твердих тканин зубів: патент України № 127415. 2018 лип. 25. Бюл. № 14.

29. Кузенко ЄВ, Гудименко ОО, Трейтак ІВ, Голобородько ЛВ, Некрасов СС, Біда ОВ та ін. Оцінка прилипання *Staphylococcus epidermidis* і *Candida albicans* до титанових пластин із різним ступенем шорсткості. Новини стоматології. 2017;1(90):87–91.

30. Кузенко ЄВ, Скиданенко МС, Павленко ІВ, Дяченко ОО, Гудименко ОО, Дем'яненко ММ та ін. Напружено-деформований стан пластин та щелепи при ангулярному переломі нижньої щелепи. Новини стоматології. 2018;2:70–75. Available from: DOI: 10.11603/2311-9624.2018.2.8999.

31. Лаврищева ГИ. Морфологические особенности приживления аллокости. Биоматериалы. 2006;5:36–40.

32. Левенець ОК, Матрос-Таранець ІМ, Каліновський ДК. Медико-соціальна експертиза при травмі щелепно-лицевої ділянки. Військово-лікарська експертиза в збройних силах України. Донецьк: ДонДМУ; 2002. 170 с.

33. Макєєв ВФ, Шибінський ВЯ. Особливості розподілу силових навантажень на суглобові головки нижньої щелепи під дією жувального навантаження в модельному експерименті. Новини стоматології. 2007;2:40–43.

34. Маланчук ВО, Астапенко ОО, Копчак АВ. Особливості застосування біорезорбтивних фіксаторів при переломах лицевого черепа в різних анатомо-функціональних зонах: наукові дискусії. Укр. мед. часопис. 2013;5(97):156–159.

35. Маланчук ВО, Крищук МГ, Копчак АВ. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії: навчальний посібник. Київ: Видавничий дім «Асканія»; 2013. 231 с.
36. Маланчук ВО, Логвиненко ІП, Маланчук ТО, Ціленко ОЛ. Хірургічна стоматологія та щелепно-лицева хірургія: підручник (у 2 т.). Том 2. Київ: ЛОГОС; 2011. 608 с.
37. Малышева НМ, Огородников ВБ. Оценка эффективности использования пористой корундовой керамики для устранения дефектов в челюстно-лицевой области. Стоматология: научно-практический журнал. 2008;87(1):22–26.
38. Марочник стали и сплавов. Характеристика материала ВТ1-1 [Интернет]. Харьков: марочник стали и сплавов; 2018 [обновлено 2018 фев. 25; цитировано 2018 апр. 27]. Доступно на: http://www.splav-kharkov.com/mat_start.php?name_id=1284.
39. Матрос-Таранец ІН, Альваамлех АІ, Дуфаш ІХ, Хახелева ТН, Никаноров ЮА, Абед Етер АР. Локальные мышечные дисфункции при переломах костей лицевого черепа. Донецк: ДонГМУ; 2003. 142 с.
40. Мирсаева ФЗ, Изосимов АА. Оптимизация комплексного лечения переломов нижней челюсти. Институт стоматологии. Газета для профессионалов. 2010;2:6–7.
41. Мозговая СВ. Накостный остеосинтез титановыми минипластинами при лечении больных с переломами нижней челюсти [автореферат]. Пермь: Пермский гос. ун-т; 1994. 20 с.
42. Музиченко ПФ. Проблеми біоматеріаловедення в травматології та ортопедії. Травма. 2012;1:94–98.
43. Нагиев ЭР, Исмаилова ФЭ, Нагиева СЭ. Аллотрансплантация костей при замещении дефектов нижней челюсти: Биохимические, рентгенологические и морфологические аспекты. Saarbrücken (Germany): LAP Lambert Academic Publishing Heinrich-Böcking-Str.; 2012. 148 с.

44. Нагиев ЭР, Чудинов АН, Нагиева СЭ. Биохимические механизмы аутопластики дефектов нижней челюсти. Saarbrücken (Germany): LAP Lambert Academic Publishing Heinrich-Böcking-Str.; 2012. 134 с.
45. Нагиева СЭ, Исмаилова ФЭ, Нагиев ЭР. Перспективы трансплантации костной ткани при замещении дефектов нижней челюсти (Обзор литературы). Научное обозрение. Медицинские науки. 2016;4:69–77.
46. Панкратов АС. Совершенствование методов оперативного лечения больных с переломами нижней челюсти и их осложнениями [диссертация]. Москва: Рос. гос. мед. ун-т; 2005. 296 с.
47. Плотников НА. Костная пластика нижней челюсти. Москва: Медицина; 2003. 136 с.
48. Поворознюк ВВ. Возрастные аспекты структурно-функционального состояния костной ткани населения Украины. Остеопороз и остеопатии. 2000;1:15–22.
49. Поворознюк ВВ, редактор. Повреждения позвоночника и спинного мозга (механизмы, клиника, диагностика, лечение). Киев: Книга Плюс; 2001. Часть 2, Глава 13, Остеопороз позвоночника: механизмы развития, факторы риска, клиника, диагностика, профилактика и лечение; с. 272–304.
50. Посохова ВФ, Чуев ВВ, Шатерникова ВА, Чуев ВП. Инъекционный биорезорбируемый кальцийфосфатный материал для восстановления дефектов костной ткани – «Клипдент-цем»: Часть I. Разработка и лабораторный. Институт стоматологии. 2012;1:126–127.
51. Савельев АЛ, Самуткина МГ, Федяев ИМ, Фишер ИИ. Эпидемиология травматических повреждений челюстно-лицевой области за последние 15 лет по данным клиники челюстно-лицевой хирургии СамГМУ. Вестник Российской военно-медицинской академии. Приложение. 2011;1:67.
52. Савельев АЛ. Клинико-функциональное обоснование лечения больных переломами нижней челюсти с использованием индивидуальных на костных пластин [диссертация]. Самара: Самар. гос. мед. ун-т; 2012. 182 с.

53. Сафонова ЮС. Методи визначення щільності кісткової тканини для оцінки її структурно-функціонального стану. *Практ Мед.* 2009; 14(6):75–79.
54. Сомов АА. Остеосинтез рассасывающимся металлом. *Хирургия.* 1956;1:36–42.
55. Станислав ИН. Применение титановых конструкций с наноструктурным покрытием в комплексном лечении переломов нижней челюсти с использованием 3D моделирования [автореферат]: Воронеж; 2012. 27 с.
56. Тимофеев АА, Васадзе Н. Накостные потенциометрические показатели при остеосинтезе нижнечелюстной кости. *Современная стоматология.* 2014;2:45–51.
57. Тимофеев АА. Гальванические проявления в полости рта. *Современная ортопедическая стоматология (Москва, Россия).* 2012;18:72–75.
58. Тимофеев АА. Клиническая классификация гальванических проявлений, возникающих в полости рта. *Современная стоматология.* 2011;5(59):59–63.
59. Тимофеев АА. Руководство по челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии. Киев: ООО «Червона Рута-Турс»; 2012. 1048 с.
60. Тимофеев ОО. Гальванізм і гальваноз, що виникає при наявності металевих включень в порожнині рота: методичні рекомендації. Київ: ТОВ ВП «Едельвейс»; 2012. 20 с.
61. Тимофеев ОО. Щелепно-лицева хірургія. Київ: ВСВ «Медицина»; 2011. 752 с.
62. Троицкий ВВ, Цитрин ДН. Рассасывающийся металлический сплав «Остеосинтезит» как материал для скрепления кости при переломах. *Хирургия.* 1944;4:41–44.
63. Хенч Л, Джонс Д. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей. Москва: Техносфера; 2007. 304 с.

64. Черный ВН. Перспективы применения биodeградирующих сплавов на основе магния в остеосинтезе: Обзоры/Review. Запорожский медицинский журнал. 2016;6(81):76–79.
65. Чуйко АМ, Левандовський РА, Угрин ММ, Беліков ОБ. Особливості підбору імплантатів з використанням комплексу MIMICS-ANSYS. Новини стоматології. 2013;1:50–55.
66. Чуйко АН, Вовк ВЕ. Особенности биомеханики в стоматологии. Харьков: Прапор; 2006. 304 с.
67. Чуйко АН, Калиновский ДК, Пограничная КР. Компьютерная томография и биомеханическое сопровождение в челюстно-лицевой хирургии. Ортопед. травматол. 2011;3:29–41.
68. Шамсудинов АХ, Петрович ЮА, Сумароков ДД, Швірков МБ. Особенности созревания фосфорно-кальциевых соединений при трансплантации костей, обработанных различными способами. Стоматология. 2002;5:12–15.
69. Шенгюль Х. Экспериментальное обоснование применения растворимых стентов в лечении окклюзирующих заболеваний сосудов [диссертация]. Москва; 2009. 91 с.
70. Шидловський МС, Маланчук ВО, Копчак АВ. Вивчення механічних характеристик кісткової тканини з урахуванням її анізотропії. Вісник НТУУ КП «Машинобудування». 2010;59:34–37.
71. Щетинин ВВ, Гарафутдинов ДМ, Архаров СЛ. Изучение топографии оптической плотности костной ткани нижней челюсти методом компьютерно-томографической денситометрии. Диагностика в имплантологии. 2000;4:41–45.
72. Abdel-Galil K, Loukota R. Fractures of the mandibular condyle: Evidence base and current concepts of management. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2010;7:520–526.

73. Agarwal A, Singh KP, Jain A. Medical significance and management of staphylococcal biofilm. *FEMS Immunol Med Microbiol* [Internet]. 2010;58:147–160. Available from: DOI: 10.1111/j.1574-695X.2009.00601.x.
74. Ahmad N, Lyles J, Panchal J. Outcomes and complications based on experience with resorbable plates in pediatric craniosynostosis patients. *J Craniofac Surg*. 2008;19:855–860.
75. Ahmed W, Bukhari SGA, Janjua OS, Uzair L, Shah I. Bioresorbable Versus Titanium Plates for Mandibular Fractures. *Journal of the College of Physicians and Surgeons Pakistan*. 2013;23(7):480–483.
76. Al Ahmed HE, Jaber MA, Abu Fanas SH, Karas M. The pattern of maxillofacial fractures in Sharjah, United Arab Emirates: a review of 230 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2004;98:166–170.
77. Albrektsson T, Dahlin C, Jemt T, Sennerby L, Turri A, Wennerberg A. Is marginal bone loss around oral implants the result of a provoked foreign body reaction? *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(2):155–165. Available from: DOI: 10.1111/cid.12142.
78. Alkan A, Celebi N, Ozden B, Baş B, Inal S. Biomechanical comparison of different plating techniques in repair of mandibular angle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;104:752–756.
79. Al-Moraissi EA, Ellis E. Biodegradable and titanium osteosynthesis provide similar stability for orthognathic surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2015;73(9):1795–1808.
80. Al-Tairi NH, Shoushan MM, Saad Khedr MM, Abd-alal SE. Comparison of three-dimensional plate versus double miniplate osteosynthesis for treatment of unfavorable mandibular angle fractures. *Tanta Dental Journal*. 2015;12(2):89–98. Available from: DOI: 10.1016/j.tdj.2015.02.001.
81. Amin Yavari S. Porous titanium for bone substitution: Mechanobiology meets surface science [thesis]. Tehran, Iran; Sharif university of technology; 2014. 146 p.

82. An YH, Friedman RJ. Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterial surfaces. *J Biomed Mater Res.* 1998;43:338–348.
83. Anderson JM, Rodriguez A, Chang DT. Foreign body reaction to biomaterials. *Semin Immunol.* 2008 Apr;20(2):86–100. Available from: DOI: 10.1016/j.smim.2007.11.004.
84. Anderson JM. Biological responses to materials. *Annu Rev Mater Res.* 2001; 31(1):81–110.
85. Andersson L, Kahnberg K-E, Pogrel MA. *Oral and Maxillofacial Surgery.* UK, Chicester: John Wiley & Sons Ltd; 2012. 1312 p.
86. ANSYS Workbench. User's Guide. Release 12.1; 2009. 124 p.
87. Aquilina P, Chamoli U, Parr WCH, Clausen PD, Wroe S. Finite element analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2013;51(4):326–331.
88. Ashammakhi N, Renier D, Arnaud E, Marchac D, Ninkovic M, Donaway D et al. Successful use of biosorb osteofixation devices in 165 cranial and maxillofacial cases: a multicenter report. *J Craniofac Surg.* 2004;15(4):692–701; discussion 702.
89. Asprino L, Consani S, de Moraes M. A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(3):452–456.
90. Ataç MS, Erkmen E, Yücel E, Kurt A. Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2- versus 4-plate fixation using 3D-FEA. Part 1: Advancement surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 37:1117–1124.
91. Ataç MS, Erkmen E, Yücel E, Kurt A. Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2- versus 4-plate fixation using 3D-FEA Part 2: Impaction surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38:58–63.
92. Atik F, Atac MS, Özkan A, Kilinc Y, Arslan M. Biomechanical analysis of titanium fixation plates and screws in mandibular angle fractures. *Niger J Clin*

Pract. 2016 May–Jun; 19(3):386–390. Available from: DOI: 10.4103/1119-3077.179292.

93. Babu S, Parmar S, Menat M, Raghani, Kapadia T. Three dimensional miniplate rigid fixation in fracture mandible. *J Maxillofac Oral Surg.* 2007;6:14–16.

94. Balakrishnan R, Ebenezer V, Dakir A. Three dimensional titanium mini plates in management of mandibular fractures. *Biomed Pharmacol J.* 2014;7(1):241–246. Available from: DOI: 10.13005/bpj/480.

95. Barde DH, Mudhol A, Ali FM, Madan RS, Kar S, Ustaad F. Efficacy of 3-Dimensional plates over Champys miniplates in mandibular anterior fractures. *Journal of International Oral Health: JIOH.* 2014;6(1):20–26.

96. Bartold PM, Cantley MD, Haynes DR. Mechanisms and control of pathologic bone loss in periodontitis. *Periodontology.* 2010;53:55–69. Available from: DOI: 10.1111/j.1600-0757.2010.00347.x.

97. Bayram B, Araz K, Uckan S, Balcik C. Comparison of fixation stability of resorbable versus titanium plate and screws in mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:1644–1648.

98. Bell BR, Kindsfater CS. The use of biodegradable plates and screws to stabilize facial fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64:31–39.

99. Bessho K, Iizuka T, Murakami K. A bioabsorbable poly-L-lactide miniplate and screw system for osteosynthesis in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55:941–945.

100. Bida O, Bida V, Kuzenko Y, Diachenko O, Lyndin M, Hudymenko O. Type II osteoporosis pathogenesis as a result of secondary edentulous. *Bangladesh Journal of Medical Science.* 2017;16(1):127–137. Available from: DOI: 10.3329/bjms.v16i1.31144.

101. Böhner M. Calcium orthophosphates in medicine: from ceramics to calcium phosphate cements. *Injury.* 2000;31(4):37–40. Available from: DOI: 10.1016/S0020-1383(00)80022-4.

102. Booth PW, Schendel SA, Hausamen J-E. *Maxillofacial surgery.* 2nd ed (Vol. 1). London, UK: Churchill Livingstone; 2007. p. 74–76.

103. Bos RR, Rozema FR, Boering G, Nijenhuis AJ, Pennings AJ, Verwey AB. Bio-absorbable plates and screws for internal fixation of mandibular fractures. A study of six dogs. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1989;18:365–369.
104. Bostman O. Economic considerations on avoiding implant removals after fracture fixation by using absorbable devices. *Scandinavian journal of social medicine*. 1994;22(1):41–45.
105. Braem A, Van Mellaert L, Hofmans D, De Waelheyns E, Anné J, Schrooten J et al. Bacterial colonisation of porous titanium coatings for orthopaedic implant applications – effect of surface roughness and porosity. *Powder Metallurgy*. 2013;56(4):267–271. Available from: DOI: 10.1179/0032589913Z.0000000000124.
106. Branemark PI, Tolman DE. *Osseointegration in craniofacial reconstruction*. Chicago: Quintessence; 1973.
107. Bridges AW, Whitmire RE, Singh N, Templeman KL, Babensee JE, Lyon LA et al. Chronic inflammatory responses to microgel based implant coatings. *J Biomed Mater Res*. 2010 Jul;94:252–258. Available from: DOI: 10.1002/jbm.a.32669.
108. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P. *Titanium in medicine*. Berlin: Springer; 2001. 1019 p.
109. Buijs GJ, van der Houwen EB, Stegenga B, Bos RR, Verkerke GJ. Mechanical strength and stiffness of biodegradable and titanium osteofixation systems. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007; 65(11):2148–2158.
110. Campoccia D, Montanaro L, Arciola CR. The significance of infection related to orthopedic devices and issues of antibiotic resistance. *Biomaterial*. 2006;27:2331–2339. Available from: DOI: 10.1016/j.biomaterials.2005.11.044.
111. Canter HI, Mavili ME. Bicortical biodegradable screws for rigid fixation of traumatic sagittal split mandibular fracture. *J Craniofac Surg*. 2007;3(18):626–629. Available from: DOI: 10.1097/scs.0b013e31805344f4.
112. Champy M, Loddé JP, Schmidt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Maxillofac Surg*. 1978;6:14-21. Available from: DOI: 10.1016/S0301-0503(78)80062-9.

113. Cheung LK, Chow LK, Chiu WK. A randomized controlled trial of resorbable versus titanium fixation for orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* . 2004;98(4):386–397.
114. Choi BH, Kim KN, Kang HS. Clinical and in vitro evaluation of mandibular angle fracture fixation with two-miniplate system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1995;79:692–695.
115. Choi BH, Kim KN, Kim HJ, Kim MK. Evaluation of condylar neck fracture plating techniques. *J Craniomaxillofac Surg*. 1999;27(2):109–112.
116. Chrcanovic BR, Abreu MH, Freire-Maia B, Souza LN. 1,454 mandibular fractures: a 3-year study in a hospital in Belo Horizonte, Brazil. *J Craniomaxillofac Surg*. 2012;40:116–123.
117. Chrcanovic BR, Abreu MH, Freire-Maia B, Souza LN. Facial fractures in children and adolescents: a retrospective study of 3 years in a hospital in Belo Horizonte, Brazil. *Dent Traumatol*. 2010; 26:262–270.
118. Chrcanovic BR, Custódio AL. Considerations of mandibular angle fractures during and after surgery for removal of third molars: a review of the literature. *Oral Maxillofac Surg*. 2010;14:71–80.
119. Chrcanovic BR, Souza LN, Freire-Maia B, Abreu MH. Facial fractures in the elderly: a retrospective study in a hospital in Belo Horizonte, Brazil. *J Trauma*. 2010;69:73–78.
120. Chrcanovic BR. Factors influencing the incidence of maxillofacial fractures. *Oral Maxillofac Surg*. 2012;16:3–17.
121. Chrcanovic BR. Fixation of mandibular angle fractures: In vitro biomechanical assessments and computer-based studies. *Oral Maxillofac Surg*. 2013;17:251–68.
122. Clason C, Hinz AM, Schieferstei H. A method for material parameter determination for the human mandible based on simulation and experiment. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*. 2004;7(5):265–276.

123. Compston J, Cooper A, Cooper C. UK clinical guideline for the prevention and treatment of osteoporosis. *Archives of Osteoporosis*. 2017;12(1):43. Available from: DOI: 10.1007/s11657-017-0324-5.
124. Coombes DM, Shelley MJ, McKenzie J, Sneddon KJ. Biodegradable fixation in oral and maxillofacial surgery. *Dent Update*. 2007;10(34):641–644.
125. Coombs D. Simulation of mandible biomechanics after fixation of subcondylar fracture. In: The 14th International ANSYS Conference [Internet]; 2008 Aug 26–28; the David L. Lawrence Convention Center in Pittsburgh, Pennsylvania, USA, Pennsylvania (USA): ANSYS, Inc; 2008 [cited 2017 Dec 18]; p. 1–19.
126. Cox T, Kohn MW, Impelluso T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2003;61:481–487.
127. Cutwright DE, Hunsuck EE, Beasley JD. Fracture reduction using a biodegradable material, polylactic acid. *J Oral Surg*. 1971;29:393–397.
128. Darouiche RO. Treatment of infections associated with surgical implants. *N Engl J Med*. 2004 Apr 1;350(14):1422–1429. Available from: DOI: 10.1056/NEJMr035415.
129. Davila JC, Lautsch EV, Palmer TE. Some physical factors affecting the acceptance of synthetic materials as tissue implants. *Ann N Y Acad Sci*. 1968;146:138–147.
130. Davila JC. Prosthesis and living tissue: conflict compatibility (editorial). *Ann Thorac Surg*. 1966;2:126.
131. Degala S, Shetty S, Ramya S. Fixation of zygomatic and mandibular fractures with biodegradable plates. *Ann Maxillofac Surg*. 2013 Jan-June;3(1):25–30. Available from: DOI: 10.7181/acfs.2016.17.1.1.
132. Diachenko O, Kuzenko Y, Gudimenko O, Beda O. Comparative analysis of the materials used for osteosynthesis. In: Марковський МФ, Сорокіна ІВ, Губіна-Вакулік ГІ, Омельченко ОА, Мирошніченко МС, редактори. Сучасні аспекти морфології людини: успіхи, проблеми та перспективи. Матеріали заочної наук.-практ. конф. з міжнародною участю, присвяченої 150-річчю з дня

народження професора М. Ф. Мельникова-Разведенкова; 24 грудня 2016, Харків. Харків: ХНМУ; 2016, с. 133–134.

133. Dichard A, Klotch DW. Testing biomechanical strength of repairs for the mandibular angle fracture. *Laryngoscope*. 1994;104:201–208.

134. Eisenbarth E, Velten D, Schenk-Meuser K, Linez P, Biehl V, Duschner H et al. Interactions between cells and titanium surfaces. *Biomol Eng*. 2002;19:243–249.

135. Ellis E 3rd. Open reduction and internal fixation of combined angle and body/symphysis fractures of the mandible: how much fixation is enough? *Oral Maxillofac Surg*. 2013 Apr;71(4):726–733. Available from: DOI: 10.1016/j.joms.2012.09.017.

136. El-Saadany WH, Sadakah AA, Hussein MM, Saad KA. Evaluation of using ultrasound welding process of biodegradable plates for fixation of pediatric mandibular fractures. *Tanta Dental Journal*. 2015;12:22–29.

137. Enislidis G, Pichorner S, Lambert F, Wagner A, Kainberger F, Kautzky M et al. Fixation of Zygomatic fractures with a new biodegradable copolymer osteosynthesis system. Preliminary results. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1998;27:352–355.

138. Eppley BL, Sadove AM and Havlik RJ. Resorbable plate fixation in pediatric craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg*. 1997;100(1):1–13.

139. Erkmen E, Ataç MS, Yücel E, Kurt A. Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2- versus 4-plate fixation using 3D-FEA: Part 3: Inferior and anterior repositioning surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38:173–179.

140. Erkmen E, Simsek B, Yücel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: Advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2005;34:551–558.

141. Erkmén E, Simsek B, Yücel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: Setback surgery-posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2005;43:97–104.
142. Esen A, Ataoğlu H, Gemi L. Comparison of stability of titanium and absorbable plate and screw fixation for mandibular angle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;106:806–811.
143. Esen A, Dolanmaz D, Tüz HH. Biomechanical evaluation of malleable noncompression miniplates in mandibular angle fractures: an experimental study. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2012;50:65–68.
144. Esposito S, Leone S. Prosthetic joint infections: microbiology, diagnosis, management and prevention. *Int J Antimicrob Agents*. 2008;32:287–293.
145. Farmand M, Dupoirieux L. The value of 3-dimensional plates in maxillofacial surgery. *Maxillofac Surg*. 1992;93:353.
146. Farmand M. Experiences with the 3-D miniplate osteosynthesis in mandibular fractures *Fortschr Kiefer Gesichtschir*. 1996;41:85–87.
147. Farmand M. The 3-dimensional plate fixation of fractures and osteotomies. *Facial Plast Surg*. 1995;3:39.
148. Feichtinger M, Schultes G, Kärcher H. The use of a 3D navigation system in the treatment of mandibular angle fractures by minimally invasive insertion of Herbert screws for osteosynthesis. *Comput Aided Surg*. 2008;13:47–54.
149. Feledy J, Caterson EJ, Steger S, Stal S, Hollier L. Treatment of mandibular angle fractures with a matrix miniplate. A preliminary report. *Plast Reconstr Surg*. 2004;114(7):1711–1716. Available from: DOI: 10.1097/01.PRS.0000142477.77232.F7.
150. Feller KU, Schneider M, Hlawitschka M, Pfeifer G, Lauer G, Eckelt U. Analysis of complications in fractures of the mandibular angle: a study with finite element computation and evaluation of data of 277 patients. *J Craniomaxillofac Surg*. 2003;31:290–295.
151. Ferretti C, Reyneke JP. Mandibular, sagittal split osteotomies fixed with biodegradable or titanium screws: A prospective, comparative study of postoperative

stability. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002;93(5):534–537. Available from: DOI: 10.1067/moe.2002.124091.

152. Fonseca R, Barber H, Powers M, Frost D. *Oral and maxillofacial trauma*. 4th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders; 2012. 912 p.

153. Freedom Finance. Системы 3D-моделирования от Ansys: новые платформы и рост акций [Интернет]. Москва: Freedom Finance; 2016 [обновлено 2016 май 15; цитировано 30 авг. 2016]. Доступно на: <https://ffin.ru>.

154. Fröjd V, Chávez de Paz LE, Andersson M, Wennerberg A, Davies JR, Svensäter G. In situ analysis of multispecies biofilm formation on customized titanium surfaces. *Molec Oral Microbiol.* 2011;26:241–252.

155. Gasik M, Van Mellaert L, Pierron D, Braem A, Hofmans A, De Waelheyns E et al. Reduction of biofilm infection risks and promotion of osteointegration for optimized surfaces of titanium implants. *Healthcare Mater.* 2012;1(1):117–127.

156. Gealh WC, Costa JV, Ferreira GM, Filho LI. Comparative study of the mechanical resistance of 2 separate plates and 2 overlaid plates used in the fixation of the mandibular condyle: an in vitro study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(4):738–743.

157. Gonzalez Y, Iwasaki LR, McCall WDJr, Ohrbach R, Lozier E, Nickel JC. Reliability of electromyographic activity vs. bite-force from human masticatory muscles. *Eur J Oral Sci.* 2011;119(3):219–224.

158. Grainger DW. All charged up about implanted biomaterials. *Nat Biotechnol.* 2013 Jun;31(6):507–509. Available from: DOI: 10.1038/nbt.2600.

159. Granchi D, Cenni E, Trisolino G, Giunti A, Baldini N. Sensitivity to implant materials in patients undergoing total hip replacement. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2006;77B (2):257–264. Available from: DOI: 10.1002/jbm.b.30445.

160. Gregolin RF, de Carvalho Zavaglia CA, Tokimatsu RC, Pereira JA. Biomechanical stress and strain analysis of mandibular human region from computed tomography to custom implant development. *Advances in Materials Science and Engineering.* 2017;3:1–9. Available from: DOI: 10.1155/2017/7525897.

161. Grossi ML. Three dimensional reconstruction of the muscles of mastication. Michigan: The University of Michigan, Ann Arbor; July 1991. 156 p.
162. Grossi SG, Genco RJ, Machtei EE, Ho AW, Koch G, Dunford R et al. Assessment of risk for periodontal disease. II Risk indicators for alveolar bone loss. *J Periodontol*. 1995;66:23–29. Available from: DOI: 10.1902/jop.1995.66.1.23.
163. Guglielmotti M, Cabrini R. Evaluación Biológica de Implantes Dentales Fracasados. *Revista de la Asociación Odontológica Argentina*. 1997;85(4):313–317.
164. Guiglia R, Di-Fede O, Lo-Russo L, Sprini D, G-BRG. Osteoporosis, jawbones and periodontal disease. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013 Jan1;18(1):93–99. Available from: DOI: 10.4317/medoral.18298.
165. Guimond C, Johnson JV, Marchena JM. Fixation of mandibular angle fractures with a 2.0-mm 3-dimensional curved angle strut plate. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;63(2):209–214.
166. Gutwald R, Büscher P, Schramm A, Schmelzeisen R. Biomechanical stability of an internal mini-fixation-system in maxillofacial osteosynthesis. *Med Biol Eng Comp*. 1999;37:280–281.
167. Hallab N, Merritt K, Jacobs JJ. Metal sensitivity in patients with Orthopaedic implants. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83-A(3):428–436.
168. Hallab N. Metal sensitivity in patients with orthopedic implants. *J Clin Rheumatol* 2001;7(4):215–218.
169. Harris LG, Meredith DO, Eschbach L, Richards RG. Staphylococcus aureus adhesion to standard micro-rough and electropolished implant materials. *J Mat Sci Mater Med*. 2007;18(6):1151–1156. Available from: DOI: 10.1007/s10856-007-0143-0.
170. Harro JM, Peters BM, O`May GA, Archer N, Kerns P, Prabhakara R et al. Vaccine development in Staphylococcus azreus: taking the biofilm phenotype into consideration. *FEMS Immunol Med Microbiol*. 2010;59:306–323. Available from: DOI: 10.1111/j.1574-695X.2010.00708.x.
171. Haug RH, Assael LA. Outcomes of open versus closed treatment of mandibular subcondylar fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2001;59(4):370–375;discussion 375–356.

172. Haug RH, Barber JE, Reifeis R. A comparison of mandibular angle fracture plating techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996;82:257–263.

173. Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001;59:1199–1210.

174. Haug RH, Street CC, Goltz M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002 Nov;60(11):1319–1326.

175. Hayes JS, Archer CW, Richards RG, editors. Control of integration at a cellular level: Influence of surface polishing on bony on-growth. *Proceedings of Trans 55th Annu Meeting Orthop Res Soc*; 2009 Feb 22–25; Las Vegas, NV, USA. Las Vegas (NV, USA); 2009, poster 481.

176. Hayes JS, Richards RG. Surfaces to control tissue adhesion for osteosynthesis with metal implants: in vitro and in vivo studies to bring solutions to the patient. *Expert Rev Med Devices.* 2010;7(1):131–142.

177. Hayes JS, Seidenglanz U, Pearce AI, Archer CW, Richards RG, Pearce SG. Surface polishing positively influences ease of plate and screw removal. *European Cells and Materials.* 2010 Feb;19:117–126. Available from: DOI: 10.22203/eCM.v019a12.

178. Hayes JS, Seidenglanz U, Pearce AI, Pearce SG, Archer CW, Richards RG, editors. Reducing implant removal related morbidity with surface polishing – a novel in vivo study. *Proceedings of the 55th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*; 2009 Feb 2–25, The Venetian Hotel-Resort-Casino Sands Expo Convention Center, Las Vegas, NV, USA. Las Vegas: Transactions of the 55th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society Meeting (Short Talk), Vol. 34; 2009.

179. Heidemann W, Gerlach KL. Imaging of biodegradable osteosynthesis materials by ultrasound. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002;31:155–158. Available from: DOI: 10.1038/sj/dmfr/4600667.

180. Higgins DM, Basaraba RJ, Hohnbaum AC, Lee EJ, Grainger DW, Gonzalez-Juarrero M. Localized immunosuppressive environment in the foreign body response to implanted biomaterials. *Am J Pathol.* 2009;175(1):161–170. Available from: DOI: 10.2353/ajpath.2009.080962.

181. Hoiby N, Bjarnsholt T, Moser C, Bassi GL, Coenye T, Donelli G et al. ESCMID guideline for the diagnosis and treatment of biofilm infections 2014. *Clinical microbiology and infection: the official publication of the European Society of Clinical Microbiology and Infectious Diseases.* 2015;21(1):1–25.

182. Hudymenko OO, Demianenko MM, Kuzenko YV. 3D well-founded choice of optimal titanium plates for osteosynthesis. In: *Juvenus pro medicina. Proceedings of the 56th Polish and 14th International Training and Scientific Conference of Students' Scientific Society and Junior Doctors; 25–26 May 2018; Lodz.* Lodz, Poland: Medical University of Lodz, 2018. 338 p.

183. Imola MJ, Hamlar DD, Shao W. Resorbable plates fixation in pediatric craniofacial surgery: long-term outcome. *Arch Facial Plast Surg.* 2001;3:79–88.

184. Inside mines. ANSYS Workbench – Simulation. Training Manual. Advanced Solid Body Contact Options. Chapter 3: Advanced contact [Internet]. Canonsburg, Pennsylvania: Ansys inc; 2010 [cited 2017 Dec 14]. 38 p. Available from: http://inside.mines.edu/~apetrell/ENME442/Labs/1301_ENME442_lab6_lecture.pdf.

185. Ioannidou E, Makris GP. Twelve year followz up of an autogenous mandibular canine transplant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;97(3):582–590.

186. Jacobs J, Gilbert J, Urban R. Current concepts review – corrosion of metal orthopaedic implants. *JBJS.* 1998 Oct;80(2):282.

187. Jain MK, Manjunath KS, Bhagwan BK, Shah DK. Comparison of 3-dimensional and standard miniplate fixation in the management of mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68:1568–1572. Available from: DOI: 10.1016/j.joms.2009.07.083.

188. James GA, Swogger E, Wolcott R, Pulcini Ed, Secor P, Sestrich J, et al. Biofilms in chronic wounds. *Wound Repair Regen.* 2008;16:37–44. Available from: DOI: 10.1111/j.1524-475X.2007.00321.x.
189. Ji B, Wang C, Liu L, Long J, Tian W, Wang H. A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite element method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109:e21–27.
190. John CW. Predicting clinical biological responses to dental materials. *Dent Mater.* 2012;28:2340.
191. Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2009;67(2):301–313.
192. Kalfarentzos EF, Deligianni D, Mitros G, Tyllianakis M. Biomechanical evaluation of plating techniques for fixing mandibular angle fractures: the introduction of a new 3D plate approach. *Oral Maxillofac Surg.* 2009;13(3):139–144.
193. Kallela I, Tulamo RM, Hietanen J, Pohjonen T, Suuronen R, Lindqvist C. Fixation of mandibular body osteotomies using biodegradable amorphous self-reinforced (70L:30DL) polylactide or metal lag screws: an experimental study in sheep. *J Craniomaxillofac Surg.* 1999;27:124–133.
194. Kartikey K, Singh G, Singh RB, Wilczynska A, De Meester F. Inflammation, Osteoporosis and Atherosclerosis: The Tsimtsoum Concept. *The Open Nutraceuticals Journal.* 2010;3:174–178.
195. Kim YK, Shim CH, Bae JH, Yun PY. Application of bioabsorbable plates in orthognathic surgery. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2006;32:60–64.
196. Kim YK, Yeo HH, Lim SC. Tissue response to titanium plates: a transmitted electron microscopic study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55:322–326.
197. Kimsal J, Baack B, Candelaria L, Khraishi T, Lovald S. Biomechanical analysis of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69:3010–3014.
198. Klöppel H, Wieling R, Rahn BA, Richards RG. Influence of stainless steel implant surface microtopography on bone integration. *Proceedings of the 18th*

European Conference on Biomaterials; 2003; Stuttgart, Germany. Stuttgart (Germany): LMP-010; 2003.

199. Koc D, Dogan A, Bek B. Effect of gender, facial dimensions, body mass index and type of functional occlusion on bite force. *J Appl Oral Sci.* 2011;19(3):274–279.

200. Koshy JC, Feldman EM, Chike-Obi CJ, Bullocks JM. Pearls of mandibular trauma management. *Semin Plastic Surg.* 2010;24(4):357–374.

201. Krakauer JC, McKenna MJ, Buderer NF, Rao DS, Whitehouse FW, Parfitt AM. Bone loss and bone turnover in diabetes. *Diabetes.* 1995 Jul;44(7):775–782. Available from: <https://doi.org/10.2337/diab.44.7.775> 25.

202. Kribbs PJ. Comparison of mandibular bone in normal and osteoporotic women. *J Prosthet Dent.* 1990;63:218–222. Available from: DOI: 10.1016/0022-3913(90)90108-O.

203. Kumar V, Abbas AK, Aster J. Robbins basic pathology. 10th ed. Philadelphia: Elsevier; 2017. 910 p.

204. Kyrgidis A, Koloutsos G, Kommata A, Lazarides N, Antoniadis K. Incidence, aetiology, treatment outcome and complications of maxillofacial fractures. A retrospective study from Northern Greece. *J Craniomaxillofac Surg.* 2013 Oct;41(7):637–643. Available from: DOI: 10.1016/j.jcms.2012.11.046.

205. Laing PG, Ferguson AB Jr, Hodge ES. Tissue reaction in rabbit muscle exposed to metallic implants. *J Biomed Mater Res.* 1967 Mar; 1(1):135–149. Available from: DOI: 10.1002/jbm.820010113.

206. Lambotte A. Chirurgie Operatoire des Fractures. Paris, France: Masson & Cie, Editeurs; 1913. 556 p.

207. Lamphier J, Ziccardi V, Ruvo A, Janel M: Complications of mandibular fractures in an urban teaching center. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003;61:745–749.

208. Larsson S. Treatment of osteoporotic fractures. *Scand J Surg.* 2002;91(2):140–146.

209. Lee HB, Oh JS, Kim SG, Kim HK, Moon SY, Kim YK et al. Comparison of titanium and biodegradable miniplates for fixation of mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68:2065–2069.
210. Lepley CR, Throckmorton GS, Ceen RF, Buschang PH. Relative contributions of occlusion, maximum bite force, and chewing cycle kinematics to masticatory performance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(5):606–613.
211. Lim H-Y, Jung C-H, Kim S-Y, Cho J-Y, Ryu J-Y, Kim H-M. Comparison of resorbable plates and titanium plates for fixation stability of combined mandibular symphysis and angle fractures. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons.* 2014;40(6):285–290. Available from: DOI: 10.5125/jkaoms.2014.40.6.285.
212. Lovald S, Khraishi T, Wagner J, Kelly J, Wood J, Baack B. Finite element analysis of screw-plate systems for fixation of parasymphyseal fractures of the mandible. *J Mech.* 2007;23:69.
213. Lovald S, Wagner J, Baack B. Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:973.
214. Luhr HG. The development of modern osteosynthesis. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2000;4(1):84–90. Available from: DOI: 10.1007/PL00022964.
215. Luttikhuisen DT, Harmsen MC, Van Luyn MJ. Cellular and molecular dynamics in the foreign body reaction. *Tissue Eng.* 2006 Jul;12(7):1955–1970. Available from: DOI: 10.1089/ten.2006.12.1955.
216. Lynch SA, Robertson GT. Bacterial and fungal biofilm infections. *Annu Rev Med.* 2008;59:415–428. Available from: DOI: 10.1146/annurev.med.59.110106.132000.
217. Madhu Mohan Rao GV, Devanath Reddy P. Incidence of infections associated with use of bioabsorbable implants in Orthopedic surgeries. *IAIM.* 2016;3(3):128–133.
218. Maladiere E, Bado F, Meningaud JP, Guilbert F, Bertrand JC. Aetiology and incidence of facial fractures sustained during sports: a prospective study of 140 patients. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001;30:291–295.

219. Markwardta J, Pfeiferb G, Eckelta U, Reitemeierc B. Analysis of complications after reconstruction of bone defects involving complete mandibular resection using finite element. *Onkologie*. 2007;30; 121–126. Available from: DOI: 10.1159/000098848.
220. Meyer C, Martin E, Kahn JL, Zink S. Development and biomechanical testing of a new osteosynthesis plate (TCP) designed to stabilize mandibular condyle fractures. *J Craniomaxillofac Surg*. 2007;35(2):84–90.
221. Meyer C, Serhir L, Boutemi P. Experimental evaluation of three osteosynthesis devices used for stabilizing condylar fractures of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg*. 2006;34(3):173–181.
222. Michelet FX, Deymes J, Dessus L. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillofacial surgery. *J Maxillofac Surg*. 1973;1:79.
223. Miotti A, Moroldo L, Selerno M, La Rosa R. A statistical epidemiological study of craniomaxillofacial trauma in the Friuli. *Minerva Stomatol*. 1996;45:149–156.
224. Mittal G, Dubbudu RR, Cariappa KM. Three dimensional titanium mini plates in oral & maxillofacial surgery: a prospective clinical trial. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*. 2012;11(2):152–159. Available from: DOI: 10.1007/s12663-011-0267-0.
225. Mizuhashi H, Suga K, Uchiyama T, Oda Y. Changes in mechanical properties of poly-L-lactic acid mini-plates under functional loading simulating sagittal split ramus osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008;37:162–169. Available from: DOI: 10.1016/j.ijom.2007.09.178.
226. Moriarty TF, Boure L, Campoccia D, Richards RG. In vivo evaluation of the effect of intramedullary nail microtopography on the development of local infection in rabbits. *Int J Artif. Organs*. 2010;33:667–675.
227. Moriarty TF, Debeve L, Boure L, Campoccia D, Schlegel U, Richards RG. Influence of material and microtopography on the development of local infection in vivo: experimental investigation in rabbits. *Int J Artif Organs*. 2009;32(9):663–670.

228. Moura CCG, Souza MA, Dechichi P, Zanetta-Barbosa D, Teixeira CC, Coelho PG. The effect of a nanothickness coating on rough titanium substrate in the osteogenic properties of human bone cells. *J Biomed Mater Res*. 2010;94:103–111.

229. Murdoch DR, Roberts SA, Fowler JV, Jr, Shah MA, Taylor SL, Morris AJ et al. Infection of orthopedic prostheses after *Staphylococcus aureus* bacteremia. *Clin Infect Dis*. 2001;32:647–649. Available from: DOI: 10.1086/318704.

230. NeoStorm.ru. Биомеханика нижней челюсти [Интернет]. Москва: NeoStorm.ru; 2017 [обновлено 2017 авг. 31; цитировано 2017 дек. 12]. Доступно на: <http://neostom.ru/zabolevaniya-vnchs/biomechanika-nizhney-cheliusti.html>.

231. Neumann A, Kevenhoerster K. Biomaterials for craniofacial reconstruction. *GMS Current Topics in Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery*. 2009;8:Doc08. Available from: DOI: 10.3205/cto000060.

232. Novak ML, Koh TJ. Macrophage phenotypes during tissue repair. *J Leukoc Biol*. 2013 Jun;93(6):875–881. Available from: DOI: 10.1189/jlb.1012512.

233. Olmedo D, Fernández M, Guglielmotti M, Cabrini, R. Macrophages Related to Dental Implant Failure. *Implant Dentistry*. 2003;12(1):75–80.

234. Pal US, Singh RK, Dhasmana S, Das S, Das SK. Use of 3-D plate in displaced angle fracture of mandible. *Cranial Maxillofac Trauma Reconstr*. 2013;6(1):25–30.

235. Parasolid – ядро для сложного 3D-моделирования. САПР и графика [Интернет]. Москва: САПР и графика; 2009; 9 [обновлено 2017 янв. 12; цитировано 2017 фев. 22]. Доступно на: <https://sapr.ru/issue/944>.

236. Park H, Kim S, Oh J, You J, Kim W. Mini-plate removal in maxillofacial trauma patients during a five-year retrospective study. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2016;42(4):182–186.

237. Park J, Lakes RS. Biomaterials an introduction. Tissue response to implants. 3rd ed. New York: Springer; 2007. 562 p.

238. Park YW. Bioabsorbable osteofixation for orthognathic surgery. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*. 2015;37(1):1–6. Available from: DOI: 10.1186/s40902-015-0003-7.

239. Panagiotopoulou O, Kupczik K, Cobb SN. Modelling subcortical bone in finite element analyses: A validation and sensitivity study in the macaque mandible. *J Biomech.* 2010;43:1603–1611.
240. Parsek MR, Singh PK. Bacterial biofilms: an emerging link to disease pathogenesis. *Annu Rev Microbiol.* 2003;57:677–701. Available from: DOI: 10.1146/annurev.micro.57.030502.090720.
241. Patterson SP, Daffner RH, Gallo RA. Electrochemical corrosion of metal implants. *Am J Roentgenol.* 2005;184(4):1219–1222.
242. Pearce AI, Pearce SG, Schwieger K, Milz S, Schneider E, Archer CW et al. Effect of surface topography on removal of cortical bone screws in a novel sheep model. 2008;26(10):1377–1383. Available from: DOI: 10.1002/jor.20665.
243. Pejčić A, Kojović D, Grigorov I, Stamenković B. Periodontitis and osteoporosis. *Medicine and Biology.* 2005; 12(2):100–103.
244. Pektas ZO, Bayram B, Balcik C, Develi T, Uckan S. Effects of different mandibular fracture patterns on the stability of miniplate screw fixation in angle mandibular. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2012;41(3): 339–343. Available from: DOI: 10.1016/j.ijom.2011.11.008.
245. Piffko J, Homann C, Schuon R, Joos U, Meyer U. Experimental study on the biomechanical stability of different internal fixators for use in the mandible. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2003;7(1):1–6. Available from: DOI: 10.1007/s10006-002-0429-9.
246. Pilling E, Maia R, Theissig F, Stadlinger B, Loukota R, Eckelt U. An experimental in vivo analysis of the resorption to ultrasound activated pins (Sonic weld®) and standard biodegradable screws (ResorbX®) in sheep. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2007;45(6):447–450. Available from: DOI: 10.1016/j.bjoms.2006.12.002.
247. Probst A, Spiegel HA. Cellular mechanisms of bone repair. *J Invest Surg.* 1997;10:77–86.
248. Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine.* 3rd ed. Oxford (UK): Elsevier Academic Press; 2013. 1573 p.

249. Raut R, Keerthi R, Vaibhav N, Ghosh A, Kamath Kateel S. Single Miniplate Fixation for Mandibular Symphysis and Parasymphysis Fracture as a Viable Alternative to Conventional Plating Based on Champy's Principles: A Prospective Comparative Clinical Study. *Journal of Maxillofacial & Oral Surgery*. 2017;16(1):113–117.
250. Rayfield EJ. Finite element analysis and understanding the biomechanics and evolution of living and fossil organisms. *Annu Rev Earth Planet Sci*. 2007;35:541–576.
251. Raymond J, Fonseca R, Barber H, Powers M, Frost D. Oral and maxillofacial trauma. 4th ed. St. Louis: Saunders; 2012. 912 p.
252. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro evaluation of conventional and locking miniplate/screw systems for the treatment of mandibular angle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010;39:1109–1114.
253. Rincic N, Baucic I, Miko S. Corrosion behaviour of the Co-Cr-Mo dental alloy in solutions of different composition and different pH. *Coll Antropol*. 2008;27:99–106.
254. Rochford TJ, Richards RG, Moriarty TF. Influence of material on the development of device-associated infections. *Clin Microbiol Infect*. 2012;18(12):1162–1167. Available from: DOI: 10.1111/j.1469-0691.2012.04002.x.
255. Rokkanen PU, Bostman O, Hirvensalo E, Makela EA, Partio EK, Patiala H et al. Bioabsorbable fixation in orthopaedic surgery and traumatology. *Biomaterials*. 2000;21(24):2607–2613.
256. Rudman RA, Rosenthal SC, Shen C, Ruskin JD, Ifju PG. Photoelastic analysis of miniplate osteosynthesis for mandibular angle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1997;84:129–136 .
257. Sadhwani BS, Anchlia S. Conventional 2.0 mm miniplates versus 3-D plates in mandibular fractures. *Annals of Maxillofacial Surgery*. 2013;3(2):154–159. Available from: DOI: 10.4103/2231-0746.119231.

258. Saikrishna D, Gupta N. Comparison of circummandibular wiring with resorbable bone plates in pediatric mandibular fractures. *J Maxillofac Oral Surg*. 2010 June; 9(2):116–118. Available from: DOI: 10.1007/s12663-010-0037-4.

259. Saleh K, Olson M, Resig S, Bershadsky B, Kuskowski M, Gioe T, et al. Predictors of wound infection in hip and knee joint replacement: results from a 20 year surveillance program. *J Orthop Res*. 2002;20:506–615. Available from: DOI: 10.1371/journal.pone.0023224.

260. Schierle HP, Schmelzeisen R, Rahn B. Experimentelle Untersuchungen zur biomechanischen Stabilität unterschiedlicher Miniplattenkonfigurationen am Kieferwinkel. *Fortschr Kiefer Gesichtschir*. 1996;41:166–170.

261. Schindeler A, McDonald MM, Bokko P, Little DG. Bone remodeling during fracture repair: the cellular picture. *Semin Cell Dev Biol*. 2008;19(5):459–466. Available from: DOI: 10.1016/j.semcdb.2008.07.004.

262. Schliephake H, Scharnweber D. Chemical and biological functionalization of titanium for dental implants. *J Mater Chem*. 2008;18:2404–2414.

263. Schon R, Roveda SL, Carter B. Mandibular fractures in Townsville, Australia: Incidence, etiology and treatment using the 2.0 AO/ASIF miniplate system. *Oral Maxillofac Surg*. 2001;39:145–148.

264. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am J Phys Anthropol*. 2003;120:252–277.

265. Sedhain BP, Jia YL, Yang P, Han CH. Comparison of biodegradable and titanium screw plates in mandible fracture. *J Nepal Dent Assoc*. 2013 July-Dec; 13(2):54–61.

266. Senel FC, Tekin US, Imamoglu M. Treatment of mandibular fracture with biodegradable plate in an infant: report of a case. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2006;101(4):448–450. Available from: DOI: 10.1016/j.tripleo.2005.07.020.

267. Siddiqui A, Markose G, Moos KF, McMahon J, Ayoub AF. One plate versus two in the management of mandibular angle fracture: a prospective randomized study. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2007;45:223–225.
268. Singh G, Mohammad S, Chak RK, LepchaN, Singh N, Malkunje LR. Bio-Resorbable Plates as Effective Implant in Paediatric Mandibular Fracture. *J Maxillofac Oral Surg*. 2012 Oct–Dec;11(4):400–406. Available from: DOI: 10.1007/s12663-011-0330-x.
269. Suchanek W, Yashimura M. Processing and properties of hydroxyapatite-based biomaterials for use as hard tissue replacement implants. *J Mater Res*. 1998;13(1):94–117.
270. Suer BT, Kocyigit ID, Kaman S, Tuz HH, Tekin U, Atil F. Biomechanical evaluation of a new design titanium miniplate for the treatment of mandibular angle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014;43:841–845.
271. Sukegawa S, Kanno T, Katase N, Shibata A, Takahashi Y, Furuki Y. Clinical evaluation of an unsintered hydroxyapatite/poly-l-lactide osteoconductive composite device for the internal fixation of maxillofacial fractures. *J Craniofac Surg*. 2016;27(6):1391–1397.
272. Surronen R, Pohjonen T, Hietanen J, Lindqvist C. A 5-year in vitro and in viro study of the biodegradation of poly-lactide plates. *J Oral Maxillofac Surg*. 1998;56:604-612.
273. Suuronen R, Laine P, Pojonen T, Lindqvist C. Sagittal ramus ostgeotomies fixed with biodegradable screws: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg*. 1994;52:715–729.
274. Svehla M, Morberg P, Zicat B, Bruce W, Sonnabend D, Walsh WR. Morphometric and mechanical evaluation of titanium implant integration: comparison of five surface structures. *J Biomed Mater Res*. 2000;51(1):15–22.
275. Takayanagi H. Inflammatory bone destruction and osteoimmunology. *Curr Opin Rheumatol*. 2006;18:419–426.

276. Takemoto M, Fujibayashi S, Neo M, Suzuki J, Kokubo T, Nakamura T. Mechanical properties and osteoconductivity of porous bioactive titanium. *Biomaterials*. 2005;26(30):6014–23. Available from: DOI: 10.1016/j.biomaterials.2005.03.019.
277. Tams J, Van Loon JP, Otten B, Bos RR. A computer study of biodegradable plates for internal fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2001;59:404–407.
278. Tang L. Mechanisms of fibrinogen domains: biomaterial interactions. *J Biomater Sci Polym Ed*. 1998;9:1257–1266.
279. TehTab.ru Инженерный справочник. Коэффициенты трения скольжения различных материалов по стали [Интернет]. Москва: TehTab.ru Инженерный справочник; 2018 [обновлено 2018 март 30; цитировано 2018 май 2]. Доступно на: <http://tehtab.ru/Guide/GuidePhysics/Frication/SteelSlidingK/>.
280. Theologie-Lygidakis N, Iatrou I, Eliades G, Papanikolaou S. A retrieval study on morphological and chemical changes of titanium osteosynthesis plates and adjacent tissues. *J Craniomaxillofac Surg*. 2007;35(3):168–176.
281. Tominaga K, Habu M, Khanal A, Mimori Y, Yoshioka I, Fukuda J. Biomechanical evaluation of different types of rigid internal fixation techniques for subcondylar fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006;64(10):1510–1516.
282. Turgut G, Kayali MU, Soydan AT, Gündüz O, Salman S, Oktar F, Baş L. Biomechanical comparison of a new technique of mandibular angle fractures: biplanar and bicortical superior proximal 3 holes and bicortical inferior plate fixation. *J Craniofac Surg*. 2008;19:428–432.
283. Turvey TA, Bell RB, Tejera TJ, Proffit WR. The use of self-reinforced biodegradable bone plates and screws in orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002;60:59–65.
284. Turvey TA, Proffit WP, Phillips C. Biodegradable fixation for craniomaxillofacial surgery: a 10-year experience involving 761 operations and 745 patients. *IJOMS*. 2011;40(3):244–249. Available from: DOI: 10.1016/j.ijom.2010.11.024.

285. Vaananen P, Nurmi JT, Nuutinen JP, Jakonen S, Happonen S, Jank S. Fixation properties of a biodegradable «free form» osteosynthesis plate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;106:477–482.
286. Van Bakelen NB, Vermeulen KM, Buijs GJ, Jansma J, de Visscher JG, Hoppenreijts TJ, et al. Cost-effectiveness of a biodegradable compared to a titanium fixation system in maxillofacial surgery: a multicenter randomized controlled trial. *PLoS One*. 2015;10(7):e0130330. Available from: DOI: 10.1371/journal.pone.0130330.
287. Viennot S, Dalard F, Lissac M, Grosogeat B. Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *European Journal of Oral Sciences*. 2005;113(1): 90–95. Available from: DOI: 10.1111/j.1600-0722.2005.00190.x.
288. Vijayaraghavan V, Sabane AV, Tejas K. Hypersensitivity to titanium: a less explored area of research. *J Indian Prosthodont Soc*. 2012;12(4):201–207.
289. Vineeth K, Lalitha RM, Prasad K, Ranganath K, Shwetha V, Singh J. A comparative evaluation between single noncompression titanium miniplate and three dimensional titanium miniplate in treatment of mandibular angle fracture – a randomized prospective study. *J Craniomaxillofac Surg*. 2013;1:103–109.
290. Vos D, Hanson B, Verhofstad M. Implant removal of osteosynthesis: the Dutch practice. Results of a survey. *Journal of Trauma Management and Outcomes*. 2012;6:6. Available from: DOI:10.1186/1752-2897-6-6.
291. Wactawski-Wende J, Grossi SG, Trevisan M, Genco RJ, Tezal M, Dunford RG, et al. The role of osteopenia in periodontal disease. *J Periodontol*. 1996;67:1076–1084. Available from: DOI: 10.1902/jop.1996.67.10s.1076.
292. Weber EF. Ueber die Längenverhältnisse der Fleischfasern der Muskeln im Allgemeinen. *Berichte über die Verhandlungen der königlich sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften zu Leipzig. Mathematisch-Physische Classe II*; 1951. 63 p.
293. Welton JL. Masters thesis. In vivo evaluation of defined polished surfaces to prevent soft tissue adhesion. Davos, Switzerland: AO Research Institute; 2007.

294. Witte F, Kaese V, Haferkamp H, Switzer E, Meyer-Lindenberg A, Wirth CJ et al. In vivo corrosion of four magnesium alloys and the associated bone response. *Biomaterials*. 2005;26:3557–3563. Available from: DOI: 10.1016/j.biomaterials.2004.09.049.

295. Witte F. The history of biodegradable magnesium implants: A review. *Acta Biomaterialia*. 2010;6:680-1692. Available from: DOI: 10.1016/j.actbio.2010.02.028.

296. Wittwer G, Adeyemo WL, Voracek M, Turhani D, Ewers R, Watzinger F et al. An evaluation of the clinical application of three different biodegradable osteosynthesis materials for the fixation of zygomatic fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2005;100(6):656–660.

297. Wittwer G, Adeyemo WL, Yerit K, Voracek M, Turhani D, Watzinger F, Enislidis G. Complications after zygoma fracture fixation: is there a difference between biodegradable materials and how do they compare with titanium osteosynthesis? *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2006; 101(4):419–425. Available from: DOI: 10.1016/j.tripleo.2005.07.026.

298. Wolcott RD, Rhoads DD, Bennett ME, Wolcott BM, Gogokhia L, Costerton JW, et al. Chronic wounds and the medical biofilm paradigm. *J Wound Care*. 2010; 19(2):45–52. Available from: DOI: 10.12968/jowc.2010.19.2.46966.

299. Wood GD. Inion biodegradable plates: The first century. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2006;44:38–41. Available from: DOI: 10.1016/j.bjoms.2005.07.026.

300. Wu Y, Zitelli JP, TenHuisen KS, Yu X, Libera MR. Differential response of Staphylococci and osteoblasts to varying titanium surface roughness. *Biomaterials*. 2011 Feb; 32(4):951–960. Available from: DOI: 10.1016/j.biomaterials.2010.10.001.

301. Yang L, Xu M, Jin X, Xu J, Lu J, Zhang C, et al. Skeletal stability of bioresorbable fixation in orthognathic surgery: a systemic review. *Journal of Cranio-maxillo-facial Surgery* 2014;42(5):176–181.

302. Yerit KC, Hainich S, Enislidis G, Turhani D, Klug C, Wittwer G et al. Biodegradable fixation of mandibular fractures in children: stability and early results. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2005; 100(1):17–24.

303. Yu JC, Bartlett SP, Goldberg DS, Gannon F, Hunter J, Habecker P et al. An experimental study of the effects of craniofacial growth on the long-term positional stability of microfixation. *The Journal of craniofacial surgery*. 1996;7(1):64–68.
304. Zaidi M. Skeletal remodelling in health and disease. *Nature Med*. 2007;13:791–801.
305. Zandi M, Khayati A, Lamei A, Zarei H. Maxillofacial injuries in western Iran: a prospective study. *Oral Maxillofac Surg*. 2011;15:201–209.
306. Ziccardi VB, Schneider RE, Kummer FJ. Wurzburg lag screw plate versus four-hole miniplate for the treatment of condylar process fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 1997;55(6):602–607.

ДОДАТКИ

Додаток А

Список публікацій здобувача

1. Bida O, Bida V, Kuzenko Y, Diachenko O, Lyndin M, Hudymenko O. Type II osteoporosis pathogenesis as a result of secondary edentulous. *Bangladesh Journal of Medical Science*. 2017;16(1):127–137. DOI: 10.3329/bjms.v16i1.31144 (**Scopus**).
2. Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Дем'яненко ММ, Скиданенко МС. Використання методу скінчених елементів для лікування ангулярних переломів нижньої щелепи. *Вісник наукових досліджень*. 2018;2(91):92–95. DOI: 10.11603/2415-8798.2018.2.8997.
3. Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Скиданенко МС, Карпенко ЛІ, Сікора ВВ. π -Пластина як найкраща пластина для остеосинтезу ангулярного перелому нижньої щелепи. *Клінічна стоматологія*. 2018;2(23): 54–57. DOI: 10.11603/2311-9624.2018.2.8999.
4. Кузенко ЄВ, Гудименко ОО, Трейтяк ІВ, Голобородько ЛВ, Некрасов СС, Біда ОВ та ін. Оцінка прилипання *Staphylococcus epidermidis* і *Candida albicans* до титанових пластин із різним ступенем шорсткості. *Новини стоматології*. 2017;1(90):87–91.
5. Кузенко ЄВ, Скиданенко МС, Павленко ІВ, Дяченко ОО, Гудименко ОО, Дем'яненко ММ та ін. Напружено-деформований стан пластин та щелепи при ангулярному переломі нижньої щелепи. *Новини стоматології*. 2018;2:70–75. DOI: 10.11603/2311-9624.2018.2.8999.
6. Кузенко ЄВ, Гудименко ОО, Скиданенко МС, Покотило ВМ, Линдін МС, Сікора ВВ, винахідники; Сумський державний університет, патентовласник. Пристрій для отримання зразків кісток і твердих тканин зубів: патент України № 127415. 2018 лип. 25. Бюл. №14.
7. Diachenko O, Kuzenko Y, Gudimenko O, Bida O. Comparative analysis of the materials used for osteosynthesis. In: Марковський МФ, Сорокіна ІВ, Губіна-Вакулік ПІ, Омельченко ОА, Мирошніченко МС, редактори. *Сучасні аспекти*

морфології людини: успіхи, проблеми та перспективи. Матеріали заочної наук.-практ. конф. з міжнародною участю, присвяченої 150-річчю з дня народження професора М. Ф. Мельникова-Разведенкова; 24 грудня 2016, Харків. Харків: ХНМУ; 2016, с. 133–134.

8. Hudymenko OO, Demianenko MM. 3D well-founded choice of optimal titanium plates for osteosynthesis. In: *Juvenus pro medicina. Proceedings of the 56th Polish and 14th International Training and Scientific Conference of Students' Scientific Society and Junior Doctors*; 25–26 May 2018; Lodz. Lodz, Poland: Medical University of Lodz, 2018. 338p.

9. Hudymenko OO. The best type of plate for treatment of medial mandible fractures from standpoint 3D simulation. In: *Topical issues of theoretical and clinical medicine. Proceedings of the International Scientific and Practical Conference of Students, Postgraduates and Young Scientists*, 17 – 19 October 2018; Sumy. Sumy, Ukraine: Sumy State University, 2018. 111p.

10. Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Линдін МС. Сучасний погляд на остеосинтез (оглядові тези). В: Твердохліб ІВ, редактор. Теорія та практика сучасної морфології: зб. наук. робіт. Матеріали наук.-практ. конф. з міжнародною участю, присвяченої 100-річчю Дніпропетровської (Катеринославської) школи морфологів, 5–7 жовтня 2016; Дніпро: ДЗ «ДМА МОЗ України»; 2016. с. 44–46.

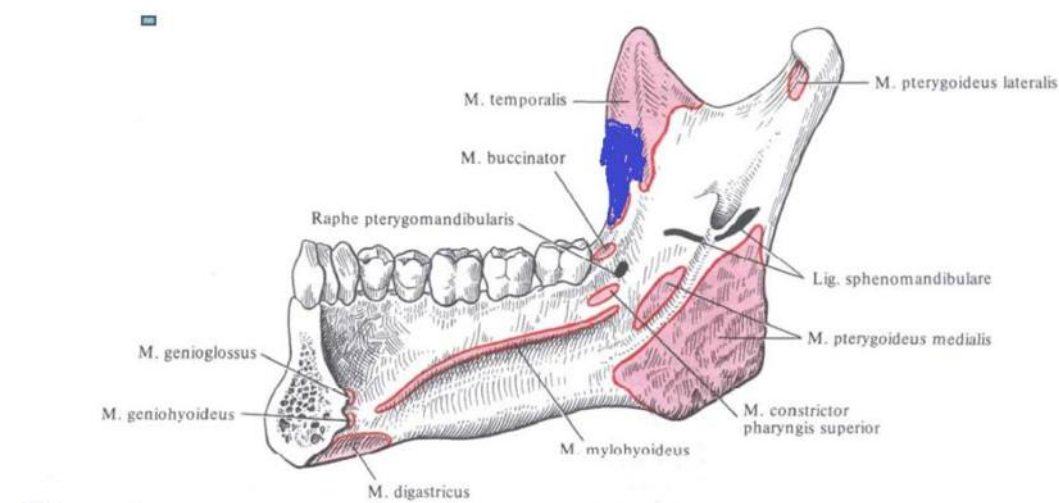
11. Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Романюк АМ. Розробка титанових пластин для металостеосинтезу нижньої щелепи з урахуванням функції м'язового апарату. В: Погорєлов МВ, редактор. Перспективи розвитку медичної науки і освіти: зб. тез доповідей. Матеріали Всеукр. наук.-метод. конф., присвяченої 25-річчю Медичного інституту Сумського державного університету; 16–17 листопада 2017; Суми: СумДУ; 2017. с. 77.

12. Гудименко ОО. Порівняння методів виготовлення титанових пластин для металостеосинтезу. В: Погорєлов МВ, редактор. Актуальні питання теоретичної та клінічної медицини: зб. тез доповідей. Матеріали V Міжнародної наук.-практ. конф. студентів та молодих вчених; 20–21 квітня 2017; Суми: СумДУ; 2017. с. 487.

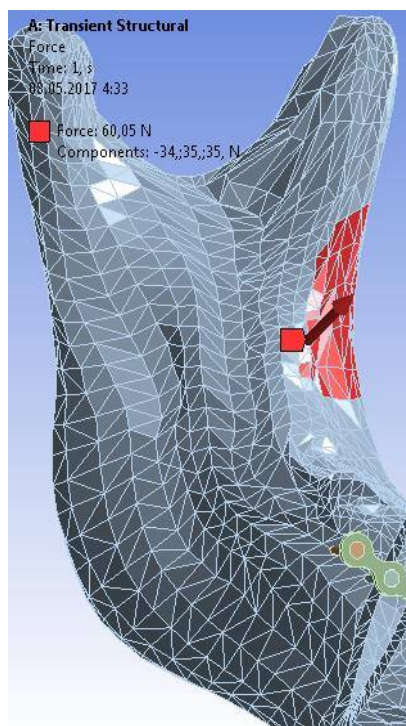
Відомості про апробацію результатів дисертації

1. IV Міжнародна науково-практична конференція викладачів, лікарів, молодих учених та студентів «Актуальні питання теоретичної та клінічної медицини», м. Суми, 21–22 квітня 2016 р. – публікація тез, усна доповідь.
2. Науково-практична конференція за міжнародною участю, присвяченої 150-річчю з дня народження професора М. Ф. Мельникова-Разведенкова, м. Харків, 24 грудня 2016 р. – публікація тез.
3. V Міжнародна науково-практична конференція викладачів, лікарів, молодих учених та студентів «Актуальні питання теоретичної та клінічної медицини», м. Суми, 20–21 квітня 2017 р. – публікація тез, усна доповідь.
4. Науково-практична конференція за міжнародною участю «Теорія та практика сучасної морфології», присвячена 100-річчю Дніпропетровської (Катеринославської) школи морфологів, м. Дніпро, 5–7 жовтня 2016 р. – публікація тез.
5. Всеукраїнська науково-методична конференція «Перспективи розвитку медичної науки і освіти», присвячена 25-річчю Медичного інституту Сумського державного університету, м. Суми, 16-17 листопада 2017 р. . – публікація тез, усна доповідь.
6. 56-й Польська та 14-й Міжнародна навчально-наукова конференція студентських наукових товариств та молодих лікарів *Juvenes Pro Medicina*, м. Лодзь, 25 – 26 травня 2018. – публікація тез.
7. IV Міжнародна науково-прктична конференція для студентів та молодих учених «Topical issues Of theoretical And clinical Medicine», м. Суми, 17-19 жовтня 2018). – публікація тез, усна доповідь.

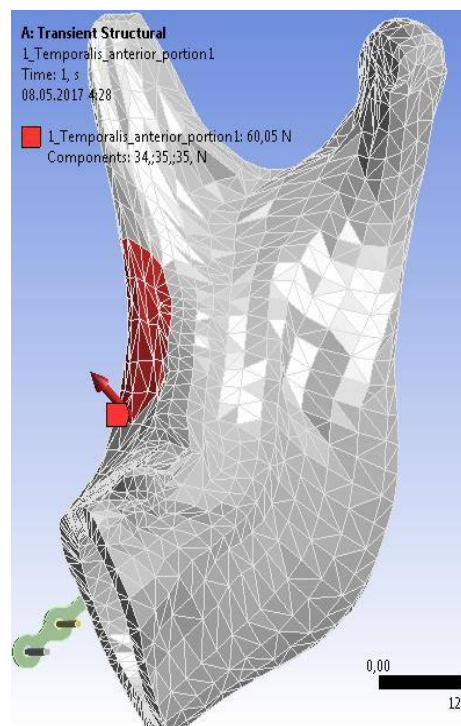
Додаток Б



а)

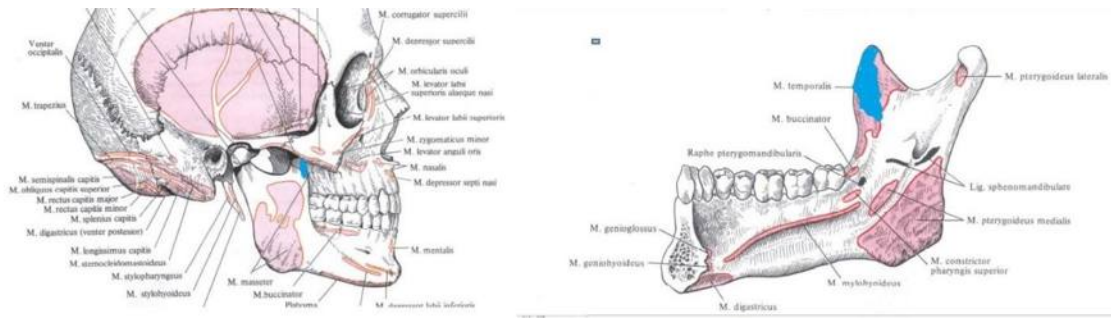


б)

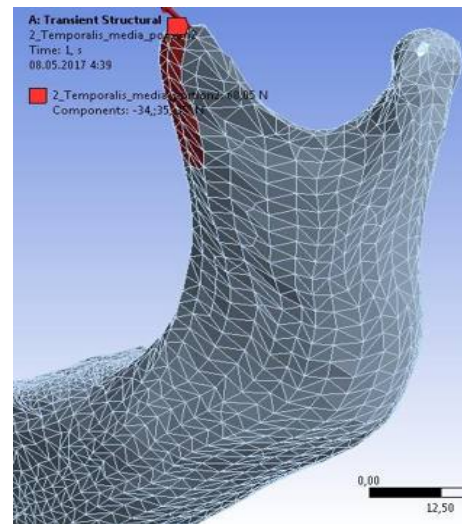
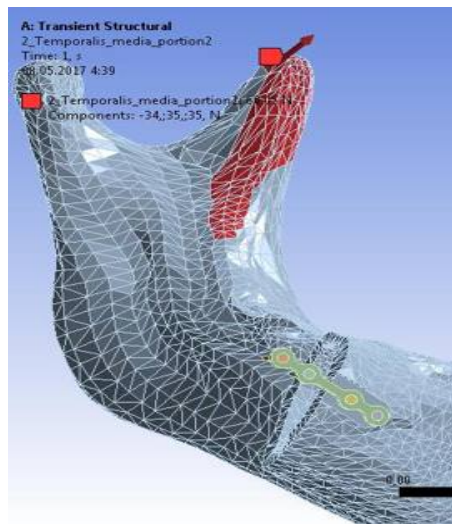


в)

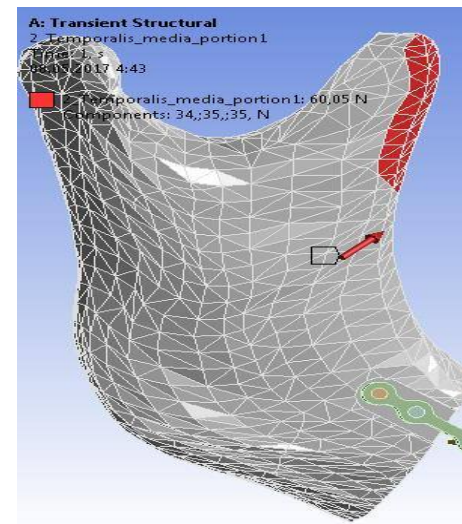
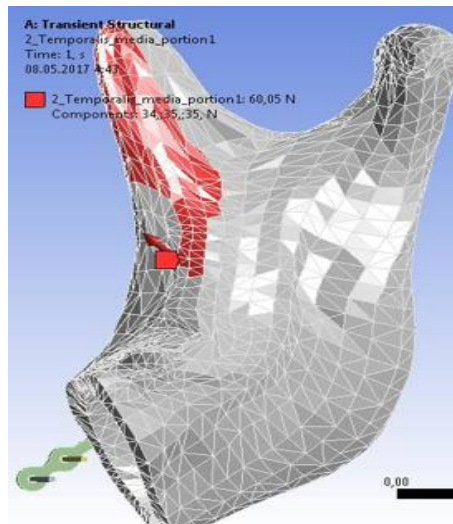
Рисунок Б.5.1 – Ділянка дії навантаження від «m. temporalis, fasciculus anterior»:
а) анатомічне розміщення (позначено синім; рис. за Синельниковим Р.Д.); б)
розміщення на моделі з боку великого уламка, далі від перелому ($X = -34$ Н; $Z = 35$ Н; $Y = 35$ Н); в) розміщення на моделі з боку малого уламка, ближче до перелому ($X = 34$ Н; $Z = 35$ Н; $Y = 35$ Н).



а)



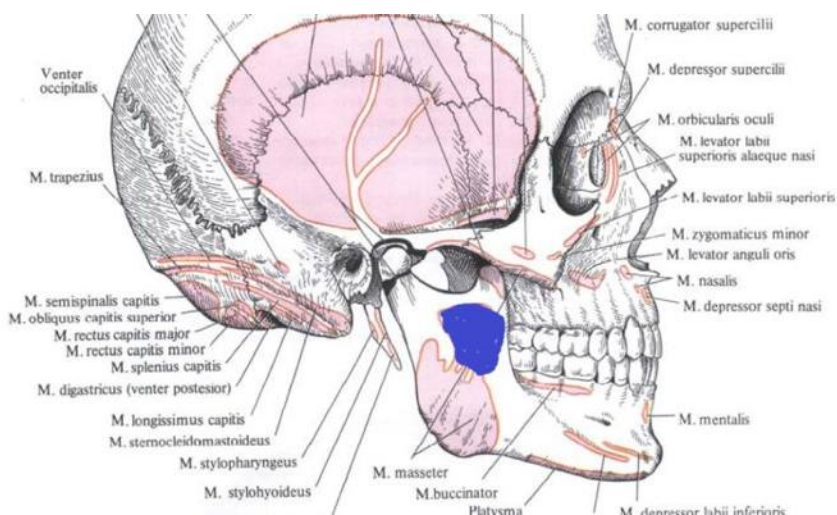
б)



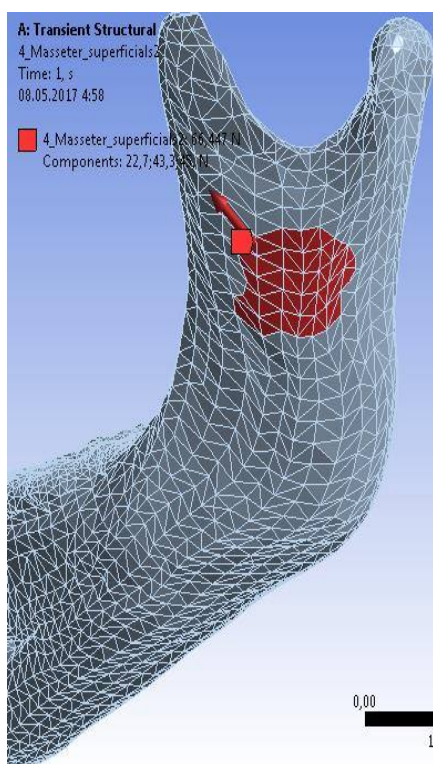
в)

Рисунок Б.5.2 – Ділянка дії навантаження від «m. temporalis, fasciculus medialis»:

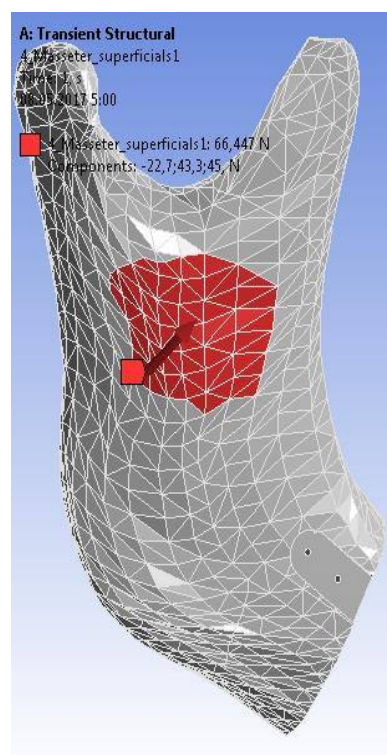
а) анатомічне розміщення (позначено синім, рис. за Синельниковим Р.Д.); б) розміщення на моделі з боку великого уламка, далі від перелому ($X = -34$ Н; $Z = 35$ Н; $Y = 35$ Н); в) розміщення на моделі з боку малого уламка, ближче до перелому ($X = 34$ Н; $Z = 35$ Н; $Y = 35$ Н).



а)

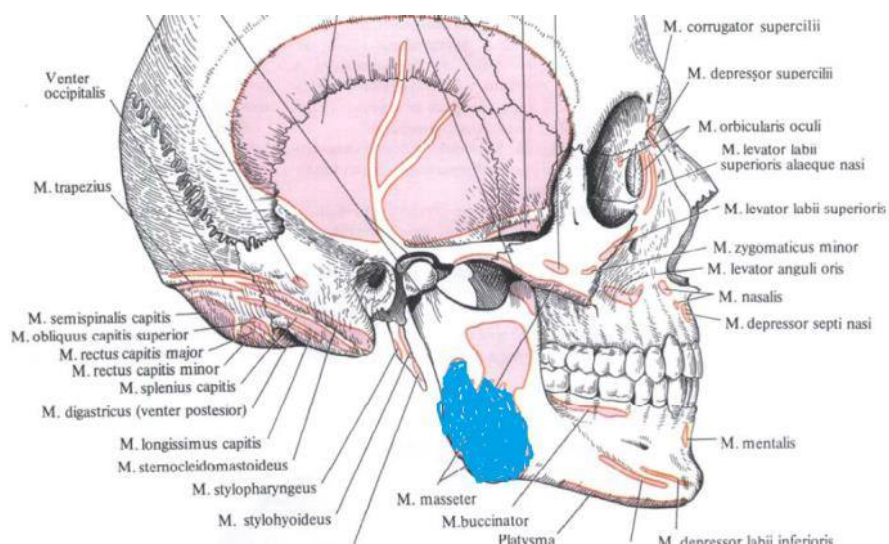


б)

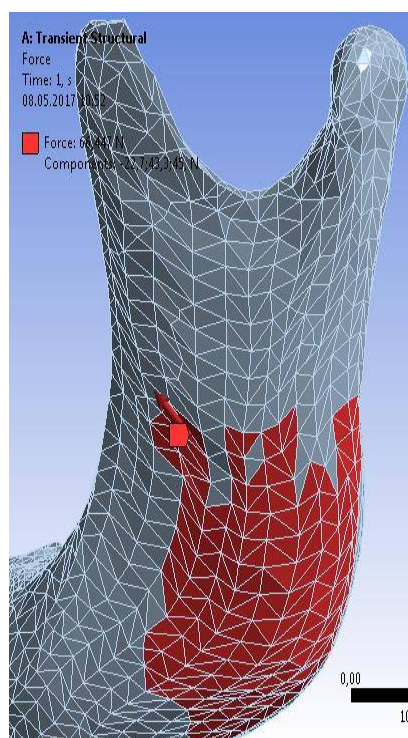


в)

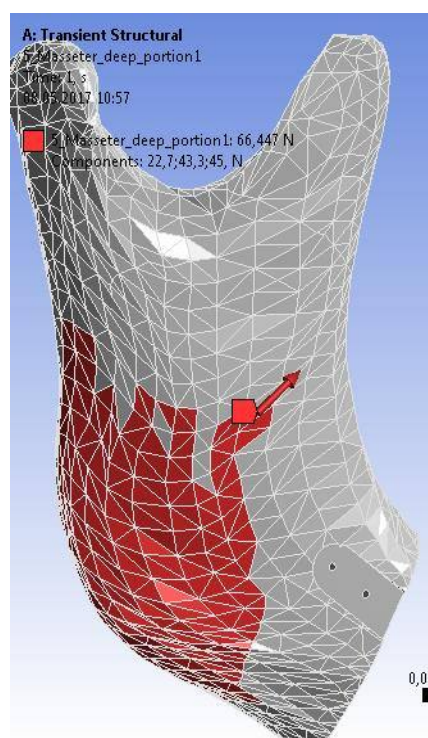
Рисунок Б.5.4 – Ділянка дії навантаження від «m. masseter, pars superficialis»:
 а) анатомічне розміщення (позначено синім, рис. за Синельниковим Р.Д.); б) розміщення на моделі з боку великого уламка, далі від перелому ($X = -22,7$ Н; $Z = 45$ Н; $Y = 43,3$ Н); в) розміщення на моделі з боку малого уламка, ближче до перелому ($X = 22,7$ Н; $Z = 45$ Н; $Y = 43,3$ Н).



а)

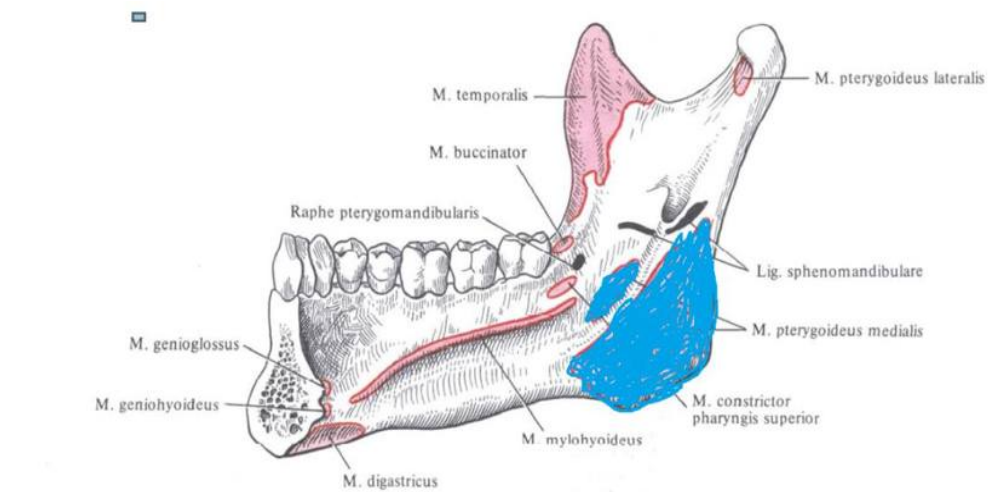


б)

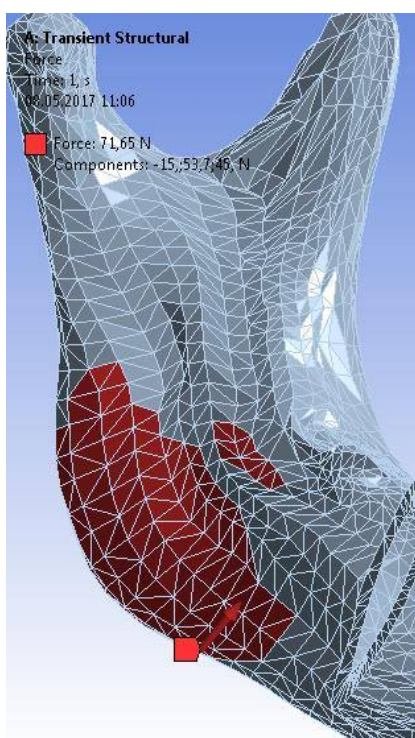


в)

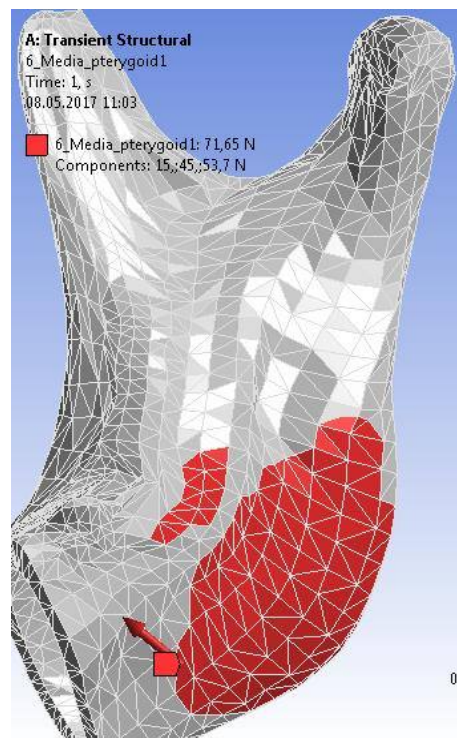
Рисунок Б.5.5 – Ділянка дії навантаження від «m. masseter, pars profunda»:
 а) анатомічне розміщення (позначено синім, рис. за Синельниковим Р.Д.); б) розміщення на моделі з боку великого уламка, далі від перелому ($X = -22,7$ Н; $Z = 45$ Н; $Y = 43,3$ Н); в) розміщення на моделі з боку малого уламка, ближче до перелому ($X = 22,7$ Н; $Z = 45$ Н; $Y = 43,3$ Н).



a)

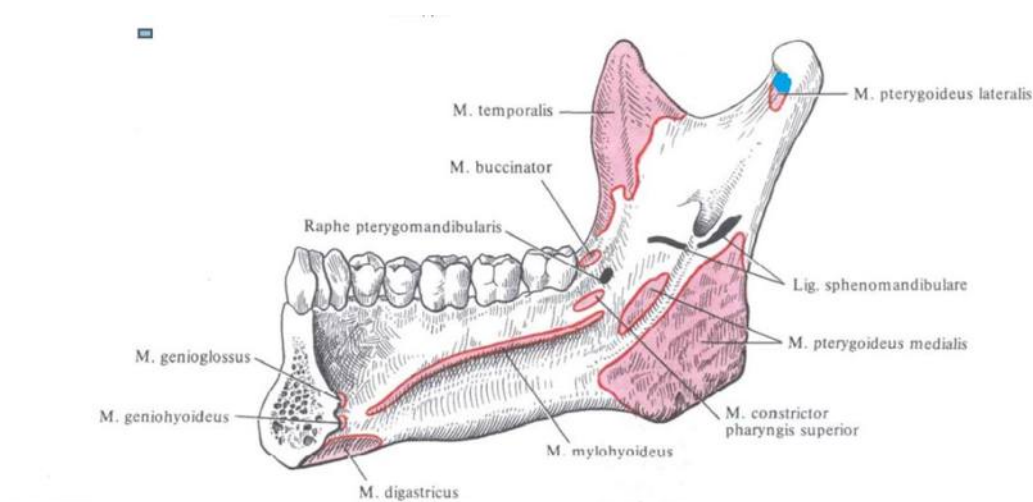


б)

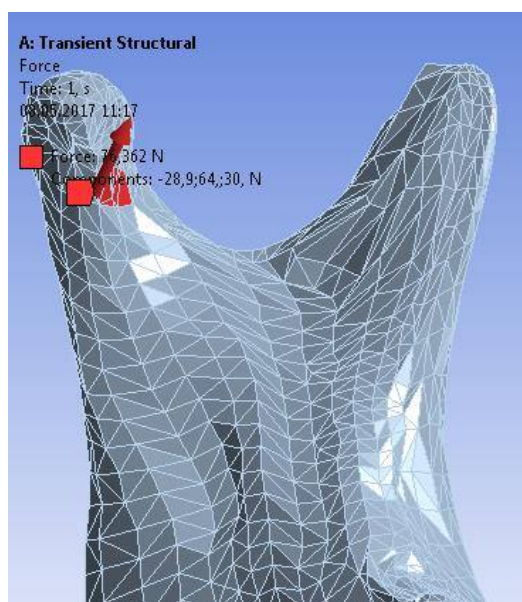


в)

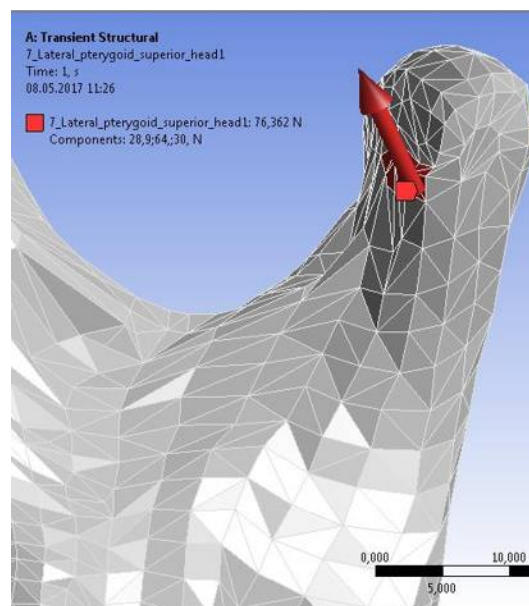
Рисунок Б.5.6 – Ділянка дії навантаження від «m. pterigoideus medialis»:
 а) анатомічне розміщення (позначено синім, рис. за Синельниковим Р.Д.); б) розміщення на моделі з боку великого уламка, далі від перелому ($X = -15 \text{ Н}$; $Z = 45 \text{ Н}$; $Y = 53,7 \text{ Н}$); в) розміщення на моделі з боку малого уламка, ближче до перелому ($X = 15 \text{ Н}$; $Z = 45 \text{ Н}$; $Y = 53,7 \text{ Н}$).



a)



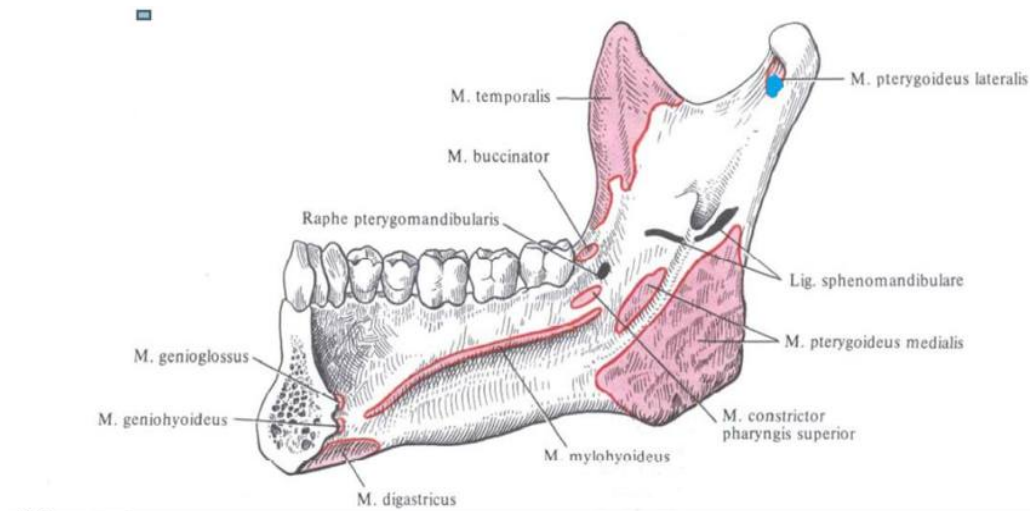
б)



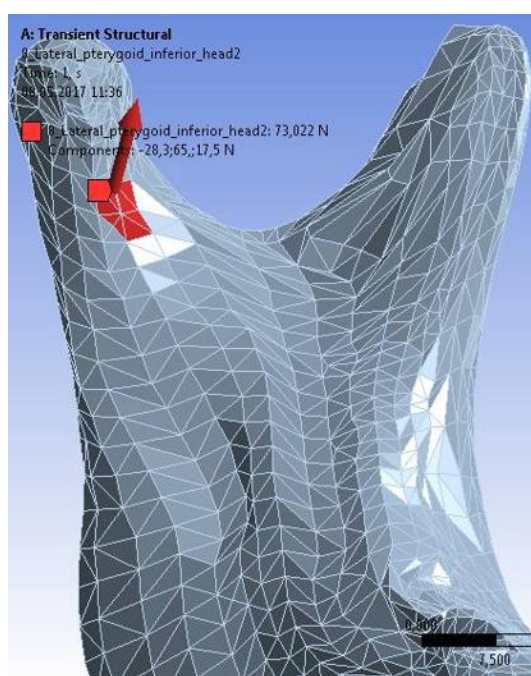
в)

Рисунок Б.5.7 – Ділянка дії навантаження від «m. pterygoideus lateralis, caput superius»:

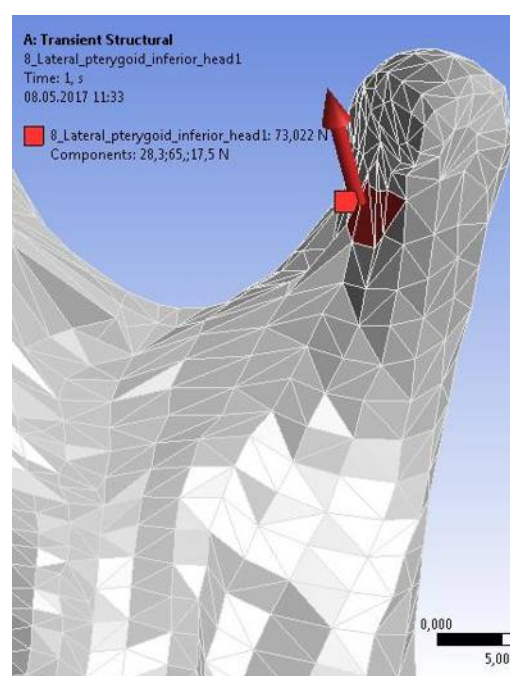
а) анатомічне розміщення (позначено синім, рис. за Синельниковим Р.Д.); б) розміщення на моделі з боку великого уламка, далі від перелому ($X = -28,9 \text{ N}$; $Z = 30 \text{ N}$; $Y = 64 \text{ N}$); в) розміщення на моделі з боку малого уламка, ближче до перелому ($X = 28,9 \text{ N}$; $Z = 30 \text{ N}$; $Y = 64 \text{ N}$).



a)



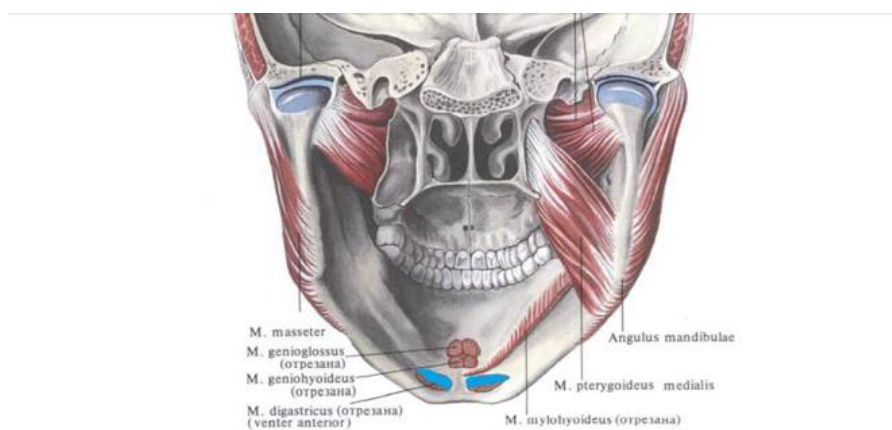
б)



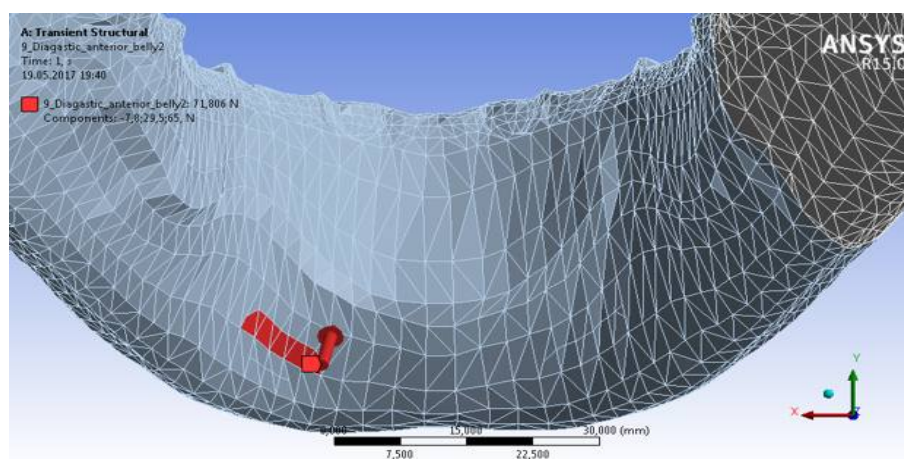
в)

Рисунок Б.5.8 – Ділянка дії навантаження від «m. pterygoideus lateralis, caput inferius»:

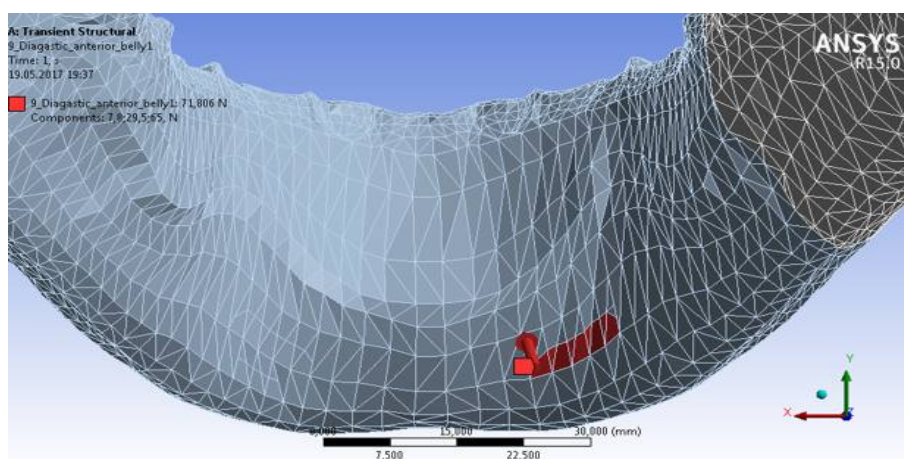
а) анатомічне розміщення (позначено синім, рис. за Синельниковим Р.Д.); б) розміщення на моделі з боку великого уламка, далі від перелому ($X=-28,3$ Н; $Z=17,5$ Н; $Y=65$ Н); в) розміщення на моделі з боку малого уламка, ближче до перелому ($X=28,3$ Н; $Z=17,5$ Н; $Y=65$ Н).



а)



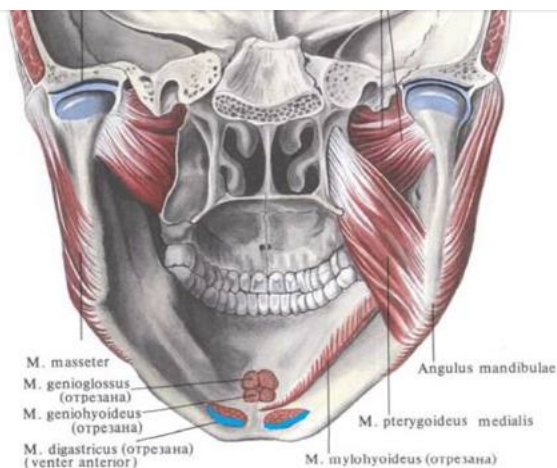
б)



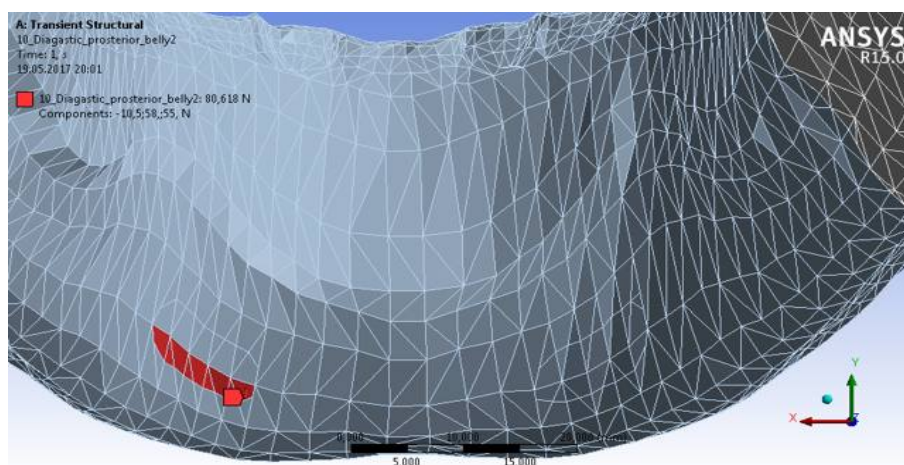
в)

Рисунок Б.5.9 – Ділянка дії навантаження від «m. digastricus, venter anterior»:

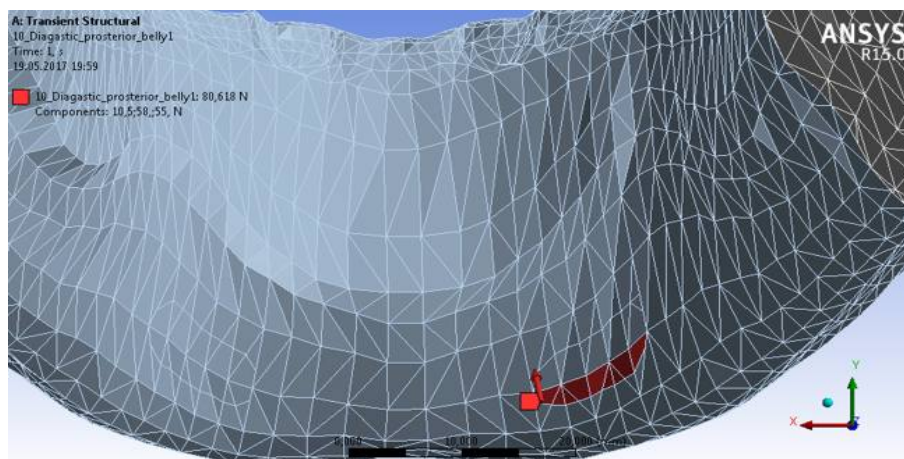
а) анатомічне розміщення (позначено синім, рис. за Синельниковим Р.Д.); б) розміщення на моделі з боку великого уламка, далі від перелому ($X = -7,8$ Н; $Z = 65$ Н; $Y = 29,5$ Н); в) розміщення на моделі з боку малого уламка, ближче до перелому ($X = 7,8$ Н; $Z = 65$ Н; $Y = 29,5$ Н).



а)



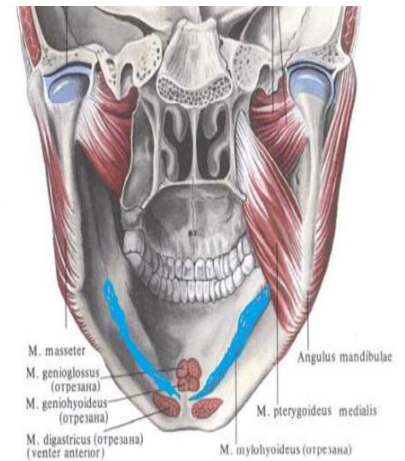
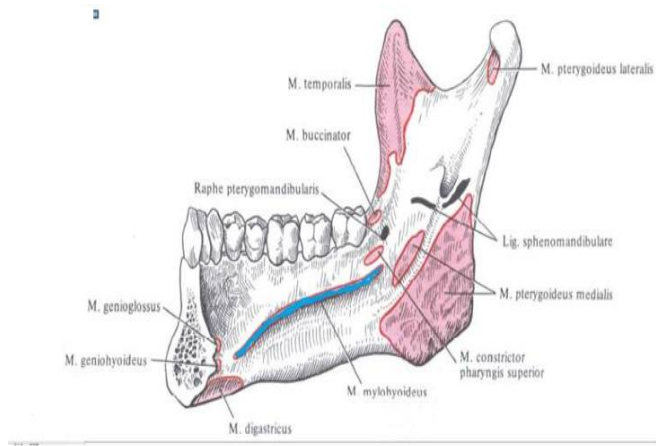
б)



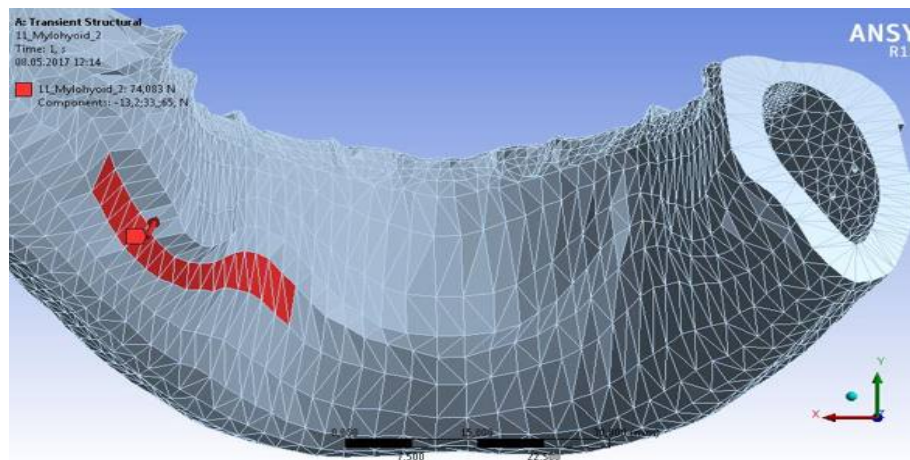
в)

Рисунок Б.5.10 – Ділянка дії навантаження від «m. digastricus, venter posterior»:

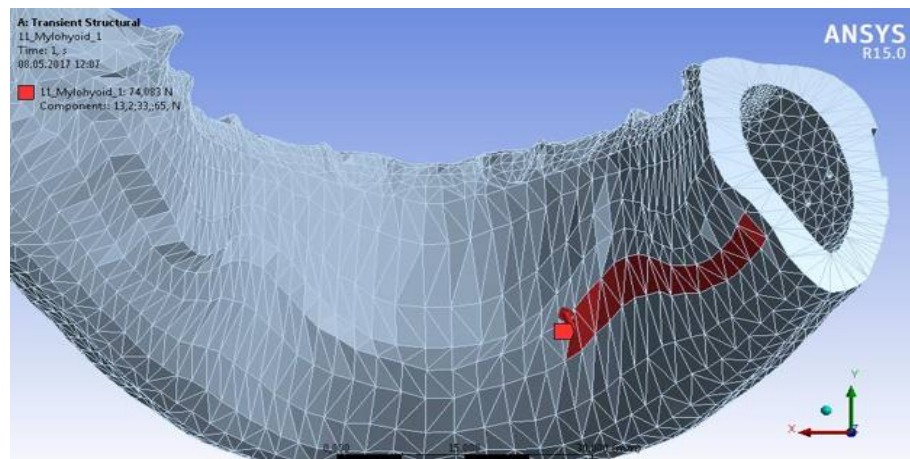
а) анатомічне розміщення (позначено синім, рис. за Синельниковим Р.Д.); б) розміщення на моделі з боку великого уламка, далі від перелому ($X = -10,5 \text{ Н}$; $Z = 55 \text{ Н}$; $Y = 58 \text{ Н}$); в) розміщення на моделі з боку малого уламка, ближче до перелому ($X = 10,5 \text{ Н}$; $Z = 55 \text{ Н}$; $Y = 58 \text{ Н}$).



а)



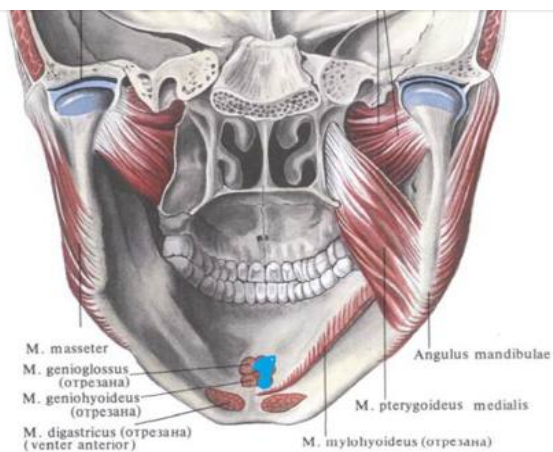
б)



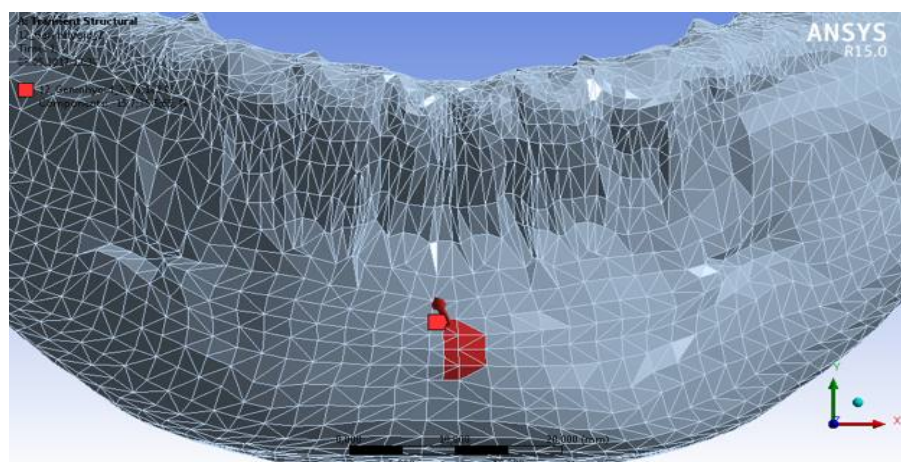
в)

Рисунок Б.5.11 – Ділянка дії навантаження від «m. mylohyoideus»:

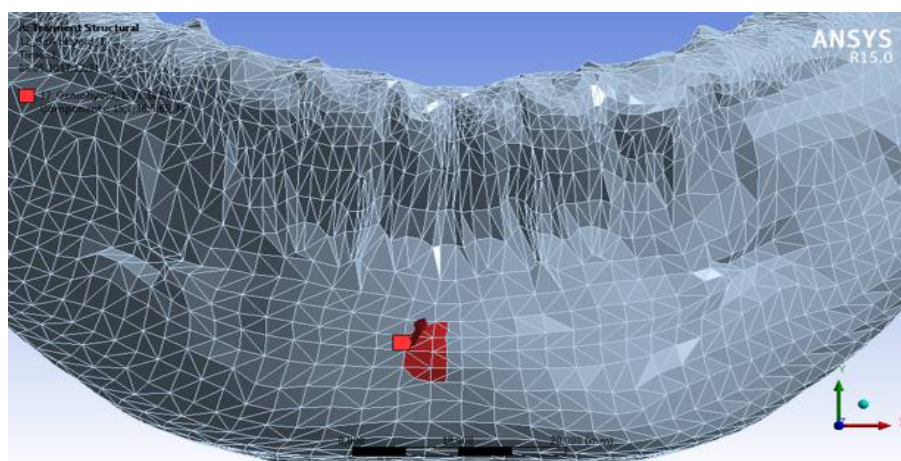
а) анатомічне розміщення (позначено синім, рис. за Синельниковим Р.Д.); б) розміщення на моделі з боку великого уламка, далі від перелому ($X = -13,2 \text{ Н}$; $Z = 65 \text{ Н}$; $Y = 33 \text{ Н}$); в) розміщення на моделі з боку малого уламка, ближче до перелому ($X = 13,2 \text{ Н}$; $Z = 65 \text{ Н}$; $Y = 33 \text{ Н}$).



а)



б)



в)

Рисунок Б.5.12 – Ділянка дії навантаження від «m. geniohyoideus»:

а) анатомічне розміщення (позначено синім, рис. за Синельниковим Р.Д.); б) розміщення на моделі з боку великого уламка, далі від перелому ($X = -13,2 \text{ Н}$; $Z = 65 \text{ Н}$; $Y = 33 \text{ Н}$); в) розміщення на моделі з боку малого уламка, ближче до перелому ($X = 13,2 \text{ Н}$; $Z = 65 \text{ Н}$; $Y = 33 \text{ Н}$).

Додаток В

Акти впровадження

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з науково-педагогічної роботи

Івано-Франківського національного

медичного університету

к.мед.н., доц.

Федорченко В.М.

« 18 »

2018р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи».
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** наукові роботи у фахових виданнях: Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Скиданенко МС, Карпенко ЛІ, Сікора ВВ. π-пластина як найкраща пластина для остеосинтезу ангулярного перелому нижньої щелепи. Клінічна стоматологія. 2018; 2(23): 54-57.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра хірургічної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету .
6. **Форма впровадження:** введено в учбово-педагогічний процес та наукову роботу кафедри.
7. **Термін впровадження:** грудень 2018 року – січень 2019.

Завідувач кафедри хірургічної стоматології

Івано-Франківського національного

медичного університету

доктор медичних наук, професор

В.П. Пюрик

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з навчальної роботи
Вінницького національного медичного
університету ім. М.І. Пирогова
д-мед.н., проф. Гумінський Ю.Й.
«січня» 2019р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи».
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** наукові роботи у фахових виданнях: Кузенко ЄВ, Скиданенко МС, Павленко ІВ, Дяченко ОО, Гудименко ОО, Дем'яненко ММ, та ін. Напружено-деформований стан пластин та щелепи при ангулярному переломі нижньої щелепи. Новини стоматології. 2018;2: 70-75.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова, кафедра хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії.
6. **Форма впровадження:** введено в учбово-педагогічний процес та наукову роботу кафедри.
7. **Термін впровадження:** грудень 2018 року – січень 2019.

Завідувач кафедри
хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії
Вінницького національного медичного
університету ім. М.І. Пирогова
доктор медичних наук, професор



С.М. Шувалов

ЗАТВЕРДЖУЮ

Перший проректор з наукової роботи
Тернопільського державного медичного
університету ім. І.Я. Горбачевського

д.біол.н., проф.  Кліщ І.М.

« 12 »  2018 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи».
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** наукові роботи у фахових виданнях: Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Дем'яненко ММ, Скиданенко МС. Використання методу скінчених елементів для лікування ангулярних переломів нижньої щелепи. Вісник наукових досліджень. 2018;2(91):92–95.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра хірургічної стоматології Тернопільського державного медичного університету ім. І.Я. Горбачевського.
6. **Форма впровадження:** введено у навчальний процес – у матеріал лекцій та практичних занять з хірургічної стоматології.
7. **Термін впровадження:** грудень 2018 року – січень 2019 року.

Завідувач кафедри хірургічної стоматології
Тернопільського державного медичного
університету ім. І.Я. Горбачевського
доктор медичних наук, професор



Я.П. Нагірний

ЗАТВЕРДЖУЮ



Проректор з науково-педагогічної роботи
Запорізького державного
медичного університету

д. мед. н., проф. Візір В.А.

«10» листопада 2018р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

- Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи».
- Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
- Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
- Джерело інформації:** наукові роботи у фахових виданнях: Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Дем'яненко ММ, Скиданенко МС. Використання методу скінчених елементів для лікування ангулярних переломів нижньої щелепи. Вісник наукових досліджень. 2018;2(91):92–95.
- Базова установа, яка проводить впровадження:** Кафедра пропедевтичної та хірургічної стоматології Запорізького державного медичного університету.
- Форма впровадження:** введено у навчальний процес – у матеріал лекцій та практичних занять з хірургічної стоматології.
- Термін впровадження:** грудень 2018 року – січень 2019.

Завідувач кафедри
пропедевтичної та хірургічної стоматології
Запорізького державного медичного університету
кандидат медичних наук, доцент

С.О. Чертов
Підтверджую
Ін. відділу кадрів Запорізького
державного медичного університету
«10» листопада 2018р. Підпис Чертов

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з науково-педагогічної
роботи Вищого державного
навчального закладу України
«Буковинський державний
медичний університет»

доцент 10971

Геруш І.В.

2018р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи».
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** наукові роботи у фахових виданнях: Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Скиданенко МС, Карпенко ЛІ, Сікора ВВ. π -пластина як найкраща пластина для остеосинтезу ангулярного перелому нижньої щелепи. Клінічна стоматологія. 2018; 2(23): 54-57.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії Вищого державного навчального закладу України «Буковинський державний медичний університет»
6. **Форма впровадження:** введено у навчальний процес та наукову роботу кафедри.
7. **Термін впровадження:** грудень 2018 року – січень 2019 року.

Завідувач кафедри
хірургічної стоматології
та щелепно-лицевої хірургії
Вищого державного навчального
закладу України «Буковинський
державний медичний університет»,
доктор медичних наук, доцент

Кузняк Н.Б.



ЗАТВЕРДЖУЮ

Т.в.о. ректора ОНМУ

д.мед.н., професор

Сухін Ю.В.

грудень 2018р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи».
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** наукові роботи у фахових виданнях: Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Дем'яненко ММ, Скиданенко МС. Використання методу скінчених елементів для лікування ангулярних переломів нижньої щелепи. Вісник наукових досліджень. 2018;2(91):92–95.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра хірургічної стоматології Одеського національного медичного університету.
6. **Форма впровадження:** введено в учбово-педагогічний процес та наукову роботу кафедри.
7. **Термін впровадження:** грудень 2018 року – січень 2019 року.

Завідувач кафедри хірургічної стоматології

Одеського національного медичного університету

доктор медичних наук, професор

А.Г. Гулюк

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з науково-педагогічної та
лікувальної роботи

Ксьонз І.В.

2018р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи» (анатомо - експериментальне дослідження).
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** наукові роботи у фахових виданнях: Кузенко С.В. Скиданенко М.С., Павленко І.В., Дяченко О.О., Гудименко О.О., Дем'яненко М.М. та ін. Напружено-деформований стан пластин та щелепи при ангулярному переломі нижньої щелепи. Новини стоматології. 2018;2: 70-75.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії з пластичною та реконструктивною хірургією голови та шиї УМСА.
6. **Форма впровадження:** введено в учбово-педагогічний процес та наукову роботу кафедри.
7. **Термін впровадження:** вересень - жовтень 2018 року.

Завідувач кафедри хірургічної стоматології
та щелепно-лицевої хірургії з пластичною
та реконструктивною хірургією голови та шиї УМСА
доктор медичних наук, професор

Д.С.Аветіков

ЗАТВЕРДЖУЮ

Директору медичного інституту
Сумського державного університету
д.мед.н., доцент Губода А.М.
« ____ » _____ 2018 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи».
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** наукові роботи у фахових виданнях: Bida O, Bida V, Kuzenko Y, Diachenko O, Lyndin M, Hudymenko O. Type II osteoporosis pathogenesis as a result of secondary edentulous. Bangladesh Journal of Medical Science. 2017;16(1):127-137.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра стоматології Медичного інституту Сумського державного університету.
6. **Форма впровадження:** результати наукової пропозиції впроваджені в учбовий процес при читанні лекцій і проведенні практичних занять з дисциплін «Хірургічна стоматологія», «Дитяча хірургічна стоматологія» зі студентами 4-го курсу спеціальності «стоматологія».
7. **Термін впровадження:** листопад-грудень 2018 року.

Завідувач кафедри стоматології

Медичного інституту Сумського державного університету
доктор медичних наук, доцент

Ю.В. Лахтін

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з наукової роботи

Державного закладу «Луганський

державний медичний університет»

доктор медичних наук, професор



Комаревцева І.О.

« 20 » грудня 2018 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи».
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** наукові роботи у фахових виданнях: Гудименко ОО, Кузенко ЄВ, Скиданенко МС, Карпенко ЛІ, Сікора ВВ. π-пластина як найкраща пластина для остеосинтезу ангулярного перелому нижньої щелепи. Клінічна стоматологія. 2018; 2(23): 54-57.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра стоматології Державного закладу «Луганський державний медичний університет».
6. **Форма впровадження:** введено в учбово-педагогічний процес та наукову роботу кафедри.
7. **Термін впровадження:** грудень 2018 року – січень 2019.

В.о. завідувача кафедри стоматології

Державного закладу «Луганський державний
медичний університет»

асистент



О.В. Паталаха

ЗАТВЕРДЖУЮ

Директору медичного інституту
Сумського державного університету
д.мед.н., доц. Довода А.М.
« ____ » _____ 2018 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи» (анатомо-експериментальне дослідження).
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** Патент 127415 UA, МПК А61В 17/16 (2006.01) А61В 10/02 (2006.01) Пристрій для отримання зразків кісток і твердих тканин зубів / Кузенко Є.В., Гудименко О.О., Скиданенко М.С., Покотило В.М., Линдін М.С., Сікора В.В.; Сумський державний університет. — № u 201803122 ; заявл. 26.03.2018 ; опубл. 25.07.2018, Бюл. № 14, 2018 р.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра морфології Медичного інституту Сумського державного університету.
6. **Форма впровадження:** введено у навчальний процес – у матеріал лекцій та практичних занять з анатомії людини.
7. **Термін впровадження:** вересень - жовтень 2018 року.

Завідувач кафедри морфології

Медичного інституту Сумського державного університету
доктор біологічних наук, професор

В.І. Бумейстер

ЗАТВЕРДЖУЮ

Директору медичного інституту
Сумського державного університету
д.мед.н., доц. Лобода А.М.
« ____ » _____ 2018 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи» (анатомо - експериментальне дослідження).
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** наукові роботи у фахових виданнях: Bida O, Bida V, Kuzenko Y, Diachenko O, Lyndin M, Hudymenko O. Type II osteoporosis pathogenesis as a result of secondary edentulous. Bangladesh Journal of Medical Science. 2017;16(1):127-137.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра патологічної анатомії Медичного інституту Сумського державного університету.
6. **Форма впровадження:** введено у навчальний процес – у матеріал лекцій та практичних занять з патоморфології.
7. **Термін впровадження:** вересень - жовтень 2018 року.

Завідувач кафедри патологічної анатомії
Медичного інституту Сумського державного університету
доктор медичних наук, професор

А.М. Романюк

"ЗАТВЕРДЖУЮ"

Проректор з наукової роботи
Української медичної стоматологічної академії
д.мед.н., проф. І.П.Кайданів



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Пропозиція для впровадження: матеріали патенту, який є частиною результатів дисертаційної роботи "Морфофункціональне обґрунтування мало-інвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи" (анатомо-експериментальне дослідження).
2. Установа-розробник: Медичний інститут Сумського державного університету.
3. Автор: аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. Джерело інформації: Патент 127415 UA, МПК A61B 17/16 (2006.01) A61B 10/02 (2006.01) Пристрій для отримання зразків кісток і твердих тканин зубів /Кузенко Є.В., Гудименко О.О., Скиданенко М.С., Покотило В.М., Линдін М.С., Сікора В.В.; Сумський державний університет. - № и 201803122; заявл. 26.03.2018; опубл. 25.07.2018, Бюл. № 14, 2018 р.
5. Базова установа, яка проводить впровадження: кафедра анатомії людини Української медичної стоматологічної академії.
6. Форми впровадження: введено в учбово-педагогічний процес та наукову роботу кафедри.
7. Термін впровадження: вересень-жовтень 2018 року.
8. Обговорено та затверджено на засіданні кафедри протокол № 7 від 17.10.2018р.

Завідувач кафедри
анатомії людини,
д.мед.н., професор

О.О.Шерстюк

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з науково-педагогічної
роботи Вищого державного
навчального закладу України
“Буковинський державний медичний
університет”
доцент _____ Геруш І.В.
« _____ » _____ 2018р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи» (анатомо - експериментальне дослідження).
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** Патент 127415 UA, МПК А61В 17/16 (2006.01) А61В 10/02 (2006.01) Пристрій для отримання зразків кісток і твердих тканин зубів / Кузенко Є.В., Гудименко О.О., Скиданенко М.С., Покотило В.М., Линдін М.С., Сікора В.В.; Сумський державний університет. – № у 201803122; заявл. 26.03.2018; опубл. 25.07.2018, Бюл. № 14, 2018 р.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра анатомії людини ім. М.Г. Туркевича Вищого державного навчального закладу України “Буковинський державний медичний університет”.
6. **Форма впровадження:** введено в учбово-педагогічний процес та наукову роботу кафедри.
7. **Термін впровадження:** вересень - жовтень 2018 року.

Завідувач кафедри
анатомії людини ім. М.Г. Туркевича
Вищого державного навчального
закладу України “Буковинський державний
медичний університет”
доктор медичних наук, професор



В.В. Кривецький


ЗАТВЕРДЖУЮ
 Проректор з наукової роботи
 Харківського національного
 медичного університету
 проф. В.В. М'ясоєдов
 «__» _____ 2018 р.

АКТ ПРО ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Найменування пропозиції: «Пристрій для отримання зразків кісток і твердих тканин зубів».
2. Ким і коли запропонований: Медичний інститут Сумського державного університету, аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна, 2018 р.
3. Джерело інформації: Патент 127415 UA, МПК А61В 17/16 (2006.01) А61В 10/02 (2006.01) Пристрій для отримання зразків кісток і твердих тканин зубів / Кузенко Є.В., Гудименко О.О., Скиданенко М.С., Покотило В.М., Линдін М.С., Сікора В.В.; Сумський державний університет. — № у 201803122 ; заявл. 26.03.2018 ; опубл. 25.07.2018, Бюл. № 14, 2018 р.
4. Де і коли впроваджено: кафедра анатомії людини ХНМУ, завідувач кафедри д.мед.н., доцент Вовк О.Ю., вересень - жовтень 2018 р.
5. Результати застосування патенту за період з 1 вересня 2018 р. по 15 жовтня 2018 р. Впровадження у навчальний процес на кафедрі анатомії людини ХНМУ в лекційному курсі, при проведенні практичних занять зі студентами, аспірантами, а також у наукову-дослідну роботу кафедри.
6. Ефективність впровадження за критеріями, висловленими в джерелі інформації (п.3): Поглиблення знань студентів, аспірантів про методи дослідження кісток та твердих тканин зуба.
7. Зауваження, пропозиції – немає.

Відповідальний за впровадження

Завідувач кафедри анатомії людини
 Харківського національного
 медичного університету,
 д. мед. н., доцент Вовк О.Ю.

16.10.18
 (дата)


 (підпис)

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Проректор з навчальної роботи



Вінницького національного медичного
університету ім. М.І. Пирогова

проф. Ю.Й. Гумінський

«__» _____ 2018 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи» (анатомо- експериментальне дослідження).
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** Патент 127415 UA, МПК А61В 17/16 (2006.01) А61В 10/02 (2006.01) Пристрій для отримання зразків кісток і твердих тканин зубів / Кузенко Є.В., Гудименко О.О., Скиданенко М.С., Покотило В.М., Линдін М.С., Сікора В.В.; Сумський державний університет. — № и 201803122 ; заявл. 26.03.2018 ; опубл. 25.07.2018, Бюл. № 14, 2018 р.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова, кафедра анатомії людини. Затверджено на кафедральному засіданні від 29 серпня 2018 р., протокол №1.
6. **Форма впровадження:** введено в учбово-педагогічний процес та наукову роботу кафедри.
7. **Термін впровадження:** вересень - жовтень 2018 року.

Завідувач кафедри анатомії людини

Вінницького національного медичного

університету ім. М.І. Пирогова д.мед.н.

проф. Тихолаз В.О.

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з наукової роботи

Львівського національного медичного
університету імені Данила Галицького
доктор медичних наук, професор

Наконечний А.Й.

«...» ... 2018р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи» (анатомо-експериментальне дослідження).
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** Патент 127415 UA, МПК А61В 17/16 (2006.01) А61В 10/02 (2006.01) Пристрій для отримання зразків кісток і твердих тканин зубів / Кузенко Є.В., Гудименко О.О., Скиданенко М.С., Покотило В.М., Линдін М.С., Сікора В.В.; Сумський державний університет. — № і 201803122 ; заявл. 26.03.2018 ; опубл. 25.07.2018, Бюл. № 14, 2018 р.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра нормальної анатомії Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького
6. **Форма впровадження:** введено в учбово-педагогічний процес та наукову роботу кафедри.
7. **Термін впровадження:** вересень - жовтень 2018 року.

Завідувач кафедри нормальної анатомії
Львівського національного медичного університету
імені Данила Галицького
доктор медичних наук, професор

Л. Р. Матешук-Вацеба

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Проректор з науково – педагогічної роботи

Одеського національного

медичного університету,

д.мед.н., проф. _____

Марічерда В. Г.

«16» _____ 2018 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи» (анатомо- експериментальне дослідження)
2. **Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
3. **Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
4. **Джерело інформації:** Патент 127415 UA. МПК А61В 17/16 (2006.01) А61В 10/02 (2006.01) Пристрій для отримання зразків кісток і твердих тканин зубів / Кузенко Є.В., Гудименко О.О., Скиданенко М.С., Покотило В.М., Линдін М.С., Сікора В.В.; Сумський державний університет. — № u 201 803122 ; заявл. 26.03.2018 ; опубл. 25.07.2018. Бюл. № 14, 201 8 р.
5. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра анатомії людини ОНМедУ.
6. **Форма впровадження:** введено в учбово-педагогічний процес та наукову роботу кафедри.
7. **Термін впровадження:** вересень - жовтень 2018 року.

Завідувач кафедри анатомії людини ОНМедУ,

д.мед.н., професор

_____ О.Л. Холодкова

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з наукової роботи
 Тернопільського державного медичного
 університету ім. І.Я. Горбачевського

д.біол.н., проф.

Кліщ І.М.

«_____» _____ 2018р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

- 1. Пропозиція для впровадження:** матеріали кандидатської дисертації «Морфофункціональне обґрунтування малоінвазивного металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи» (анатомо- експериментальне дослідження).
- 2. Установа-розробник:** Медичний інститут Сумського державного університету.
- 3. Автор:** аспірант кафедри патологічної анатомії Гудименко Олена Олександрівна.
- 4. Джерело інформації:** Патент 127415 UA, МПК А61В 17/16 (2006.01) А61В 10/02 (2006.01) Пристрій для отримання зразків кісток і твердих тканин зубів / Кузенко Є.В., Гудименко О.О., Скиданенко М.С., Покотило В.М., Линдін М.С., Сікора В.В.; Сумський державний університет. — № u 201803122 ; заявл. 26.03.2018 ; опубл. 25.07.2018, Бюл. № 14, 2018 р.
- 5. Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра анатомії людини ТДМУ.
- 6. Форма впровадження:** введено у навчальний процес – у матеріал лекцій та практичних занять з анатомії людини.
- 7. Термін впровадження:** вересень-жовтень 2018 року.

Завідувач кафедри
 анатомії людини ТДМУ
 доктор медичних наук, професор



І.Є. Герасимюк

Додаток Г



(11) 127415

(19) UA

(51) МПК

A61B 17/16 (2006.01)

A61B 10/02 (2006.01)

(21) Номер заявки: u 2018 03122

(22) Дата подання заявки: 26.03.2018

(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 25.07.2018

(46) Дата публікації відомостей про видачу патенту та номер бюлетеня: 25.07.2018, Бюл. № 14

(72) Винахідники:

Кузенко Євген Вікторович, UA,

Гудименко Олена

Олександрівна, UA,

Скиданенко Максим

Сергійович, UA,

Покотило Володимир

Миколайович, UA,

Линдін Микола Сергійович,

UA,

Сікора Владислав

Володимирович, UA

(73) Власник:

СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ

УНІВЕРСИТЕТ,

вул. Римського-Корсакова, 2,

м. Суми, 40007, UA

(54) Назва корисної моделі:

ПРИСТРІЙ ДЛЯ ОТРИМАННЯ ЗРАЗКІВ КІСТОК І ТВЕРДИХ ТКАНИН ЗУБІВ

(57) Формула корисної моделі:

Пристрій для отримання зразків кісток і твердих тканин зубів, що містить дві станини мікротома, столик з пристосуванням для фіксації об'єкта, електродвигун та різальний інструмент, який відрізняється тим, що додатково оснащений принаймні чотирма направляючими, одна з яких виконана у вигляді циліндра, друга - пластини, третя та четверта - плоских пластин, шаговим електродвигуном та системою охолодження, при цьому станини мікротома розташовані паралельно одна до одної у вертикальному положенні, між якими жорстко закріплені направляючі, причому на першій і другій направляючих установлений столик з можливістю переміщення в горизонтальному напрямку за рахунок кульових підшипників, який з'єднаний з третьою направляючою за допомогою зубчастої металевий пластини, установленій з можливістю переміщення за допомогою шестерень передачі, з'єднаних з шаговим електродвигуном, який закріплений знизу третьою направляючою та під'єднаний за допомогою контактних дротів до додатково введених блоків контактів і управління, при цьому блок контактів закріплений збоку однієї з станин мікротома, крім того пристосування для фіксації об'єкта на столику являє собою лежачу, які нерухомо закріплені на столику і складаються із затискового гвинта та фіксуючої пластини, а з протилежного боку від лежачої розташована четверта направляюча, яка закріплена до станини з одного боку рухомою петлею, а з другого - гвинтом для регулювання висоти розташування зразка, який встановлений з можливістю вертикального переміщення за допомогою пружини, крім того електродвигун постійного струму закріплений по центру четвертої направляючої, до якого прикріплена шпилька для утримання різального інструменту у вигляді сепарційного диска з дискотримачем, до якого за допомогою системи трубок для подачі води приєднана система охолодження у вигляді пластикової смуги, яка закріплена зверху станини мікротома.

(11) 127415

Державне підприємство
«Український інститут інтелектуальної власності»
(Укрпатент)

Оригіналом цього документа є електронний документ з відповідними реквізитами, у тому числі з накладеним електронним цифровим підписом уповноваженої особи Міністерства економічного розвитку і торгівлі України та сформованою позначкою часу.

Ідентифікатор електронного документа 3094230718.

Для отримання оригіналу документа необхідно:

1. Зайти до ІДС «Стан діловодства за заявками на винаходи та корисні моделі», яка розташована на сторінці <http://base.uipv.org/searchInvStat/>.
2. Виконати пошук за номером заявки.
3. У розділі «Документи Укрпатенту» поруч з реєстраційним номером документа натиснути кнопку «Завантажити оригінал» та ввести ідентифікатор електронного документа.

Ідентичний за документарною інформацією та реквізитами паперовий примірник цього документа містить 2 арк., які пронумеровані та прошиті металевими люверсами.

Уповноважена особа Укрпатенту

І.Є. Матусевич

25.07.2018

Додаток Д

Аналіз зразків титанових пластин

Формы продуктов Product Forms	Лист, плита, пруток, проволока, литьё, ковкая заготовка, кольцо и биллет	Sheet, Plate, Bar, Wire, Castings, Forgings, Rings and Billet
Основные спецификации Major Specifications	UNS R56401 ASTM F 136 ELI (лист, плита, пруток, хирургические имплантаты), AMS 4930 (пруток, проволока, биллет, кольца) AMS 4931 (пруток, биллет, кольца) AMS 4996 (биллет) MIL-T-9046 ISO 5832-3	UNS R56401 ASTM F 136 ELI (sheet, plate, bar, surgical implants) AMS 4930 (bar, wire, billet, rings) AMS 4931 (bar, billet, rings) AMS 4996 (billet) MIL-T-9046 ISO 5832-3
Химический состав, % Chemical Composition, %	Граничные значения: Ti Остаток O max. 0.13 V 3.5 - 4.5 Fe max. 0.25 Al 5.5 - 6.5 H ... max. 0.012 N max. 0.05 C max. 0.08	Limiting: TiRemainder O max. 0.13 V 3.5 - 4.5 Fe max. 0.25 Al 5.5 - 6.5 H ... max. 0.012 N max. 0.05 C max. 0.08
Физические константы и термические свойства Physical Constants and Thermal Properties	Плотность, lb/in ³ 0.160 g/cm ³ 4.47 Интервал плавления °F 3020 (приблизительно), °C 1648 Beta Transus °F +/- 25 1790 °C +/- 4 976 Теплопроводность, Btu • in/ft ² •h•°F 3.88 W/m•°C 6.7 Шарпи – V (ft. - lbs.) 17.7 Электросопротивление, ohm•circ mil/ft 1.070724E+08 μohm•m 0.178 Модуль упруг.при растяжении 10 ⁶ psi 16.5 Модуль упруг.при кручении 10 ⁶ psi 6.1 Btu/lb•°F 0.135 Удельная теплоёмкость J/kg•°C 565.2 Температура нагрева при отжиге полная °F 1300-1550°/ 1-8 Std., AC °C 704-845°/ 1-8 Std., AC для снятия °F 900-1200°/ 1-4 Std., AC внутренних напряжений °C 482-649°/ 1-4 Std., AC Температура горячей штамповки Блокировка °F 1750 - 1800 °C 962 - 989 Доводка плавки °F 1650 - 1750 °C 812 - 962	Density, lb/in ³ 0.160 g/cm ³ 4.47 Melting Range, approx. °F 3020 °C 1648 Beta Transus °F +/- 25 1790 °C +/- 4 976 Thermal Conductivity, Btu • in/ft ² •h•°F 3.88 W/m•°C 6.7 Charpy-V (ft. - lbs.) 17.7 Electrical Resistivity, ohm•circ mil/ft 1.070724E+08 μohm•m 0.178 Elasticity-Tension Modulus, 10 ⁶ psi 16.5 Elasticity-Torsion Modulus, 10 ⁶ psi 6.1 Specific Heat, Btu/lb•°F 0.135 J/kg•°C 565.2 Annealing Temp full °F 1300-1550°/ 1-8 hrs, AC °C 704-732°/ 1-8 hrs, AC stress relief °F 900-1200°/ 1-4 hrs, AC °C 482-649°/ 1-4 hrs, AC Forging Temperature Blocking °F 1750 - 1800 °C 962 - 989 Finishing °F 1650 - 1750 °C 812 - 962
Механические свойства Typical Mechanical Properties	(Отожженный) Предел прочности при растяжении ksi MPA RT 125 860 Предел текучести RT 115 795 Относительное удлинение, % RT 15	(Annealed) Tensile Strength, RT 125 860 Yield Strength, RT 115 795 Elongation, % RT 15



СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

ПЛАСТИНИ ДЛЯ МЕТАЛООСТЕОСИНТЕЗУ З НАНОПОКРИТТЯМ

Призначення та сфера застосування

Розробка спрямована на зменшення тривалості стаціонарного лікування хворих з переломами нижньої щелепи та може застосовуватись для металоостеосинтезу переломів нижньої щелепи на першому та другому етапі медичної евакуації за умов бойових дій.

Основні характеристики, суть розробки

Розроблені пластини мають зменшити кількість металу та покриті гідроксипатитом, що сприяє кращому загоюванню лінії перелому.

Пластини розроблені: на основі аналізу 3D моделей переломів щелеп і взаємодії пружних тіл, математичному розрахунку нелінійних і лінійному типів контактів, сили жувальних м'язів та оптимізована форма для фіксації уламків кісток в місцях перелому різної локалізації.

Основні переваги розробки

Покращення остеосинтезу за рахунок зменшення контакту (поверхні пластин) з кістковою тканиною при збереженні фіксації щелепи без переміщень.

Підвищено стабільність фіксації уламків кісток.

Знижено собівартість виготовлення пластин.

Стан охорони інтелектуальної власності

Отримано 2 патенти.

Затребуваність на ринку

Пластини з розробленою новою геометрією можуть використовуватись в клінічній практиці хірургічної та ортопедичної стоматології.

Стан готовності розробки

Розроблено та впроваджено в клінічну практику.

