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

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ПАВЛИЧУК ТЕТЯНА ОЛЕКСАНДРІВНА

УДК: 616.716.4-001.5-089

КЛІНІЧНЕ ТА БІОМЕХАНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ МЕТОДІВ ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ПЕРЕЛОМІВ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ

22 – Охорона здоров'я
221 – стоматологія

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело_____ Т. О. Павличук

Науковий керівник Копчак Андрій Володимирович, доктор медичних наук, професор

Київ – 2021

АНОТАЦІЯ

Павличук Т. О. Клінічне та біомеханічне обґрунтування методів хірургічного лікування переломів голівки нижньої щелепи. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії в галузі знань 22 Охорона здоров'я за спеціальністю 221 Стоматологія. – Національний медичний університет імені О. О. Богомольця, МОЗ України, Київ, 2021.

У дисертаційній роботі представлено теоретичне обґрунтування та практичне вирішення актуальної проблеми – підвищення ефективності хірургічного лікування та реабілітації хворих з переломами голівки нижньої щелепи (ПГНЩ) шляхом розробки та обґрунтування нових методів остеосинтезу з використанням CAD/CAM технологій та пацієнтспецифічних фіксаторів.

Дослідження були направлені на аналіз типів переломів голівки нижньої щелепи та аналіз ефективності систем фіксації, що використовують для їх репозиції, визанчення біомеханічно несприятливих типів переломів та створення нових анатомічно обґрунтованих систем для їх фіксаціїї та репозиції, розробку нових біомеханічно обґрунтованих методів хірургічного лікування ПГНЩ з використанням CAD/CAM технологій та пацієнтспецифічних фіксаторів.

Вирішення поставлених завдань передбачало розробку програми дослідження, що складалося з 2 етапів: експериментального та клінічного.

Після аналізу комп'ютерних томограм пацієнтів, ПГНЩ розділено на 3 типи, що відрізняються характером руйнуваня кістки та потребують застосування різних лікувальних підходів: I тип – біомеханічно сприятливі лінійні переломи з товщиною кортикального шару кістки в ділянці латерального полюса голівки нижньої щелепи (НЩ) >0,8 (наявні у 34 %

випадків), II тип – біомеханічно несприятливі ПГНЩ з товщиною кортикального шару кістки <0,8 мм та/або дрібноуламковою фрагментацією латерального полюса голівки НЩ (41 % випадків), III тип – багатоуламкові ПГНЩ (25 % випадків). Складність досягнення анатомічно точної репозиції та функціонально стабільної фіксації зростає від I до III типів ПГНЩ.

В серії натурних експериментів на сухих трупних щелепах людини було здійснено порівняльну оцінку різних систем фіксації, що використовують при остеосинтезі голівки НЩ (титанові гвинти, біорезорбтивні піни та Т-подібні пластини). Відмінною особливістю проведених досліджень було відтворення різних типів деформування, що відповідали реальним умовам навантаження НЩ в різних фазах жувального циклу. В ході дослідження встановлено, що титанові бікортикальні гвинти забезпечують найвищу жорсткість і міцність фіксації при навантаженні в сагітальній та фронтальній площинах: 46,9±31,37 та 36,92±20,34 Н/мм, відповідно. Фіксація за допомогою біорезорбтивних пінів продемонструвала меншу жорсткість як при сагітальному (29,07±9,03 Н/мм), так і при фронтальному навантаженні (39,3±16,6 Н/мм). Найменшу жорсткість було виявлено при фіксації фрагментів голівки НЩ Т-подібною титановою мініпластиною: 10,9±10 Н/мм – при сагітальному та 17,9±10,11 Н/мм – при фронтальному навантаженні. Фіксація одним гвинтом чи піном, незалежно від використаного матеріалу, не була стійкою до деформації кручення. Натомість, жорсткість Т-подібних пластин на кручення була досить великою і, в середньому, становила 518,3±111,9 Н*мм/Рад. У реальних клінічних умовах кручення може бути ефективно компенсовано нерівностями поверхні перелому та силою тертя між фрагментами, однак в біомеханічно несприятливих випадках для стабілізації даного типу деформації доцільно застосовувати поєднання бікортикальних позиціонуючих гвинтів з міні- та мікропластинами.

За допомогою методів 3D-візуалізації та комп'ютерної симуляції досліджено топографо-анатомічні особливості різних типів ПГНЩ та

запропоновано анатомо-функціональну концепцію дизайну, виготовлення та застосування хірургічних шаблонів і пацієнтспецифічних фіксаторів в хірургічному лікуванні пацієнтів з ПНГЩ на основі цифрового протоколу. Біомеханічні аспекти застосування даного підходу передбачали, зокрема, встановлення індивідуалізованих розвантажуючих (підсилюючих) пластин при біомеханічно несприятливих типах ПГНЩ. В експерименті на імітаційних комп'ютерних моделях систем «фіксатор-кістка» доведено, що посилення традиційної гвинтової фіксації індивідуалізованих розвантажувальних пластин(ІРП) в умовах функціонального навантаження (скорочення м'язів при довільному змиканні зубів та скорочення латерального крилоподібного м'яза) забезпечує зменшення еквівалентних напружень у кістці в 2-10 разів та збільшення жорсткості фіксації в 1,25-3 рази порівняно з традиційною методикою.

Отримані в ході натурних та модельних експериментів дані створили теоретичну і методологічну базу для проведення ІІ клінічного етапу досліджень, що передбачав розробку і впровадження в клінічну практику нового підходу до лікування ПГНЩ, який базувався на використанні комп'ютерних методів діагностики, планування і реалізації хірургічних втручань в рамках повного цифрового протоколу (Патент України на винахід № 123336 від 17.03.2021). Ефективність запропонованих підходів була вивчена в проспективному контрольованому дослідженні, проведеному в 42 пацієнтів з 50 ПГНЩ.

В ході дослідження встановлено, що застосування CAD/CAM технологій при лікуванні ПГНЩ дозволяє вірогідно збільшити точність репозиції кісткових уламків. Максимальне відхилення між віртуальною репозицією фрагментів та отриманим результатом, за даними КТ, при цьому зменшується в середньому на 40 % (3,3±0,87 проти 5,05±2,5 мм) порівняно з традиційними методами відкритої репозиції та остеосинтезу, а точність відновлення висоти гілки зростає на 43 %. Загальна частота післяопераційних ускладнень при застосуванні розробленого нами цифрового протоколу

лікування ПГНЩ склала 15 проти 36 % в контрольній групі. Застосування CAD/CAM технології вірогідно не впливало на частоту ускладнень гнійно-запального характеру та лізис кісткових фрагментів, але вірогідно знижувало частоту вторинного зміщення уламків та дезінтеграції системи фіксатор-кістка (на 14 %, $p<0,05$) за рахунок покращених біомеханічних властивостей системи фіксації. Використання хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторів у пацієнтів з ПГНЩ за рахунок більш точної репозиції та зменшення інвазивності хірургічних втручань дозволяє покращити їх функціональні результати в термін спостереження 3 місяці після травми, а саме збільшити максимальну амплітуду рухів НЩ на 6,4-20 %, зменшити частоту розвитку дисфункції середнього і важкого ступеня на 63,5 %, та вірогідно знизити середнє значення індексу клінічної дисфункції (Di) за Helkimo (4,2±4,1 проти 7,1±4,2) порівняно з традиційними методами остеосинтезу.

Загалом, результати дослідження свідчать, що застосування навігаційних хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторів у пацієнтів з ПГНЩ дозволяє покращити анатомічні та функціональні результати їх лікування та збільшити точність і прогнозованість остеосинтезу при даному виді травми. Впровадження цих підходів в клінічну практику дозволило вірогідно покращити результати хірургічного лікування хворих, зокрема, підвищити точність відновлення анатомічної форми голівки НЩ, зменшити частоту післяопераційних ускладнень та функціональних порушень, за рахунок чого був досягнутий позитивний медико-соціальний та економічний ефект.

Ключові слова: переломи голівки нижньої щелепи, CAD/CAM технології, хірургічні шаблони, індивідуалізовані пластини.

SUMMARY

Pavlychuk T. O. Clinical and biomechanical justification of condylar head fractures treatment methods. – Qualification research work on the manuscript basis.

The dissertation presents theoretical substantiation and practical solution of the actual problem - increase of the efficiency of surgical treatment and rehabilitation patients with condylar head fractures (CHFs) by developing and justifying new methods of osteosynthesis using CAD/CAM technology and patient-specific fixators.

The research was aimed to analyzed different types of CHFs and the effectiveness of fixation systems used for their repositioning, analyzed biomechanically unfavorable types of fractures and create new biomechanically based systems for their fixation and reposition with the use of CAD/ CAM technologies and patient-specific fixators.

The solution of the tasks involved to develop a research program consisting of 2 stages: experimental and clinical.

After analysis of computed tomograms patients with CHFs is divided into 3 types, which differ in the type of bone destruction and require different treatment approaches: I- biomechanically favorable type, linear fractures with a thickness of the cortical layer of bone in the lateral pole of the head> 0.8mm (available in 34 % of cases), type II - biomechanically unfavorable CHFs with a thickness of the cortical layer of bone <0.8 mm and / or fragmentation of lateral pole of the head of mandible (41% of cases), type III - major fragmentation of condylar head (25% of cases). The difficulty of achieving anatomically accurate reposition and functionally stable fixation increases from type I to type III CHFs.

In a series of biomechanical experiments on dry human mandibles, a comparative evaluation of different fixation systems used in osteosynthesis of CHFs (titanium screws, bioresorable pins and T-shaped plates) was performed. A distinctive feature of the research was the reproduction of different types of

deformation, which corresponded to the real conditions of the mandible load in different phases of the masticatory cycle. During the study it was found that titanium bicortical screws provide the highest stiffness and strength of fixation under load in the sagittal and frontal planes: 46.9 ± 31.37 N / mm and 36.92 ± 20.34 N / mm, respectively. Fixation with bioresorable pins showed less stiffness at both sagittal (29.07 ± 9.03 N / mm) and frontal load (39.3 ± 16.6 N / mm). The lowest stiffness was found when fixing the fragments of the head with T-shaped titanium miniplate: 10.9 ± 10 N / mm – in sagittal and 17.9 ± 10.11 N / mm in frontal load. Fixation with one screw or pin, regardless of the material used, was not resistant to torsional deformation. Instead, the torsional stiffness of T-plates was quite high and averaged 518.3 ± 111.9 N * mm / Rad. In real clinical conditions, torsion can be effectively compensated by the irregularities of the fracture surface and the friction force between the fragments, but in biomechanical unfavorable cases to stabilize this type of deformation, it is advisable to use a combination of bicortical positioning screws with mini and micro-plates.

The methods of 3D-visualization and computer simulation investigated the topographic and anatomical features of different types of CHFs and proposed an anatomical and functional concept of design, manufacture and use of surgical guides and patient-specific fixators in the surgical treatment of patients with CHFs based on digital protocol. Biomechanical aspects of the application of this approach involved, in particular, the use of individualized reinforcing plates (IRP) for biomechanically unfavorable types of CHFs. In an experiment on simulation computer models of "fixator-bone" systems, it is proved that the strengthening of traditional screw fixation of IRP under functional load (contraction of the lateral pterygoid muscle and anterior biting contraction models) provides a reduction of equivalent bone stresses in 2– 10 times and an increase stiffness of fixators in 1.25–3 times compared to the conventional method.

The data obtained during previous experiments created a theoretical and methodological basis for the second clinical stage of research, which involved the development and implementation in clinical practice of a new approach to the

treatment of CHFs, which was based on computer methods of diagnosis, planning and implementation of surgical interventions within full digital protocol (Patent of Ukraine for the invention №123336 from 17.03.2021). The effectiveness of the proposed approaches was studied in a prospective controlled study included in 42 patients with 50 CHFs.

The study found that the use of CAD / CAM technology in the treatment of CHFs can significantly increase the accuracy of repositioning bone fragments. The maximum deviation between the virtual repositioning of the fragments and the obtained result according to CT data is reduced by an average of 40% (3.3 ± 0.87 mm vs. 5.05 ± 2.5 mm) compared to traditional methods of open reposition and osteosynthesis and the accuracy of restoring the height of mandible ramus increases by 43%. The overall incidence of postoperative complications using the digital protocol for the treatment of CHFs developed in 15% of patient in main group versus 36% in the control group. The use of CAD / CAM technology did not significantly affect the incidence of inflammatory complications and lysis of bone fragments, but probably reduced the incidence of secondary displacement of fragments and disintegration of the fixator-bone system (by 14%, $p < 0.05$) due to improved biomechanical properties fixation systems. The use of surgical guides and patient-specific fixators in patients with CHFs due to more accurate repositioning and reducing the invasiveness of surgical procedure can improve their functional results within 3 months after surgery, increase the maximum mouth opening by 6.4-20%, reduce the incidence of moderate and severe dysfunction by 63.5%, and likely reduce the mean value of the Helkimo clinical dysfunction index (Di) (4.2 ± 4.1 vs. 7.1 ± 4.2) compared to traditional methods of osteosynthesis.

In general, the results of the study show that the use of navigational surgical guides and patient-specific fixators in patients with CHFs can improve the anatomical and fu nctional results of their treatment and increase the accuracy and predictability of osteosynthesis in this type of injury. The introduction of these approaches in clinical practice has significantly improved the results of surgical

treatment of patients, in particular to increase the accuracy of restoration of the anatomical shape of the head, reduce the frequency of postoperative complications and functional disorders, resulting in a positive medical, social and economic effect.

Key words: condylar head fracture, CAD/CAM technology, surgical guides, individualized plate.

Список публікацій здобувача за темою дисертації:

1. Pavlychuk T, Shydlovsky M, Kopchak A. A comparative biomechanical evaluation of different osteosynthesis techniques used for intracapsular condylar head fractures. J Oral Biol Craniofac Res. 2019 Apr-Jun;9(2):123-7. doi: 10.1016/j.jobcr.2019.02.001.

2. Павличук Т, Черногорський Д, Чепурний Ю, Копчак А. Застосування CAD/CAM технологій при хірургічному лікуванні переломів голівки нижньої щелепи. Укр. наук.-мед. молодіж. журн.. 2019;(4):23-31.

3. Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A, Kopchak A. Application of CAD/CAM technology for surgical treatment of condylar head fractures: A preliminary study. J Oral Biol Craniofac Res. 2020 Oct-Dec;10(4):608-14. doi: 10.1016/j.jobcr.2020.08.018.

4. Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A, Kopchak A. Biomechanical evaluation of type p condylar head osteosynthesis using conventional small-fragment screws reinforced by a patient specific two-component plate. Head Face Med. 2020 Oct 19;16(1):25. doi: 10.1186/s13005-020-00236-0.

5. Павличук ТО, Чепурний ЮВ, Копчак АВ. Оцінка точності репозиції кісткових фрагментів при переломах голівки нижньої щелепи із застосуванням навігаційних хірургічних шаблонів та пацієнто-специфічних фіксаторів. Вісн. проблем біології і медицини. 2020;(3):341-7.

6. Павличук ТО, Чепурний ЮВ, Копчак АВ. Клінічна ефективність хірургічного лікування переломів голівки нижньої щелепи із використанням навігаційних шаблонів та пацієнто-специфічних імплантатів. Вісн. стоматології. 2020;37(3):41-9. doi: 10.35220/2078-8916-2020-37-3-50-59.

7. Павличук ТО, Копчак АВ, Чепурний ЮВ, Черногорський ДМ, винахідники; Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця, патентовласник. Спосіб хірургічного лікування переломів голівки нижньої щелепи. Патент України № 123336. 2021 Берез 17.

8. Дубневич ЯМ, Павличук ТО, Шидловський МС, Копчак АВ. Характеристики міцності системи фіксатор-кістка при внутрішньосуглобових переломах нижньої щелепи. В: Матеріали Всеукр. наук.-техн. конф. молодих вчених та студентів Інновації молоді – машинобудуванню., 2017.,Київ. Киїів., 2017. с.74-7.

9. Pavlychuk T, Kopchak A, Shydlovsky M. A comparative biomechanical evaluation of different osteosynthesis techniques used for intracapsular condylar head fractures. In: 24th EACMFS Congress; 2018 Sept 18-21; Munich. Munich: EACMFS; 2018. # 706.

10. Павличук ТО, Чепурний ЮВ, Копчак АВ. Оцінювання ефективності CAD/CAM технологій у лікуванні пацієнтів з переломами голівки нижньої щелепи. В: Матеріали наук.-практ. конф. з міжнар. участю Актуальні питання сучасної стоматології», присвяч. 100-річчю стоматол. ф-ту НМУ ім. О. О. Богомольця; 2021 Берез 18-19; Київ. Київ; 2021. с. 339.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ 13

ВСТУП..... 14

РОЗДІЛ 1 СУЧАСНІ ПРИНЦИПИ ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ ПАЦІЄНТІВ З ПЕРЕЛОМАМИ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ (огляд літератури) 25

1.1. Відкрита репозиція та остеосинтез переломів голівки нижньої щелепи: показання, хірургічні методики, способи фіксації, їх переваги та недоліки.....25

1.2. Анатомо-функціональні та біомеханічні аспекти остеосинтезу голівки нижньої щелепи.....36

1.3. Сучасні можливості комп'ютерного моделювання і застосування CAD/CAM технологій у пацієнтів з переломами голівки нижньої щелепи.....50

РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ.....56

2.1. Загальна методологія, структура та дизайн дослідження.....56

2.2. Матеріали і методи експериментальних досліджень 59

2.3. Методика комп'ютерного моделювання та віртуальної симуляції хірургічних втручань на основі даних комп'ютерної томографії…….67

2.4. Матеріали і методи клінічних досліджень……...81

2.5. Методи статистичної обробки даних.....86

РОЗДІЛ 3 ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА БІОМЕХАНІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК РІЗНИХ СИСТЕМ ФІКСАЦІЇ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ В НАТУРНОМУ ЕКСПЕРИМЕНТІ 88

РОЗДІЛ 4 НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНИЙ СТАН СИСТЕМИ ФІКСАТОР-КІСТКА ПРИ ОСТЕОСИНТЕЗІ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ З ВИКОРИСТАННЯМ ПОЗИЦІОНУЮЧИХ ГВИНТІВ ТА ІНДИВІДУАЛІЗОВАНИХ РОЗВАНТАЖУВАЛЬНИХ ПЛАСТИН…….....99

РОЗДІЛ 5 КЛІНІЧНА ЕФЕКТИВНІСТЬ ХІРУРГІЧНИХ ШАБЛОНІВ ТА ІНДИВІДУАЛІЗОВАНИХ ФІКСАТОРІВ У ПАЦІЄНТІВ З ПЕРЕЛОМАМИ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ...….....116

5.1. Алгоритм діагностики та лікування пацієнтів з переломами нижньої щелепи з використанням CAD/CAM технології. Концептуальний дизайн пацієнто-специфічних конструкцій 116

5.2. Анатомічні та функціональні результати хірургічного лікування ПГНЩ із застосуванням хірургічних шаблонів та індивідуалізованих фіксаторів.....130

АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ ……...140

ВИСНОВКИ.....157

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ ……..... 160

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....162

ДОДАТКИ……..…190

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

ІРП	індивідуалізована розвантажувальна пластина
КТ	комп’ютерна томографія
ЛКМ	латеральний криловидний м’яз
МОС	металостеосинтез
НДС	напружено-деформований стан
НЩ	нижня щелепа
ПГНЩ	перелом голівки нижньої щелепи
СНЩС	скронево-нижньощелепний суглоб
CAD	computer aided design, дизайн за допомогою комп’ютера
CAE	computer aided engineering, проведення інженерних розрахунків за допомогою комп’ютера
CAM	computer aided manufacturing, виробництво за допомогою комп’ютера
FEA	скінченно елементний аналіз
ORIF	відкрита репозиція та внутрішня фіксація
STL	формат файлу, що використовується для зберігання віртуальних тривимірних моделей об'єктів в адитивних технологіях

ВСТУП

Актуальність теми. ПГНЩ (внутрішньосуглобові, інтракапсулярні переломи) складають 22-36 % всіх травматичних переломів НЩ і належать до найбільш складних видів щелепно-лицевої травми з точки зору діагностики, лікування і реабілітації постраждалих [1, 2]. Актуальність теми визначається високою частотою посттравматичних ускладнень та незадовільних клінічних результатів незалежно від застосованих підходів до лікування даної категорії хворих. [3, 4]. Крім того, до сьогоднішнього дня лікування пацієнтів з ПГНЩ залишається одним з найбільш контраверсійних питань щелепно-лицевої травматології: позиції авторів щодо показань, протипоказань, границь застосування, переваг і недоліків різних консервативних та хірургічних способів істотно відрізняються, а в окремих випадках є діаметрально протилежними [5, 6, 7].

Відомо, що досягнення бажаних анатомічних та функціональних результатів при переломах НЩ потребує точного співставлення та надійної фіксації уламків на період формування повноцінного кісткового зрощення. Вирішення цієї задачі в більшості випадків передбачає проведення відкритої репозиції та остеосинтезу (ORIF) травмованої щелепи. Втім, багато дослідників до цього часу рекомендують консервативне лікування даного виду травми через високу технічну складність оперативного втручання, ризик ушкодження гілок лицевого нерву, кровотечі та пошкодження структур скронево-нижньощелепного суглоба (СНЩС) [8, 9, 10]. Визначення чітких показань до хірургічного лікування переломів виросткового відростку НЩ було предметом міжнародних консенсусних конференцій в Будапешті (ICOMFS, 1995), Гронінгені (1999), Стразбурзі (2007), Марселі (IBRA, 2012). Втім, в ході дискусії вченим не вдалося дійти остаточної згоди щодо вибору оптимального методу лікування ПГНЩ, який до тепер значною мірою залежить від індивідуальних уподобань хірурга, його попереднього досвіду,

технічних можливостей лікувального закладу та низки соціально-економічних та організаційних чинників.

В останні роки завдяки серії рандомізованих мультицентрових досліджень було переконливо доведено, що саме хірургічне лікування пацієнтів з ПГНЩ дозволяє досягти кращих морфологічних та функціональних результатів порівняно з консервативними методами, покращити якість життя пацієнтів та зменшити ризик посттравматичних ускладнень, таких як деформація гілки НЩ, оклюзійні порушення, обмеження рухів НЩ, патологічні зміни в структурах СНЩС, асиметрія обличчя, анкілоз та ін., що визначає існуючу тенденцію до більш широкого використання хірургічних методів лікування даного виду травми та збільшення кількості наукових публікацій з цього питання [11, 12, 13].

Основними критеріями сприятливого функціонального прогнозу при остеосинтезі ПГНЩ є відновлення анатомічної форми ушкодженої кістки за рахунок її анатомічно точної репозиції, стабільної фіксації відламків та малоінвазивної ревізії навколишніх м’яких тканин [6, 7, 14, 15, 16]. Для цього було запропоновано різні хірургічні доступи, типи фіксаторів та способи їх встановлення. Серед технічних і хірургічних рішень, що найбільш широко застосовують в останні роки – використання мікро- та мініпластин, стягуючих гвинтів типу lag screw чи cannulated screws, позиціонуючих гвинтів та біорезорбтивних пінів [17, 18, 19, 20, 21]. І хоча питання вибору оптимального типу та кількості фіксаторів, матеріалу, з якого вони виготовлені, та техніки їх встановлення, а також визначення потреби у видаленні фіксаторів в пізньому післяопераційному періоді були розглянуті в серії клінічних та експериментальних досліджень, отримані результати виявились контроверсійними, а рівень доказовості більшості публікацій є недостатнім для формування чітких рекомендацій та клінічних настанов. Серед значної кількості методик, що застосовують на сьогоднішній день, найкращі результати з біомеханічної та функціональної точки зору демонструє остеосинтез голівки НЩ з використанням двох позиціонуючих

титанових гвинтів діаметром 1,7-1,8 мм, запропонований M. Rasse у 2000 р. [22], а пізніше модифікований та удосконалений A. Neff та співавт. [23] та W. Smolka та співавт. [24].

Основна проблема, з якою стикається хірург при застосуванні цієї методики, полягає в тому, щоб забезпечити анатомічно точну репозицію відламків та утримати їх в правильному положенні під час встановлення гвинтів. Це може бути ускладнено через обмежений хірургічний доступ та недостатню візуалізацію, особливо у випадках багатоуламкової фрагментації голівки чи латеральної поверхні гілки НЩ, коли основні анатомічні орієнтири втрачені, а кісткові фрагменти набувають додаткових ступенів свободи. Для точного співставлення фрагментів та утримання їх у фіксованому положенні автори пропонують використання тимчасових гвинтів [25, 26] або титанових мікропластин [27, 28]. Допоміжні пластини та гвинти зазвичай видаляють перед закриттям рани, але іноді їх необхідно залишати для посилення системи фіксації або для фіксації кількох фрагментів. Водночас, це не вирішує проблему точного позиціонування кісткових фрагментів в умовах обмеженої візуалізації, що залежить від досвіду та мануальних навичок оперуючого хірурга.

Іншим проблемним аспектом є здатність системи фіксації (позиціонуючих титанових гвинтів) забезпечувати надійне утримання уламків в правильному положенні в умовах ранньої мобілізації НЩ, що є важливою умовою відновлення функції ушкодженого СНЩС і профілактики внутрішніх порушень в суглобі (утворення адгезій та спайок, фіксації диску, анкілозування, синовіїтів), гіпертонусу та запальних процесів у м’язах, порушення оклюзійних співвідношень в ранньому та віддаленому післяопераційному періодах. J. H. Koolstra та T. M. Van Eijden (2005) показано, що СНЩС зазнає значних функціональних навантажень: при довільному змиканні зубів компресуючі зусилля, що передаються голівкою НЩ на задній скат суглобового горбика при максимальному скороченні жувальних м’язів можуть становити 600 Н [29]. В кістковій тканині

виросткового відростку виникають напруження і деформації, а їх величина і характер розподілу змінюються в різні фази жувального циклу. При встановленні елементів фіксації природний розподіл напружень і деформацій в кістковій тканині може спотворюватись, а її фізико-механічні властивості зазнавати значних змін внаслідок травми і посттравматичної перебудови кістки [30, 31].

В роботах M. Kozakiewicz (2017) [21]; P. Xin та співавт. (2014) [17]; L. Hijazi та співавт. (2016) [32], які досліджували дане питання, використовуючи імітаційне комп'ютерне моделювання методом скінченних-елементів з відтворенням фізико-механічних параметрів елементів системи фіксатор-кістка та різних умов навантаження, було показано, що при остеосинтезі голівки НЩ двома позиціонуючими гвинтами, найвища концентрація напружень спостерігається в кортикальному шарі латеральної поверхні гілки НЩ. При цьому, за наявності тонкого кортикального шару, багатоуламкової фрагментації, вираженому зниженні жорсткості та міцності кістки внаслідок локальних і системних патологічних процесів, напруження навколо фіксатора може суттєво зростати та сягати гранично допустимих значень. Це призводить до виникнення тріщин, фрагментації та руйнування кістки, як наслідок, втрати функціональної здатності системи фіксації з виникненням вторинних зміщень. Наведені експериментальні данні повністю узгоджуються з результатаими клінічних досліджень, що підтверджують неефективність традиційних підходів при складних нетипових та уламкових ПГНЩ.

На думку авторів, одним з можливих рішень у біомеханічно несприятливих випадках є підсилення гвинтової фіксації пластиною, що буде розвантажувати систему та забезпечувати необхідну стабільність. Однак, дані про використання цього підходу в літературі вкрай обмежені, а роботи, присвячені його біомеханічному обґрунтуванню та визначенню клінічної ефективності, відсутні. Застосування традиційних стандартних пластин, що за формою і розмірами не завжди відповідають індивідуальній анатомії та

параметрам перелому, може спричиняти надмірне рубцювання капсули та навколишніх м’яких тканин, що визначає перспективність індивідуалізованих підходів до збільшення міцності та надійності системи фіксації.

Так, в останні роки з’явилась велика кількість робіт, присвячена віртуальній симуляції хірургічних втручань (CAD) та виробництву за допомогою комп’ютера (CAM), що надає можливість хірургам моделювати операцію на комп’ютері, виконувати віртуальну репозицію фрагментів, вибирати відповідний метод фіксації та підвищувати точність хірургічних маніпуляцій шляхом виготовлення навігаційних шаблонів та пацієнтспецифічних (індивідуалізованих) фіксаторів. Підхід виявився ефективним в лікуванні переломів інших локалізацій [33], дентальній імплантації [34], ортогнатичній та реконструктивній хірургії щелеп [35, 36].

При ПГНЩ комп'ютерний дизайн (CAD) використовують для віртуальної репозиції фрагментів, а також для прийняття рішень про відповідний тип, довжину та кут нахилу гвинтів [37, 38, 39, 40]. Але в реальних клінічних умовах хірургу не завжди вдається реалізувати віртуальний план операції через відсутність належної візуалізації, навігації та допоміжних пристроїв для переносу даних комп’ютерної моделі в реальні клінічні умови. В літературі такі пристрої не описані, що визначає наявну потребу в створенні оптимального дизайну та виготовленні відповідних репозиційних та навігаційних хірургічних шаблонів, а також пацієнтспецифічних фіксаторів за допомогою CAD/CAM технології, що могли би бути застосовані на дрібних об’єктах, таких як уламки голівки НЩ, в умовах обмеженого хірургічного доступу з урахуванням існуючих топографо-анатомічних та біологічних обмежень.

Таким чином, висока поширеність ПГНЩ, недостатня ефективність запропонованих способів їх комплексного лікування, відсутність стандартних уніфікованих підходів у виборі методики проведення хірургічних втручань, в тому числі з використанням віртуальної симуляції та

CAD/CAM технології, на основі об’єктивних анатомо-функціональних та біомеханічних критеріїв, зумовила актуальність дослідження, визначила його мету і завдання.

Зв’язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота виконана відповідно до плану НДР Національного медичного університету імені О. О. Богомольця і є фрагментом НДР кафедри стоматології Інституту післядипломної освіти НМУ імені О.О. Богомольця (ІПО НМУ імені О. О. Богомольця) «Наукове обґрунтування ранньої діагностики генералізованих захворювань пародонта хронічного та загостреного перебігу», № державної реєстрації 0118U100471. Автор є співвиконавцем вказаної теми.

Мета дослідження.

Підвищення ефективності хірургічного лікування та реабілітації хворих з переломами голівки нижньої щелепи шляхом розробки та обґрунтування нових методів остеосинтезу з використанням CAD/CAM технологій та пацієнтспецифічних фіксаторів.

Завдання дослідження:

1. На основі клінічних та рентгенологічних даних вивчити типи ПГНЩ та ефективність традиційних методів їх лікування залежно від наявних біомеханічних умов.

2. В натурному експерименті (на трупних щелепах) вивчити жорсткість і міцність систем фіксації, що використовують при ПГНЩ в різних умовах деформування.

3. В модельному експерименті вивчити особливості напружено-деформованого стану системи фіксатор-кістка при використанні різних методів фіксації у пацієнтів з ПГНЩ та порівняти їх біомеханічні характеристики

4. Розробити нові біомеханічно обґрунтовані методи хірургічного лікування ПГНЩ з використанням CAD/CAM технологій та пацієнтспецифічних фіксаторів.

5. Вивчити клінічну ефективність розроблених методів хірургічного лікування ПГНЩ у порівнянні з традиційними способами остеосинтезу.

Об'єкт дослідження: хворі з ПГНЩ.

Предмет дослідження: клініко-експериментальне обґрунтування методів хірургічного лікування пацієнтів з ПГНЩ.

Методи дослідження: клініко-лабораторні, рентгенологічні (комп'ютерна томографія, створення і аналіз комп'ютерних 3D-моделей), біомеханічні (натурний експеримент на трупних щелепах, імітаційне комп'ютерне моделювання з використанням методу скінченних елементів), функціональні методи (методика оцінки функціонального стану СНЩС за допомогою індексу Хелькімо), комп'ютерне моделювання хірургічних втручань, статистичні методи обробки і аналізу отриманих результатів (визначення середніх величин, похибок середніх і вірогідності розбіжностей, кореляційний аналіз).

Дослідження проводилося з дотриманням біоетичних норм (висновок комісії з питань біоетики НМУ імені О. О.Богомольця, протокол № 143 від 15.03.2021).

Наукова новизна отриманих результатів.

При виконанні роботи було поглиблено уявлення про біомеханічні властивості фіксаторів, що застосовують при ПГНЩ в різних умовах деформування. Вперше в Україні вивчено особливості напружено-деформованого стану системи фіксатор-кістка при використанні різних методів фіксації та проведено порівняльний аналіз їх біомеханічних характеристик, зокрема жорсткості та міцності. На основі отриманих даних вперше створено нові удосконалені типи фіксаторів та розроблено диференційні критерії для вибору способу остеосинтезу в різних клінічних умовах. Вперше визначено особливості біомеханічної поведінки системи фіксатор-кістка при біомеханічно несприятливих типах переломів та запропоновано нові хірургічні рішення, що дозволяють в цих випадках збільшити міцність і стабільність фіксації.

Показано, що застосування ІРП запропонованої нами конструкції забезпечує зменшення еквівалентних напружень у кістковій тканині навколо еементів фіксації в 2-10 разів та збільшує жорсткість системи в 1,25-3 рази порівняно із традиційною методикою.

Вперше розроблено концепцію та алгоритм створення індивідуалізованих хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторів при проведенні остеосинтезу ПГНЩ з урахуванням клініко-анатомічних та біомеханічних параметрів. Розроблено та обґрунтовано нові підходи до хірургічного лікування пацієнтів з ПГНЩ на основі віртуальної симуляції хірургічних втручань та застосування CAD/CAM технологій, а також визначено ефективність їх застосування шляхом оцінки віддалених результатів лікування та ступеня функціональної реабілітації хворих.

Вперше продемонстровано вірогідне збільшення точності репозиції кісткових фрагментів, а саме: зменшення максимального відхилення між віртуальним планом хірургічного втручання і отриманим результатом в середньому на 40 %, підвищення точності відновлення висоти гілки на 43 %, зниження ризиків хірургічного втручання та зменшення частоти ускладнень в післяопераційному періоді на 21 % при застосуванні цифрового протоколу хірургічного лікування пацієнтів цієї категорії.

Вперше доведено, що функціональні результати хірургічних втручань, виконаних на основі цифрового протоколу, є вірогідно кращими порівняно з традиційними методами остеосинтезу. Ознаки дисфункції середнього і важкого ступеня при їх використанні відзначались на 63,5 % рідше, а максимальна амплітуда рухів НЩ зростала на 6,4-20 %.

Впровадження результатів дослідження. Практичне значення отриманих результатів.

При виконанні роботи розроблені та впроваджені в клінічну практику принципово нові підходи до планування і проведення відкритої репозиції та остеосинтезу ПГНЩ з використанням віртуальної симуляції хірургічних втручань, навігаційних хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних

фіксаторів. На основі біомеханічного аналізу визначені оптимальні способи встановлення позиціонуючих гвинтів, визначені типи переломів, що потребують додаткового застосування пацієнтспецифічних фіксаторів та індивідуалізованих розвантажуючих пластин. Запропоновано нові алгоритми дизайну індивідуалізованих медичних пристроїв (шаблонів, пластин, фіксаторів) з урахуванням клініко-анатомічних та біомеханічних параметрів ураженої кістки, що дозволили зменшити інтраопераційні ризикі та збільшити прогнозованість лікування в цілому. Розроблено нові підходи до диференційного застосування різних способів остеосинтезу залежно від типу перелому, топографічних особливостей ураженої ділянки та застосованого хірургічного доступу. Впровадження цих підходів в клінічну практику дозволило вірогідно покращити результати хірургічного лікування хворих, зокрема, підвищити точність відновлення анатомічної форми голівки НЩ, зменшити частоту післяопераційних ускладнень та функціональних порушень, за рахунок чого був досягнутий позитивний медико-соціальний та економічний ефект.

Результати досліджень впроваджено в лікувальний процес Центру щелепно-лицевої хірургії та стоматології Київської обласної клінічної лікарні, лабораторії комп'ютерного моделювання цифрової стоматології Стоматологічного медичного центру НМУ імені О. О. Богомольця, Київської міської клінічної лікарні швидкої медичної допомоги, лікувально-діагностичного центру «Добробут». Матеріали досліджень впроваджені в навчальний процес кафедри стоматології Інституту післядипломної освіти (ІПО) НМУ імені О. О. Богомольця.

Особистий внесок здобувача.

Дисертаційна робота є завершеним науковим дослідженням, виконаним на кафедрі стоматології ІПО НМУ імені О. О. Богомольця під керівництвом д-ра мед. наук, проф. А. В. Копчака. Автором особисто проведено патентно-інформаційний пошук, вивчено і проаналізовано літературні джерела з питань діагностики і лікування ПГНЩ, спільно з науковим керівником визначено

мету і завдання дослідження, розроблено його дизайн і визначено послідовність проведення окремих етапів, систематизовано отримані результати досліджень, проведено їх інтерпретацію та аналіз з використанням методів статистичної обробки даних, на підставі отриманих даних оформлені висновки та практичні рекомендації. Здобувачем самостійно написані всі розділи дисертаційної роботи та підготовлено ілюстративний матеріал.

Клінічну частину роботи дисертантом виконано на базі Центру щелепно-лицевої хірургії та стоматології Київської обласної клінічної лікарні (головний лікар – д-р мед. наук, проф. Анкін М. Л.), що є клінічною базою кафедри стоматології ІПО НМУ імені О. О. Богомольця (завідувач кафедри – д-р мед. наук, проф. Антоненко М. Ю.). Фрагменти біомеханічних досліджень було виконано автором на базі лабораторії комп'ютерного моделювання та цифрової стоматології Стоматологічного медичного центру НМУ імені О. О. Богомольця, лабораторії біомеханічних систем і композиційних матеріалів ММІ (завідувач лабораторії – канд. техн. наук, доц. Шидловський М. С.) та лабораторії математичного моделювання ММІ (завідувач лабораторії – д-р техн. наук, проф. Цибенко О. С.) при НТУУ-КПІ (ректор – акад. НАН України Згуровський М. З.) за участі співробітників вказаних наукових підрозділів.*

Апробація матеріалів дисертації.

Основні положення дисертаційної роботи доповідались та були обговорені на міжнародних і вітчизняних конгресах і конференціях: Всеукраїнській науково-технічній конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» (Україна, м. Київ, травень 2017 р.), 24rd Congress of the EACMFS (Germany, Munich, 18-21.09.2018), «Спеціальні питання діагностики та лікування захворювань ЛОР органів, краніофаціальної ділянки та органа зору» (Україна, м. Київ, 26-27.03.2020).

---

*Автор висловлює щиру подяку співробітникам вище означених лабораторій за допомогу в проведенні досліджень.

Публікації.

За матеріалами дисертації опубліковано 10 наукових робіт: 6 статей, серед з яких 3 статті у фахових наукових виданнях, рекомендованих МОН України, та 3 статті у зарубіжних виданнях, що індексуються в наукометричній базі Scopus (I-II квартиль); 2 тез, 1 Ппатент України на винахід.

Структура та обсяг дисертації.

Дисертація викладена на 161 сторінці основного тексту. Робота складається з вступу, огляду літератури, матеріалів і методів дослідження, 3 розділів власних досліджень, аналізу й узагальнення отриманих результатів, висновків, практичних рекомендацій, списку використаних джерел, додатків. Дисертація ілюстрована 6 таблицями, 40 рисунками. Список використаної літератури містить 245 джерел, зокрема 59 – кирилицею, 186 – латиницею.

РОЗДІЛ 1

СУЧАСНІ ПРИНЦИПИ ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ ПАЦІЄНТІВ З ПЕРЕЛОМАМИ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)

1.1. Відкрита репозиція та остеосинтез переломів голівки нижньої щелепи: показання, хірургічні методики, способи фіксації, їх переваги та недоліки

Травматичні переломи НЩ є найбільш поширеним видом ушкоджень лицевого черепу, що становить 65-70 % від всіх переломів цієї локалізації [41, 42, 43, 44]. За даними останніх мультицентрових досліджень в країнах Європи їх частота не має тенденції до зниження [42, 43, 45].

Топографо-анатомічні та функціональні особливості НЩ визначають її особливу вразливість до дії травмувальних чинників, що спричиняють руйнування кістки, в зонах типової локалізації, зокрема на ділянці виросткового відростка. Частка таких переломів серед всіх переломів НЩ, згідно даних літературних джерел, є різною і залежить від етно-соціальних, географічних умов, а також особливостей формування вибірки та залучення у дослідження різних центрів. За даними літератури вона знаходиться в межах від 9 до 52 % [46, 47, 48]. Так, L. Asprino та співавт. (2006) визначають поширеність переломів виросткового відростка на рівні 9-45 % [49], A. B. Bataineh (1998) – 14.1 % [50], U. Silvennoinen та співавт. (1992) – 25-50 % [51], B. R. Chrcanovic та співавт. (2004) – 32 % [52], B. F. Brasileiro та L. A. Passeri (2006) – 38 % [53]. За даними епідеміологічних досліджень, частота виникнення переломів виросткового відростку становить від 1.3 до 8.7 на 100000 населення [54, 55]. Даний вид травми частіше відзначають у чоловіків, переважно у віковій групі від 20 до 40 років [56]. Більше 2/3 всіх переломів виросткового відростка локалізуються в ділянці його основи і

шийки, а ПГНЩ, які були предметом даного дослідження, відзначають у 25-30 % хворих. У 2/3 постраждалих цієї категорії наявні односторонні переломи, у 1/3 – двосторонні [57].

Основними причинами виникнення переломів виросткового відростку НЩ, як у розвинених країнах, так і в країнах, що розвиваються, є побої, дорожньо-транспортні пригоди, падіння, і, рідше, спортивна чи виробнича травма [58, 59, 60]. ПГНЩ виникають здебільшого як відображені переломи при прикладанні сили на ділянці симфізу [61].

Лікування переломів НЩ, в тому числі, локалізованих на ділянці виросткового відростку, передбачає співставлення уламків в анатомічно точному (або хоча б анатомічно прийнятному) положенні та їх стабільне закріплення на період формування повноцінного кісткового зрощення [62, 63, 64]. Вирішення цієї задачі можливе із застосуванням консервативних (міжщелепне шинування, використання еластичної тяги, ортопедичної та ортодонтичної апаратури) [65] і хірургічних методів (відкрита репозиція та внутрішня фіксація - ORIF) [66]. В останні десятиліття в лікуванні переломів НЩ значного застосування набули саме хірургічні методи лікування, які на сьогоднішній день розглядають як «золотий стандарт» і використовують у 65-90 % постраждалих цієї категорії [7, 67, 68, 69].

Водночас, для переломів виросткового відростку НЩ існує низка особливостей, що ускладнюють проведення хірургічних втручань і збільшують операційні ризики. Це, зокрема, малі розміри кісткових уламків, обмежений простір для встановлення елементів фіксації, особливості архітектоніки кістки, погана візуалізація щілини перелому і складність виконання оперативних прийомів при застосуванні традиційних хірургічних доступів [5, 7, 38, 70, 71]. В зв’язку з цим, вибір оптимальної лікувальної тактики при переломах виросткового відростку залишається однією з найбільш контроверсійних проблем щелепно-лицевої хірургії останніх десятиліть.

Сучасні підходи до лікування переломів виросткового відростку НЩ визначались в ході тривалої і складної наукової дискусії, розпочатої J. Delaire та співавт. (Франція) в 70-х роках минулого століття. Автори продемонстрували значну поширеність ускладнень і функціональних порушень у пацієнтів з переломами виросткового відростку та запропонували концепцію їх функціонального лікування, що стала основою консервативного підходу, який домінував в лікуванні даного виду травми до кінця минулого століття [72].

Удосконалення методів діагностики, хірургічних доступів та способів фіксації, пов'язані з роботами C. Meyer, U. Ekelt, M. Rasse, A. Wilk та інших авторів, сприяли більш широкому застосуванню відкритої репозиції та функціонально стабільної внутрішньої фіксації при всіх видах переломів виросткового відростка, крім ПГНЩ [6, 22, 68, 73]. До останнього часу ПГНЩ лікували переважно консервативно, незважаючи на те, що результати такого лікування часто були незадовільними, а повного відновлення функції СНЩС добитися не вдавалось майже ніколи [74].

Питання визначення чітких показань до хірургічного та консервативного лікування переломів виросткового відростку НЩ були предметом міжнародних консенсусних конференцій в Будапешті (ICOMFS, 1995) [75], Гронінгені (1999) [76], Марселі (IBRA, 2012) [12]. Втім, в ході дискусії вченим не вдалося дійти остаточної згоди щодо вибору оптимального методу їх лікування, який до тепер значною мірою залежить від індивідуальних уподобань хірурга, його попереднього досвіду, технічних можливостей лікувального закладу та низки соціально-економічних та організаційних чинників.

Автори, що надавали перевагу консервативним підходам у лікуванні переломів виросткового відростку (особливо при ПГНЩ), відзначали високі ризики та недостатню прогнозованість хірургічних втручань в цій ділянці, а також вказували, що значні адаптивно-компенсаторні резерви СНЩС створюють можливість перебудови жувального стереотипу із збереженням

функції навіть при багатоуламковій фрагментації голівки та значному зміщенні малого фрагменту [77]. Наприкінці минулого століття питання адаптивних механізмів і компенсаторних можливостей жувального апарату при переломах виросткового відростку НЩ стали предметом серії клінічних та експериментальних досліджень.

Було показано, що при переломах виросткового відростку зі зміщенням у пацієнтів виникає комплекс адаптивно-пристосувальних механізмів направлений на зменшення компресивного навантаження на уражений суглоб [22, 78]. Це, зокрема, зменшення сили змикання зубів, а також рефлекторна зміна переважної сторони жування та співвідношення сили скорочення різних груп жувальних м'язів. У більш пізньому посттравматичному періоді (6 і більше місяців) автори виділяють 3 основні механізми, що забезпечують стабільне функціонування ушкодженого жувального апарату в умовах циклічного навантаження. Це: 1) нейро-м'язова адаптація, 2) скелетна адаптація, 3) зубо-альвеолярна адаптація (наприклад, екструзія різців та інтрузія молярів, що зменшує виразність відкритого прикусу в пацієнтів з вкороченням гілки НЩ). Скелетна адаптація є основним механізмом відновлення СНЩС, як функціональної одиниці при неправильно зрощених переломах виросткового відростку, за рахунок процесів репаративної регенерації та ремоделювання кістки, що залежать від віку, характеру травми і застосованого способу лікування [22, 78].

Процеси нейро-м'язової адаптації ґрунтовно досліджували T. M. Van Ejden та співавт. в серії робіт 1988-1991 рр. [79, 80, 81]. За даними авторів, після переломів виросткового відростку електрична активність жувального м'язу на стороні ураження зменшується порівняно з контралатеральним неушкодженим м'язом (при певних варіантах оклюзії майже на 50 %). Рухи в ураженому СНЩС при зрощенні виросткового відростку та голівки в неправильному положенні змінюються: трансляційні переміщення при цьому стають різко обмеженими і частково компенсуються ротаційними рухами в нижньому полюсі суглоба. Це, в свою чергу, призводить до появи

латеральних девіацій НЩ, обмеження протрузії і латеротрузії, навіть за збереження нормального об’єму вертикальних рухів. Іншим наслідком неправильної консолідації виросткового відростка, на який вказують E. Ellis та G. S. Throckmorton (2005), – зменшення швидкості жувальних рухів з повільним пережовуванням їжі, спотворення суглобового шляху і нормального жувального циклу, суттєве перевантаження здорового суглобу [82]. Зрив адаптивних механізмів та виснаження компенсаторних резервів призводить до розвитку больової дисфункції СНЩС та формування виразного функціонального дефіциту. При двосторонніх переломах НЩ ймовірність декомпенсації різко зростає, оскільки перерозподіл навантажень за рахунок здорового суглобу стає неможливим [83].

Наприкінці XX і в першій декаді XXI століть були отримані переконливі докази того, що точна репозиція фрагментів виросткового відростку та голівки НЩ з відтворенням природної анатомічної форми і положення в суглобовій ямці забезпечує вірогідно кращі функціональні результати, як в ранньому, так і у віддаленому післяопераційному періодах [5, 6, 7]. При цьому, відновлюється потенційна здатність СНЩС сприймати і перерозподіляти стискаючі напруження, а також здійснювати природні рухи в суглобі, що усуває рефлекторний компонент м’язової дисфункції та створює умови для нормального функціонування жувальної системи в цілому [84].

З цієї точки зору, одним з пріоритетних завдань в лікуванні ПГНЩ є відновлення висоти гілки НЩ та природної функції латерального криловидного м’яза [85, 86, 87]. Існуючі консервативні методи не вирішують цього завдання, а отже не забезпечують адекватної анатомічної та функціональної реабілітації хворих і, у кращому випадку, лише сприяють адаптації ураженого суглоба до змінених топографо-анатомічних і функціональних умов [88, 89].

В роботах R. K. Schenk та співавт. (1970) [90], R. Marsell та T. A. Einhorn (2011) [91], T. A. Einhorn та L. C. Gerstenfeld (2015) [92]

продемонстровано, що перебіг репаративної регенерації та перебудови кістки залежить від точності співставлення кісткових фрагментів. В роботі A. Kolk та A. Neff (2015) відзначено більш сприятливий перебіг посттравматичної перебудови голівки НЩ в разі проведення адекватної хірургічної репозиції кісткових фрагментів [7]. Крім того, за даними ряду проспективних, рандомізованих досліджень, пацієнти, яким проводили остеосинтез виросткового відростку НЩ демонстрували кращі функціональні результати порівняно з постраждалими, що лікувались консервативно [93, 94, 95] .

ORIF дозволяв зменшити дискомфорт та підвищити якість життя пацієнтів у найближчому та віддаленому посттравматичних періодах, уникнути оклюзійних та артикуляційних порушень (зокрема, обмеження рухів НЩ, вираженої латеральної девіації, зміщення диску з формуванням стійкого больового синдрому), попередити розвиток таких ускладнень, як виражена посттравматична деформація голівки, вкорочення гілки НЩ, деформуючий артроз та травматичний анкілоз (фіброзний чи кістковий). [96, 97, 98].

Покращення діагностики (головним чином широке впровадження КТ в клінічну практику), удосконалення хірургічної техніки та інструментарію, розробка нових фіксаторів та способів їх встановлення сприяли підвищенню ефективності остеосинтезу виросткового відростка НЩ, та зменшенню операційних ризиків. Найбільше значення в цьому відношенні мали роботи E. Ellis (2000) [99], E. Pilling та співавт. (2007) [100], U. Eckelt та співавт. (2006) [5], R. A. Loukota та співавт. (2010) [101], A. Neff та співавт. (2000, 2004) [23, 102, 103], M. Rasse [22], C. Meyer (2006) [68] та ін.

За даними більшості авторів, частота тимчасових порушень функції лицевого нерва при проведенні відкритої репозиції виросткового відростку НЩ на сьогоднішній день зменшилась до 8,6-17 % [104, 105, 106], а стійкі порушення, залежно від застосованого хірургічного доступу, відзначають лише у 0.3-1,5 % хворих [107]. Також зменшилась частота ускладнень, пов’язаних з механічною неспроможністю систем фіксації (переломи

пластин, вторинні зміщення), частоту яких оцінюють на рівні 4-10.3 % [10, 108].

Сучасні протоколи і клінічні настанови, створені міжнародними фаховими асоціаціями та робочими групами (SORG, AOCMFS, IBRA), визначили та обґрунтували базові принципи хірургічного лікування переломів виросткового відростка НЩ, показання та особливості застосування різних хірургічних доступів, способів фіксації та режимів функціонального навантаження в післяопераційному періоді [109]. При цьому, єдиним видом переломів виросткового відростку (і НЩ взагалі), для якого стратегія діагностики, лікування і реабілітації постраждалих в наш час залишається предметом серйозної дискусії і невизначеності, є ПГНЩ.

ПГНЩ, що визнаються більшістю дослідників найбільш складним видом травматичних ушкоджень НЩ, представляють собою переломи кістки, щілина яких розташована вище спеціальної референтної лінії. Цю лінію проводять перпендикулярно до заднього краю гілки НЩ, нижче латерального полюса її голівки [110].

В різних літературних джерелах ПГНЩ називають: внутрішньосуглобові, інтракапсулярні переломи, або високі переломи виросткового відростку. Для переломів цієї локалізації притаманні складна топографічна анатомія зони ураження, з наявністю важливих анатомічних структур, ушкодження яких під час операції є вкрай не бажаним, погана візуалізація та обмежений хірургічний доступ, що ускладнює будь-які маніпуляції з кістковими фрагментами, особливості кісткової архітектоніки голівки НЩ та значне різноманіття типів її фрагментації з втратою надійних анатомічних орієнтирів [14, 111, 112]. ПГНЩ зазвичай супроводжуються зміною топографо-анатомічних співвідношень елементів СНЩС та розвитком внутрішніх порушень в суглобі, які часто стають причиною глибоких функціональних розладів [113, 114]. Саме тому вибір адекватного методу лікування, визначення показань до проведення відкритої репозиції та вибір оптимальної методики операції при даному виді травми, залежно від

наявних клінічних умов, є предметом дискусії, а позиції авторів з цього приводу часто є діаметрально протилежними [5, 6, 115, 116]. В 2007 р. у Страсбурзі (Франція) був проведений міжнародний симпозіум по остеосинтезу переломів виросткового відростку, організований IBRA (International Bone Research Association), що визначив консенсусні підходи до вирішення багатьох проблем у цій сфері, а запропоновані клінічні рекомендації зберігають свою актуальність до теперішнього часу. Згідно з цими настановами, лікування ПГНЩ мало бути, по можливості, остаточним і вичерпним, а також призводити до максимально повного відновлення анатомічної цілісності та функції кістки (в першу чергу, відновлення повного об’єму рухів в СНЩС та властивої пацієнту нормальної оклюзії), не спричиняючи значного дискомфорту для пацієнта. Крім того, застосовані методики мали бути відтворюваними для широкого кола щелепно-лицевих хірургів [117].

Останні дослідження продемонстрували, що адекватна реконструкція голівки НЩ та малоінвазивна ревізія навколишніх м'яких тканин є основними факторами сприятливого функціонального прогнозу при тривалому спостереженні [6, 7, 14, 15, 16]. Тому, на думку A. Neff та співавт. (2014), показаннями до хірургічного лікування ПГНЩ можна вважати будь-яке зміщення або вивих фрагмента голівки НЩ [110].

У той же час, більшість авторів погоджуються, що відкрита репозиція та стабільна фіксація при даному виді травми залишається викликом для хірурга через обмежений хірургічний доступ, погану візуалізацію, складний механізм травми, зміщення уламків в посттравматичному періоді, наявність значної кількості важливих анатомічних структур на відносно невеликій ділянці навколо виросткового відростка (привушна залоза, лицевий нерв, поверхневі та глибокі скроневі артерії та вени, верхньощелепна артерія та її гілки тощо), та особливості біомеханіки та функціонування СНЩС [118, 119, 120, 121].

При проведенні операції хірург має уникати надмірного пошкодження м’яких тканин, суглобового хряща, пенетрації порожнини суглоба елементами фіксації та надмірного скелетування кісткових фрагментів з втратою екстраосальних джерел їх живлення [122, 123]. Отже, хірургічне лікування ПГНЩ є складним та пов’язане зі значними інтраопераційними ризиками. Успіх операції значною мірою залежить від досвіду і мануальних навичок хірурга та асистента, наявного технічного забезпечення, індивідуальних анатомічних особливостей будови СНЩС та характеру його ушкодження.

Дотепер ORIF голівки НЩ пов’язаний зі значним ризиком інтра- та постопераційних ускладнень, зокрема ушкодження лицевого нерва, розвитку анкілозу, остеоартрозу, обмеження рухливості НЩ, розвитку больових синдромів, некрозу і лізису голівки НЩ з необхідністю подальшої реконструкції суглоба ендопротезами різних типів [124, 125]. Частоту постопераційних ускладнень, за даними різних авторів, визначають на рівні 16-42 %, що є суттєво вищим показником, ніж при інших типах переломів виросткового відростку [126, 127, 128].

Автори вказують, що збільшення інвазивності хірургічних втручань з пошкодженням капсули, особливо в місцях її прикріплення, латерального криловидного м’язу, диску і зв'язок суттєво підвищує ризик виникнення післяопераційних ускладнень та погіршує функціональний прогноз [14, 16, 129].

Основними типами фіксаторів, які застосовують при ПГНЩ для функціонально стабільного закріплення уламків, є різноманітні мікро- та мініпластини, спиці, гвинти типу «lag screws» та «cannulated screws», позиціонуючі гвинти (їх кількість може бути від 1 до 3), біорезорбтивні піни та гвинти, кожен з яких демонструє різні показники ефективності залежно від наявної клінічної ситуації. [17, 21, 23, 100, 130].

Найбільш поширеною і обґрунтованою на сьогоднішній день є фіксація за допомогою довгих позиціонуючих гвинтів виготовлених з титану

[23, 131]. За своїми конструктивними властивостями позиціонучі гвинти утримують відламки у правильному положенні, не створюючи додаткової міжфрагментарної компресії (на відміну від гвинтів типу «lag screws») і, таким чином, не спричиняють розсмоктування губчастої кістки на перевантажених ділянках та непрогнозованої зміни архітектоніки фрагментів [132]. Автори наголошують, що гвинти для фіксації голівки, яка представлена переважно губчастою кісткою, повинні мати менший діаметр і особливу будову різьби, на відмінну від традиційних гвинтів, призначенихSin для фіксації в кортикальному шарі НЩ. Оптимальна кількість позиціонуючих гвинтів дотепер остаточно не визначена: різні автори використовували 1, 2, 3 і більше гвинтів, при цьоу їх орієнтація і нахил визначалися по-різному [132].

На думку P. Xin та співавт. (2014) [17], M. Kozakiewicz та співавт. (2018) [21], A. Neff та співавт. (2005) [103], в складних умовах навантаження СНЩС при жувальних і нежувальних рухах для компенсації ротаційних деформацій та рівномірного розподілу напружень необхідно встановлювати щонайменше 2 фіксаційні гвинти.

Методика застосування двох титанових гвинтів при ПГНЩ вперше була описана M. Rasse та співавт. (2000) [22] та згодом модифікована A. Neff та співавт. (2004, 2005) [23, 103]; A. Kolk та A .Neff (2015) [7], які суттєво вдосконалили і довели її ефективність у клінічних та біомеханічних дослідженнях. Даний спосіб фіксації є малоінвазивним, анатомічно обґрунтованим та має низку переваг перед використанням міні- або мікропластин, стягуючих гвинтів та резорбтивних пінів. Методика дозволяє уникнути надмірного відшарування тканин та зменшує рубцювання у майбутньому, але при цьому забезпечує стабільну фіксацію [133].

Основна проблема, з якою стикається хірург при застосуванні двох позиціонуючих титанових гвинтів, полягає у забезпеченні правильної репозиції фрагментів і утримання їх у відповідному положенні під час встановлення фіксаторів, що може бути досить складно через обмежений

хірургічний доступ та погану візуалізацію, особливо у випадках багатоуламкових переломів, фрагментації кортикального шару кістки в ділянці латерального полюса чи на задній поверхні голівки НЩ (перелом по типу «метелика»), коли основні анатомічні орієнтири втрачені [14, 16]. Підходи до репозиції кісткових уламків при цьому визначаються наявними технічними можливостями, клінічним досвідом хірурга та, значною мірою, залежать від його інтуїції, просторового уявлення та мануальних навичок. Іншою проблемою є погане утримування гвинтів в губчастій кістці: при руйнуванні кортикального шару в ділянці латерального полюса голівки або його стоншенні, при вкручуванні гвинтів і подальшому функціонуванні системи можливим є руйнування кістки навколо елементів фіксації з втратою їх опірної здатності та розвитком вторинних зміщень [134, 135].

В деяких клінічних випадках, таких як уламкові переломи, застосування двох позиціонуючих гвинтів вкрай утруднене або неможливе. До цього часу остаточного рішення для фіксації такого типу переломів запропоновано не було, але одним з перспективних рішень вважається застосування методів комп’ютерного моделювання для виготовлення пацієнтспецифічних фіксаторів [136].

Адекватна репозиція та надійна фіксація є ключовими задачами при проведенні хірургічного лікування ПГНЩ. Тому пошук нових методів підвищення точності репозиції та стабільності остеосинтезу особливо в біомеханічно-несприятливих випадках є актуальним питанням останніх років і залишається серйозною проблемою [137]. На думку авторів, її вирішення потребує ретельного топографо-анатомічного та біомеханічного аналізу систем фіксації для визначення можливих шляхів оптимізації клінічних рішень [17, 21,24].

1.2. Анатомо-функціональні та біомеханічні аспекти остеосинтезу голівки нижньої щелепи

Виростковий відросток представляє собою невелике, але функціонально значиме утворення, що складається з основи, шийки і голівки НЩ, яка є одним з елементів СНЩС і визначає його анатомо-функціональні характеристики. Парний і симетричний СНЩС, що належить до блокових суглобів, з'єднує НЩ з основою черепа. Завдяки комбінації поступальних і обертальних рухів в СНЩС, єдиному рухомому з'єднанні кісток черепа, забезпечується велике різноманіття можливих рухів і положень НЩ: суглоб має 6 ступенів свободи і допускає ротаційні та лінійні рухи в усіх трьох площинах [138].

Голівка НЩ є одним з основних компонентів СНЩС. Вона має овоїдну форму і 2 полюси (латеральний та медіальний), до яких у нормі фіксується диск. Автори вказують на значну варіативність форми і розміру суглобових ямок і голівок НЩ, що, крім того, змінюються в різні вікові періоди. В середньому розміри голівки становлять 21 мм в трансверзальному напрямі та 8,5 мм – в сагітальному напрямі. В ділянці шийки товщина виросткового відростку різко зменшується, що визначає переважне розташування щілин перелому в цій зоні [139, 140].

Анатомічно голівка НЩ розташована досить глибоко в латеральній частині обличчя під розгалуженням лицевого нерва (переважно гілки верхньої порції n. facialis). Позаду від неї розташовані поверхневі скроневі судини, спереду і досередини – верхньощелепна артерія, зверху – дно середньої черепної ями. Інші важливі анатомічні утворення, що прилягають до голівки та мають враховуватись при проведенні хірургічних втручань, – латерально - аурикулотемпоральний нерв, поперечна артерія обличчя із сателітною веною, передній край привушної залози, позаду – зовнішній слуховий прохід, медіально - мандибулярний нерв з його розгалуженнями,

спереду – латеральний криловидний та жувальний м’язи з судинами, що їх кровопостачають та вирізка НЩ [141, 142].

При проведенні остеосинтезу голівки НЩ хірургу необхідно враховувати одночасно три аспекти, кожен з яких має вирішальний вплив на хід операції: 1) топографо-анатомічний аспект, 2) біомеханічний аспект, 3) біологічний аспект [143].

Топографо-анатомічні аспекти остеосинтезу зумовлені тим, що через наявність важливих анатомічний утворень, безпосередньо наближених до травмованої ділянки (лицевий нерв, внутрішня і зовнішня сонна артерії та її гілки, привушна залоза, основа черепу, орган слуху тощо), хірургічний доступ до зони перелому та візуалізація ушкоджених структур вкрай утруднені. Серед хірургічних доступів запропонованих для проведення операцій на голівці НЩ найбільш широко використовують привушний (преаурикулярний) та завушний (ретроаурикулярний) доступи, рідше – підщелепний та транспародидний [126, 144, 145], Кожен з доступів має свої переваги і недоліки, при цьому жоден не забезпечує адекватної візуалізації ушкодженої голівки НЩ, а проведення хірургічних маніпуляцій завжди потребує спеціального інструментарію та прийомів для вирішення хірургічних задач в умовах обмеженого простору, кута огляду та підвищеного ризику травмування важливих анатомічних структур. Особливістю хірургічного лікування ПГНЩ є те, що вибір системи фіксації та способу її встановлення, а також прийоми, що застосовують при репозиції кісткових уламків, принципово залежать від обраного хірургічного доступу і можуть значно відрізнятися [146, 147, 148].

Хірургічні техніки і способи фіксації впродовж багатьох років розвивались у тісному зв’язку з вдосконаленням хірургічних доступів. В історичному аспекті, спроби застосувати традиційний підщелепний доступ в лікуванні ПГНЩ супроводжувались розробкою та модифікацією методів остеотомії заднього краю гілки та способів фіксації на основі використання

спиць Кіршнера та стягуючих гвинтів [149]. Так, В. А. Малишев та Б. Д. Кабаков (2005) запропонували проводити видалення малого фрагменту голівки НЩ, висоту гілки при цьому відновлювали, використовуючи прийоми кісткової пластики [61]. В. О. Маланчук та співавт. (2003) запропонували методику остеопластичної репозиції виросткового відростку, в якій остеотомований фрагмент заднього краю і малий фрагмент голівки не виводились з рани, а переміщались один відносно іншого на м'язових волокнах, зберігаючи своє кровопостачання [150]. Однак, ряд недоліків цієї методики, зокрема ненадійність фіксації спицею Кіршнера, неможливість контролю репозиції, ротаційна нестабілість відламків, значна травматичність втручання і складність позиціонування фіксаторів, що спричиняла велику кількість ятрогенних ускладнень, обмежували її використання в клінічній практиці.

Впровадження сучасних методів остеосинтезу стало можливим з удосконаленням прямих доступів до ділянки ушкодження, а саме пре- і ретроаурикулярного [151].

Преаурикулярний доступ був вперше запропонований F. E. Ridson в 1934 р. [152], але широкого застосування набув лише після модифікації M. Rasse (1993), що суттєво зменшувала ризик кровотечі та ушкодження нервових структур [153]. Доступ є технічно простим для виконання і завдяки цьому набув широкого використання. Основними його недоліками є необхідність відсічення латеральної зв'язки суглоба та недостатня візуалізація малого фрагмента і щілини перелому під час репозиції, що може призводити до зміщення фрагментів при встановленні гвинтів [154].

Іншим доступом, що використовують при ПГНЩ – завушний доступ, який також був запропонований на початку минулого століття P. Bockenheimer (1920) [155] і модифікований A. Neff та співавт. у 2005 р. [103]. Доступ кардинально знижував ризики незворотного ушкодження гілок лицевого нерва і демонстрував високі естетичні результати. Перевагами доступу були краща візуалізація фрагментів та можливість збереження

латеральної зв’язки, що важливо для швидкої функціональної реабілітації пацієнтів. У той же час, його застосування було пов’язано із збільшеним ризиком стенозу зовнішнього слухового проходу [156]. За даними E. A. Al-Moraissi та співавт, (2018), транзиторний парез лицевого нерву при застосуванні ретроаурикулярного доступу визначався у 7 % пацієнтів [107] Для порівняння, при застосуванні короткого преаурикулярного доступу цей показник становив 18,3%, а при застосуванні розширеного преаурикулярного доступу – 9,5 %. Рівень сенсорних порушень преаурикулярної зони, скроні та мочки вуха при цьому не залежав від застосованого доступу, але у більшості пацієнтів ці порушення носили транзиторний характер і не позначались на якості життя у віддаленому післяопераційному періоді [107].

Обидва доступи дозволяють встановити позиціонуючи гвинти в анатомічно та біомеханічно оптимальному положенні. При цьому засверлювання гвинтів проводять з латерального полюса великого фрагмента, орієнтуючи їх у напрямі вгору і медіально. Оптимальну зону засвердлювання при встановленні позиціонуючих гвинтів, їх довжину і ануляцію зазвичай визначають, виходячи з анатомічних особливостей голівки в кожному конкретному випадку [157].

Визначення типу і місця розташування фіксатора, а також кількості елементів фіксації визначається, в першу чергу, конкретними біомеханічними умовами навантаження, параметрами дії зовнішніх сил, напружень і деформацій системи, яким він має протидіяти протягом всього періоду консолідації [158].

В серії фундаментальних робіт кінця минулого століття D. Kubein та A. Jähnig (1983) [159], J. W. Osborn (1985) [160], D. M. Smith та співавт. (1986) [161] було показано, що НЩ працює за принципом важеля 3-го роду, а СНЩС сприймає при цьому значні механічні навантаження. Стискаючи зусилля передаються голівкою НЩ на масивний задній скат суглобового горбика через систему амортизуючих елементів (диск, синовіальна рідина тощо) [159, 160, 161]. За даними авторів, сили реакції в суглобах можуть в 2,7

разів перевершувати силу прикусу сягаючи 680-1520 Н [68, 117, 161]. При цьому вони є відносно більшими при передній оклюзії та зменшуються при жуванні на моляри і премоляри, а при односторонньому жуванні більша сила реакції завжди виникає на контралатеральному суглобі (балансуюча сторона) [162].

Зовнішні сили, прикладені до будь-якого твердого тіла, зокрема НЩ, спричиняють появу в ньому внутрішніх напружень, величина яких залежить від характеристик зовнішньої сили (величини, напряму і ділянки прикладення), а також форми, внутрішньої структури та фізико-механічних властивостей твердого тіла. Відомо, що напруження у виростковому відростку НЩ під дією жувального навантаження розподіляються нерівномірно, при цьому на різних ділянках вектор напруження суттєво змінює свою величину і напрям залежно від фази жувального циклу. Це зумовлює розвиток складного напружено-деформованого стану голівки НЩ, що містить деформації розтягу-стиску, кручення і зсуву, які дестабілізують систему фіксатор-кістка. Внутрішні елементи фіксації мають забезпечити достатню жорсткість і міцність в різних умовах деформування для досягнення бажаного клінічного результату [162, 163, 164]. Водночас, вирішення даної задачі ускладнюється особливостями архітектоніки голівки НЩ, що переважно складається з губчастої кістки, щільність якої може бути знижена внаслідок системних порушень структурно-функціонального стану кісткової тканини та локальних захворювань СНЩС. Товщина кортикального шару на цій ділянці в нормі становить 1 мм і менше [165]. Розміри кісткових уламків є невеликими, крім того існує низка біологічних обмежень до встановлення великих жорстких фіксаторів в цій ділянці.

Дослідники, сходяться на думці, що вибір способу фіксації та ефективність остеосинтезу таких дрібних об’єктів, як голівка НЩ, значно залежить від індивідуальних параметрів її анатомії (певною мірою і від структурно-функціонального стану СНЩС взагалі), а також характеру руйнування при переломі. Відомо, що ПГНЩ дуже різноманітні, а вірна

інтерпретація характеру перелому до початку систематичного застосування КТ була утруднена [166, 167, 168]. Отже, існуючі класифікації даного виду травми не позбавлені недоліків та мають певні обмеження до свого застосування.

Найбільш застосованою клініко-рентгенологічною класифікацією ПГНЩ до останнього часу була класифікація A. Neff та співавт. (2004), згідно якої виділяли три типи внутрішньосуглобових переломів НЩ (ПГНЩ) [23]. Тип А - щілина перелому проходить косовертикально медіальніше від латерального полюса голівки, не порушуючи цілісність останнього, тип В – щілина перелому проходить через латеральний полюс голівки НЩ з втратою висоти гілки НЩ та тип С - щілина перелому знаходиться в зоні прикріплення капсули СНЩС із відривом усієї голівки. При ПГНЩ нерідко виникає додаткова фрагментація кортикального шару з утворенням 1 або 2 додаткових дрібних фрагментів (перелом по типу «метелика»), що не впливає на визначення класифікаційного типу перелому [23].

При всіх вказаних типах ПГНЩ малий медіальний фрагмент зміщується вперед, донизу і до середини під тягою латерального криловидного м’язу, максимальна сила скорочення якого варіює від 38 до 112 Н, а великий фрагмент зміщується назовні і вгору під тягою м’язів, що піднімають НЩ [29]. Вважалось, що зміщення уламків при переломах типу В і С, завжди супроводжується зменшенням висоти гілки і потребує хірургічного лікування, оскільки існує дуже високий ризик посттравматичних порушень оклюзії та обмеження рухів НЩ. Натомість при типі А, в деяких випадках переломи можуть лікуватися консервативно із застосуванням ранньої мобілізації в СНЩС [169].

Вказану класифікацію та номенклатуру було прийнято Страсбурзькою дослідницькою групою остеосинтезу (SORG) в 2010 р. У 2014 р., дана класифікація була переглянута та вдосконалена групою експертів Асоціації остеосинтезу (AOCMF) та відповідним чином модифікована. Був запропонований наступний розподіл за типами: тип М – всі лінії переломів

проходять у ділянці медіального полюса голівки, P – принаймні одна з ліній перелому проходить в ділянці латерального полюса голівки НЩ. Морфологія перелому при цьому розглядається з точки зору фрагментації двох основних уламків та поділяється на три типи: нефрагментовані, велико- та дрібноуламкові переломи. Крім того, як окремий параметр виділяють наявність зміщення малого фрагмента по вертикалі: 0 – зміщення відсутнє, наявність кісткового контакта між фрагментами на всьому протязі, 1 – зміщення малого фрагмента з частковим кістковим контактом між фрагментами, 2 – відсутність кісткового контакта між фрагментами [170, 171].

Певні модифікації в межах представлених класифікаційних підходів були запропоновані D. He та співавт. (2009) [172], M. Kozakiewicz (2019) [173] та ін., але широкого використання в наукових дослідженнях та клінічній практиці вони не отримали.

У цілому, досвід клінічного застосування міжнародних класифікацій ПГНЩ свідчить, що характер руйнування голівки часто є нетиповим, має значну індивідуальну варіативність, що поглиблюється особливостями вихідної морфології голівки НЩ та СНЩС, в зв’язку з чим віднесення перелому до того чи іншого класу, а тим більше вибір хірургічної тактики в конкретних клінічних випадках, може бути проблематичним.

Інший важливий чинник, який необхідно брати до уваги при плануванні хірургічних втручань, – це біологічні процеси, що протікають на ділянці ушкодження. Травмована голівка зазнає значної посттравматичної перебудови. В несприятливих випадках це супроводжується резорбцією значних ділянок кісткової тканини і окремих фрагментів, лізісом голівки із зменшенням висоти гілки, або зміною її форми і, як наслідок, – співвідношення елементів СНЩС [120]. В губчастій кістковій тканині ці процеси розвиваються досить швидко і залежать, переважно, від біомеханічних чинників (надмірна концентрація напружень, стабільність фіксації тощо) і умов кровопостачання кісткових фрагментів. Позбавлені

живлення ділянки кісткової тканини перебудовуються непргнозовано із значною втратою об’єму [174]. При застосуванні методів остеосинтезу, що передбачали виведення малого фрагменту з рани з наступною його реплантацією в абсолютній більшості випадків у віддаленому післяопераційному періоді автори відзначали повне розсмоктування ушкодженої голівки [175, 176].

Кровопостачання СНЩС забезпечується з басейна зовнішньої сонної артерії, переважно з системи двох великих артерій – верхньощелепної та поверхневої скроневої. Голівка нижньої щелепи при цьому отримує живлення з трьох основних джерел: 1) інтраосальна судина, що походить від a.alveolaris inferior, 2) судинне сплетення в ділянці капсули суглоба і 3) судини, що живлять жувальні м’язи, в першу чергу m.pterygoideus lateralis [117]. В нормі найбільше значення мають інтраосальні судини, що широко аностомозують з іншими джерелами кровопостачання. Однак, при травмі вони критично ушкоджуються і кровопостачання ураженого малого фрагмента повністю здійснюється з боку екстраосальних джерел, які необхідно зберігати при проведенні хірургічних втручань [177].

Відомо, що від поверхневої скроневої артерії відходить поперечна артерія обличчя. Вона залучена у формування судинного сплетення, що кровопостачає голівку, разом із гілочками верхньощелепної артерії [178]. Велике значення має і гілка a. masseterica, яка кропостачає латеральний крилоподібний м’яз [179]. За даними М. М. Чумака (2007), на передній і зовнішній поверхні голівки та шийки НЩ існують живильні отвори, варіативні за кількістю та діаметром, завдяки яким відбувається додаткове кровопостачання голівки НЩ [180].

Зважаючи на це, при проведенні хірургічного втручання необхідно забезпечити репозицію і фіксацію уламків в такий спосіб, щоб мінімізувати відшарування м’яких тканин, особливо в зоні розташування судин, що живлять голівку. Критичною з цієї точки зору є передня поверхня виросткового відростку з місцем фіксації латерального криловидного м’язу

та зона прикріплення капсули СНЩС. Крім того, оперативне втручання має бути проведено в досить короткий період після травми, щоб уникнути незворотніх змін в ділянці малого фрагмента. Саме тому ПГНЩ доцільно оперувати в перші 14 днів після травми, а в більш пізні терміни шукати альтернативні хірургічні чи консервативні рішення [112, 179, 181].

Ще одним важливим біологічним чинником, що визначає прогноз хірургічних втручань, є можливість збереження/відновлення достатнього об'єму рухів в СНЩС після операції [7]. Доведено, що тривала іммобілізація НЩ призводить до деградації суглобових поверхонь, розвитку фіброзу і адгезій, які обмежують рухливість в суглобі. ПГНЩ при цьому асоційовані з найвищою частотою дисфункціональних станів, пов'язаних з іммобілізацією НЩ [5, 6, 77]. Рання мобілізація СНЩС з одного боку вимагає функціонально-стабільного закріплення уламків, а з іншого – визначає неможливість встановлення елементів фіксації (їх пенетрацію) в порожнину суглоба. Маніпуляції на ділянці голівки НЩ мають бути атравматичними по відношенню до суглобової поверхні, суглобового диска, капсули і зв'язок, грубе рубцювання яких призводить до виникнення стійких контрактур [84, 88].

Критичною зоною, ушкодження якої знижує ефективність остеосинтезу голівки НЩ, є місце прикріплення латеральної зв'язки суглоба поблизу від латерального полюса голівки. Будь-які неточності при розташуванні фіксуючих гвинтів в цій зоні, їх розхитування при перевантаженні або інфікування, призводять до рубцювання капсули і різкого обмеження вертикальних, протрузійних та латеротрузійних рухів НЩ [182].

Наявні біологічні обмеження передбачають, що проведення малоінвазивних втручань на ділянці СНЩС буде апріорі пов'язане з неповною візуалізацією ушкоджених анатомічних структур, а встановлення фіксаторів має проводитися в межах топографічно невеликих «безпечних зон» [183].

Отже, в умовах значної варіативності ПГНЩ і великої кількості існуючих способів їх внутрішньої фіксації, диференційований вибір лікувальної стратегії є складною задачею. З біомеханічної точки зору система фіксації має забезпечити необхідну жорсткість, міцність і надійність в умовах циклічного жувального навантаження і змінних в часі механічних параметрів кістки, пов'язаних з її посттравматичною перебудовою, у той же час фіксація має відповідати існуючим топографо-анатомічним, клініко-біологічним та технічним вимогам.

Об'єктивне визначення біомеханічних характеристик системи «фіксатор-кістка» в клінічних умовах вкрай утруднене, зважаючи на особливості об'єкту дослідження і низку існуючих біоетичних обмежень, що потребує накопичення клінічного досліду лікування рандомізованих груп пацієнтів, абсолютна стандартизація яких практично не можлива. Цей процес є складним, тривалим, нерідко супроводжується суперечностями, дискусією, необхідністю осмислення отриманих результатів, потребою в накопиченні даних, щодо віддалених наслідків хірургічних втручань [62, 66]. Апробація будь-якої нової системи фіксації, в зв'язку з цим, представляє собою складний процес, що складається з доклінічної фази (біомеханічних модельних експериментів) та клінічних досліджень, результати яких інтегрують для створення оптимального технічного рішення і контролю ризиків при здійсненні лікувальних заходів [62].

Моделювання окремих структур щелепно-лицевої ділянки та систем «фіксатор-кістка» є важливим методом в сучасній експериментальній стоматології, щелепно-лицевій хірургії та біомеханіці. Його застосовують з метою перевірки наукових гіпотез, уникнення хибних інженерних рішень ще на етапі їх доклінічного дослідження, оптимізації дизайну фіксувальних пристроїв, визначення „слабких місць" конструкції та можливих обмежень використання [221]. Це дозволяє сформулювати практичні рекомендації та суттєво зменшити ризики, що виникають на етапі клінічної апробації нової системи фіксації [62, 184].

Сучасні принципи остеосинтезу голівки НЩ базуються значною мірою на результатах експериментів, проведених на предметних моделях (трупні щелепи, біоімітатори, полімерні моделі кісток) початку XXI століття. Найбільше значення серед них мають роботи A. Neff та співавт. (2004, 2005). Проведений ними біомеханічний експеримент, відтворював основні типи ПГНЩ (тип А, В, С) та умови навантаження, що відповідали скороченню різних груп м'язів, які кріпляться до НЩ. В першій серії біомеханічних досліджень були продемонстровані переваги гвинтової фіксації перед застосуванням спиць Кіршнера і традиційних міні- та мікропластин, а в іншій – дослідження авторів були сконцентровані на визначенні оптимального типу та кількості гвинтів для остеосинтезу НЩ. Експерименти переконливо довели, що для фіксації фрагментів при ПГНЩ доцільно використовувати два або три позиціонуючі гвинти, виготовлені з титана, з метою досягнення стабільності при навантаженні, в першу чергу для компенсації ротаційних навантажень та деформацій зсуву [23, 103].

Хірургічне лікування ПГНЩ за допомогою титанових гвинтів має низку обмежень, пов'язаних з виникненням ефекту екранування напружень. Він полягає в наступному: структури з більшою жорсткістю (фіксатори) безпосередньо сприймають значну частину навантаження, а кісткова тканина на певних ділянках залишається позбавленою механічних стимулів і, згідно закону Вольфа, зазнає атрофії. Модуль пружності титана є на порядок більшим, ніж кортикальної кістки, та на 2-3 порядки більшим, ніж губчастої. У зв'язку з цим, автори вказують на значний ризик виразної перебудови голівки з віком у віддаленому післяопераційному періоді [120]. Зважаючи на ці особливості посттравматичної перебудови голівки НЩ, особливості архітектоніки та функціонування СНЩС, титанові фіксатори можуть зумовлювати виникнення функціональних порушень у віддаленому післяопераційному періоді [131, 185]. Це питання досліджували L. Skroch та співавт. (2020) і дійшли висновку, що в процесі післяопераційного ремоделювання об'єм голівки НЩ в середньому зменшується на 16 %, а у

випадках багатоуламкових переломів цей показник може сягати 42 %. Крім того, у 20 % випадків автори спостерігали протрузію металевих фіксаторів (вихід частини фіксатора за межі кісткової тканини внаслідок її перебудови або розмоктування). Для вирішення цієї проблеми вони рекомендували видаляти фіксатори через 4 місяці після остеосинтезу [120].

Інші дослідники вказували, що повторні операції з приводу видалення фіксаторів є досить стресовим фактором для пацієнтів, тому численні дослідження останніх років були направлені на пошук альтернативних матеріалів для фіксації уламків НЩ, зокрема, серед біорезорбтивних полімерів. Біорезорбтивні фіксатори успішно використовують в ортогнатичній хірургії [186, 187], остеосинтезі переломів середньої зони обличчя [188], при реконструкціях орбіти [189] та як фіксатори при кісткових аугментаціях [190]. На сьогоднішній день найбільш популярними матеріалами цього типу є біоактивні, остеокондуктивні та біорезорбтивні матеріали, виготовлені з гідроксиапатиту (u-HA) та D, L-полілактиду [190]. Хоча в літературі наявні численні повідомлення про клінічну ефективність біорезорбтивних матеріалів, недостатня міцність обмежує їх використання в ділянках, що піддаються значному функціональному навантаженню, зокрема на НЩ [190, 191, 192]. Існують лише поодинокі публікації щодо застосування біорезорбтивних матеріалів при ПГНЩ.

Так, M. Schneider та співавт. (2012) опублікували результати експерименту на тваринах, згідно яких за морфологічними, рентгенологічними та гістологічними даними оцінки якості кісткового зрощення голівки НЩ у овець не було виявлено жодних переваг титанових конструкцій по відношенню до біорезорбтивних пінів [193]. Про успішне клінічне застосування біорезорбтивних фіксаторів в лікуванні ПГНЩ повідомляють також N. M. McLeod та співавт. (2016), які використовували гвинти з полілактиду діаметром 2 мм [18].

Водночас, згідно результатів біомеханічних досліджень M. Rasse та співавт. (2007), біорезорбтивні піни здатні ефективно протидіяли лише

деформаціям зсуву [194]. S. Sukegawa та співавт. (2020) опублікували результати біомеханічного експерименту на предметних моделях НЩ, виготовлених з поліуритану, в якому було проведено порівняння механічної міцності фіскаторів, виготовлених з титана та полілактиду, при фіксації ПГНЩ. Висловлено припущення про їх недостатню міцність для досягнення функціонально стабільного результату [195]. Отже, питання про можливість і доцільність використання полімерних біорезорбтивних фіксаторів для остеосинтезу голівки НЩ до цього часу залишається предметом наукової дискусії.

Поряд з предметними моделями для вивчення проблеми остеосинтезу голівки НЩ, в останні роки дослідники почали широко використовувати методи математичного моделювання з використанням скінченно-елементного аналізу [196, 197]. Математичні моделі є більш універсальними і дозволяють визначати велику кількість параметрів, що неможливо або складно визначити методом прямого вимірювання (величина і напрям локальних напружень, деформації на різних ділянках об'єкту дослідження, параметри жорсткості, міцності і надійності), прогнозувати механічну поведінку біомеханічних систем в змінених умовах деформування, створювати та оптимізувати пацієнтспецифічні конструкції (ендопротези, імплантати, фіксатори) і при цьому не потребують значних затрат часу та фінансових ресурсів [62].

Скінченно елементний аналіз (FEA) – це метод, що використовується для моделювання механічної поведінки структур, включаючи біологічні тканини, і дозволяє виміряти параметри, які неможливо оцінити безпосередньо in vivo (наприклад, напружено-деформований стан кісткової тканини та фіксаторів). FEA розглядають, як потужний інструмент доклінічної оцінки і порівняння різних методів фіксації та оптимізації хірургічних підходів при переломах кісток лицевого черепу. В останні роки FEA був успішно використаний у численних дослідженнях для визначення напружено-деформованого стану при різних видах остесинтезу [17, 198, 199,

200]. Останні роботи з використанням FEA продемонстрували, що гвинтовий остеосинтез при ПГНЩ має суттєві біомеханічні переваги перед іншими методами фіксації [17, 201]. Однак, ці дослідження аналізували лише стандартні переломи типу В, тому їх результати не можуть бути екстрапольовані на біомеханічно несприятливі випадки з фрагментацію латерального полюса голівки НЩ або її багатоуламковою фрагментацією.

Резельтати FEA, проведеного M. Kozakiewicz та J. Swiniarski (2014) [202], P. Xin та співавт. (2014) [17], продемонстрували, що при функціональному навантаженні найбільша концентрація напружень спостерігається в кортикальному шарі латерального полюса голівки та задньої поверхні гілки НЩ поблизу отворів для гвинтів. У випадках з тонким кортикальним шаром кістки або фрагментацією латерального полюса голівки НЩ градієнти напружень можуть збільшуватися, що призводитиме до руйнування кортикального шару кістки, утворення тріщин, фрагментації з втратою опірної здатності всієї системи фіксації. Крім того, при таких переломах, внаслідок втрати анатомічних орієнтирів репозиція фрагментів стає менш передбачуваною, а при встановленні фіксуючих гвинтів значення крутного моменту можуть бути занадто високими, щоб утримувати уламки в правильному положенні [203].

В таких випадках для забезпечення більш рівномірного розподілу навантаження в зоні перелому та підвищення стійкості системи фіксації, на думку A. Kolk та A. Neff (2015) можливе застосування розвантажувальних міні- або мікропластин у поєднанні з гвинтовими системами фіксації [7]. Однак, досвід авторів в цьому питанні обмежується повідомленням про окремі клінічні спостереження без відповідного клініко-експериментального обґрунтування.

1.3. Сучасні можливості комп’ютерного моделювання і застосування CAD/CAM технологій у пацієнтів з переломами голівки нижньої щелепи

Останнім часом комп'ютерне модеювання (CAD) та виробництво за допомогою комп’ютера (CAM) успішно використовуються в щелепно-лицевій травматології та реконструктивній хірургії для підвищення точності та прогнозованості хірургічних процедур в складних клінічних випадках [204]. Технологія CAD/CAM надає можливість хірургам моделювати операцію на комп’ютері, виконувати віртуальну репозицію фрагментів для того, щоб обрати оптимальний спосіб фіксації та підвищити точність хірургічних втручань шляхом виготовлення та застосування хірургічних навігаційних шаблонів або пацієнтспецифічних фіксаторів [205]. Алгоритм реалізації цифрового протоколу в лікуванні травматичних ушкоджень, дефектів та деформацій кісток наступний. Дані комп’ютерної томографії пацієнта у форматі файлів Dicom імпортують у програмне середовище для подальшої обробки та побудови тривимірних моделей біологічних об’єктів. Використовуючи спеціальні інструменти обробки тривимірних зображень та комп’ютерного дизайну, біоінженер створює віртуальний план операції, який відображає бажаний анатомічний результат хірургічного втручання. Далі моделюються пристрої, що дозволяють точно реалізувати хід операції та досягнути результатів, які відповідатимуть передопераційній віртуальній симуляції (навігаційні хірургічні шаблони, пацієнтоспецифічні фіксатори, імплантати, ендопротези тощо). Виготовлення пацієнтспецифічних конструкцій проводять з використанням методів 3D друку (швидке прототипування, стереолітографія, селективне лазерне спікання металів тощо) або фрезеруючи їх на станках з числовим програмним управлінням [205, 206, 207].

Хірургічні шаблони та пацієнтспецифічні фіксатори успішно використовувались J. Suojanen та співавт. (2016) [208], Y. Chepurnyi та

співавт. (2020) [209], M. L. Yang співавт. (2013) [38], A. N. Zeller та співавт. (2020) [210] та ін. в ортогнатичній хірургії, реконструкції орбіти, середньої зони обличчя та НЩ. Автори зазначали, що CAD/CAM технологія дозволяє зменшити час операції, забезпечує більш точне співставлення та кращу стабільність систем фіксації.

J. Klatt та співавт. (2011) вперше використали CAD/CAM технологію при переломах основи виросткового відростку. Автори повідомляли про успішне застосування передопераційного планування та віртуальної репозиції фрагментів для їх кращого співставлення під час операції, а в складних випадках пропонували виготовлення навігаційних хірургічних шаблонів [211]

Водночас, при ПГНЩ до останнього часу науковці використовували лише комп'ютерний дизайн (CAD) для віртуальної репозиції фрагментів голівки, прийняття рішень про відповідний тип, довжину та кут нахилу гвинтів, а також оцінки можливих інтраопераційних ризиків [37, 38]. Активний науковий пошук в цьому напрямі почався менше 10 років тому і до сьогодні кількість публікацій, присвячених даному питанню є дуже обмеженою.

Так, в 2013 р. M. L. Yang та співавт. вперше використали тривимірну комп’ютерну симуляцію, в ході якої в програмному середовищі було проведено віртуальну репозицію уламків та отримано інформацію про оптимальні розміри і позиціонування фіксуючих титанових гвинтів. Автори продемонстрували, що передопераційне моделювання дозволяє не лише скоротити час операції, але й зменшує кількість інтраопераційних помилок та неточностей [38]. Переваги віртуальної симуляції хірургічних втручань для планування і проведення ORIF також були показані P. Boffano та співавт. (2017). Автори зазначали, що комп’ютерна симуляція дозволяє розглянути кілька можливих способів фіксації, обравши найбільш оптимальний [15].

Передопераційне моделювання CAD давало можливість хірургам скласти уявлення про особливості операційного поля, провести оцінку стану

суглобової голівки в різних проекціях, віртуально репонувати фрагменти та обрати найбільш доцільну систему фіксації з клінічної та біомеханічної точок зору. Крім того, CAD надавало можливість оцінки внутрішньої поверхні суглобової голівки, що інтраопераційно провести неможливо через ризики пошкодження великих судин і відриву латерального крилоподібного м'яза, а також обмежену візуалізацію цієї зони при використанні завушного доступу [212].

Однак, під час встановлення гвинтів хірург не може точно визначити реальну позицію фрагментів, а неконтрольована глибина засвердлювання може призвести до пошкодження структур СНЩС чи навколишніх судин. Крім того, неправильне положення елементів фіксації може не забезпечити достатньої стабільності системи, особливо у випадку гвинтової фіксації уламків [38].

В 2018 р. з'явилось перше повідомлення про застосування інтраопераційної комп'ютерної навігації в лікуванні внутрішньосуглобових переломів виросткового відростка. Автори продемонстрували розширення можливостей для проведення і контролю репозиції та фіксації з високим рівнем точності, що вірогідно позначалось на інтегральних результатах лікування хворих з ПГНЩ [137]. Слід зазначити, що наведені публікації містять лише попередні результати, і можливості застосування інтраопераційної комп'ютерної навігації та КТ-контролю потребують подальшого ґрунтовного вивчення. Застосування подібного підходу вимагає спеціальної підготовки фахівців та використання складної високовартісної техніки, отже перспективи її широкого впровадження в клінічну практику вітчизняних лікувальних закладів в найближчому майбутньому виглядають сумнівними.

Більш перспективною, на думку авторів, є можливість трансформації віртуального плану хірургічного втручання з використанням CAD/CAM технологій, зокрема шляхом виготовлення навігаційних шаблонів та пацієнтспецифічних імплантатів/фіксаторів, що добре зарекомендували себе

при складних переломах інших локалізацій [205]. Y. Chepurnyi та співавт. (2020) повідмляють про успішне використання індивідуалізованих фіксаторів та методів віртуальної симуляції при реконструкції стінок орбіти [209], T. Rückschloß та співавт. (2019) описують ефективність різних підходів (виготовлення індивідуалізованих оклюзійних сплінтів та пацієнтспецифічних фіксаторів) для підвищення точності та прогнозованості в ортогнатичній хірургії [213]. Обмеженість даних щодо можливостей використання даного підходу при ПГНЩ пояснюється здебільшого технічною складністю виробництва невеликих за розміром конструкцій зі складною геометрією, особливостями хірургічних доступів та наявністю анатомічних перешкод в зоні травми. Удосконалення адитивних технологій та методів виробництва подібних виробів (селективне лазерне спікання титана, фрезерування на станках з числовим програмним управлінням) розкриває нові можливості для їх використання при переломах голівки НЩ із дотриманням всіх вищенаведених вимог.

Висновки до розділу 1

ПГНЩ належать до найбільш складних видів переломів лицевого черепу з точки зору діагностики, лікування і реабілітації постраждалих. Лікування пацієнтів з ПГНЩ залишається одним з найбільш контраверсійних питань щелепно-лицевої травматології: позиції авторів щодо показань, протипоказань, границь застосування, переваг і недоліків різних консервативних та хірургічних способів лікування значно відрізняються, а в окремих випадках є діаметрально протилежними. При цьому, ПГНЩ характеризуються високою частотою посттравматичних ускладнень та незадовільних клінічних результатів незалежно від застосованих підходів до лікування цієї категорії пацієнтів. В останні роки завдяки серії рандомізованих мультицентрових досліджень було переконливо доведено, що відновлення анатомічної форми ушкодженої кістки за рахунок її анатомічно точної репозиції, стабільної фіксації уламків та малоінвазивної

ревізії навколишніх м’яких тканин при хірургічному лікуванні забезпечує вірогідно-кращі функціональні результати в найближчоми та віддаленому післяопераційних періодах.

Запропоновано різні хірургічні доступи, типи фіксаторів та способи їх встановлення. Водночас, відкрита репозиція і остеосинтез ПГНЩ все ще асоційовані зі значними інтраопераційними ризиками та високою складністю техніки хірургічного втручання. Питання вибору оптимального типу та кількості фіксаторів, матеріалу з якого вони виготовлені та техніки встановлення, а також визначення потреби у видаленні фіксаторів в пізньому післяопераційному періоді остаточно не вирішені та потребують системного вивчення.

Серед значної кількості методик, що застосовують у наш час, найкращі результати з біомеханічної та функціональної точок зору демонструє остеосинтез голівки НЩ з використанням двох позиціонуючих титанових гвинтів. Основна проблема при застосуванні даної методики полягає в тому, що забезпечити анатомічно точну репозицію уламків та утримати їх в правильному положенні під час встановлення гвинтів в значному відсотку випадків не вдається через погану візуалізацію, обмежений хірургічний доступ та близькість важливих анатомічних утворень, які необхідно зберегти неушкодженими. Іншим проблемним аспектом є здатність системи фіксації (позиціонуючих титанових гвинтів) забезпечити надійне утримання уламків в правильному положенні в умовах ранньої мобілізації НЩ, особливо в біомеханічно складних випадках з уламковою фрагментацією і руйнуванням латерального полюса голівки НЩ, або при зниженні якості кістки на ділянці встановлення елементів фіксації. Одним з можливих рішень в таких випадках є підсилення гвинтової фіксації пластиною, що буде розвантажувати систему та забезпечувати необхідну стабільність. Однак, дані про використання таких систем в літературі вкрай обмежені, а роботи присвячені біомеханічному обґрунтуванню даного підходу та визначенню його клінічної ефективності відсутні.

В останні роки з’явилась велика кількість робіт, присвячених комп’ютерному моделюванню хірургічних втручань (CAD) та виробництву за допомогою комп’ютера (CAM), що надає можливість хірургам моделювати операцію на комп’ютері, виконувати репозицію віртуальних фрагментів, обрати оптимальний метод фіксації та підвищити точність хірургічних маніпуляцій шляхом виготовлення навігаційних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторів. Цей підхід розглядається як перспективний напрям удосконалення методики хірургічного лікування ПГНЩ в складних клінічних випадках, збільшення точності репозиції та надійності системи фіксації з одночасним зменшенням інвазивності та операційних ризиків. Однак, в літературі наявні лише поодинокі публікації з низьким рівнем доказовості, присвячені застосуванню даного підходу.

РОЗДІЛ 2
МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1. Загальна методологія, структура та дизайн дослідження

Вирішення поставлених задач передбачало розробку програми дослідження, що складалася з 2 етапів (рис. 2.1). На першому етапі в серії біомеханічних експериментів, проведених на трупних щелепах та імітаційних комп'ютерних моделях, були вивчені загальні закономірності біомеханічної поведінки систем фіксатор-кістка при ПГНЩ, а також визначено жорсткість і міцність різних типів фіксаторів у змінних умовах деформування.

Плануванню експериментів передував ретельний аналіз джерел літератури з визначенням основних методів хірургічного лікування пацієнтів з ПГНЩ, їх переваг, недоліків та можливих шляхів підвищення ефективності оперативних втручань.

В серії натурних експериментів було здійснено порівняльну оцінку різних методів остеосинтезу голівки НЩ, досліджено переваги та обмеження існуючих систем фіксації та матеріалів, з яких вони виготовлені. Особливістю проведених досліджень було відтворення різних типів деформування, що відповідали реальним умовам навантаження НЩ в різних фазах жувального циклу.

За допомогою методів 3D візуалізації та комп'ютерної симуляції були досліджені топографо-анатомічні особливості різних типів ПГНЩ та запропоновано анатомо-функціональну концепцію дизайну, виготовлення та застосування хірургічних шаблонів і пацієнтспецифічних фіксаторів в хірургічному лікуванні пацієнтів з ПНГЩ на основі цифрового протоколу. Біомеханічні аспекти застосування даного підходу передбачали, зокрема, встановлення індивідуалізованих розвантажуючих (підсилюючих) пластин при біомеханічно несприятливих типах ПГНЩ. З використанням методу скінченних елементів було створено ряд імітаційних комп'ютерних моделей

напружено-деформованого стану (НДС) систем фіксатор-кістка, що характеризувались високим рівнем геометричної деталізації, відтворенням природних механічних властивостей різних шарів НЩ та особливостей її функціонального навантаження при скороченні різних груп жувальних м’язів.

Отримані в ході натурних та модельних експериментів результати дозволили сформувати теоретичну і методологічну базу для проведення другого, клінічного, етапу досліджень, що передбачав розробку і впровадження в клінічну практику нового підходу до лікування ПГНЩ, який базувався на використанні комп’ютерних методів діагностики, планування і реалізації хірургічних втручань в рамках повного цифрового протоколу. Ефективність запропонованих підходів була вивчена в проспективному контрольованому дослідженні, в яке увійшли 42 пацієнти (50 ПГНЩ). Був проведений комплексний аналіз найближчих і віддалених результатів лікування хворих, ускладнень, що виникли під час операції та в процесі консолідації переломів, а також технічних особливостей застосування індивідуалізованих пристроїв медичного призначення.

Основну увагу було приділено визначенню точності репозиції кісткових фрагментів та позиціонування елементів фіксації. Для цього було використано сучасні методи комп’ютерної томографії з високою роздільною здатністю та удосконалені алгоритми визначення невідповідностей геометричної форми тривимірних об’єктів [209]. Крім того, проводили комплексну оцінку функціонального стану СНЩС на основі загальновизнаних критеріїв та клінічних індексів.

На заключному етапі роботи було проведено узагальнення отриманих даних, сформульовані висновки і практичні рекомендації, а отримані результати було впроваджено в практичну діяльність закладів охорони здоров’я.

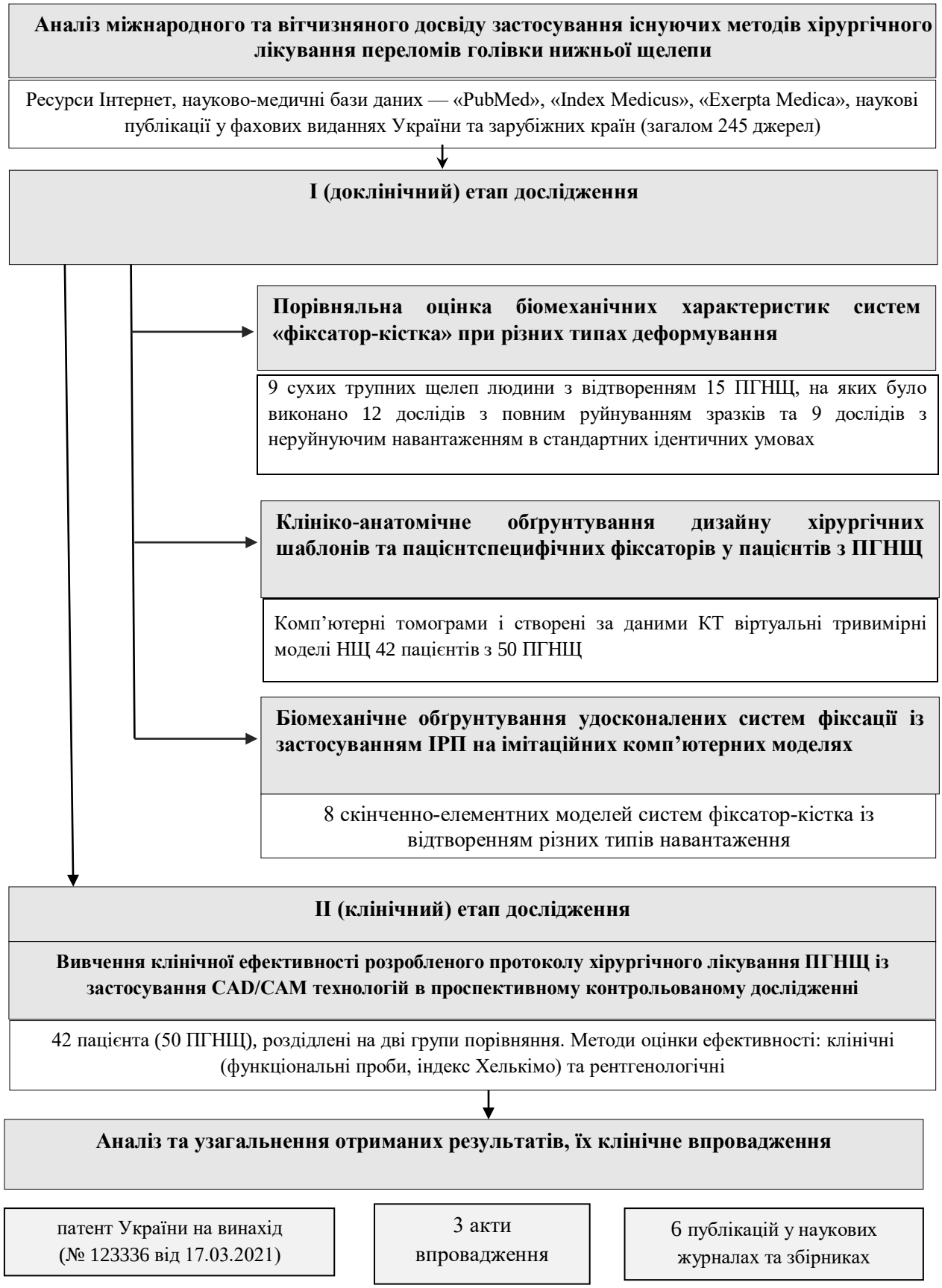


Рис. 2.1. Дизайн, матеріали та методи дослідження.

Експериментальні та клінічні дослідження були проведені за період з 2017 по 2020 рр. на базі Центру щелепно-лицевої хірургії та стоматології Київської обласної клінічної лікарні (головний лікар – д-р мед. наук, проф. Анкін М. Л.), що є клінічною базою кафедри стоматології ІПО НМУ імені О. О. Богомольця (завідувач кафедри – д-р мед. наук, проф. Антоненко М. Ю.). Фрагменти експериментальних біомеханічних досліджень було виконано на базі лабораторії комп'ютерного моделювання та цифрової стоматології Стоматологічного медичного центру НМУ імені О. О. Богомольця, лабораторії біомеханічних систем і композиційних матеріалів (зав. лабораторії канд. техн. наук, доц. Шидловський М. С.) та лабораторії математичного моделювання (зав. лабораторії д-р техн. наук, проф. Цибенко О. С.) механіко-машинобудівного інституту при НТУУ-КПІ (ректор акад. НАН України Згуровський М. З.).

При проведенні клінічних досліджень було забезпечено дотримання принципів біоетики та прав пацієнта відповідно до Гельсінкської Декларації (2008) [214] та Основ законодавства України про охорону здоров'я (1992) [215]. Експертизу матеріалів роботи було проведено комісією з біоетики НМУ імені О.О. Богомольця (Протокол № 143 від 15.03.2021).

2.2. Матеріали і методи експериментальних досліджень

2.2.1. Вивчення жорсткості та міцності систем фіксатор-кістка при застосуванні різних типів фіксаторів для остеосинтезу голівки нижньої щелепи. Для вивчення механічної поведінки різних типів фіксаторів, що застосовують для остеосинтезу голівки НЩ в умовах функціонального навантаження, було проведено серію експериментів з деформування натурних зразків сухих непаспортизованих трупних щелеп людини зі змодельованими ПГНЩ типу р за A. Neff та співавт., 2014 [110]. В ході експерименту було вивчено біомеханічні властивості 3 систем фіксації, а саме: 1) титанові позиціонуючі гвинти, 2) біорезорбтивні піни з полімолочної

кислоти та 3) накістні титанові мініпластини. Оскільки здатність елементів фіксації протидіяти різним типам деформації може значно відрізнятися, в ході експерименту були відтворені різні умови навантаження та основні типи деформацій, що виникають у зоні перелому в процесі жування та артикуляційних рухів НЩ, зумовлюючи вторинне зміщення кісткових уламків. Такими деформаціями, за даними літератури, є згин і зсув у фронтальній та сагітальній площинах, а також кручення в горизонтальній площині [195].

Експериментальні моделі переломів було відтворено на 9 сухих трупних щелепах людини. Остеотомію голівки НЩ проводили за допомогою дискової фрези, фіксованої в наконечнику бормашини, що оберталася з частотою 3000 об./хв., з охолодженням за допомогою фізіологічного розчину. Лінія остеотомії проходила через вершину латеральної частини голівки НЩ в косо-медіальному напрямі до її основи. Загалом було остеотомовано 15 голівок. Після проведення остеотомії уламки репонували в правильному положенні та закріплювали титановими гвинтами, біорезорбтивними пінами та Т-подібними мініпластинами.

Так, 3 зразки було закріплено за допомогою Т-подібних мініпластин товщиною 0.8 мм виробництва компанії «І-ПЛАНТ», Україна, (реєстраційний № UA.TR.114.074-2016 від 15.08.2016 згідно вимог ДСТУ EN ISO 13485:2015). Пластину встановлювали перпендикулярно до лінії остеотомії та фіксували чотирма титановими гвинтами довжиною 7 мм і діаметром 1,6 мм. 6 зразків було закріплено довгими позиціонуючими гвинтами діаметром 2 мм та довжиною 15 мм, виготовленими з титана grade 4 виробництва «І-ПЛАНТ», Україна. 6 зразків фіксували біорезорбтивними пінами SonicPinsRx з полі-D,L-молочної кислоти (PDLLA) діаметром 2,1 мм та довжиною 15 мм компанії KLS Martin, Німеччина (свідоцтво про державну реєстрацію № 12784/2013 від 12.06.2013) (рис. 2.2). Активацію та фіксацію пінів, виготовлених з PDLLA, проводили апаратом SONICWELD RX, що перетворює електричну енергію в механічні коливання

(ультразвук). При застосуванні стандартного сонотроду апарата SONICWELD RX, який перебуває у контакті з піном SonicPins, ультразвукова енергія викликає зміну фази матеріалу на поверхні між ним і кісткою. Внаслідок цього, пін SonicPin розріджується, заповнює собою весь попередньо просвердлений отвір і проникає в пори кістки та кістковомозкові простори. Після припинення дії ультразвуку пін знову твердне, забезпечуючи надійний зв'язок з оточуючою кісткою.

А

Б

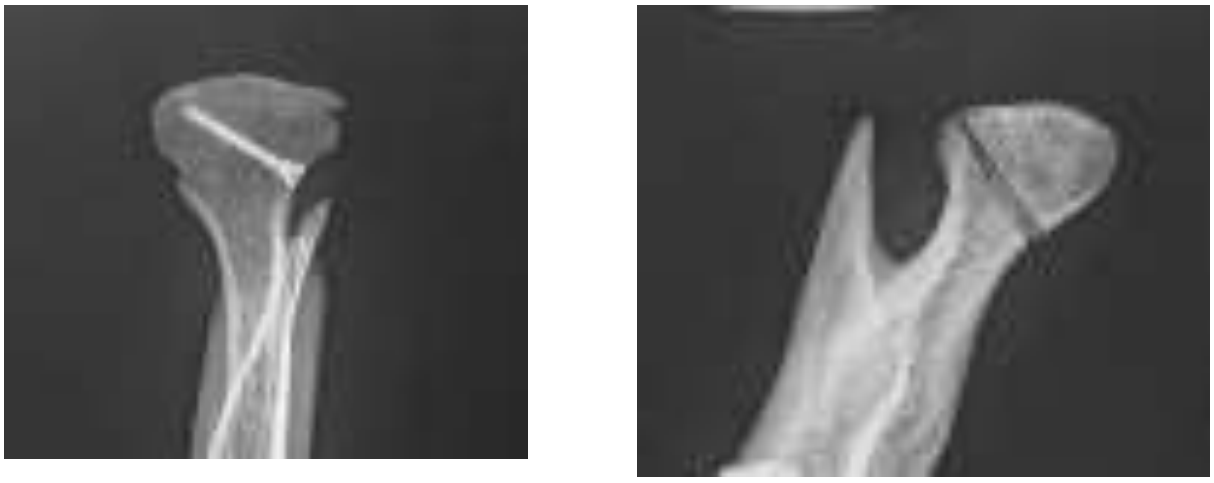
В

Рис. 2.2 Ультразвуковий апарат системи SonicWeldRx (А) та біорезорбтивні піни, виготовлені з PDLLA (Б, В).

Позиціонування титанових гвинтів та біорезорбтивних пінів проводили однотипно, у відповідності до рекомендацій S. S. Guo та співавт. (2016) [216]. Для цього попередньо визначали 4 маркерні точки: 1. Вершина латерального полюса виросткового відростка; 2. Нижньомедіальна точка щілини перелому; 3. Верхня точка сагітального фрагмента (вершина латерального полюса після репозиції). 4. Для визначення цієї точки необхідно провести хорду від точки 3 через середину відрізка між точками 1 і 2 до латерального краю гілки НЩ. Точка 4 визначає місце засвердлювання і позиціонування гвинта при остеосинтезі. Довжина гвинта може бути визначена шляхом вимірювання відстані між точками 3 та 4, а напрям – кутом, утвореним лінією, що проходить від точки 3 до точки 4, та лінією, дотичною до латеральної поверхні гілки НЩ (рис. 2.3, 2.5).

Рис. 2.3. Передопераційне визначення орієнтації та довжини позиціонуючого гвинта за даними КТ при остеосинтезі голівки НЩ, за S. S. Guo та співавт. (2016) [216].

Після фіксації було проведено контрольну рентгенографію всіх досліджених зразків для визначення точності репозиції та контролю розташування фіксатора (рис. 2.4).



А **Б**

Рис. 2.4. Рентгенограми зразків після репозиції та фіксації уламків титановим гвинтом (А) та піном, виготовленим з PDLLA (пін – не рентгенконтрастний) (Б).

А Б В

Рис. 2.5. Препарати сухих трупних щелеп людини з відтвореними ПГНЩ типу р за A. Neff та співавт., 2014 [110]), що були зафіксовані титановим позиціонуючим гвинтом (А), біорезорбтивним піном з PDLLA (Б), Т-подібною титановою мініпластиною (В).

Основною задачею подальших натурних експериментів з навантаженням зразків трупних щелеп після остеосинтезу було визначення загальних закономірностей поведінки біомеханічних систем фіксатор-кістка та порівняльний аналіз деформаційних характеристик елементів фіксації, виготовлених з титана та PDLLA, в простих умовах деформування. Для цього препарати НЩ навантажували в дослідній машині TIRAtest-2151 (Німеччина), відтворюючи типові варіанти НДС зони перелому. Для компенсації складної геометричної форми і непаралельності гілок НЩ створювали дві паралельні площини за допомогою самотверднучої пластмаси «Протакріл М» (АО, Стома). Для цього готували паралельні металеві площини, в яких розміщували гілки НЩ, заповнювали пластмасою та витримували до повного її затвердіння протягом 25-30 хвилин. При визначенні напряму прикладання сил застосовували стандартну систему координат, прийняту в нормальній і топографічній анатомії (рис. 2.6).

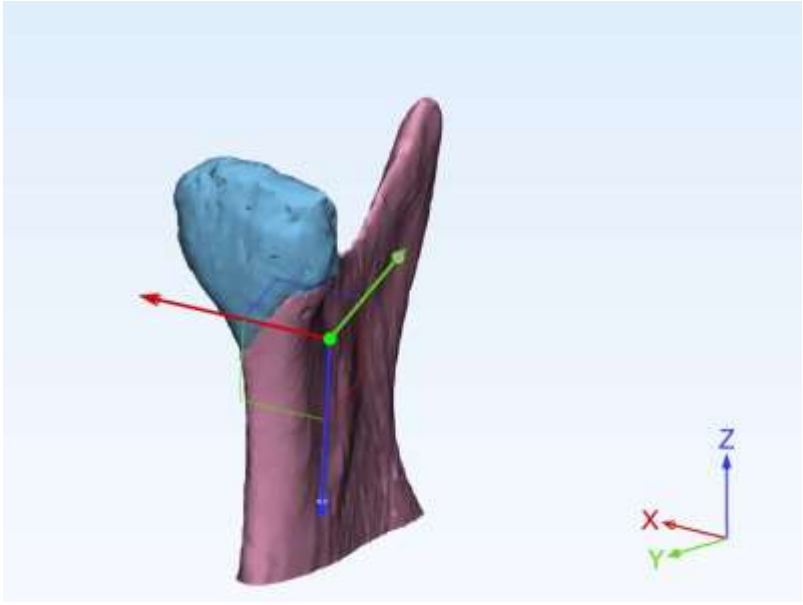


Рис. 2.6. Система координат для визначення напряму прикладання сили і способу деформування.

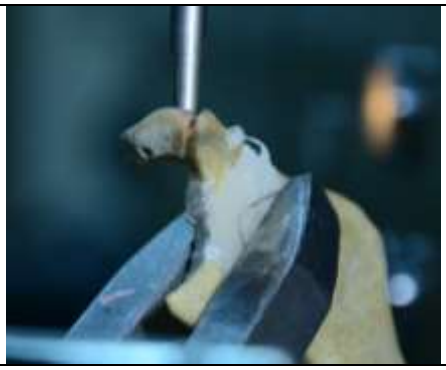
В ході проведення досліду на ділянці голівки НЩ було відтворено згин і зсуви в сагітальній (YZ) та фронтальній (XZ) площинах, а також кручення в горизонтальній (XY) площині, що є домінуючими деформаціями цієї зони при жувальному навантаженні в умовах відкушування та пережовування їжі. Для відтворення деформацій згину та зсуву навантаження прикладали на ділянці суглобової голівки НЩ шляхом вертикального переміщення рухомого стола дослідної машини за допомогою жорсткого сталевого стрижня, з'єднаного з динамометром дослідної машини.

Для відтворення деформації кручення (проводили тільки в зразках фіксованих накістною пластиною) навантаження прикладали в ділянці верхньолатеральної частини голівки, для виключення інших деформацій на протилежній частині голівки, на ділянці отвору накістної пластини було встановлено металеву кульку діаметром 1 мм. Початкове навантаження становило 5 Н, швидкість переміщення рухомого стола – 10 мм/хв. Діапазон навантаження становив від 0 до 80 Н, а в умовах, коли жорсткість системи виявлялась незначною, його відповідним чином зменшували. Ротаційні навантаження на зразках з гвинтовою фіксацією провести не вдалось через вкрай низьку стабільність відламків при цьому виді деформування (рис. 2.7).

А.

Б.

В.



Г.

Д.

Е.

Є.

Ж.

Рис. 2.7**.** Система для навантаження зразків НЩ після остеосинтезу голівки НЩ із відтворенням наступних видів деформації: зсув і згин в сагітальній (YZ) площині з фіксацією титановим гвинтом (А), PDLLA піном (Б) та Т-подібною пластиною (Д); згин і зсув у фронтальній (XZ) площині з фіксацією титановим гвинтом (В), PDLLA піном (Г) та Т-подібною пластиною (Е); деформація кручення в горизонтальній (ХУ) площині з фіксацією Т-подібною накісною пластиною (Є, Ж)

Для реєстрації процесу деформування і пов'язаних з ним змін форми фіксаторів і взаємного переміщення кісткових фрагментів, проводили фото- і відеозйомку зразка цифровою камерою Nikon 5200. На поверхню зразка наносили маркерні точки, а поряд розташовували еталонний об'єкт стандартного розміру, для розрахунку величини взаємного переміщення кісткових фрагментів.

При відтворенні комбінованих деформацій зсуву і згину при вертикальному та горизонтальному навантаженні величину останнього вимірювали динамометром, сигнал з якого поступав в мікропроцесор випробувальної машини. Отримана інформація фіксувалася у виді діаграми деформування у координатах зусилля – переміщення стрижня.

Розраховували жорсткість фіксації за формулою:

$$C=\Delta P/\Delta_p, \qquad (2.1)$$

де С – жорсткість;

ΔР – величина зовнішнього навантаження (Н);

Δ_p – деформація системи при навантаженні (мм).

При відтворенні деформації кручення, жорсткість визначали за формулою

$$C=M/\varphi, \qquad (2.2)$$

де С – жорсткість;

М – крутний момент;

φ – кут закручування

$$\text{При цьому } M=P/Ep, \qquad (2.3)$$

де Р – величина зовнішнього навантаження;

Ер – плече сили.

Кут закручування визначали за формулою:

$$\varphi=\text{arctg}\Delta_p/Ep, \qquad (2.4)$$

де φ – кут закручування;

Δ_p – деформація системи при навантаженні;

Ер – плече сили.

В ході експерименту було проведено 12 дослідів з повним руйнуванням зразків та 9 дослідів з неруйнуючим навантаженням в стандартних ідентичних умовах.

2.3. Методика комп'ютерного моделювання та віртуальної симуляції хірургічних втручань на основі даних комп'ютерної томографії

Віртуальна симуляція хірургічних втручань, визначення оптимального типу і позиціонування фіксаторів, а також дизайн навігаційних шаблонів та пацієнтспецифічних пластин базувався на даних КТ пацієнтів з ПГНЩ, що підлягали аналізу та обробці у програмному забезпеченні CAD/CAM.

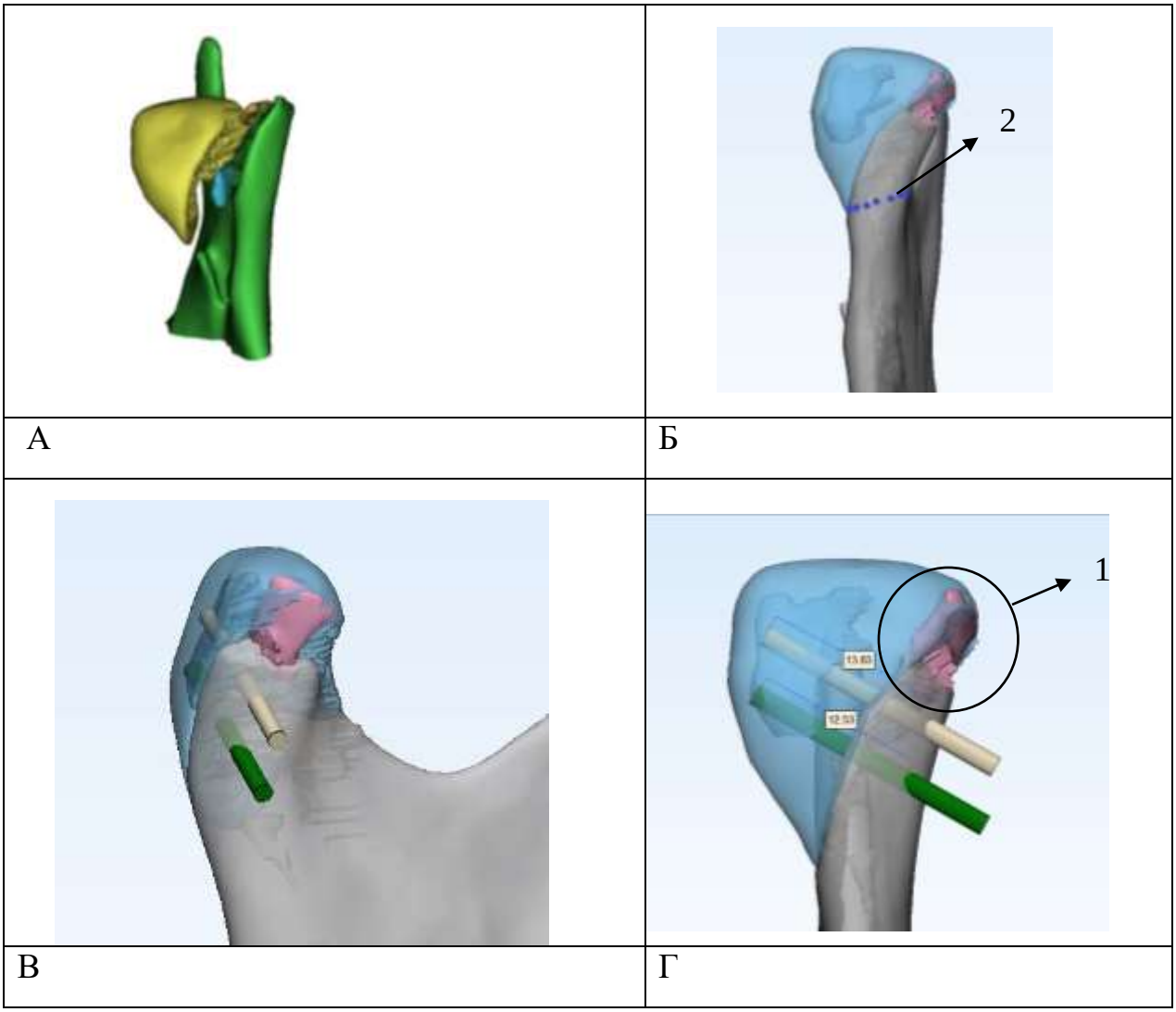
КТ проводили на 16-зрізовому мультиспіральному комп'ютерному томографі Toshiba Activion 16, товщина зрізу складала 0,5 мм, колімація 64х0,625 мм. Орієнтація томографічних зрізів та режим проведення досліджень базувались на стандартному протоколі КТ кісток лицевого черепу [217].

Томографічні дані, представлені у виді серії файлів формату DICOM, імпортували в програмне середовище CAD. Для створення тривимірних комп'ютерних моделей голівки НЩ та дизайну пацієнтспецифічних конструкцій застосовували програмні комплекси Mimics 12.3 (Materialize, Бельгия), D2P software (version 1.0.2.53, DICOM to PRINT, 3D System, США) та Geomagic Freeform Plus (Rock Hill, South Carolina, США). Після конвертації зображення, використовуючи кістковий режим контрастування, проводили аналіз клінічної ситуації та досліджували зону інтересу в аксіальних, сагітальних та фронтальних зрізах. Надалі проводили сегментацію зображень, використовуючи спеціальні інструменти програмних комплексів зі створенням «маски» в діапазоні, що відповідав рентгенологічній щільності кісткової тканини. За допомогою інструментів для редагування «маски», ушкоджену НЩ відокремлювали від інших кісток

лицевого черепа, усували артефакти зображення та окремо розташовані пікселі, здійснювали побудову 3D моделі. Крім того, застосовуючи булеві операції, створювали окремі моделі для кожного з кісткових фрагментів. Їх переміщували, досягаючи віртуальної репозиції, точність якої контролювали за наявними анатомічними орієнтирами та шляхом візуалізації ділянок, на яких відбувалась інтерпозиція кісткових фрагментів.

Після цього, в програмне середовище імпортували моделі довгих позиціонуючих гвинтів (див. розділ 2.4) і визначали їх оптимальне положення та ангуляцію. При цьому користувались клінічними настановами та рекомендаціями A. Neff та співавт. (2004, 2019) [14, 23], A. Neff та A. Kolk (2015) [7]. При плануванні остеосинтезу позиціонуючі гвинти розташовували паралельно один одному та косо-вертикально, починаючи від кортикальної пластинки гілки НЩ у напряму медіального полюса голівки, при цьому уникали зону фрагментації латерального полюса та ділянки прикріплення латеральної зв’язки та капсули СНЩС (рис. 2.8).

Після визначення та відтворення в комп’ютерній моделі оптимального положення довгих позиціонуючих гвинтів залишалась проблема точної реалізації змодельованого плану хірургічного втручання та підсилення системи фіксації у випадку біомеханічно несприятливих переломів (за наявності тонкого кортикального шару кістки, при уламковій фрагментації латерального полюса голівки НЩ, виразному зниженні жорсткості та міцності кістки внаслідок локальних і системних патологічних процесів тощо). Ці проблеми вирішувались застосуванням навігаційних шаблонів та ІРП, які використовували окремо або в поєднанні, залежно від особливостей клінічної ситуації.



А Б

В Г

Рис. **2.8** Передопераційне планування ангуляції та положення позиціонуючих гвинтів з урахуванням анатомічних особливостей зони перелому: А – передопераційний аналіз КТ та визначення типу перелому, Б – віртуальна репозиція кісткових фрагментів, В, Г – визначення позиціонування, довжини та ангуляції гвинтів з урахуванням ділянки фрагментації латерального полюса (1) та прикріплення латеральної зв'яки та капсули СНЩС (2).

2.3.1. Дизайн пацієнтспецифічних двокомпонентних навігаційних шаблонів, індивідуалізованих розвантажувальних пластин та пацієнтспецифічних фіксаторів. Дизайн та виготовлення пацієнтспецифічних фіксаторів, індивідуалізованих розвантажувальних пластин (ІРП), навігаційних шаблонів та стереолітографічних моделей в

експерименті та клініці базувався на стандартному цифровому протоколі описаному W. C. Parr та співавт. (2012) [218]. Він передбачав наступне. Після створення віртуальної моделі ураженої НЩ, використовуючи можливості тривимірної візуалізації та комп'ютерної симуляції відповідних програмних комплексів, проводили оцінку клінічної ситуації, розробляли план та здійснювали моделювання хірургічного втручання, обираючи оптимальний спосіб фіксації. При цьому, дизайн навігаційних хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторів був направлений на забезпечення правильного просторового позиціонування фрагментів, утримання їх під час засвердлювання та встановлення фіксуючих гвинтів.

Основними аспектами, які враховували при моделюванні пацієнтспецифічних конструкцій, були можливість їх встановлення та закріплення в анатомічно безпечних зонах, необхідність уникнути функціонально важливих ділянок прикріплення латерального криловидного м'яза, капсули та зв'язок. Крім того, дизайн конструкції мав забезпечувати хорошу візуалізацію щілин перелому, зменшення об'єму металевої конструкції при одночасному забезпеченні її жорсткості, можливість її введення через застосований нами завушний доступ, розташування отворів для гвинтів (мікрогвинтів та позиціонуючих гвинтів) над ділянками з достатнім об'ємом і якістю кісткової тканини.

В ході виконанні досліджень нами була запропонована та обґрунтована нова концепція поєднаного застосування двокомпонентних навігаційних шаблонів та ІРП, направлена на досягнення точної репозиції та надійної фіксації уламків при складних, біомеханічно несприятливих типах ПГНЩ (Патент України на винахід № 123336 від 17.03.2021).

За основу було взято методику, представлену A. Kolk та A. Neff (2015), яка передбачала репозицію, тимчасове утримання уламків мікропластинами та їх подальшу фіксацію гвинтами [7]. Розроблена конструкція представлена на рис. 2.9 і складається з 3 елементів, 2 з яких – це частини збірного хірургічного шаблону, що використовуються лише на певних етапах

хірургічного втручання, а потім видаляються з операційної рани, а третій представляє собою ІРП, що є елементом системи фіксації, і поряд з бікортикальними позиціонуючими гвинтами забезпечує стабільність і надійність утримання кісткових фрагментів в правильному положенні.

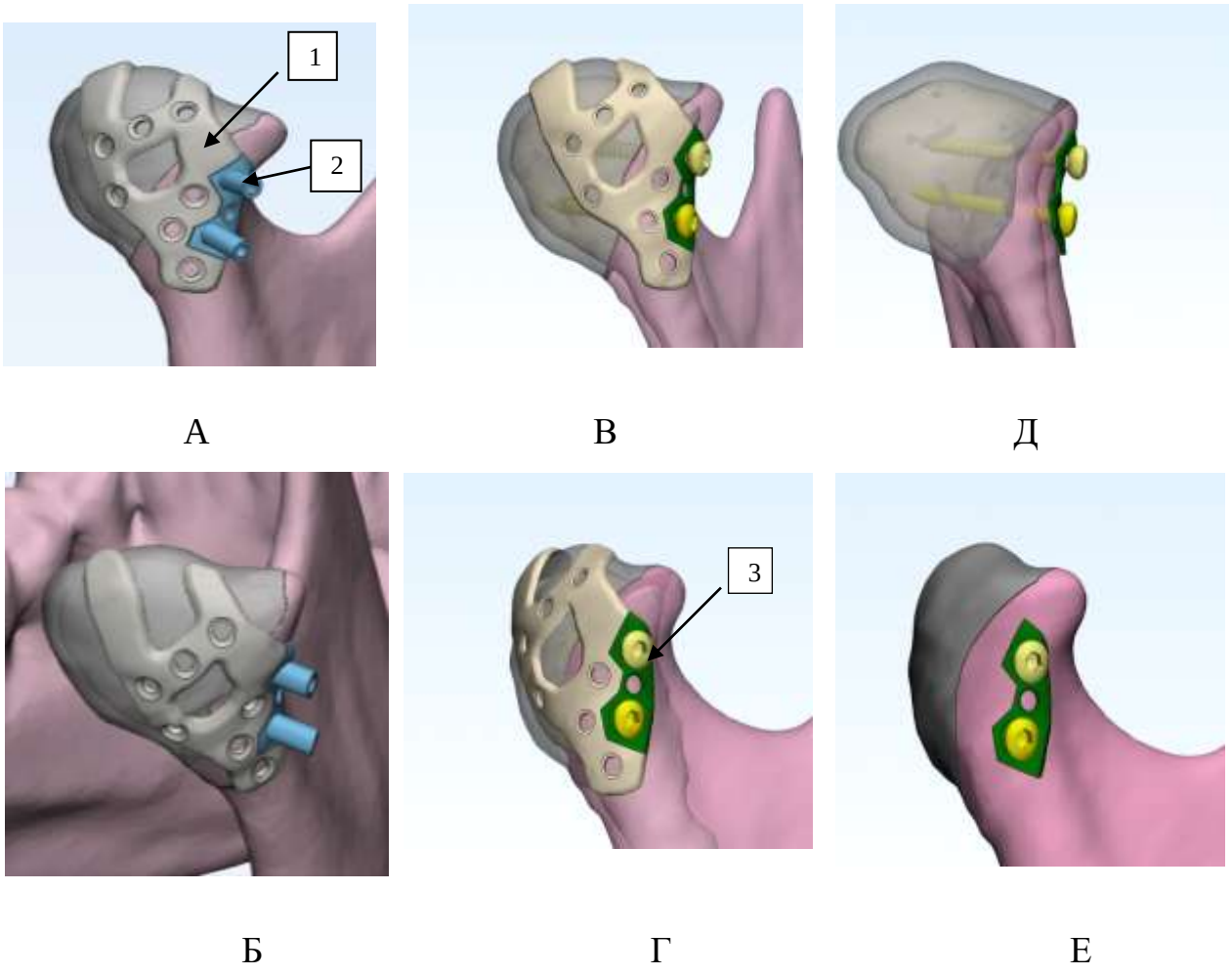


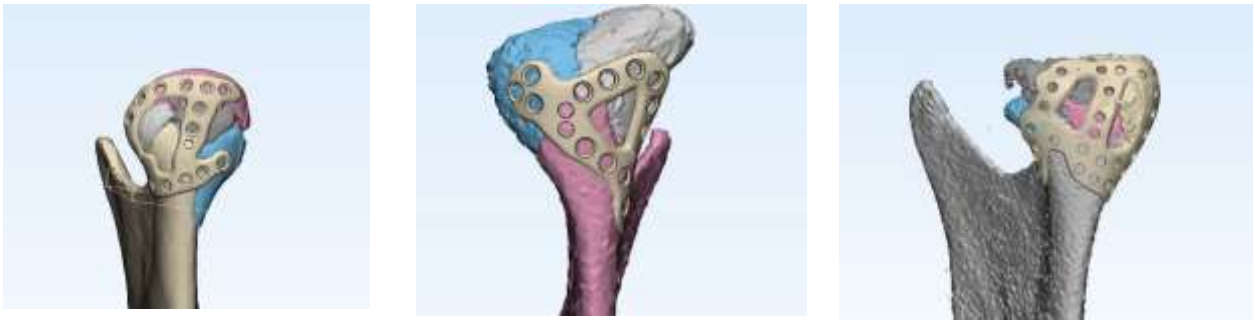
Рис. 2.9. Дизайн ІРП, яку використовують для репозиції фрагментів та підсилення гвинтової фіксації, та хірургічного шаблону для її встановлення. А, Б – хірургічний шаблон, що складається з двох компонентів – репозиційного шаблону, для точного співставлення фрагментів (1) та навігаційного шаблону (2) для позиціонування гвинтів, В, Г - перший компонент (репозиційний шаблон) та ІРП (3) з двома позиціонуючими гвинтами, Д, Е – ІРП з двома позиціонуючими гвинтами, обидва компоненти хірургічного шаблону видалені (система фіксації, що залишається в рані)

Перший компонент хірургічного шаблону (репозиційний шаблон) розроблений для забезпечення репозиції малого фрагмента та його

утримання під час встановлення 2 позиціонуючих гвинтів за A. Neff та A. Kolk (2015) [7]. Цей компонент був віртуально вигнутий та згладжений до повної відповідності морфології кісткової поверхні після репозиції уламків. Другий компонент – навігайційний шаблон, змодельований для полегшення позиціонування та відтворення запланованої ангуляції гвинтів. Третій компонент (ІРП) був змодельований на бічній поверхні виросткового відростка з двома отворами діаметром 1,8 мм для розташування позиціонуючих гвинтів. За формою та розмірами ІРП і навігаційний шаблон були ідентичними. Навігаційний шаблон відрізнявся лише наявністю двох направляючих «шахт», що задавали правильний напрям свердленню отворів для позиціонуючих гвинтів. Після свердлення хірургічний шаблон видаляли, а розвантажувальну пластину фіксували в тому ж положенні. Край ІРП, включно з утримуючими елементами, при цьому точно відповідав краю першого компонента конструкції (репозиційного шаблону), що забезпечувало її правильне позиціонування в єдиному, попередньо визначеному, положенні. Товщина пластини та утримуючих елементів в обох компонентах не перевищувала 0,8 мм, що було необхідно для виготовлення пластин із застосуванням селективного лазерного спікання металу. Кілька маленьких отворів були змодельовані на обох частинах пластини для фіксації до медіального та латерального фрагментів за допомогою мікрогвинтів. Після репозиції та фіксації фрагментів мікрогвинти та перший компонент конструкції (репозиційний шаблон) можуть бути видалені, тоді як третій компонент (ІРП) залишається в якості розвантажувального елемента для гвинтової фіксації при фрагментації латерального полюса голівки чи наявності тонкого кортикального шару в ділянці гілки НЩ. Використання даного виду фіксатора дозволяло зменшити градієнти напруження у кістці та збільшити жорсткість фіксації у порівнянні з традиційними методиками.

У випадку багатоуламкової фрагментації голівки, коли фіксація 2 гвинтами виявлялась неможливою або вкрай утрудненою, проводили моделювання і виготовлення пацієнтспецафічних фіксаторів, що

представляли собою тривимірні пластини, конгруентні поверхні репонованої голівки НЩ. Окрім вищезазначених анатомічних вимог та необхідності їх позиціонування в зонах безпеки, пацієнтспецифічні фіксатори мали забезпечувати можливість закріплення всіх окремих кісткових уламків, щонайменше 1 мікрогвинтом (на великих фрагментах – по 2), і при цьому мати мінімально-необхідний розмір для уникнення ефекту екранування напружень та надмірного рубцювання капсули СНЩС (рис. 2.10).



А Б В

Рис. 2.10. А, Б, В – дизайн пацієнтспецифічних конструкцій для фіксації фрагментів у пацієнтів з багатоуламковими ПГНЩ.

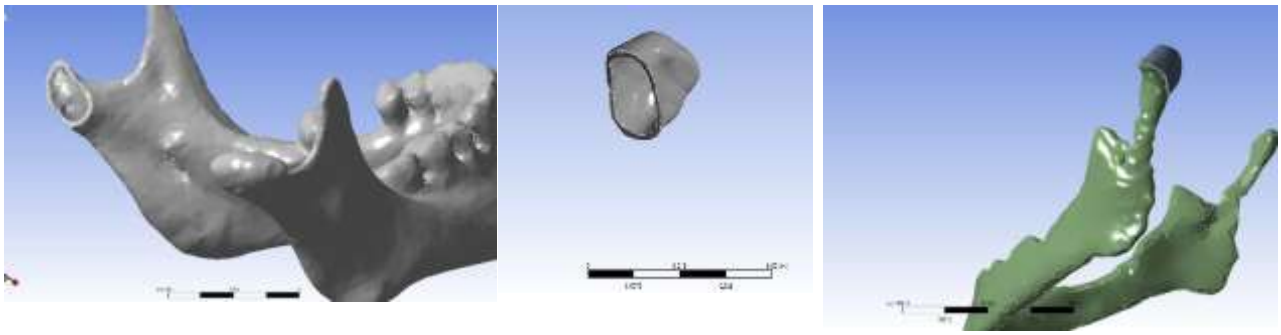
Виготовлення навігаційних шаблонів та пацієнтспецифічних імплантатів проводили за адитивною технологією методом селективного лазерного спікання з медичного титана на принтері ProX 400, 3D Systems, США.

2.3.2. Вивчення біомеханічної поведінки систем фіксації із використанням індивідуалізованих розвантажувальних пластин в модельному експерименті методом скінченних елементів. Для вивчення біомеханічної поведінки запропонованих нами систем фіксації, що поєднували традиційні позиціонуючи гвинти з титана та ІРП було проведено серію модельних експериментів із створенням імітаційних комп’ютерних моделей НДС систем фіксатор-кістка в різних умовах навантаження.

Загалом, основними етапами моделювання були: відтворення геометрії ушкодженої НЩ та елементів фіксації, розбиття та оптимізація об’ємної

скінченно-елементної сітки, завдання властивостей матеріалів, відтворення граничних умов та умов навантаження, розрахунок моделі та постпроцесінг (аналіз та представлення отриманих результатів).

Відтворення тривимірної геометрії НЩ. Тривимірна віртуальна модель НЩ для FEA була побудована в програмі Mimics 12.1 (Materialize, Бельгія) на основі набору даних мультиспіральної КТ інтактної НЩ пацієнта з нормально сформованим лицевим черепом, ортогнатичним прикусом та гармонійним профілем обличчя за анатомією та розмірами, згідно розрахунків, запропонованих G. R. Swennen та співавт. (2009) [219]. Дані DICOM були імпортовані в програмне забезпечення Mimics 12.1 для подальшої сегментації. Було створено та модифіковано окремі «маски» для кортикального та губчастого шару кістки НЩ. Кортикальний шар у ділянці голівки НЩ був довільно стоншений до 0,8 мм. Створені поверхневі полігональні моделі у виді файлів формату STL експортували в програмний комплекс Geomagic Freeform Plus (RockHill, SouthCarolina, США), де проводили перевірку на помилки геометрії з наступною їх корекцією. Праву голівку НЩ використовували для моделювання, а ліва залишалась інтактною для контролю (рис. 2.11).



А Б В

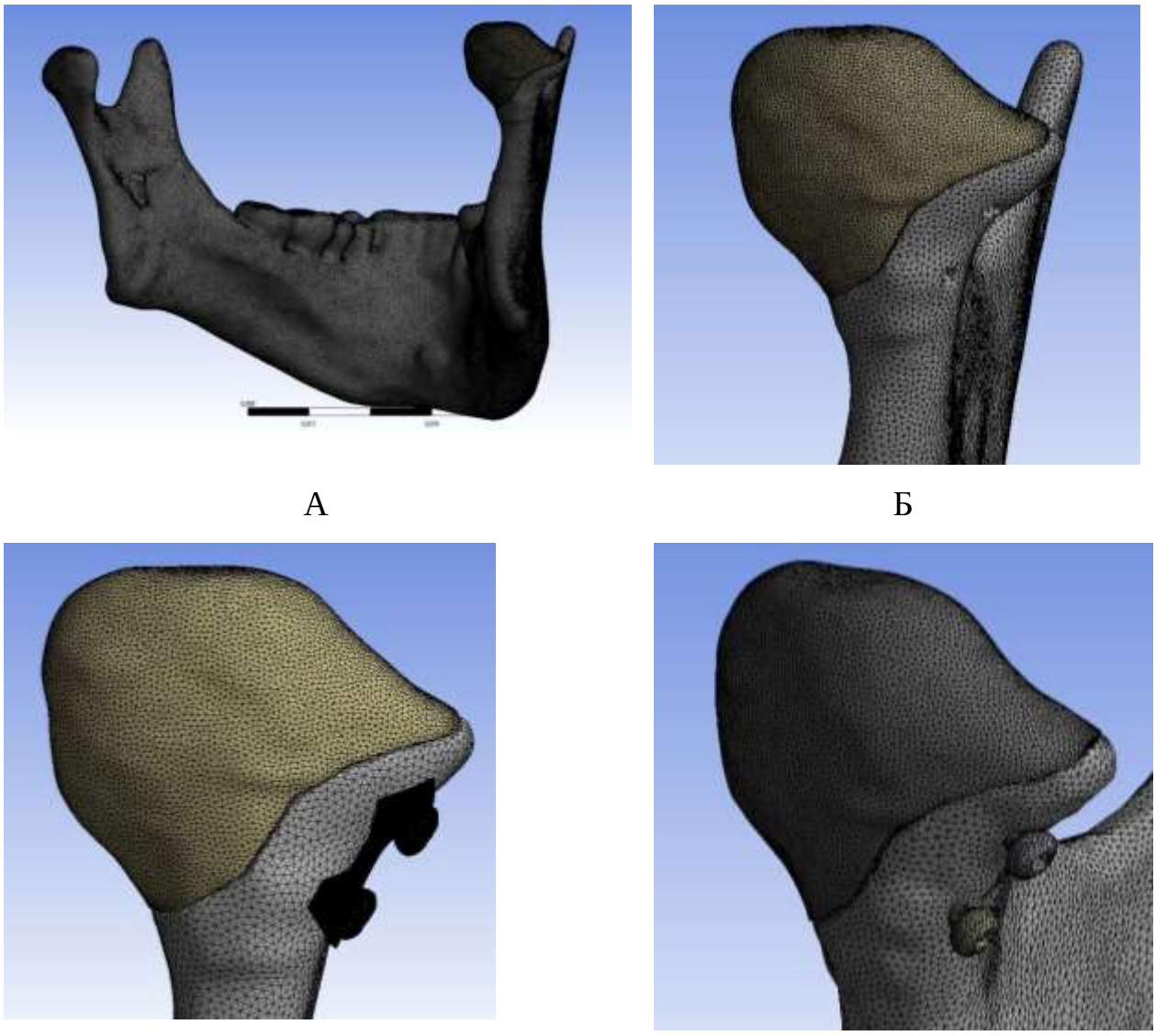
Рис. 2.11. STL моделі кортикального (А, Б) та губчастого (В) шарів НЩ з відтвореним переломом лівої голівки НЩ типу р за A. Neff та співавт., 2014 [110]).

Для відтворення перелому голівки НЩ типу р за A. Neff та співавт. (2014) [110], праву голівку НЩ остеотомували за допомогою інструменту віртуальної симуляції Mimics'polyplane. Площина остеотомії проходила через латеральний полюс голівки і прямувала до медіальної поверхні шийки НЩ. Медіальний та латеральний фрагменти були повністю розділені; між ними була створена щілина шириною 0,25 мм для виключення кісткового контакта. Крім того, в програмному середовищі CAD Autodesk Inventor (Autodesk, Inc., Сан-Рафаель, Каліфорнія) були створені тривимірні моделі двох титанових позиціонуючих гвинтів (довжина 13 мм, діаметр 1,8 мм) та ІРП, параметри якої були обрані та відтворені для даного конкретного випадку.

В модельному експерименті було досліджено дві системи фіксації: 1) традиційна, де, згідно з рекомендаціями A. Neff та співавт. (2004) [23], 2 позиціонуючі гвинти встановлювали паралельно один одному, косо-вертикально, починаючи від кортикальної пластинки гілки НЩ в напряму медіального полюса голівки, і проводили їх через обидва фрагменти, перпендикулярно до щілини перелому та 2) гвинтова система фіксації, посилена ІРП (товщина 0,6 мм), де позиціонуючі гвинти були встановлені в тому ж положенні через отвори пластини. Всі створені поверхневі моделі за допомогою булевих операцій були об'єднані в багатокомпонентні збірки та імпортовані до програмного забезпечення Ansys 5.7 для подальшого розбиття об'ємної скінченно-елементної сітки.

Розбиття скінченно-елементної сітки та властивості матеріалів. Препроцесинг моделей проводили в програмному середовищі Ansys 5.7 (Swanson Ansys Inc., Houston, PA, США). Для кожного з елементів були створені об'єми та розбита скінченно-елементна сітка з подальшим призначенням відповідих властивостей матеріалу. На ділянках зі складною геометрією та в зонах локальної концентрації напружень здійснювали згущення сітки. Оптимальну кількість вузлів та скінченних елементів контролювали тестом конвергенції (збіжності) отриманих результатів. Загальна кількість тетраедричних скінченних елементів у сформованій

об'ємній сітці становила 3 915 059 для моделі з двома гвинтами і 6 378 137 – для моделі з ІРП, кількість вузлів становила 698 137 та 1 152 636, відповідно (рис. 2.12). Така густина сітки є достатньою для відображення індивідуальної геометрії НЩ, згідно даних J. P. Standlee та співавт. (1981) [220] та P. Xin та співавт. (2014) [17].



А Б

В Г

Рис. 2.12. Скінченно-елементна модель НЩ після фіксації фрагментів: А – загальний вид, Б – голівка НЩ з відтвореним переломом (фіксатори скриті), В – ПГНЩ, фіксований за допомогою двох позиціонуючих гвинтів та ІРП (основна група), Г – ПГНЩ фіксований за допомогою двох позиціонуючих гвинтів (контроль).

Базові механічні властивості кістки та титанових конструкцій було задано відповідно до результатів експериментальних досліджень та існуючих технічних стандартів [221].

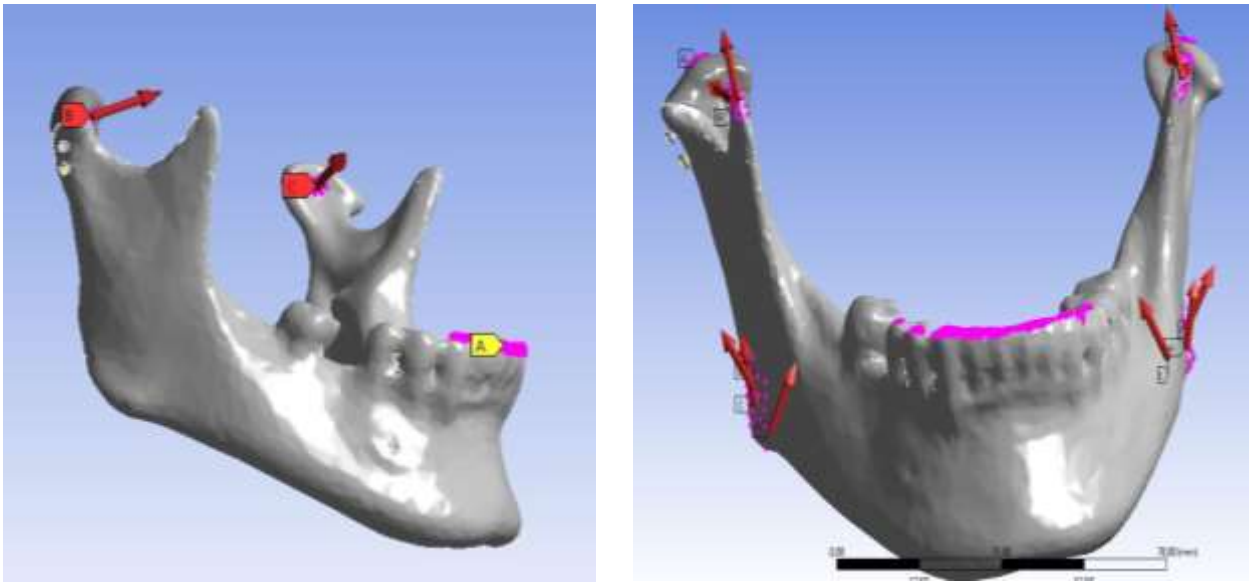
Для спрощення розрахунку кісткову тканину визначали як суцільну, гомогенну (в межах одного типу матеріалу), лінійно-еластичну та ізотропну. Ці спрощення є допустимими і використовуються в більшості сучасних біомеханічних досліджень, проведених за допомогою FEA. Відповідно до експериментальних даних, модуль пружності E (модуль Юнга) для кортикального шару кістки задавали на рівні 13 ГПа, для губчастої кістки – 0,8 ГПа. Коефіцієнт Пуассона ν становив 0,3 для всіх елементів кістки [221].

Гвинтам та ІРП були надані властивості титанового сплаву Ti-6Al-4V, (grade 5), а саме: E=114 ГПа, ν=0,34. У створених моделях нехтували структурними та механічними особливостями денто-альвеолярного комплексу та періодонтальної зв'язки як несуттєвими. Оскільки морфологія цих анатомічних структур є дуже складною, а їх механічні властивості недостатньо вивчені, спрощення моделі сприяло зменшенню кількості невідповідностей та помилок в ході чисельних розрахунків.

Навантаження та граничні умови скінченно-елементних моделей. Для кожного з 2 типів створених моделей було застосовано два типи навантажень. В першому випадку в моделях відтворювали скорочення латерального криловидного м'язу (ЛКМ), а закріплення моделей здійснювали на оклюзійних поверхнях різців та іклів, яким надавали нульовий ступінь свободи, блокуючи лінійні та кутові переміщення. Скорочення ЛКМ зумовлює рухи НЩ допереду і в клінічних умовах спричиняє зміщення малого фрагменту вперед і досередини. (рис. 2.13 А).

Другий спосіб навантаження моделей відповідав стану передньої оклюзії (відкушування їжі) при ізотонічному скороченні м'язів, які піднімають НЩ. Відтворювали скорочення 5 пар м'язів: медіального криловидного, поверхневої та глибокої порції жувального м'яза, передньої та задньої порції скроневого м'яза. Силу скорочення м'язів прикладали

розподіленою до вузлів, розташованих на анатомічних ділянках їх прикріплення (рис. 2.13 Б).



А Б

Рис. 2.13. Типи навантажень, відтворені в скінченно-елементних моделях: А – скорочення ЛКМ із закріпленням моделі на оклюзійних поверхнях різців та іклів; Б – навантаження моделі відповідає стану передньої оклюзії при ізотонічному скороченні медіального криловидного, поверхневого та глибокого жувального, передньої та задньої порції скроневого м’язів, закріплення моделі проведено на оклюзійних поверхнях різців та іклів.

Величину сили та напрям її дії задавали згідно експериментальних даних, отриманих T. W. Korioth та A. G. Hannam (1994) [222], J. H. Koolstra та T. M. Van Eijden (2005) [29] (табл. 2.1). Закріплення моделей проводили на ділянці суглобових поверхонь та оклюзійної поверхні різців та іклів, блокуючи лінійні та кутові переміщення відповідних вузлів.

Для кожного з відтворених способів навантаження величину м’язової сили задавали для: 1) відтворення умов нормального жування (25 % від максимальної сили скорочення м’яза) та 2) відтворення умов довільного

скороченні м’язів з максимальною силою. Це дозволяло оцінити різницю у величині та характері розподілу напружень і деформацій при застосуванні різних методів фіксації та в різних умовах навантаження.

Таблиця 2.1

Сила м’язів, що була прикладена в скінченно-елементних моделях згідно експериментальних даних [29, 222]

Сторона	**Сила скорочення м’язів (Н)**					
	ПЖ	ГЖ	ЛК	МК	ПС	ЗС
Максимальне сила при ізометричному скороченні						
Загальне значення	272.8	69.8	112.8	240	308	222
Права сторона						
Fx	-56.56	-38.19	71	116.6	46.4	44.4
Fy	-114.2	-25	-85	-189.7	-14.6	-192.4
Fz	240.9	53	19	89.56	305.5	103.6
Ліва сторона						
Fx	56.56	38.19	-71	-116.6	-46.4	44.4
Fy	-114.2	-25	-85	-189.7	14.6	192.4
Fz	240.9	53	19	89.56	305.5	103.6
Сила скорочення при звичайному жуванні						
Загальне значення	68.2	17.45	28.2	60	77	55.2
Права сторона						
Fx	-14.14	-9,5	17.75	29.16	11.61	11.1
Fy	-28.55	-6.25	-21.37	-22.39	-3.6	-48.1
Fz	60.23	13.25	4.93	47.41	76.38	25.9
Ліва сторона						
Fx	14.14	9.5	-17.75	-29.16	-11.61	11.1
Fy	-28.55	-6.25	-21.37	-22.39	3.6	48.1
Fz	60.23	13.25	4.93	47.41	76.38	25.9

Примітка. ПЖ – поверхневий жувальний м’яз, ГЖ – глибокий жувальний м’яз, МК – медіальний криловидний м’яз, ЛК – нижня порція латерального крило видного м’язу, ПС – передній пучок скроневого м’яза, ЗС – задній пучок скроневого м’яза.

Контакт між гвинтами і пластиною, а також між гвинтами і кісткою розглядали як bonded. В усіх випадках числове рішення відповідало лінійно-еластичній моделі напружено деформованого стану в умовах статичного навантаження.

Після розрахунку кожної моделі визначали загальну деформацію системи (як максимальне переміщення вузлів при деформуванні), максимальні значення головних та еквівалентних напружень, а також закономірності розподілу напружень та деформацій, представлені у формі кольорових градієнтів або векторної графіки для кортикального, губчастого шару кістки та елементів титанової конструкції. Міцність і надійність системи «фіксатор-кістка» оцінювали за максимальною величиною еквівалентних напружень в елементах фіксації та оточуючій кістковій тканині, співставляючи їх з гранично допустимими значеннями для різних типів матеріалу, відомих з літератури. Умову міцності для кісткової тканини при цьому представляли в загальному виді як нерівність:

$$\sigma \leq [\sigma], \tag{2.5}$$

де: σ – локальні (діючі) напруження на ділянці, що досліджується;

[σ] – гранично допустимі напруження, визначені експериментально [223, 224, 225].

Оскільки НЩ при функціонуванні перебувала в умовах складного НДС, коли в різних площинах діють різні за величиною і знаком напруження, для визначення умови міцності вводили прийняте в класичній механіці поняття критерію міцності, що представляє собою параметр, відповідальний за руйнування (критичний стан) матеріалу. За даними літератури, при статичних та квазістатичних навантаженнях критерій міцності кісткової тканини найбільш адекватно відображає теорія Мізеса, згідно з якою нерівність 2.5 можна записати у виді [223, 225, 226]:

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

де $\frac{1}{\sqrt{2}}\sqrt{(\sigma_1-\sigma_2)^2+(\sigma_2-\sigma_3)^2+(\sigma_3-\sigma_1)^2}$ – еквівалентне напруження за Мізесом;

[σ] – допустиме напруження.

При циклічних жувальних навантаженнях граничним напруженням для кісткової тканини вважали межу пружності (а не межу міцності). Відповідно до відомих літературних даних, при перевищенні цієї величини в кістці виникають незворотні зміни і руйнування її мікроструктури та зявляються незворотні деформації. Накопичення цих змін при тривалому функціонуванні системи запускає процеси адаптивного ремоделювання кістки з її резорбцією на перевантажених ділянках, що визначало недостатню міцність і надійність всієї біомеханічної системи [62].

2.4. Матеріали і методи клінічних досліджень

Матеріалом клінічного дослідження було 42 пацієнти з 50 ПГНЩ (30 чоловік та 12 жінок віком від 19 до 61 року, середній вік 38,2±11,8 років), що проходили лікування на базі Центру щелепно-лицевої хірургії та стоматології Київської обласної клінічної лікарні.

Критеріями включення в дослідження були пацієнти з ПГНЩ (тип р за A. Neff та співавт., 2014 [110]) зі зміщенням, яким проводили відкриту репозицію та фіксацію уламків, письмова згода на участь в дослідженні, вичерпне клінічне та томографічне документування випадку в перед- та післяопераційному періоді.

Критеріями виключення були інтракапсулярні ПГНЩ без зміщення уламків, вік пацієнтів до 16 років, наявність супутньої соматичної патології в стані декомпенсації, психічні захворювання, алкоголізм, наркотична залежність, давність травми більше 15 днів на момент операції, низька якість КТ, недотримання лікарських рекомендацій та відсутність взаємодії з лікарем в післяопераційному періоді, відмова пацієнта від участі в дослідженні.

Після ретельного клінічного та інструментального дослідження всім пацієнтам проводили відкриту репозицію та внутрішню фіксацію, дотримуючись міжнародних клінічних настанов [7, 23]. Операцію виконували під загальним знеболенням, застосовуючи завушний доступ за G. Axhausen (1931) [227] та P. Bockenheimer (1920) [155], в модифікації A. Neff та співавт. (2005) [103].

Залежно від способу проведення остеосинтезу голівки НЩ всіх пацієнтів було розділено на 2 групи, однорідні за віком, статтю та важкістю травми. У першій групі – контрольній (22 пацієнти, 26 ПГНЩ) репозицію та фіксацію уламків проводили за традиційною методикою [23]. Уламки співставляли під прямим візуальним контролем і фіксували 2 титановими позиціонуючими гвинтами, а у випадках, коли це було неможливо (біомеханічно несприятливі, уламкові переломи), використовували титанові міні- та мікропластини (самостійно або у поєднанні з бікортикальними позиціонуючими гвинтами). У другій групі (20 пацієнтів, 24 ПГНЩ) для репозиції та позиціонування гвинтів використовували навігаційні хірургічні шаблони. У випадках, що супроводжувались руйнуванням латерального полюса голівки НЩ, або за наявності тонкого кортикального шару, гвинтову фіксацію поєднували з ІРП невеликого розміру, розташованою вздовж латеральної поверхні гілки НЩ. При багатоуламковій фрагментації голівки НЩ в цій групі застосовували пацієнтспецифічні фіксатори, виготовлені методом селективного лазерного спікання титана.

Хворих в обох групах було обстежено згідно стандартної схеми, що включала збір анамнезу, оцінку загального та локального статусу, застосування додаткових методів обстеження. Про загальний стан пацієнтів судили на підставі даних загальноклінічного та лабораторного обстеження (загальний аналіз крові і сечі, біохімічний аналіз крові, коагулограма, глюкоза крові, аналіз крові на RW, визначення групи крові тощо). До комплесного обстеження пацієнтів за потреби залучали суміжних фахівців: нейрохірурга, отоларинголога, ортопеда-травматолога та інших.

Для визначення типу перелому, характеру зміщення уламків та віртуального планування хірургічного втручання в програмному середовищі CAD всім пацієнтам перед операцією проводили мультиспіральну комп'ютерну томографію на апараті Toshiba Aquilon 16 з товщиною зрізу 0,5 мм. Дані КТ кожного пацієнта в форматі DICOM були імпортовані в програмне забезпечення D2P software (version 1.0.2.53, Simbionix Ltd/ 3D Systems Inc., BeitGolan, Israel) для аналізу та сегментації. Надалі були створені віртуальні 3D моделі ушкодженої НЩ та всіх кісткових фрагментів для оцінки типу перелому, товщини кортикального шару та топографічної анатомії зони ураження. Після цього проводили віртуальну репозицію кісткових фрагментів та обирали оптимальну довжину та діаметр позиціонуючих гвинтів. В основній групі додатково моделювали пацієнтспецифічні конструкції медичного призначення – навігаційні та репозиційні шаблони, індивідуалізовані фіксатори тощо (див. розділ 2.3).

У післяопераційному періоді призначали протизапальну та антибіотикотерапію (перевагу надавали препаратам ряду захищених пеніцилінів чи лінкозамідів) тривалістю 7 днів, оброку рани в завушній ділянці проводили розчином Бетадину 10% 2 рази/добу, зовнішній слуховий прохід тампонували на термін 7 днів, після чого тампонаду проводили на нічний час протягом 14 днів. Зняття швів завушної ділянки проводили на 7 день після операції, швів в ділянці слухового проходу – на 14. Крім того, застосовували раннє функціональне навантаження з відновленням рухів НЩ. Протягом 4 тижнів після операції хворі отримували м'яку дієту.

В післяопераційному періоді КТ проводили безпосередньо після операції і через 3 місяці. За даними КТ визначали точність репозиції (задовільним вважали результат з відхиленням менше 2 мм), а також вимірювали висоту гілки НЩ з правого і лівого боку (як лінійну відстань від точки Gonion до точки Condylion) [6]. Відповідність змодельованого плану та отриманого післяопераціного результату оцінювали за допомогою програмного забезпечення Geomagic Freeform (RockHill, SouthCarolina,

США) шляхом накладання STL моделі віртуально репонованої голівки НЩ на 3D реконструкцію післяопераційної КТ кісток лицевого черепа. Для зменшення кількості похибок титанові фіксатори віртуально були видалені із зон порівняння (рис. 2.14).

Комп'ютерна програма диференціювала відповідні точки обох моделей та обчислювала середню відстань між ними, виражену в мм. Формувалася кольорова карта невідповідностей накладених зображень, яка демонструвала існуючі відхилення між відповідними точками. Крім того, вимірювали середні та максимальні відхилення між точками моделей, що порівнювались.

За даними КТ, проведеної через 3 міс після операції, визначали стабільність отриманого результату, наявність рентгенологічних ознак, що свідчать про розвиток ускладнень та несприятливий перебіг репаративної регенерації та ремоделювання кісткової тканини голівки НЩ, а також приймали рішення про доцільність і строки видалення фіксаторів.

У всіх пацієнтів оцінювали стан зубних рядів і оклюзії, виявляли наявність супраконтактів, зміщення середньої лінії та інших ознак порушення симетрії анатомічних структур зубощелепного комплексу, а також визначали наявність інтра- і постопераційних ускладнень.

Для визначання функціонального стану жувальної системи всім пацієнтам передопераційно та в терміни 1 і 3 місяці після хірургічного втручання вимірювали величину максимального відкривання рота, протрузії та латеротрузії, наявність болю та дискомфорту при жувальних і нежувальних рухах НЩ, латеральної девіації при широкому відкриванні рота, клацання і хрусту в обох СНЩС. Крім того, пацієнтам було проведено оцінку індексу клінічної дисфункції (Di) за M. Helkimo [228].

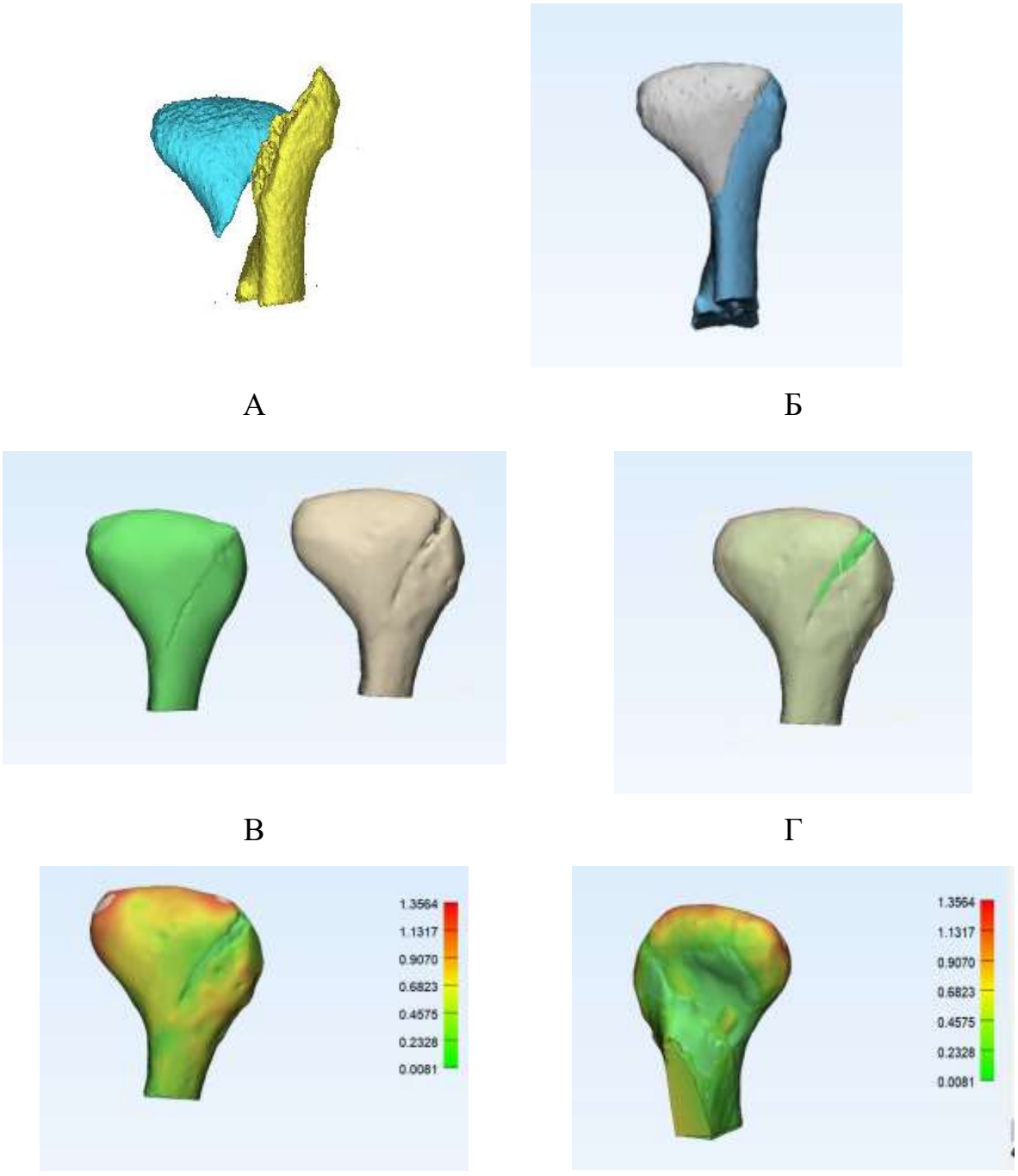


Рис. 2.14. Оцінка відповідності змодельованого плану оперативного втручання та отриманого післяопераційного результату шляхом співставлення STL моделі віртуально репонованої голівки НЩ та 3D реконструкції за даними післяопераційної КТ. А – 3D модель ушкодженої голівки НЩ за даними КТ, Б – віртуальна репозиція фрагментів гілки НЩ, В – 3D моделей віртуально репонованої голівки НЩ за даними передопераційної КТ та за даними КТ пацієнта після оперативного втручання, Г – співставлення STL моделі віртуально репонованої голівки НЩ та 3D реконструкції за даними післяопераційної КТ. Д, Е – графічне зображення відхилення точок у співставлених моделях.

Di базувався на аналізі наступних п’яти клінічних симптомів: порушення діапазону рухів НЩ, порушення функції СНЩС, біль при рухах НЩ та при пальпації СНЩС і жувальних м’язів. Кожен з цих симптомів оцінювали за шкалою важкості з бальною оцінкою від 0 до 5. "Відсутній симптом" позначався як 0; легкий ступінь прояву – як 1; сильно виражений – як 5 балів. Бали, визначені за кожним з п’яти симптомів, складалися. Отже, кожен пацієнт мав загальний показник дисфункції від 0 до 25 балів. При аналізі отриманого матеріалу вираженість симптомів класифікували наступним чином: Di0 – відсутність будь-яких порушень з боку СНЩС, DiI (від 1 до 4 балів) – легкий ступінь порушення функції СНЩС, DiII (5-14 балів) – середній ступінь дисфункції, DiIII (15-25 балів) – тяжкий ступінь дисфункції СНЩС.

Функціональний стан гілок лицевого нерва визначали в ранньому (7 днів) та віддаленому (1, 3 та 6 місяців) післяопераційному періодах за клінічними ознаками. Визначали роботу скроневої, вилицевої, щічної та крайової гілки нижньої щелепи.

2.5. Методи статистичної обробки даних

Статистичний аналіз отриманих даних передбачав розрахунок середніх величин, середньоквадратичного відхилення і похибки середньої. Статистичні розрахунки проводили в програмному середовищі SPSS Statisticsv.22 (IBM SPSS, США).

Для визначення характеру розподілу вибірки застосовували критерій перевірки нормальності Колмогорова-Смірнова. Оцінка достовірності розбіжностей між клінічними, рентгенологічними та біомеханічними показниками, визначеними у різні строки після операції, базувалась на використанні непараметричного критерію Мана-Уітні (для показників, що мали ненормальний характер розподілу), або параметричного Т-критерію Стьюдента з поправкою на малу чисельність вибірки.

При вивченні розбіжностей за показниками, що мали якісну або напівкількісну природу, використовували критерій χ^2 Пірсона, заснований на аналізі частотного розподілу певних клінічних ознак [229, 230].

РОЗДІЛ 3
ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА БІОМЕХАНІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК РІЗНИХ СИСТЕМ ФІКСАЦІЇ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ В НАТУРНОМУ ЕКСПЕРИМЕНТІ

Завданням натурного експерименту на сухих трупних щелепах людини було визначення загальних закономірностей біомеханічної поведінки систем фіксації, що застосовують при ПГНЩ в простих умовах навантаження, та проведення порівняльної оцінки здатності цих систем протидіяти різним типам деформацій. При вирішенні цього завдання методом предметного моделювання нехтували відмінностями в механічних властивостях трупної і живої кістки, індивідуальною та віковою варіативністю анатомічної форми та архітектоніки НЩ, а також замінювали природні умови навантаження еквівалентною системою сил, що є загальноприйнятою практикою в експериментах подібного типу [23, 195].

Попередній аналіз проблеми остеосинтезу голівки НЩ базувався на відомих положеннях класичної механіки твердого деформованого тіла та сучасних уявленнях про біомеханіку СНЩС в нормі та при травматичних переломах. Відомо, що під дією сили скорочення м’язів, які піднімають НЩ (скроневі, медіальні криловидні та власне жувальні), а також ЛКМ в станичних умовах, в довільному перетині, що відповідає топографії щілини перелому, виникають внутрішні сили і моменти.

За наявності ПГНЩ, система втрачає рівновагу і малий фрагмент зміщується вперед, донизу і досередини і при цьому зазнає незначної ротації в горизонтальній площині (рис. 3.1).

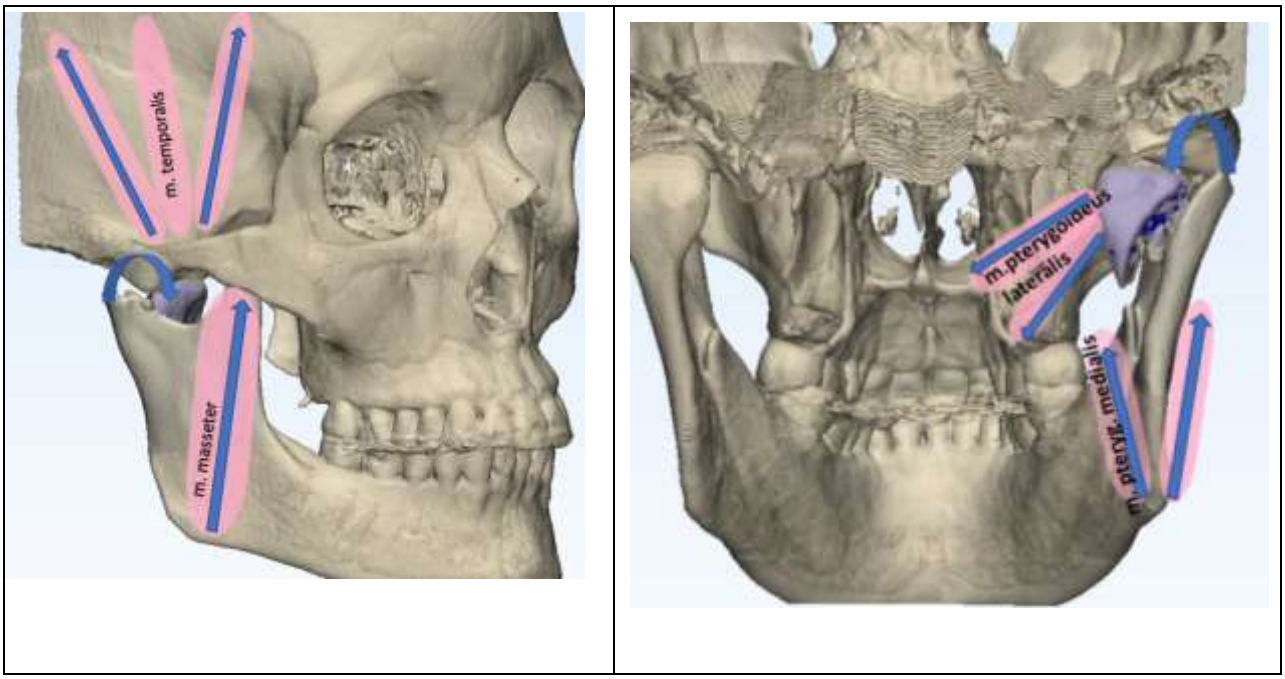


Рис. 3.1. Система сил, що зумовлюють зміщення кісткових фрагментів при ПГНЩ (за J. Kleinheinz та C. Meyer [117]).

При проведенні остеосинтезу внутрішні сили і моменти спричиняють деформації системи фіксатор-кітка, що мають різну величину, та, за певних умов, набувають незворотного характеру (вторинне зміщення) і супроводжуються руйнуванням кістки та елементів фіксації. В умовах природного функціонального навантаження домінуючими деформаціями на ділянці голівки НЩ є: 1) згин і зсув в сагітальній площині (YZ), що в реальних умовах зумовлює зміщення малого фрагмента вниз, а великого фрагмента – вгору; 2) згин і зсув у фронтальній (XZ) площині, що зумовлює зміщення малого фрагмента вперед і досередини; 3) кручення в горизонтальній (XУ) площині, що зумовлює поворот малого фрагмента.

Ці види деформації, що були відтворені в експерименті, зазвичай виникають комбіновано, а їх величина і співвідношення в різних фазах жувального циклу змінюються. Для кращого усвідомлення біомеханічних параметрів систем фіксації нами був застосований аналітичний підхід з відтворенням кожного з вказаних видів деформації ізольовано. І хоча це повною мірою не відповідало складним умовам деформування НЩ в процесі жування, однак дозволяло надати порівняльну характеристику різних

способів фіксації, зрозуміти основні закономірності поведінки системи фіксатор-кістка та передбачити низку проблем, що можуть виникати при застосуванні того чи іншого способу остеосинтезу.

Основними біомеханічними параметрами, що характеризували стабільність системи фіксацатор-кістка та її здатність протидіяти навантаженням, були жорсткість, границя пропорційності, границя міцності та гранична величина крутного моменту.

Жорсткість розраховували як відношення сили, прикладеної до об'єкта випробувань, та відповідної деформації об'єкта у межах лінійної ділянки діаграми деформування;

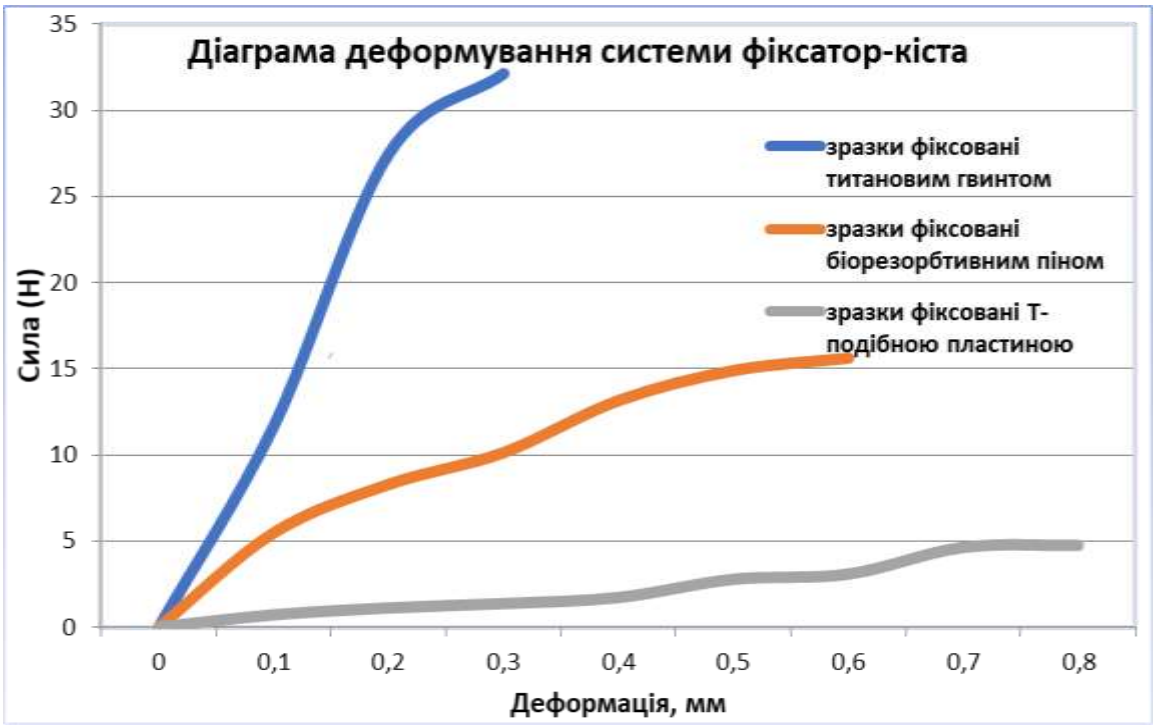
Границю пропорційності визначали як навантаження, при якому відхилення від лінійної залежності між силою (напруженням) і деформацією досягало такої величини, що тангенс кута нахилу, утвореного дотичною до кривої деформування з віссю сили (напружень), збільшується на 50 % від свого значення на лінійній (пружній) ділянці. Фактично, це – найбільше навантаження, при якому система поводить себе як пружне тіло, а деформації, що виникають є зворотними.

Границю міцності визначали, як найбільше навантаження, що досягалося в процесі деформування зразка, до його поділу на окремі частини, і відповідало максимуму на діаграмі деформування.

При вивченні поведінки системи в умовах деформації кручення, яке представляє собою такий вид деформації, коли в поперечних перетинах діє тільки крутний момент Mk, а інші силові фактори (нормальна і поперечна сили і згинальні моменти) відсутні, параметри, що досліджувались були іншими. Жорсткість системи при цьому розраховували як відношення крутного моменту, прикладеного до об'єкта випробувань, і кута закручування у межах лінійної ділянки діаграми деформування.

Нами було встановлено, що жорсткість систем фіксатор-кістка в експерименті на трупних НЩ людини залежала від обраного способу фіксації і суттєво відрізнялась при різних типах навантаження. Залежність

між навантаженням і деформацією системи у відтворених стандартних умовах деформування мала складний нелінійний характер і не описувалась класичними положеннями закону Гука (рис. 3.2).



А

Б

Рис. 3.2. Діаграми деформування систем фіксатор-кістка при відтворенні комбінованої деформації згину і зсуву в сагітальній (А) та фронтальній (Б) площинах.

Це було пов’язано з геометричною нелінійністю поведінки системи при великих деформаціях, виникненням незворотніх (пластичних і в’язко-пружних) деформацій, з руйнуванням структурних елементів губчастого шару голівки НЩ навколо елементів фіксації, а також з характером перерозподілу відтворених навантажень між фіксатором і кістковою тканиною щелепи.

Основні механічні параметри систем фіксатор-кістка, що були визначені в експерименті наведені в табл. 3.1.

Таблиця 3.1

Біомеханічні параметри систем фіксатор-кістка при остеосинтезі ПГНЩ, визначені в натурному експерименті на сухих трупних щелепах

Тип фіксатора	Межа міцності (Н)	Межа пропорційності (Н)	Жорсткість (Н/мм, або Н*мм/рад при крученні)
	сагітальне навантаження		
титановий гвинт	85,1±20,2	43,7±27,04	46,9±31,37
біорезорбтивний пін з PDLLA	44,6±23,5	21,1±9,7	39,3±16,6
Т-подібна пластина	_	8,1±6,1	10,9±10*
	фронтальне навантаження		
титановий гвинт	40,7±19,7	38,8±51,2	36,9±20,3
біорезорбтивний пін з PDLLA	43,3±10,5	24,5±6,2	29,1±9,3
Т-подібна пластина		21,7±8,1	17,9±10,1
	Кручення		
титановий гвинт		Не визначається	Не визначається
біорезорбтивний пін з PDLLA		Не визначається	Не визначається
Т-подібна пластина		52,1±11,1	518,3±111,8

Примітка. * – розбіжності з І групою (фіксація титановим гвинтом) вірогідні ($p<0.05$).

Загалом, титанові та полімерні гвинти демонстрували більшу жорсткість на зсув і згин, і виявлялись нездатними протидіяти ротаційним зміщенням. Натомість, титанові пластини демонстрували низьку жорсткість на згин, особливо по площині, але відносно стабілізували систему при крутильному навантаженні.

При деформаціях згину і зсуву найвищу жорсткість демонстрували зразки з фіксацією фрагментів титановим гвинтом (рис.3.3.). Вона складала 46,9±31,4 Н/мм при дії сили в сагітальному напрямку та 36,9±20,3 Н/мм – у фронтальному напрямку.

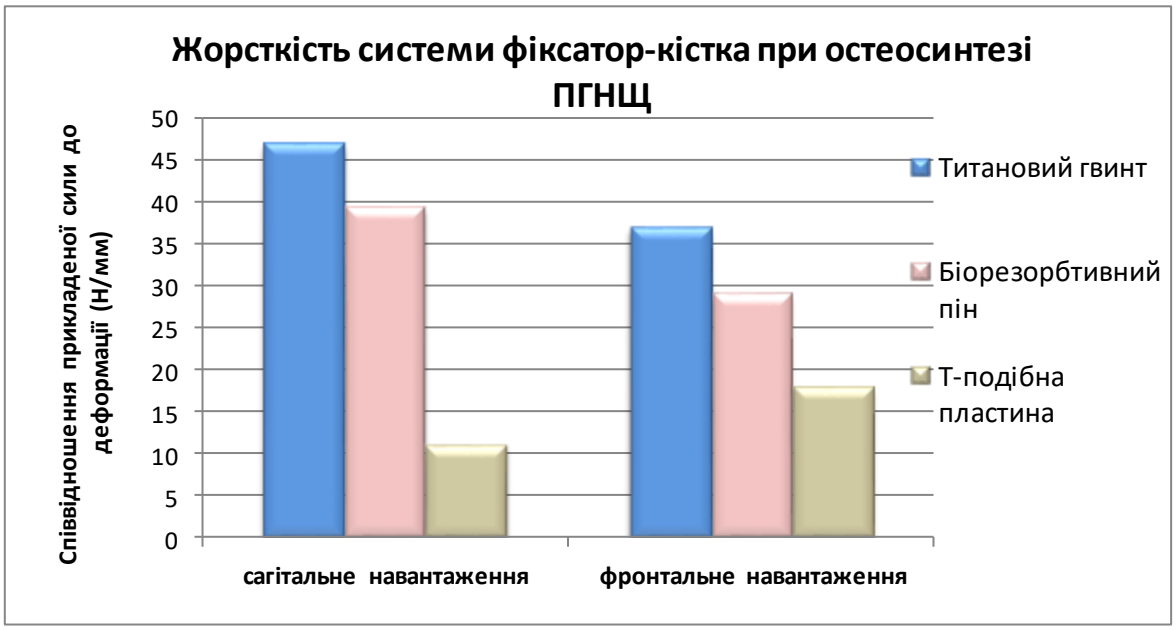


Рис. 3.3. Середня жорсткість системи фіксатор кістка при остеосинтезі ПГНЩ.

Максимальна величина жорсткості, визначена в цій групі, становила 66 Н/мм при сагітальному навантаження, що є очевидно недостатнім для протидії зусиллям, які виникають при максимальних жувальних навантаженнях (що, за даними літератури, сягають 600 Н [117]). Це підтверджує думку про необхідність певних функціональних обмежень в разі застосування ранньої або безпосередньої мобілізації НЩ.

Фіксація з використанням резорбтивних пінів з PDLLA продемонструвала меншу жорсткість як при сагітальному (39,3±16,6 Н/мм), так і при фронтальному навантаженні (29,1±9,03 Н/мм). Найменше значення жорсткості було виявлено при фіксації голівки НЩ Т-подібною пластиною: 10,9±10 Н/мм – для сагітального та 17,9±10,11 Н/мм – для фронтального навантаження. Результати тесту Манна-Уітні для двох незалежних вибірок виявили вірогідні відмінності (P>0,05) за цим параметром з І групою (фіксація титановим гвинтом).

При цьому, фіксація гвинтом або піном, незалежно від використаного матеріалу, була не здатна протидіяти деформації кручення: мінімальне навантаження спричиняло значну деформацію чи руйнування системи фіксації. Натомість, жорсткість Т-подібних пластин на кручення виявилась значною (середнє значення склало 518,3±111,9 Н*мм/Рад).

Ці дані, отримані на остеотомованих голівках, позбавлених кісткових ретенційних пунктів в зоні перелому, відповідають найбільш несприятливим з біомеханічної точки зору переломам. У реальних клінічних умовах кручення може бути ефективно компенсовано нерівностями поверхні перелому та силою тертя між фрагментами. Однак в несприятливих випадках, при значній фрагментації уламків, хірургічних втручаннях, проведених в пізньому післяопераційному періоді тощо, застосування одного гвинта/піна не може розглядатись як спосіб стабільної фіксації, а вторинні зміщення виникатимуть навіть в умовах мінімальної функціональної активності м’язів, що не може бути виключена застосуванням міорелаксантів чи іммобілізацією щелеп. В цих випадках доцільно розглянути використання фіксуючих/позціонуючих гвинтів (2 або 3) у поєднанні з міні- чи мікропластинами.

Границя пропорційності, що відображає максимальну силу, яку можна прикласти до НЩ, не викликаючи незворотних пластичних деформацій, в проведених дослідах була найвищою в І групі (при застосуванні титанових гвинтів) та найнижчою в ІІІ групі (при застосуванні Т-подібних пластин), як

для вертикальних, так і для горизонтальних навантажень (рис. 3.4). Максимальне значення межі пропорційності серед усіх випробовуваних зразків становило 98,5 Н (в І групі із застосуванням титанових гвинтів), і це означає, що фіксуюча система може ефективно протистояти нежувальним навантаженням, але при максимальній силі жування можлива пластична деформація системи.

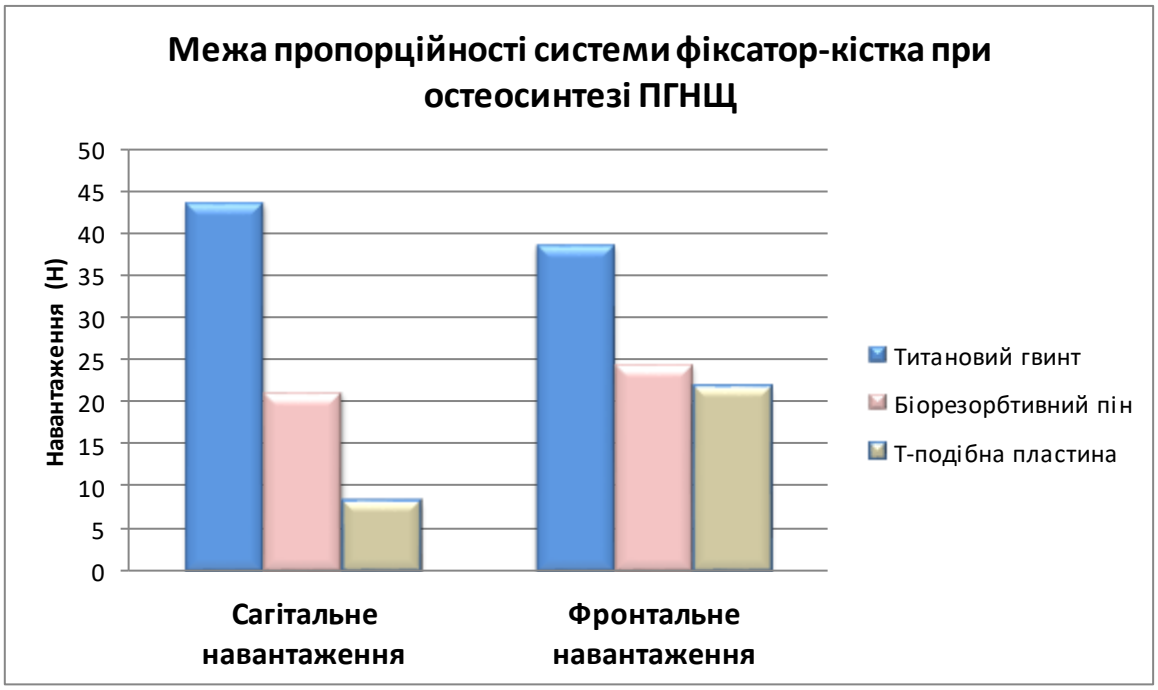


Рис. 3.4. Середнє значення межі пропорційності систем фіксатор-кістка при остеосинтезі ПГНЩ.

Таким чином, в ході експерименту було продемонстровано, що при застосуванні титанових бікортикальних гвинтів стабільність/жорсткість фіксації при згинах і зсувах була на 20 % вищою, ніж у біорезорбтивних пінів, і майже в 3 рази вищою, ніж у традиційної Т-подібної мініпластини. Межа пропорційності також була вищою, ніж при використанні біорезортивних пінів та Т-подібних пластин, на 44 та 63 %, відповідно. Водночас, ця система фіксації виявилась неспроможною протидіяти ротаційним навантаженням, де найкращі показники демонстрували Т-подібні пластини.

Збільшення навантаження зразків з виходом за межі пружного діапазону продемонструвало наступне. При фіксації титановими гвинтами в усіх випадках пластична деформація системи супроводжувалась руйнуванням кісткової тканини навколо елемента фіксації та його зміщенням від вихідного положення. Деформація самого титанового гвинта була нехтовно малою порівняно з деформацією оточуючої кістки. Руйнування зразків з дезінтеграцією системи відбувалось завжди за рахунок руйнування кістки (переважно її губчастого шару) з втратою ретенційної здатності гвинта.

При фіксації уламків біорезорбтивними пінами з PDLLA в дослідах з руйнуванням, пластичні деформації виникали як в кістковій тканині, так і в фіксуючому піні, а руйнування системи в частині випадків супроводжувалось переломом останнього.

Незалежно від застосованого способу фіксації в цих 2 групах діапазон пластичної деформації при сагітальному навантаженні був достатньо широким. Співвідношення між межею міцності і межею пропорційності становило, відповідно, 1,95±0,79 для титанових гвинтів та 2,0±0,23 для біорезорбтивних пінів. З клінічної точки зору це свідчить про більший ризик вторинних деформацій, ніж про повну дезінтеграцію системи в умовах ранньої мобілізації у пацієнтів, яким проводять остеосинтез головки НЩ. Це підтверджується наявним клінічним досвідом та даними літератури [6, 7]. При фронтальному навантаженні (що відповідає деформаціям, спричиненим тягою латерального криловидного м’яза) цей діапазон різко зменшувався і становив, відповідно, 1,1±2,03 для титанових гвинтів та 1,75±0,83 для біорезорбтивних пінів. Одночасно зі зменшенням межі міцності це свідчить про більшу небезпеку повної дезінтеграції системи при даному виді навантаження.

При застосуванні Т-подібних пластин перевищення межі пропорційності призводило до пластичної деформації (згину) пластини, що визначало поведінку системи в нелінійній частині діаграми деформування,

зміни в кістковій тканині при цьому були незначними. Повного руйнування системи не відбувалось навіть при дуже значних деформаціях. Втім, в реальних клінічних умовах самостійне застосування Т-подібних пластин супроводжуватиметься значним вторинним зміщенням з якісною зміною НДС, що може призвести до резорбції, перебудови та руйнування кістки навколо фіксуючих гвинтів при циклічному навантаженні.

Проведені досліди також продемонстрували, що біомеханічні параметри зразків у кожній групі суттєво різнились залежно від фізичних властивостей кістки та анатомічної форми голівки НЩ. Це свідчить про те, що такі фактори, як анатомічні характеристики НЩ, її архітектоніка, фізико-механічні властивості та топографія щілини перелому можуть впливати на біомеханічні параметри системи фіксації навіть більше, ніж тип та матеріал фіксатора.

Висновки до розділу 3

В ході натурного експерименту на сухих трупних щелепах людини з відтвореними ПГНЩ було встановлено:

1) Титанові бікортикальні гвинти забезпечують найвищу жорсткість і міцність фіксації ПГНЩ при навантаженні в сагітальній та фронтальній площинах: 46,9±31,37 Н/мм та 36,92±20,34 Н/мм, відповідно. Фіксація за допомогою біорезорбтивних пінів продемонструвала меншу жорсткість як при сагітальному (39,3±16,6 Н/мм), так і при фронтальному навантаженні (29,07±9,03 Н/мм). Найменшу жорсткість було виявлено при фіксації фрагментів голівки НЩ Т-подібною титановою мініпластиною: 10,9±10 Н/мм при сагітальному та 17,9±10,11 Н/мм при фронтальному навантаженні.

2) Фіксація одним гвинтом чи піном, незалежно від використаного матеріалу, не була стійкою до деформації кручення. Натомість, жорсткість Т-подібних пластин на кручення була досить великою і в середньому становила 518,3±111,9 Н * мм/Рад. У реальних клінічних умовах кручення може бути ефективно компенсовано нерівностями поверхні перелому та силою тертя

між фрагментами, однак, у біомеханічно несприятливих випадках для стабілізації даного типу деформації доцільно застосовувати поєднання бікортикальних позиціонуючих гвинтів з міні- та мікропластинами.

3) Межа пропорційності, що відповідає максимальній величині навантаження, при якому деформація системи є зворотною, при згинах і зсувах була найбільшою при застосуванні титанових гвинтів, і виявлялася в 1,7-2,1 рази більшою, ніж при застосуванні біорезорбтивних пінів та в 1,8-5,5 рази більшою, ніж при застосуванні Т-подібних пластин. Останні 2 системи, таким чином, при самостійному застосуванні, незважаючи на низку технічних та біологічних переваг, не можуть забезпечити стабільну фіксацію в умовах звичайного жувального навантаження.

4) Анатомічні характеристики НЩ, її архітектоніка, фізико-механічні властивості та особливості топографії щілини перелому можуть суттєво впливати на механічні параметри системи фіксатор-кістка та визначати прогноз хірургічного лікування.

Матеріали розділу викладено в наступних публікаціях:

1. Дубневич ЯМ, Павличук ТО, Шидловський МС, Копчак АВ. Характеристики міцності системи фіксатор-кістка при внутрішньосуглобових переломах нижньої щелепи. В: Матеріали Всеукр. наук.-техн. конф. молодих вчених та студентів Інновації молоді – машинобудуванню;. Київ; 2017. Київ; 2017. с. 74-7.

2. Pavlychuk T, Kopchak A, Shydlovsky M. A comparative biomechanical evaluation of different osteosynthesis techniques used for intracapsular condylar head fractures. In: 24th EACMFS Congress; 2018 Sept 18-21; Munich. Munich: European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery; 2018. # 706.

3. Pavlychuk T, Shydlovsky M, Kopchak A. A comparative biomechanical evaluation of different osteosynthesis techniques used for intracapsular condylar head fractures. J Oral Biol Craniofac Res. 2019 Apr-Jun;9(2):123-7. doi: 10.1016/j.jobcr.2019.02.001.

РОЗДІЛ 4
НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНИЙ СТАН СИСТЕМИ ФІКСАТОР-КІСТКА ПРИ ОСТЕОСИНТЕЗІ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ІЗ ВИКОРИСТАННЯМ ПОЗИЦІОНУЮЧИХ ГВИНТІВ ТА ІНДИВІДУАЛІЗОВАНИХ РОЗВАНТАЖУВАЛЬНИХ ПЛАСТИН

Наведені в попередньому розділі результати біомеханічних досліджень свідчать про необхідність забезпечення точної репозиції, стабілізації ротаційних зміщень та підсилення системи гвинтової фіксації, особливо в умовах стоншення кортикального шару або уламкової фрагментації латерального полюса голівки НЩ. Вирішення цих задач вкрай утруднене через погану візуалізацію анатомічних структур, обмежений хірургічний доступ і значну індивідуальну варіативність як форми голівки НЩ, так і характеру її переломів. Для вирішення існуючого комплексу проблем нами було запропоновано концепцію застосування індивідуалізованих конструкцій: навігаційних шаблонів і пацієнтспецифічних фіксаторів, зокрема ІРП, виготовлених за допомогою CAD/CAM технології. Ця методика, детально описана в розділі 2, вирішує задачі 1) точного співставлення кісткових уламків за рахунок використання репозиційного шаблону; 2) їх надійного утримання під час засвердлювання і вкручування довгих позиціонуючих гвинтів; 3) визначення оптимального положення цих гвинтів та точну реалізацію плану хірургічного втручання за рахунок застосування навігаційного шаблону; 4) збільшення стабільності та міцності фіксації при застосуванні ІРП.

Для визначення ефективності такого підходу і його потенційних обмежень на доклінічному етапі нами було проведено серію модельних експериментів по вивченню біомеханічної поведінки систем фіксації з додатковим застосуванням ІРП в складних умовах деформування з різним навантаженням. Їх порівнювали з традиційним способом остеосинтезу двома

довгими позиціонуючими гвинтами, що довів свою ефективність в клінічній практиці і серії біомеханічних досліджень [7, 23].

Особливості створених нами скінченно-елементних моделей полягали в відтворенні геометрії НЩ, її архітектоніки та умов навантаження з максимальним наближенням до параметрів реального біологічного об’єкта. Відомо, що точність скінчено-елементних моделей збільшується в міру збільшення деталізації та густоти об’ємної скінченно-елементної сітки [17, 37, 38, 199]. Кількість вузлів та елементів у створених нами моделях була достатньою для належного представлення складної геометрії НЩ та її внутрішньої будови, що підтверджувалось тестами конвергенції. Кількість тетраедричних скінченних елементів у сформованій сітці становила 3915059 для моделі з двома гвинтами і 6378137 для моделі з ІРП, кількість вузлів становила 698137 та 115263, відповідно, що є більшим ніж параметри відомих моделей НЩ, застосованих раніше (так, кількість елементів в них коливалась від 22986 [17] до 1,5 млн. [199].

Крім того, в створених нами моделях особливу увагу приділяли точному відтворенню сили скорочення м’язів (за величиною і напрямом) в різних умовах навантаження. В попередніх дослідженнях з моделюванням НДС НЩ методом скінченних елементів, залежно від задач дослідження, автори симулювали скоротливу активність від двох до дев'яти пар м'язів, що кріпляться до НЩ [17, 199, 200]. У даному дослідженні відтворення сили і напряму їх скорочення проводили відповідно даних фундаментальних досліджень T. W. Korioth та A. G. Hannam [222], J. H. Koolstra та T. M. Van Eijden [29], які є найбільш широко застосованими в дослідженнях НДС НЩ методом скінченних елементів. При цьому, модель забезпечувала максимальне наближення до реальних умов функціонального навантаження та можливість порівняння отриманих результатів з раніше опублікованими даними.

Властивості матеріалу, використані в моделях, були засновані на прямих вимірах неушкоджених кіс ток людини, опублікованих в роботах

В. О. Маланчука та співавт. (2013) [221] та А. В. Копчака (2014, 2020) [35, 62]. Очевидно, що в реальних умовах основні механічні константи кортикальної та губчастої кістки можуть суттєво відрізнятися у різних осіб і зазнавати значних змін внаслідок травми та посттравматичної перебудови кісткових уламків. Так, за даними літератури величина модуля пружності для кортикальної кістки може варіювати від 4 до 20-22 ГПа, а для губчастої кістки – від 0,05 до 1,5 ГПа [221]. Значення, обрані в нашому дослідженні, знаходяться в межах цього діапазону і можуть адекватно відображати загальні закономірності розподілу напружень і деформацій в системі, прогнозувати зміни її НДС, пов'язані з можливими змінами фізико-механічних властивостей кістки (в рамках лінійно-пружної моделі), а також використовуватись для оцінки різних методів фіксації з біомеханічної точки зору.

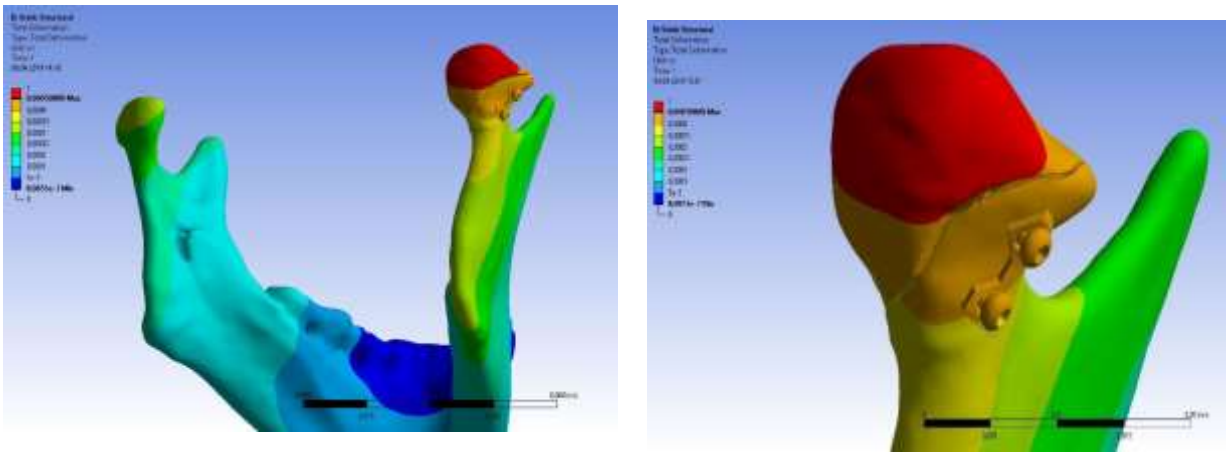
Основними параметрами, що порівнювали в даному модельному експерименті з симуляцією 2 систем фіксації (фіксація 2 довгими позиціонуючими гвинтами за A. Neff та співавт. (2004) – контроль, та фіксація 2 гвинтами, підсиленими ІРП – основна група) були: 1) жорсткість фіксації – здатність системи протидіяти деформаціям та 2) міцність системи – її здатність протидіяти руйнуванню в різних умовах навантаження.

Жорсткість фіксації при остеосинтезі ПГНЩ. Жорсткість системи фіксації забезпечувалась її геометричними (розміри, форма) та механічними (модуль пружності титана є на порядок вищим, ніж кісткової тканини) властивостями. При вивченні геометричних характеристик досліджених об'єктів було встановлено, що об'єм двох титанових позиціонуючих гвинтів, які використовувались для фіксації голівки НЩ, становив 40,9 мм^3, а об'єм ІРП – 19,2 мм^3. Таким чином, загальний об'єм титанових фіксаторів в основній групі (з використанням ІРП) був на 32 % вищим, ніж при використанні традиційного способу фіксації.

Для точного визначення жорсткості в даному дослідженні застосовували параметр total deformation, що характеризував максимальне

зміщення реперних точок та вузлів моделі при функціональному навантаженні та виражався в мм. Аналіз методом скінченних елементів довів, що при застосуванні обох систем фіксації стабільність закріплення кісткових уламків була достатньою як при звичному жуванні, так і при максимальному скороченні м'язів, відтвореному в моделях (розходження уламків в жодному з дослідів не перевищувало 150 мкм). Водночас, при остеосинтезі повністю відновити параметри жорсткості, притаманні інтактній щелепі, не вдавалось.

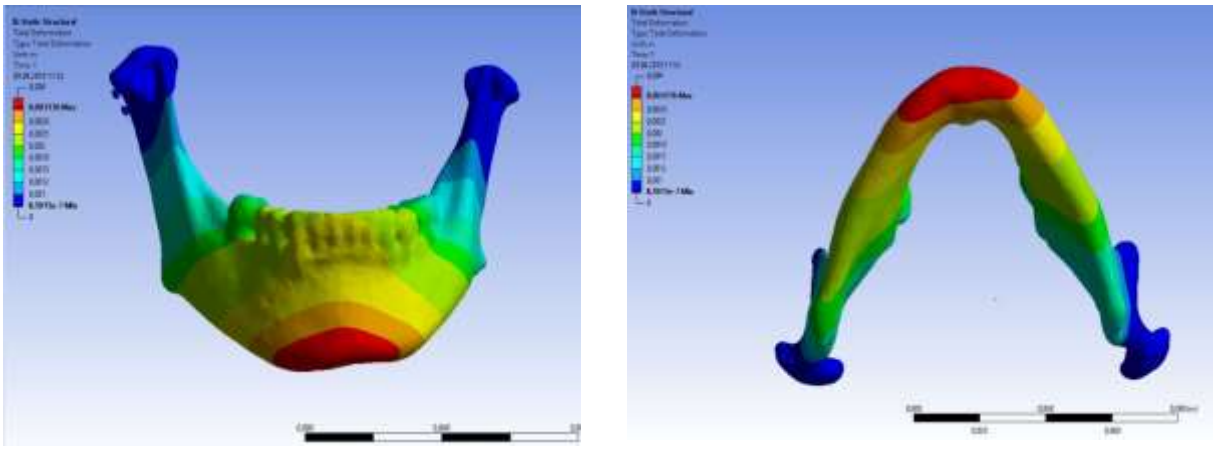
Загальні закономірності деформування систем фіксатор-кістка були якісно однотипними незалежно від застосованого способу фіксації. При відтворенні умов із скороченням ЛКМ найбільші переміщення вузлів моделі спостерігались на задній поверхні малого фрагмента вздовж щілини перелому (рис. 4.1). На стороні з відтвореним ПГНЩ після остеосинтезу цей параметр був на 12-20 % більшим, ніж для протилежної інтактної голівки.



А Б

Рис. 4.1. Переміщення вузлів моделі при скороченні ЛКМ з силою 25 % від максимальної. А – Загальний вид НЩ, відзначається виразна асиметрія в характері розподілу градієнтів загальної деформації (total deformation) між ушкодженою і неушкодженою стороною. Б – Ушкоджена голівка НЩ після фіксації 2 позиціонуючими гвинтами та ІРП.

При відтворенні передньої оклюзії максимальне переміщення вузлів моделі відзначали на ділянці підборіддя, але розподіл його градієнтів також був асиметричним із збільшенням на ушкодженій стороні (рис. 4.2.).



А Б

Рис. 4.2. Переміщення вузлів моделі при передній оклюзії (25 % від максимальної сили скорочення жувальних мязів). Ушкоджена голівка НЩ фіксована 2 позиціонуючими гвинтами (контроль). А, Б – Загальний вид НЩ в різних проекціях. Відзначається асиметрія градієнтів максимального переміщення вузлів моделі.

Величина максимального переміщення вузлів моделі значною мірою залежала від способу навантаження і застосованої системи фіксації (рис. 4.3, 4.4). При застосуванні ІРП жорсткість системи зростала в 1,25-3 рази. Найбільшою мірою ці відмінності проявлялися в несприятливих умовах скорочення ЛКМ, в яких системи фіксації демонстрували меншу стабільність. При відтворенні максимальної сили скорочення ЛКМ найбільша деформація становила 2,9 мм у контрольних моделях (фіксація 2 позиціонуючими гвинтами) та 1,4 мм – у моделях з використанням ІРП. При відтворенні умов передньої оклюзії (скорочення 5 пар м’язів, що піднімають НЩ) відмінності були менш виразними: максимальна деформація становила 0,47 мм та 0,32 мм, відповідно. Значення деформації, отримані при нормальному жувальному навантаженні (25 % від максимальної сили

скорочення м’язів), становили 1,2 мм проти 0,41 мм при скороченні ЛКМ і 0,1 мм проти 0,08 мм при передній оклюзії.

Рис. 4.3. Максимальна величина переміщення вузлів моделі (total deformation) при скороченні ЛКМ залежно від застосованого способу фіксації.

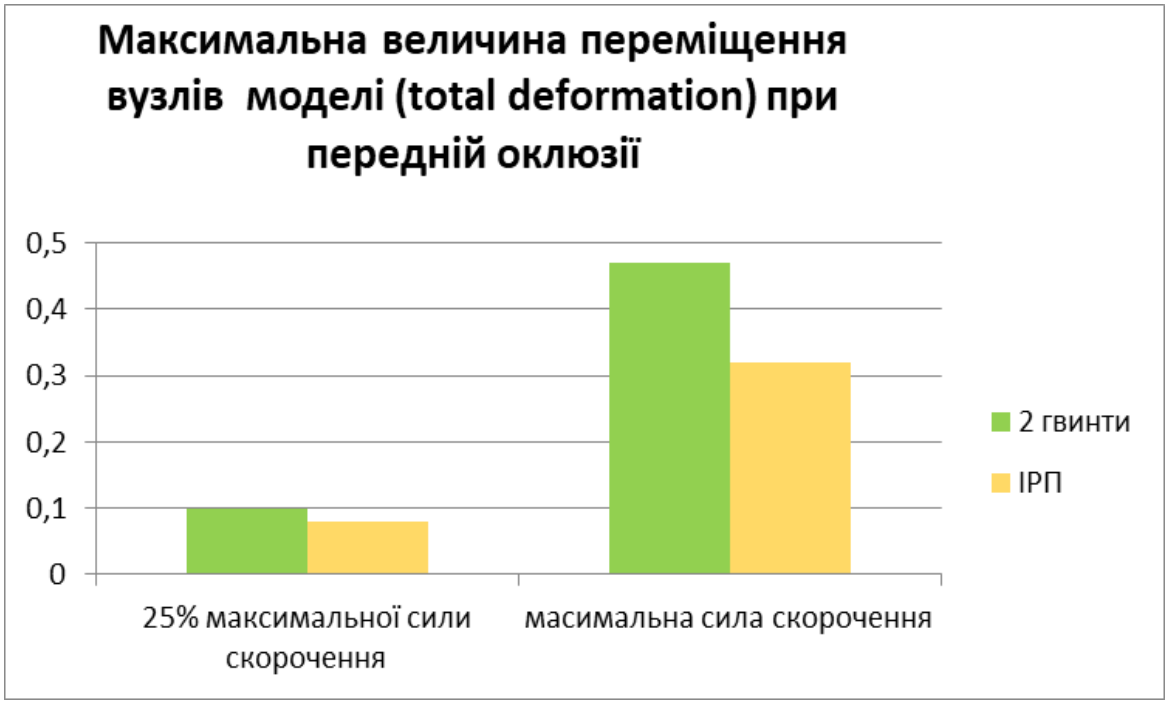
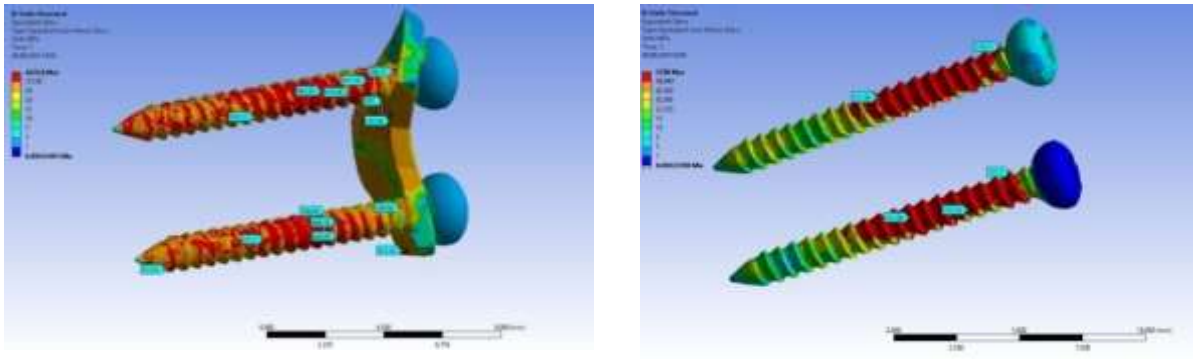


Рис. 4.4. Максимальна величина переміщення вузлів моделі (total deformation) при скороченні м’язів, що піднімають НЩ (передня оклюзія), залежно від застосованого способу фіксації.

Розподіл напружень і показники міцності титанових фіксаторів. Переломи або значні незворотні пластичні деформації титанових фіксаторів, що застосовують при ПГНЩ, у клінічній практиці спостерігають не часто. Тому аналіз НДС фіксаторів у даному досліджені був направлений на вивчення ризиків їх руйнування від втоми та поступового накопичення пластичної деформації при тривалому функціонуванні із збільшенням величини напружень в зонах їх локальної концентрації [135]. Основним параметром, який використовували для прогнозування механічної поведінки титанових елементів фіксації, були значення еквівалентних напружень за Мізесом відповідно до 4-ої теорії міцності [231].

В усіх моделях максимальні напруження виникали в зонах їх локальної концентрації поблизу від щілини перелому. За будь-яких умов навантаження, більші величини еквівалентних напружень відзначали у верхньому гвинті. При звичайному жуванні (25 % від максимальної сили скорочення м’язів) величина еквівалентних напружень за Мізесом ніколи не перевищувала гранично допустимого значення для титана класу grade 5 (850-1100 МПа). Однак, при скороченні ЛКМ з максимальною силою величина напружень зросла і на окремих ділянках перевищувала 1200 МПа при традиційній гвинтовій фіксації (контроль) та сягала 950 МПа для системи фіксації з використанням ІРП. При цьому слід зазначити, що такі пікові напруження спостерігали лише на невеликих ділянках краю різьби гвинтів і вони помітно знижувались в навколишніх ділянках та у поперечних перерізах титанового фіксатора. Всередині ІРП значення еквівалентних напружень за Мізесом завжди були нижчими, ніж у позиціонуючих гвинтах, і ніколи не перевищували 450 МПа (рис. 4.5, 4.6, 4.7).



А Б

Рис. 4.5. Розподіл еквівалентнихнапружень за Мізесом (МПа) в титатових фіксаторах при максимальному скороченні ЛКМ (кісткові фрагменти НЩ скриті). А – позиціонуючі гвинти у поєднанні з ІРП, Б – позиціонуючі гвинти, встановлені відповідно до традиційної методики.

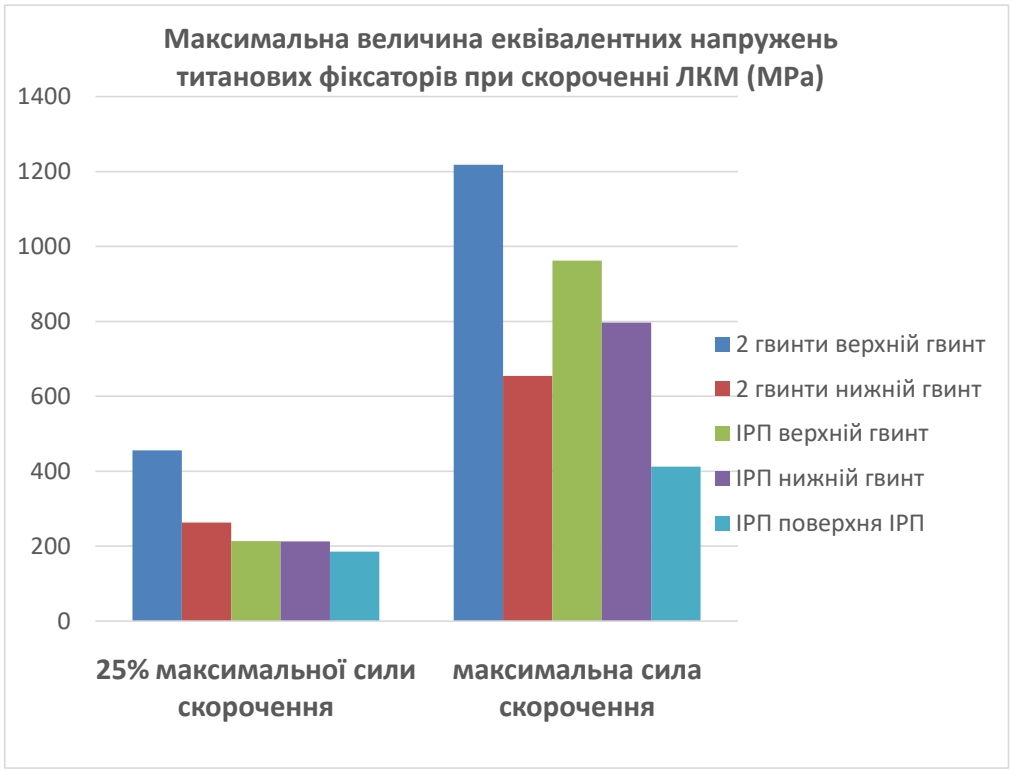


Рис. 4.6**.** Максимальна величина еквівалентних напружень за Мізесом в в ділянці фіксаторів при скороченні латерального криловидного м’язу.

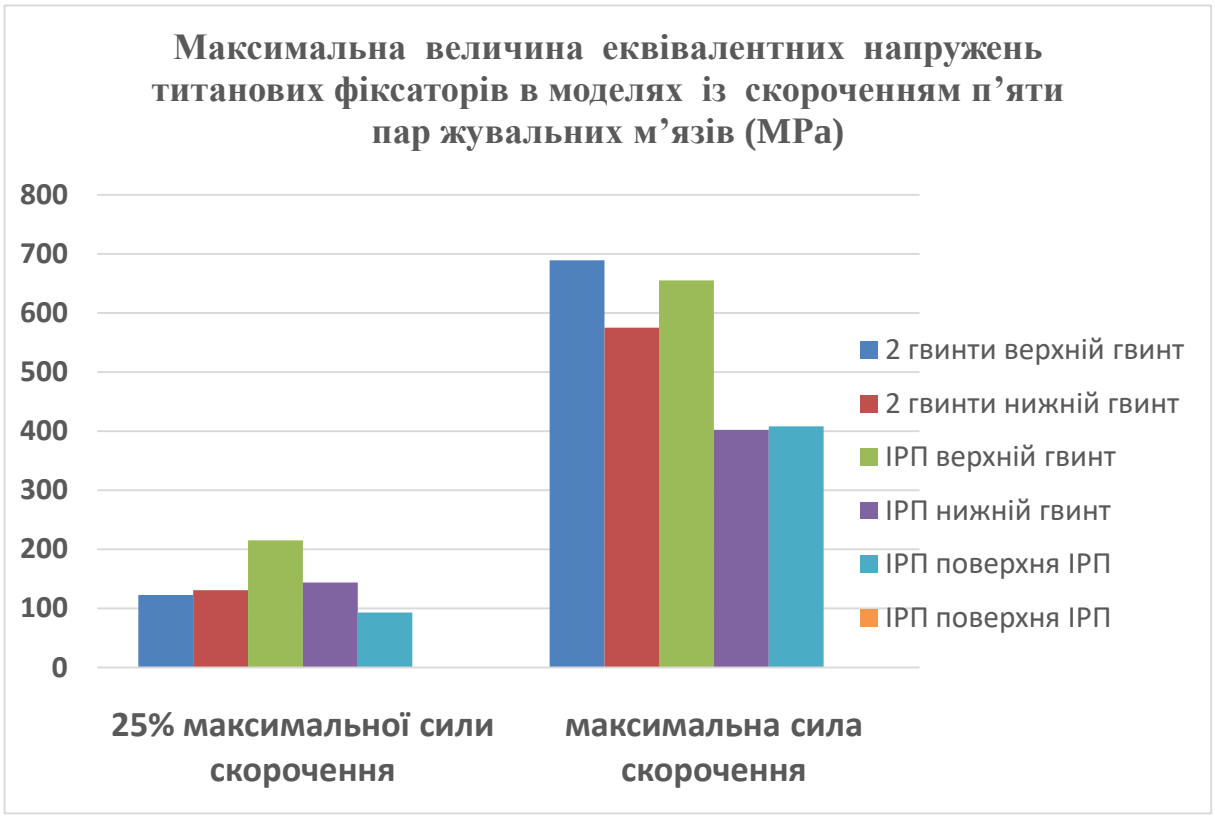


Рис. 4.7. Максимальна величина еквівалентних напружень за Мізесом в ділянці фіксаторів при відтворенні умов передньої оклюзії.

Напруження і деформації в кістковій тканині при функціональному навантаженні. В інтактній голівці НЩ НДС характеризувався відносно рівномірним розподілом напружень з їх максимальною концентрацією на бічній і задній поверхнях голівки та шийки виросткового відростку НЩ. У всіх моделях максимальне значення еквівалентних напружень для інтактної голівки було менше 30 МПа, навіть при відтворенні максимальної сили м'язового скорочення. На ділянці голівки НЩ з відтвореним переломом та титановими фіксаторами зони максимальної концентрації напружень були розташовані поблизу отворів для гвинтів. Найбільшу величину/градієнти еквівалентних напружень спостерігали в кортикальному шарі латерального фрагмента в моделях, де було відтворено максимальну силу скорочення ЛКМ. Хоча, як це було показано раніше, розвантажувальна пластина не спричиняла кардинального зменшення

напружень в титанових фіксаторах, її вплив на НДС кістки був набагато більш вираженим. Еквівалентні напруження за Мізесом при традиційному методі фіксації 2 позиціонуючими гвинтами були в 2-10 разів більші, ніж при їх поєднаному використанні з ІРП. Найбільш виражений розвантажувальний ефект був виявлений у моделях з відтвореним скороченням ЛКМ. При максимальній силі його скорочення еквівалентні напруження за Мізесом в кортикальному шарі кістки навколо верхнього гвинта сягали 109,4 МПа в контролі (фіксація 2 позиціонуючими гвинтами) і лише 15,2 МПа для фіксації з використанням ІРП. На ділянці другого гвинта максимальні значення еквівалентних напружень становили 81,7 МПа та 20 МПа, відповідно (рис.4.8, 4.9, 4.10, 4.11).

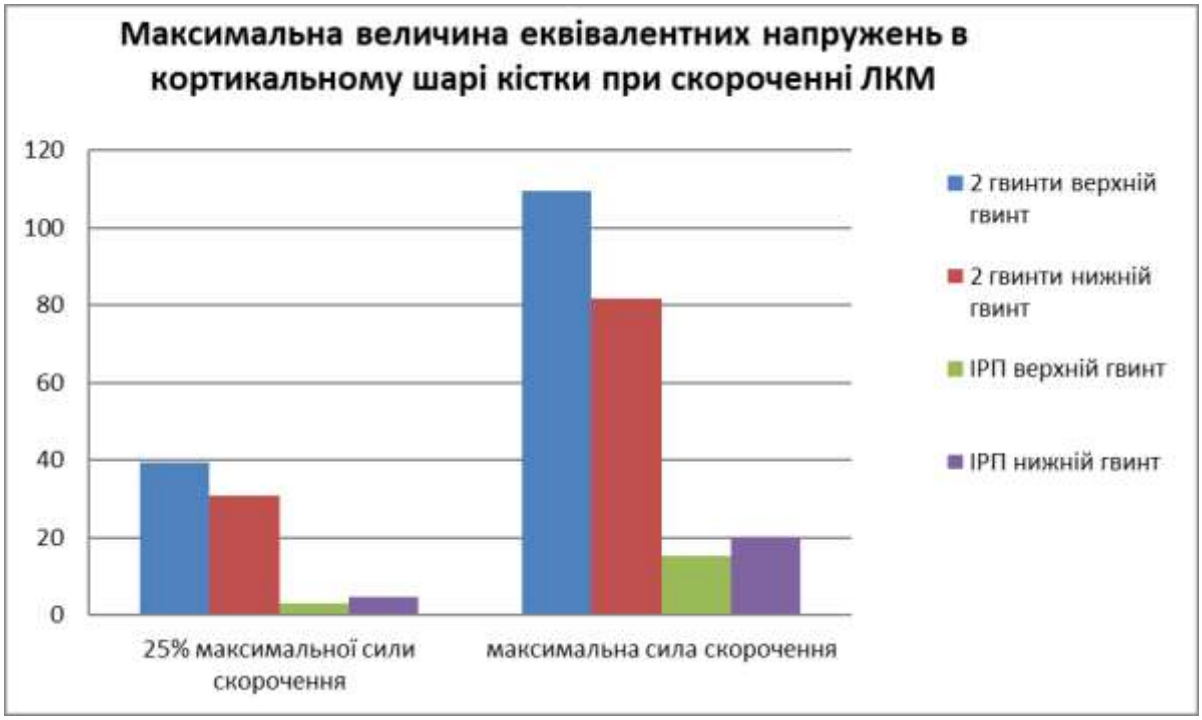


Рис. 4.8. Максимальна величина еквівалентних напружень за Мізесом в кортикальному шарі ушкодженої голівки НЩ при скороченні латерального криловидного м’язу залежно від застосованого способу фіксації

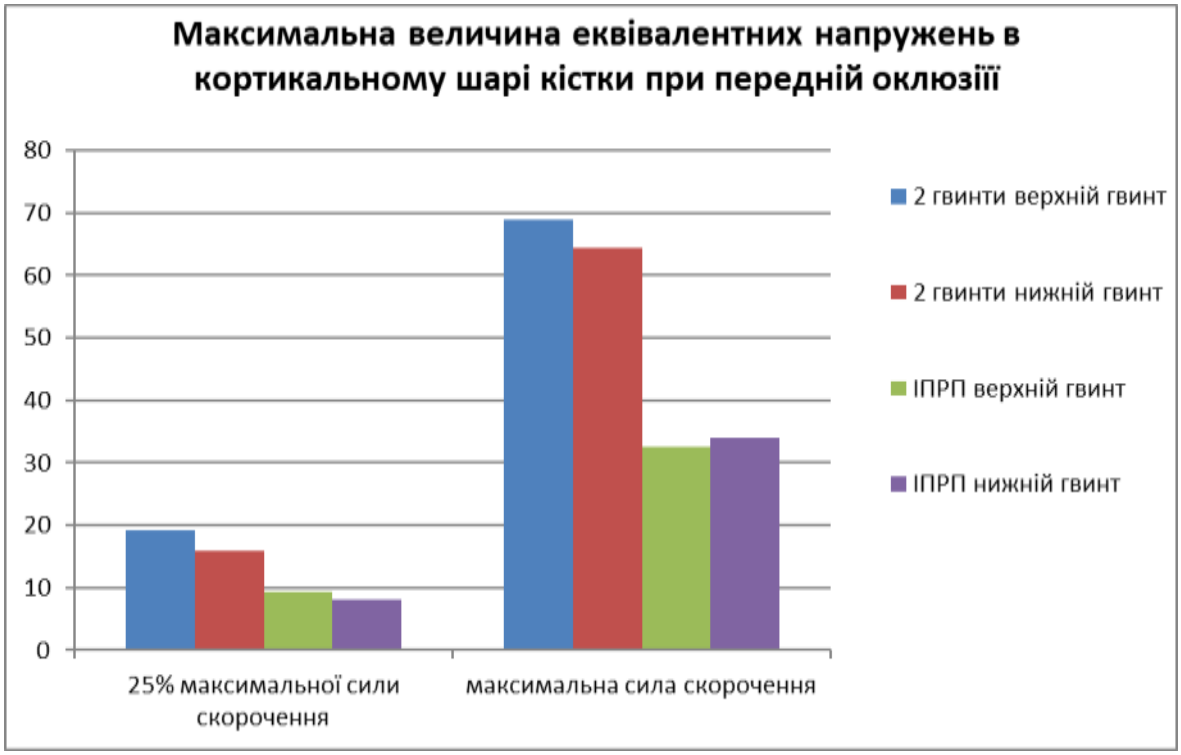
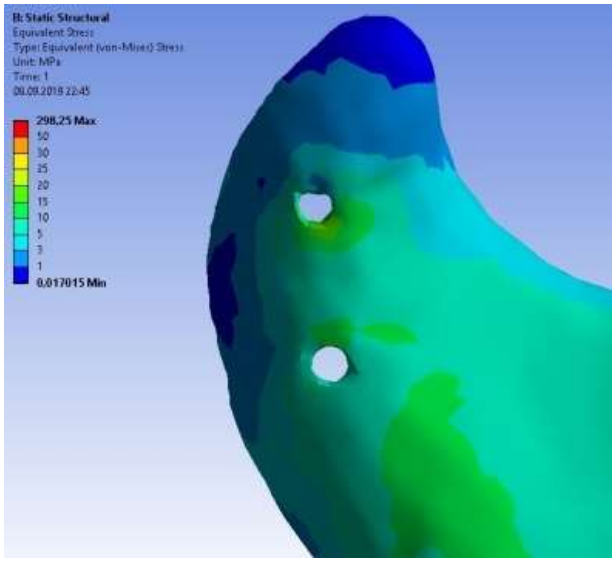


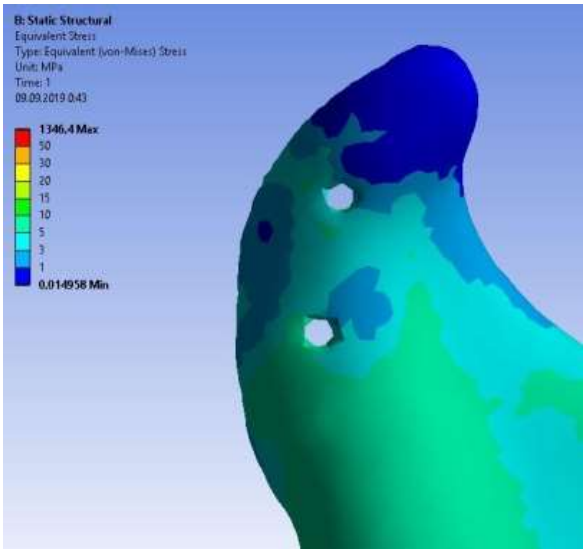
Рис. 4.9. Максимальна величина еквівалентних напружень за Мізесом в кортикальному шарі ушкодженої голівки НЩ при відтворенні умов передньої оклюзії залежно від застосованого способу фіксації.

В усіх моделях було відзначено високий рівень напружень в губчастому шарі кістки поблизу отворів для гвинтів як на медіальному, так і латеральному фрагментах голівки НЩ. Значення напружень були вищими у моделях з відтвореною передньою оклюзією, досягаючи 40 МПа в контролі (фіксація 2 гвинтами) при максимальній силі скорочення м'язів (рис. 4.12, 4.13). Розвантажувальна пластина знижувала величину напружень в губчастому шарі кістки на 10-60 %, тобто дещо менше, ніж у кортикальному шарі.

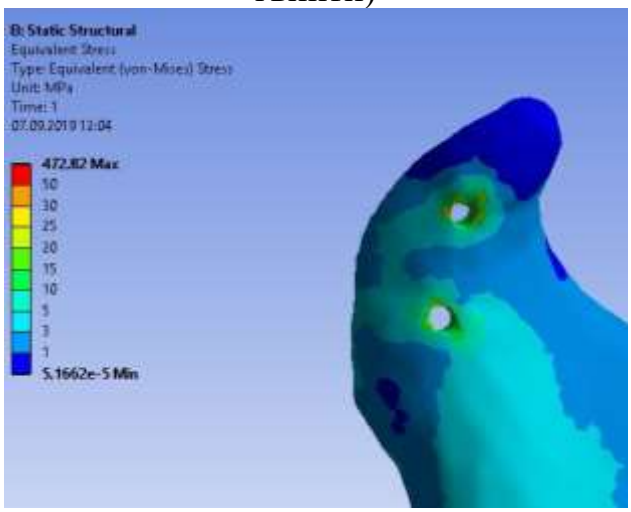
У попередніх дослідженнях було встановлено, що найкращим предиктором біомеханічної поведінки кістки та її реакцій на механічне навантаження є максимальна величина головного тензора деформації [198, 199]. Максимальні значення цього параметра, що відзначали навколо фіксуючих гвинтів, наведені в табл. 4.1.



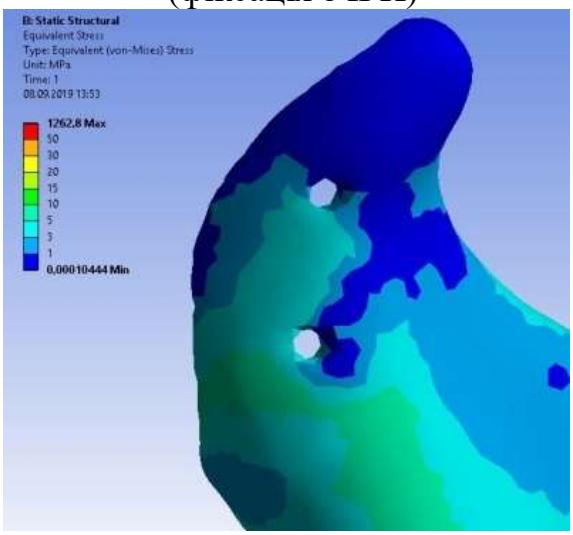
25 % максимальної сили скорочення м’язів, передня оклюзія (контроль, 2 гвинти)



25 % максимальної сили скорочення м’язів, передня оклюзія (фіксація з ІРП)

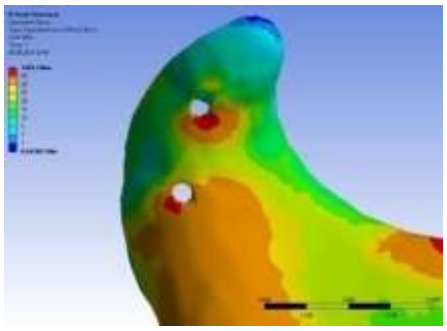


25 % максимальної сили скорочення ЛКМ (контроль, 2 гвинти)

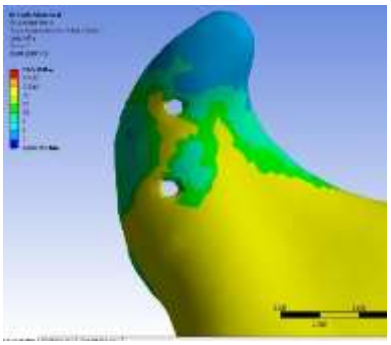


25 % максимальної сили скорочення ЛКМ (фіксація з ІРП)

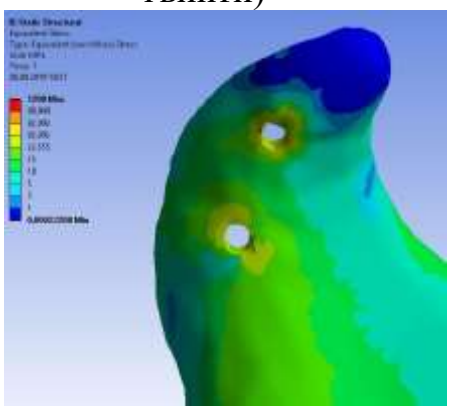
Рис. 4.10. Розподіл еквівалентих напружень за Мізесом в кортикальному шарі кістки при силовому навантаженні, що відповідає нормальному пережовуванню їжі.



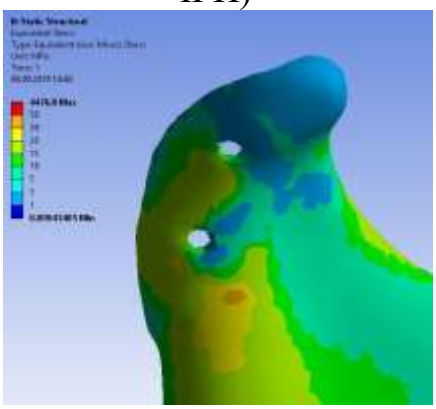
Максимальна сила скорочення м’язів, передня оклюзія (контроль, 2 гвинти)



Максимальна сила скорочення м’язів, передня оклюзія (фіксація з ІРП)

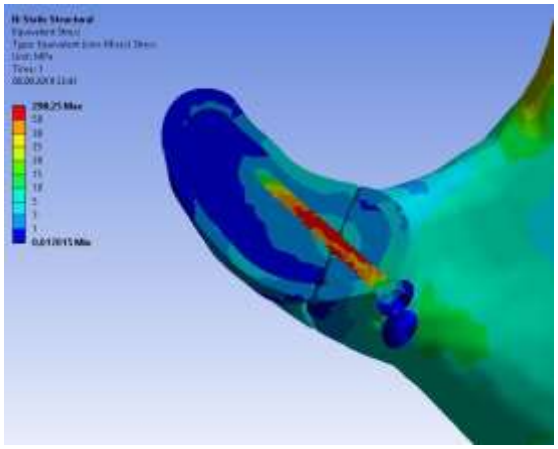


Максимальна сила скорочення ЛКМ (контроль, 2 гвинти)

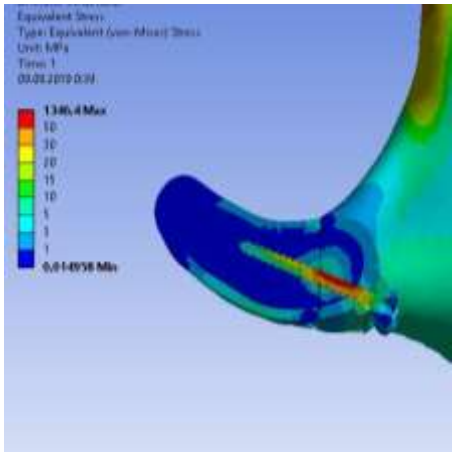


Максимальна сила скорочення ЛКМ (фіксація з ІРП)

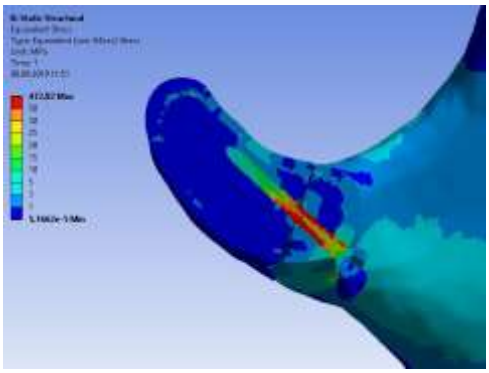
Рис. 4.11. Розподіл еквівалентих напружень за Мізесом в кортикальному шарі кістки при силовому навантаженні, що відповідає довільному скороченню м’язів, які піднімають НЩ з максимальною силою.



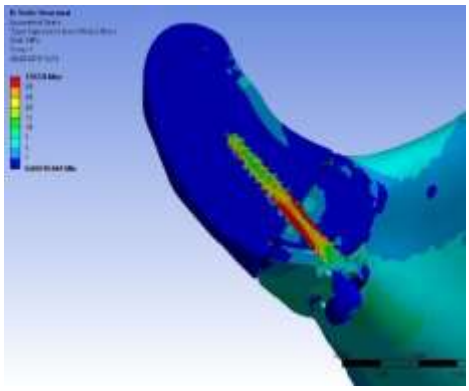
25 % максимальної сили скорочення м’язів, передня оклюзія (контроль, 2 гвинти)



25 % максимальної сили скорочення м’язів, передня оклюзія (фіксація з ІРП)

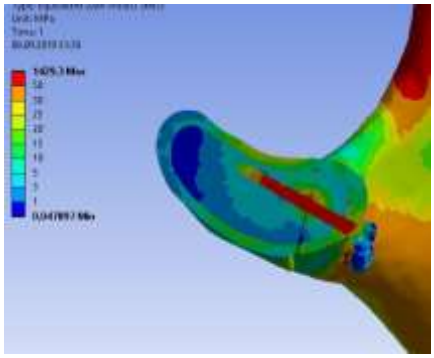


25 % максимальної сили скорочення ЛКМ (контроль, 2 гвинти)

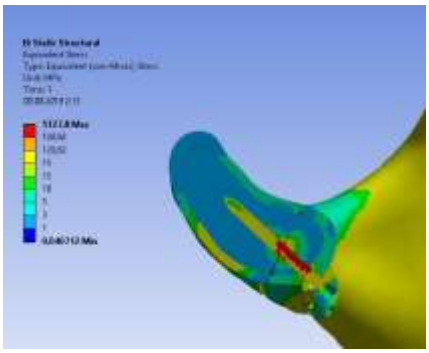


25 % максимальної сили скорочення ЛКМ (фіксація з ІРП)

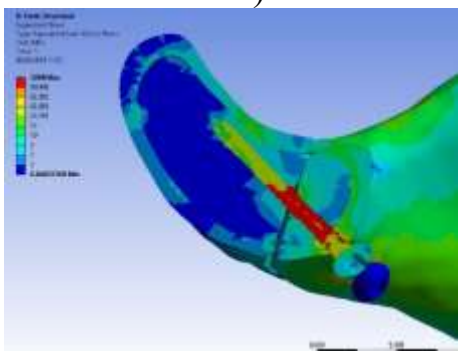
Рис. 4.12. Розподіл еквівалентих напружень за Мізесом в губчастому шарі кістки при силовому навантаженні, що відповідає нормальному пережовуванню їжі (зріз на рівні фіксації верхнього гвинта).



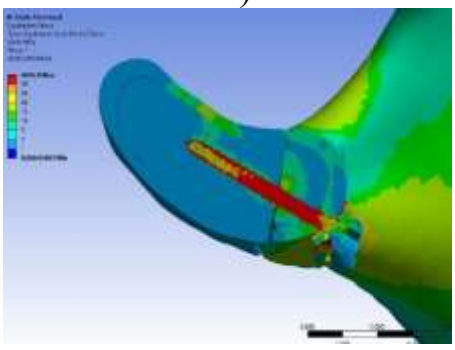
Максимальна сила скорочення м’язів, передня оклюзія (контроль, 2 гвинти)



Максимальна сила скорочення м’язів, передня оклюзія (фіксація з ІРП)



Максимальна сила скорочення ЛКМ (контроль, 2 гвинти)



Максимальна сила скорочення ЛКМ (фіксація з ІРП)

Рис. 4.13. Розподіл еквівалентих напружень за Мізесом в губчастому шарі кістки при силовому навантаженні, що відповідає довільному скороченню м’язів, які піднімають НЩ з максимальною силою (зріз на рівні фіксації верхнього гвинта).

Таблиця 4.1

Максимальна величина головного тензору деформації (maximal principal strain) в кортикальному шарі кістки біля отворів гвинтів залежно від обраного методу фіксації

	Традиційна фіксація за допомогою двох позиціонуючих гвинтів		Гвинтова фіксація з додатковим застосуванням ІРП	
	Верхній гвинт	Нижній гвинт	Верхній гвинт	Нижній гвинт
ЛКМ 25 % максимальної сили скорочення	$1.8x10^{-3}$	$2.2x10^{-3}$	$0.17x10^{-3}$	$0.35x10^{-3}$
ЛКМ максимальна сила скорочення	$9.4x10^{-3}$	$0.095x10^{-3}$	$0.91x10^{-3}$	$1.1x10^{-3}$
Передня оклюзія 25 % від максимальної сили м’язів, що піднімають НЩ	$1.3x10^{-3}$	$0.73x10^{-3}$	$0.34x10^{-3}$	$0.6x10^{-3}$
Передня оклюзія максимальна сила м’язів, що піднімають НЩ	$5.2x10^{-3}$	$4.7x10^{-3}$	$1.2x10^{-3}$	$2.5x10^{-3}$

Згідно даних табл. 4.1, в моделях з традиційною гвинтовою фіксацією значення деформації в кортикальній кістці поблизу отворів для гвинтів були значно вищими у порівнянні з розвантажувальною системою, що створювало передумови до розсмоктування та руйнування кістки в найбільш навантажених зонах.

Загалом, отримані дані про розподіл напружень та деформацій всередині кістки та в елементах фіксації, а також співставлення їх величин з гранично допустимими значеннями продемонстрували, що функціональні навантаження після проведення остеосинтезу голівки НЩ сприймаються

переважно позиціонуючими гвинтами і передаються на оточуючу кісткову тканину і медіальний фрагмент ушкодженої голівки НЩ.

При нормальному жуванні обидві досліджені системи фіксації забезпечують необхідну стабільність та величину напружень, що не перевищує гранично-допустимий рівень. Однак, при відтворенні максимальної силу скорочення м'язів розрахунок моделей виявляв ділянки надмірної концентрації напружень, що з'являлися поблизу отворів гвинтів в кортикальному шарі виросткового відростка.

Значення еквівалентних напружень за Мізесом, що є важливим чинником, який визначає перебіг адаптивного ремоделювання кісток, в контролі (фіксація 2 гвинтами) при максимальних навантаженнях перевищували 50 МПа. Це потенційно може призводити до резорбції кістки в ході її адаптивного ремоделювання, фррагментації кортикального шару, формування тріщин, а надалі – до розхитування і випадіння гвинтів з втратою опорної здатності системи фіксації.

У моделях, де використовувалась пацієнтспецифічна розвантажувальна пластина, максимальні величини напружень та деформацій були в 2-10 разів нижчими, ніж при гвинтовій фіксації. Їх значення при використанні ІРП були менше 50 МПа навіть у випадках з максимальною силою скорочення м'язів. Жорсткість фіксації також зросла і була ближчою до нормальної деформаційної здатності НЩ. Це визначало основні переваги запропонованого нами підходу і знижувало ризик руйнування кістки в зоні латерального полюса голівки НЩ з наступною дезінтеграцією системи фіксатор-кістка.

Застосування ІРП значно менше впливало на максимальні значення напружень в елементах фіксації, але їх величина, незалежно від способу остеосинтезу, була нижчою за граничні показники для титана (особливо всередині гвинтів) навіть за умов максимального навантаження. Надмірні напруження розвивалися лише на краях різьби, які можуть зазнавати пластичної деформації без руйнування фіксатора.

Висновки до розділу 4

На підставі аналізу функціональної анатомії та клінічних особливостей ПГНЩ нами було обґрунтовано концепцію підсилення традиційної гвинтової фіксації уламків в біомеханічно-несприятливих випадках (стоншення кортикального шару, його інтенсивна посттравматична перебудова або уламкова фрагментація латерального полюса голівки НЩ) індивідуалізованою розвантажуючою пластиною невеликого розміру.

В експерименті на імітаційних комп'ютерних моделях систем фіксатор-кістка доведено, що посилення традиційної гвинтової фіксації ІРП в умовах функціонального навантаження (скорочення м'язів при довільному змиканні зубів та скорочення ЛКМ) забезпечує зменшення еквівалентних напружень у кістці в 2-10 разів та збільшення жорсткості фіксації в 1,25-3 рази порівняно з традиційною методикою.

Даний розділ викладено в наступних публікаціях:

1. Павличук ТО, Копчак АВ, Чепурний ЮВ, Черногорський ДМ, винахідники; Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця, патентовласник. Спосіб хірургічного лікування переломів голівки нижньої щелепи. Патент України № 123336. 2021 Берез 17.

2. Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A, Kopchak A. Biomechanical evaluation of type p condylar head osteosynthesis using conventional small-fragment screws reinforced by a patient specific two-component plate. Head Face Med. 2020 Oct 19;16(1):25. doi: 10.1186/s13005-020-00236-0.

РОЗДІЛ 5
КЛІНІЧНА ЕФЕКТИВНІСТЬ ХІРУРГІЧНИХ ШАБЛОНІВ ТА ІНДИВІДУАЛІЗОВАНИХ ФІКСАТОРІВ У ПАЦІЄНТІВ З ПЕРЕЛОМАМИ ГОЛІВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ

5.1. Алгоритм діагностики та лікування пацієнтів з переломами голівки нижньої щелепи з використанням CAD/CAM технології. Концептуальний дизайн пацієнтпецифічних конструкцій

За період з 2017 по 2020 рр. на базі Центру щелепно-лицевої хірургії та стоматології Київської обласної клінічної лікарні проходили лікування і реабілітацію 42 пацієнти з 50 ПГНЩ, що відповідали критеріям включення та увійшли до клінічних груп. Серед цих хворих переважали чоловіки (71,4%). Середній вік хворих склав 38,2±11,8 роки. Більшість пацієнтів належали до працездатної вікової групи від 20 до 50 років (78,6 %). Розподіл хворих за віком і статтю наведено в табл. 5.1.

Таблиця 5.1

Розподіл хворих з ПГНЩ за віком і статтю

Вік, повних років	Стать					
	Чоловіки		Жінки		Всього	
	Абсолютна кількість	%	Абсолютна кількість	%	Абсолютна кількість	%
до 20 років	2	4,7	2	4,7	4	9,5
20-29 років	2	4,7	1	2,4	3	7,2
30-39 років	11	26,2	6	14,4	17	40,5
40-49 років	8	19	1	2,4	9	21,4
50-59 років	5	12,1	0	0	5	11,9
60 і старше	2	4,7	2	4, 7	4	9,5
Всього	30	71,4	12	28,6	42	100

Основними причинами виникнення ПГНЩ у пацієнтів, включених в дослідження, були падіння на ділянку підборіддя – 33 %, травма внаслідок

ДТП – 24 % та удару – 43 % хворих. При цьому, поєднані ушкодження, зокрема черепно-мозкова травма, була наявна у 54,7 % пацієнтів.

За результатами передопераційного аналізу КТ було визначено наступний розподіл хворих за типами ПГНЩ: переломи типу Р без фрагментації уламків спостерігались в 20 випадках, переломи типу Р з фрагметацією уламків (біомеханічно несприятливий тип) – в 30 випадках. Ліва голівка НЩ була ушкоджена у 10 хворих (23,8 % усіх ПГНЩ), права – у 27 пацієнтів (64,2 %), двосторонні переломи голівки НЩ відзначали в 5 пацієнтів – 12 % усіх постраждалих (рис. 5.1, 5.2).

Наявні клініко-рентгенологічні особливості ПГНЩ та топографо-анатомічні характеристики СНЩС вимагали диференційованого підходу до застосування різних способів фіксації та проведення хірургічних втручань. Для вирішення цієї задачі нами був розроблений алгоритм діагностики та лікування постраждалих з ПГНЩ з використанням CAD/CAM технології, застосований у пацієнтів основної групи. Цей алгоритм, представлений на рис. 5.3, засновувався на використанні цифрових методів діагностики, планування та реалізації хірургічних втручань.

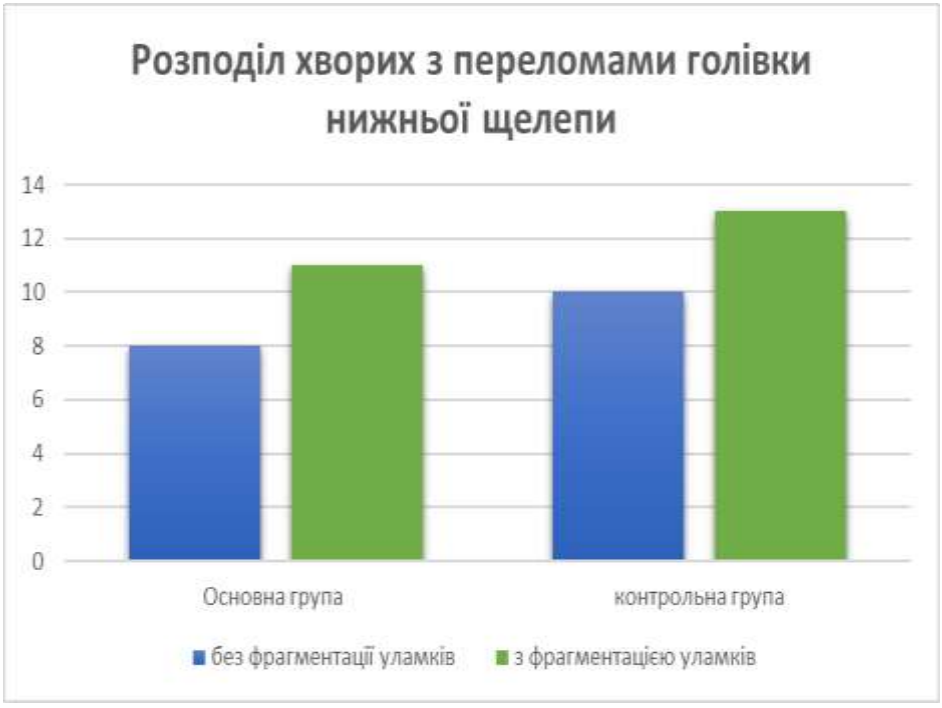


Рис. 5.1. Розподіл хворих з ПГНЩ за типом перелому.

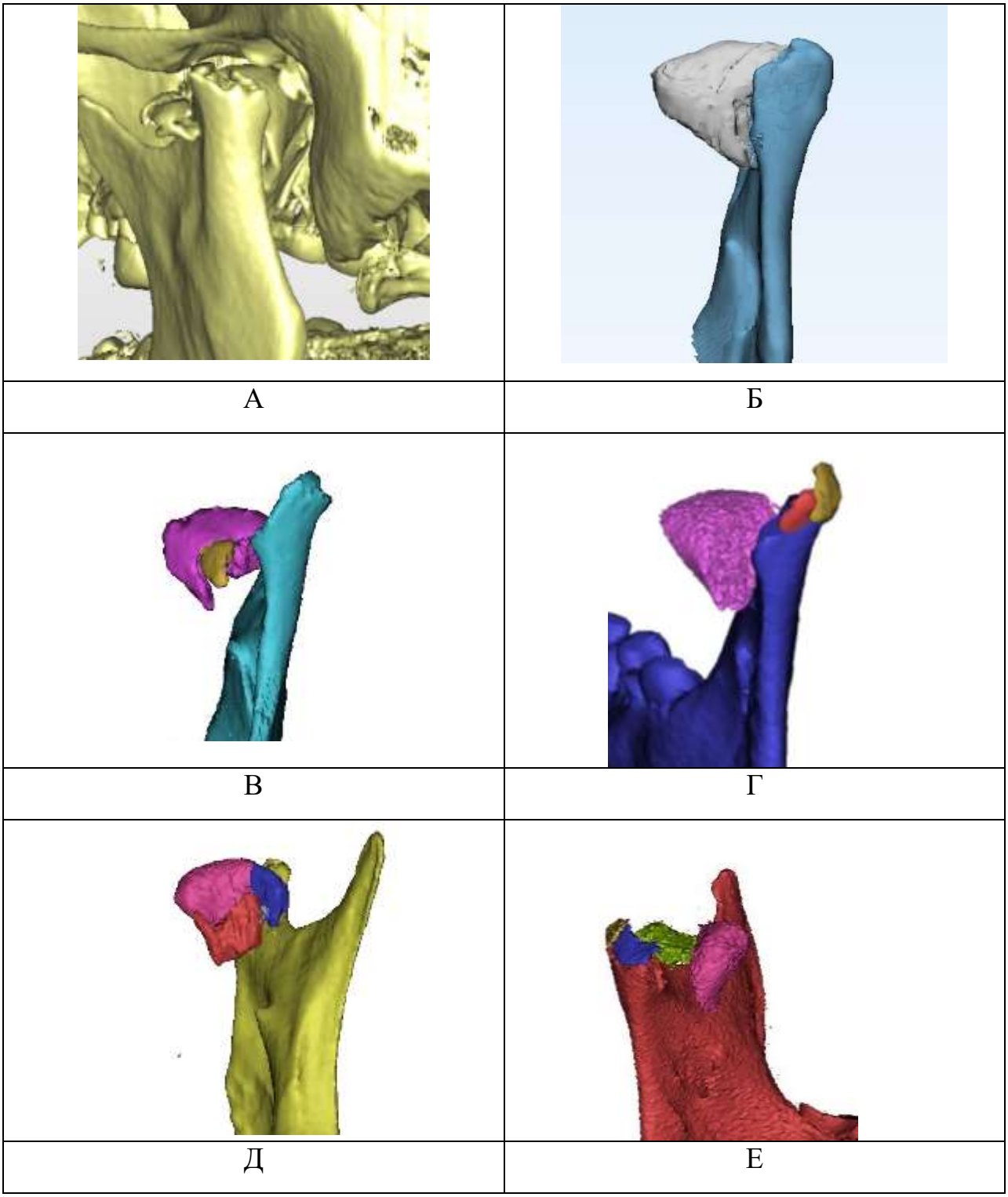


Рис. 5.2. Передопераційний аналіз КТ пацієнтів з ПГНЩ з метою визначення типу перелому та майбутнього фіксатора. А, Б – біомеханічно сприятливі типи ПГНЩ (відсутність фрагментації голівки НЩ, товщина кортикального шару >0,8 мм), В, Г – біомеханічно несприятливі ПГНЩ (товщина кортикального шару кістки <0,8 мм, дрібноуламкова фрагментація латерального полюса голівки НЩ), Д, Е – багатоуламкові переломи.

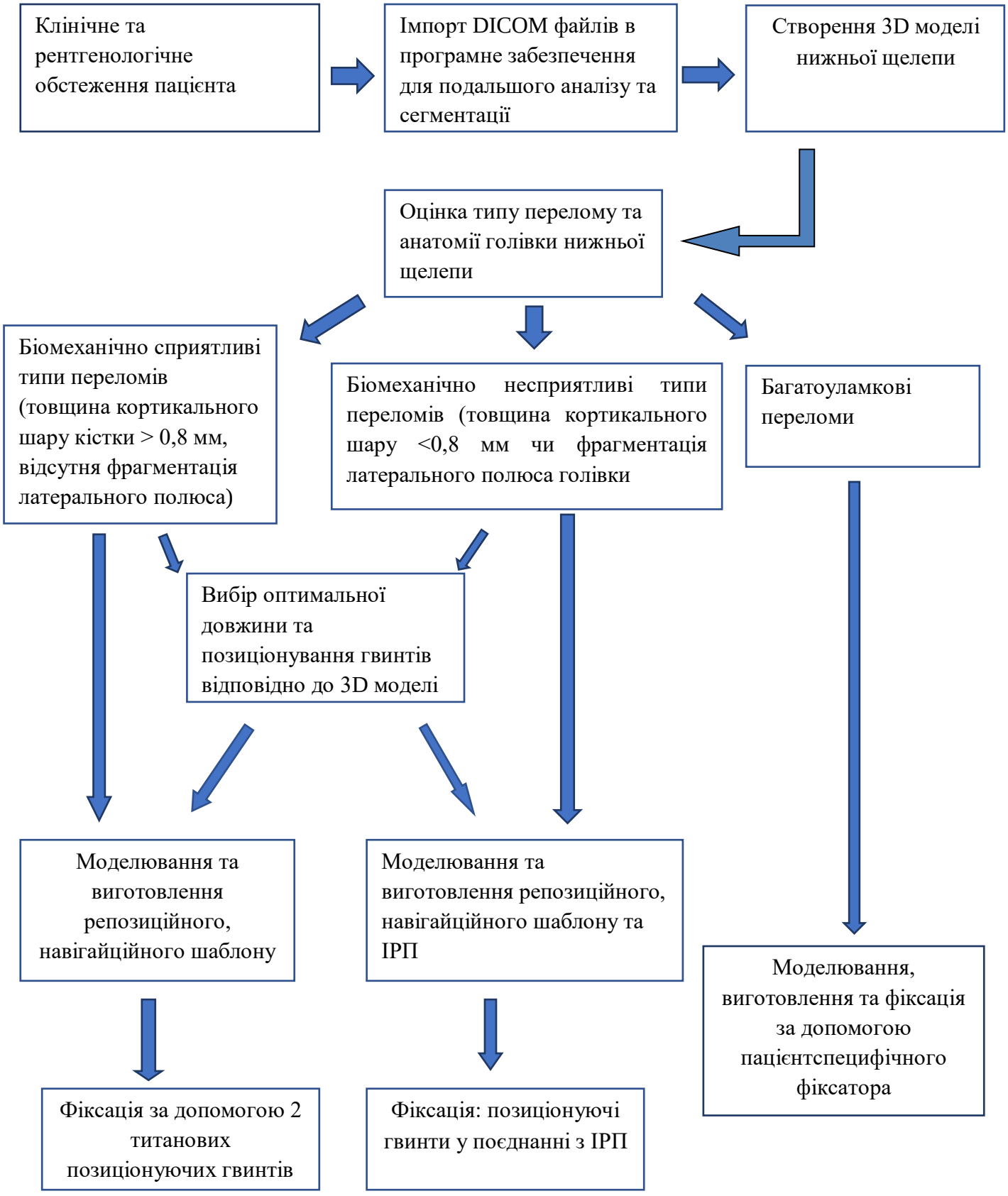


Рис.5.3. Алгоритм хірургічного лікування пацієнтів з ПГНЩ із застосуванням CAD/CAM технологій.

Суть запропонованого підходу полягала в тому, що визначення плану лікування базувалось на аналізі даних мультиспіральної КТ з наступною віртуальною репозицією кісткових уламків і визначенням оптимального типу фіксатора на основі створеної комп'ютерної моделі (вибір довжини, діаметру та ангуляції позиціонуючих гвинтів, дизайн паієнтспецифічних фіксаторів та ІРП). Реалізацію віртуального плану хірургічного втручання в умовах обмеженого доступу і неповної візуалізації анатомічних структур проводили за допомогою хірургічних шаблонів запропонованої нами конструкції (репозиційних – для співставлення кісткових уламків у правильному положенні перед встановленням елементів фіксації, та навігаційних – для встановлення позиціонуючих гвинтів у правильному положенні). Особливості застосування різних типів шаблонів та фіксаторів визначались типом перелому. Запропонований алгоритм було використано у 20 пацієнтів основної групи, а його ефективність у порівнянні з традиційними методами остеосинтезу визначали в проспективному контрольованому дослідженні.

На першому етапі в ході ретельного передопераційного аналізу КТ у пацієнтів основної групи визначали характер ПГНЩ. Всі переломи було умовно розділено на три типи: 1) біомеханічно сприятливі (товщина кортикального шару кістки в ділянці латерального полюса >0,8 мм, відсутність багатоуламкової фрагментації голівки НЩ); 2) біомеханічно несприятливі ПГНЩ (товщина кортикального шару кістки <0,8мм, дрібноуламкова фрагментація латерального полюса голівки НЩ) та 3) багатоуламкові переломи. При першому типі ПГНЩ (біомеханічно сприятливі випадки, 34 % серед загальної кількості ПГНЩ) пацієнтам виготовляли двокомпонентну конструкцію (хірургічний шаблон), що складалася з репозиційної та навігаційної частин (див. розділ 2). Метою останньої було забезпечення анатомічно точної репозиції фрагментів та позиціонування гвинтів. Щоб надати необхідних механічних властивостей шаблону при його дуже малих розмірах (товщина не більше 0,8 мм),

зумовлених особливостями ушкодженої ділянки та застосованого хірургічного доступу, таку тонку конструкцію слід виготовляти лише з металу (переважно титан), методом прямого лазерного спікання (DMLS), що забезпечує точність на рівні 50 мкм.

У біомеханічно несприятливих випадках (41 %) після свердлення та видалення другої частини шаблону гвинтову фіксацію проводили у поєднанні з ІРП. Розвантажувальна пластина мала таку ж форму, як друга частина хірургічного навігаційного шаблону, тому фіксація могла проводитись лише у єдиному попередньо визначному положенні. Використання такого способу фіксації дозволяло зменшити градієнти напруження у кістці та збільшити жорсткість фіксації у порівнянні з традиційною методикою (див. розділ 4) та знижувало ризик руйнування кістки на ділянці латеральної поверхні гілки в місці встановлення гвинтів і пов’язаної з цим неспроможності всієї системи фіксації. При багатоуламковій фрагментації голівки (25 %) з втратою основних анатомічних орієнтирів та неможливістю проведення ефективної гвинтової чи комбінованої фіксації ми створювали індивідуалізований пацієнтспецифічний фіксатор з метою репозиції основних фрагментів та утримання їх у правильному положенні. Фрагменти фіксатора були змодельовані в ділянці кожного окремого фрагмента, отвори – в ділянках з достатнім об’ємом кісткової тканини для встанволення гвинтів. Основні вимоги щодо анатомічно безпечних зон були також дотримані повною мірою (див. розділ 2).

При створенні дизайну пацієнтспецифічних конструкцій важливим чинником, що потребував урахування, був застосований хірургічний доступ, оскільки при різних хірургічних доступах до травмованої голівки НЩ шлях введення конструкції та анатомічні структури, що є видимими і доступними, значно відрізняються.

Основними хірургічними доступами, що використовують для проведення операцій при ПГНЩ, на сьогоднішній день є привушний та

завушний доступи, кожен з яких має свої переваги і недоліки [23, 152, 153, 155, 227].

В нашому дослідженні в усіх випадках застосовували завушний доступ до ушкодженої голівки за G. Axhausen (1931) [227] та P. Bockenheimer (1920) [155] в модифікації A. Neff та співавт. (2005) [23]. Його проводили наступним чином: розріз шкіри та підшкірної клітковини виконували в завушній ділянці, відступивши 2-3 мм дозаду від складки на задній поверхні вушної раковини. З метою кращої візуалізації листків скроневої фасції попередньо здійснювали інфільтрацію м'яких тканин розчином Ультракаїн® Д-С форте 4 %, 3,4 мл (Німеччина) у напряму передвушної та скроневої ділянок. Розріз проводили від вершини вушної раковини, огинаючи її, та закінчували трохи вище мочки вуха. Сепаровочними ножицями проводили дисекцію тканин до глибокого листка скроневої фасції, розшаровували тканини в краніальному та каудальному напрямах. Далі пересікали зовнішній слуховий прохід, який зміщували допереду, «тупим» способом проходили вглиб передвушної ділянки вздовж поверхні латеральної суглобової зв'язки, використовуючи два накісні елеватори. Нижній суглобовий простір, що знаходиться безпосередньо над щілиною перелому, розкривали за допомогою невеликого вертикального розрізу в ділянці капсули суглоба (рис. 5.4).

Перевагами цього доступу була не лише можливість отримати гарну візуалізацію задньої поверхні суглобової голівки (в тому числі ділянки, де проходить щілина перелому), зменшення травматизації навколосуглобових м'яких тканин, особливо, функціонально важливого місця прикріплення капсули на латеральному полюсі голівки, і мінімальний ризик ураження гілок лицевого нерва, але й зручність введення, позиціонування та фіксації пацієнтспецифічних конструкцій, створених відповідно до запропонованого підходу [102, 232]

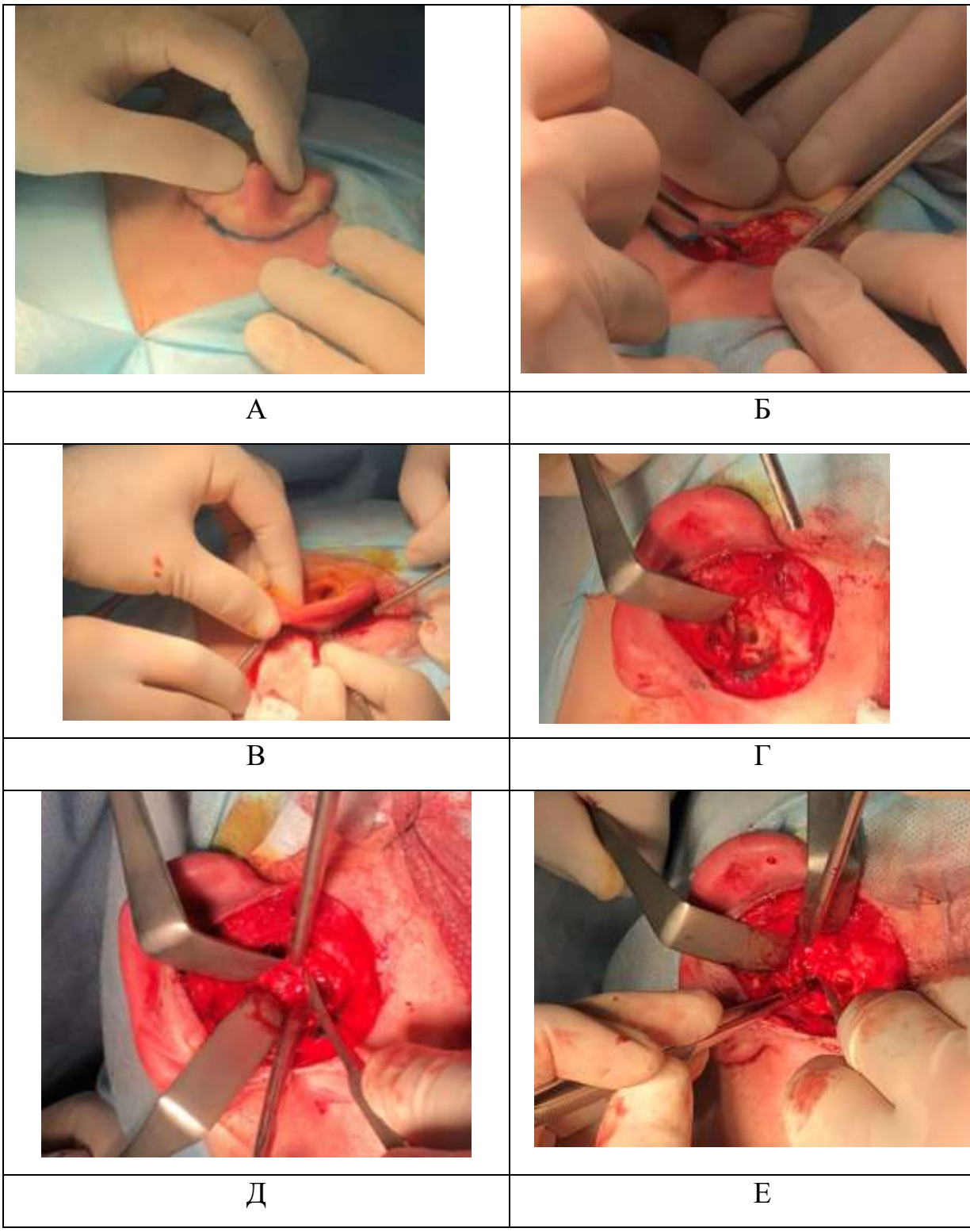


Рис.5.4. Етапи проведення завушного доступу в пацієнта з ПГНЩ: А, Б – розріз шкіри та підшкірної клітковини в завушній ділянці, відступивши 2-3 мм дозаду від складки на задній поверхні вушної раковини, В, Г – пересічення зовнішнього слухового проходу, Д – відшарування тканин за допомогою двох накістних елеваторів, Е – розкриття нижнього суглобового простору.

Для демонстрації особливостей застосування розробленого алгоритму в клінічних ситуаціях, що були описані вище, наводимо наступні клінічні випадки.

Клінічний випадок 1. Пацієнт С., 37 років, доставлений у Центр щелепно-лицевої хірургії і стоматології КНП КОР «КОКЛ» з діагнозом: Закрита черепно-мозкова травма. Струс головного мозку. Травматичний перелом лівої голівки НЩ (тип р). Пацієнту було проведено комплесне клінічне та рентгенологічне обстеження. За даними КТ, ПГНЩ віднесено до біомеханічно сприятливих (товщина кортикального шару кістки в ділянці латерального полюса голівки складала 1,4 мм, фрагментація латеральної поверхні голівки в ділянці встановлення фіксаторів відсутня (рис. 5.5. А, Б). Прийнято рішення про проведення оперативного втручання в обсязі: репозиція, металостеосинтез (МОС) лівої голівки НЩ двома позиціонуючими титановими гвинтами. Перед операцією проведено віртуальну репозицію фрагментів та визначено оптимальну довжину та розташування гвинтів (рис. 5.5. А-Е). Після цього змодельовано двокомпонентний репозиційний та навігаційний хірургічний шаблон з дотриманнням описаного алгоритму і проведено фіксацію фрагментів двома позиціонуючими титановими гвинтами (Є, Ж, З).

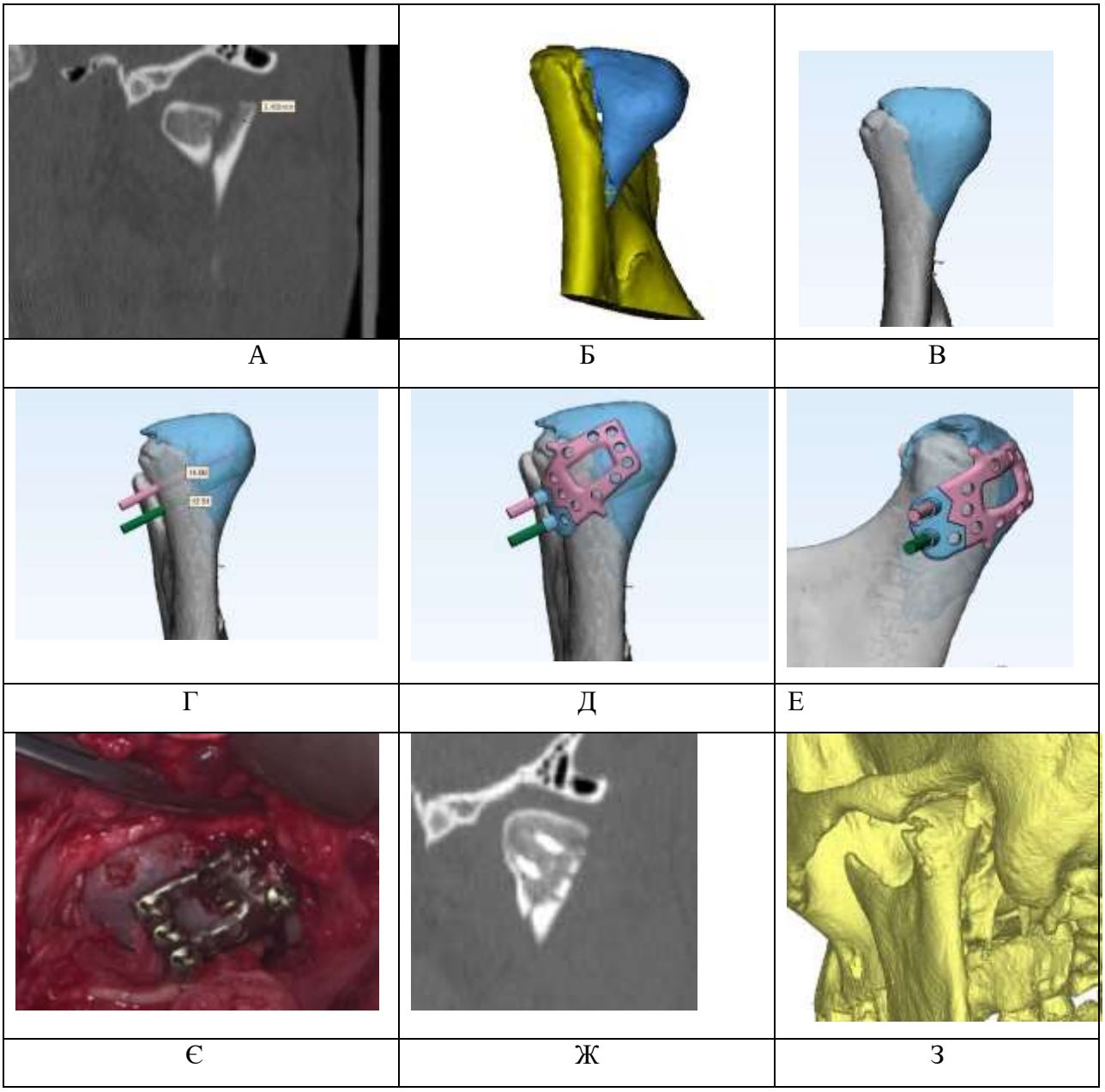


Рис. 5.5. Алгоритм лікування пацієнта з ПГНЩ із застосуванням CAD/CAM технологій (використання непозиційного та навігаційного шаблонів). А – передопераційний аналіз КТ та визначення типу перелому, Б, В – створення STL моделей уламків НЩ та віртуальна репозиція кісткових фрагментів, Г – визначення довжини, розташування та ангуляції позиціонуючих гвинтів, Д, Е – моделювання двокомпонентного репозиційного та навігаційного хірургічного шаблонів, Є – інтраопераційне фото після фіксації репозиційної частини шаблону Ж, З – післяопераційна комп’ютерна томограма пацієнта.

Клінічний випадок 2. Пацієнтка П, 36 років, поступила в Центр щелепно-лицевої хірургії і стоматології КНП КОР «КОКЛ» з діагнозом: ЗЧМТ. Струс головного мозку. Травматичний злам НЩ в ділянці основи правого виросткового відростка, лівої голівки (тип р) та тіла НЩ між зубами 31, 41 зі зміщенням уламків. Пацієнтці проведено комплексне клініко-рентгенологічне обстеження. При аналізі КТ ПГНЩ віднесено до біомеханічно несприятливих (виявлено фрагментацію на ділянці латерального полюса голівки НЩ, товщина кортикального шару кістки в цій зоні складала 0,77 мм). Обсяг оперативного втручання: репозиція, МОС НЩ в ділянці правого виросткового відростка, тіла та лівої голівки НЩ. Враховуючи тип перелому, пацієнтці було змодельовано двокомпонентний хірургічний шаблон з репозиційним та навігаційним компонентами, а фіксацію фрагментів проводили двома титановими гвинтами у поєднанні з ІРП з метою підсилення жорсткості системи фіксації (рис. 5.6).

В післяопераційному періоді пацієнтці призначено медикаментозну терапію за описаною схемою лікування та проведено контроль відновлення рухів НЩ.

При контрольному огляді через 1 місяць після операції відзначалось відновлення рухів нижньої щелепи та легкий дискомфорт при протрузії в ділянці ураженого суглоба.

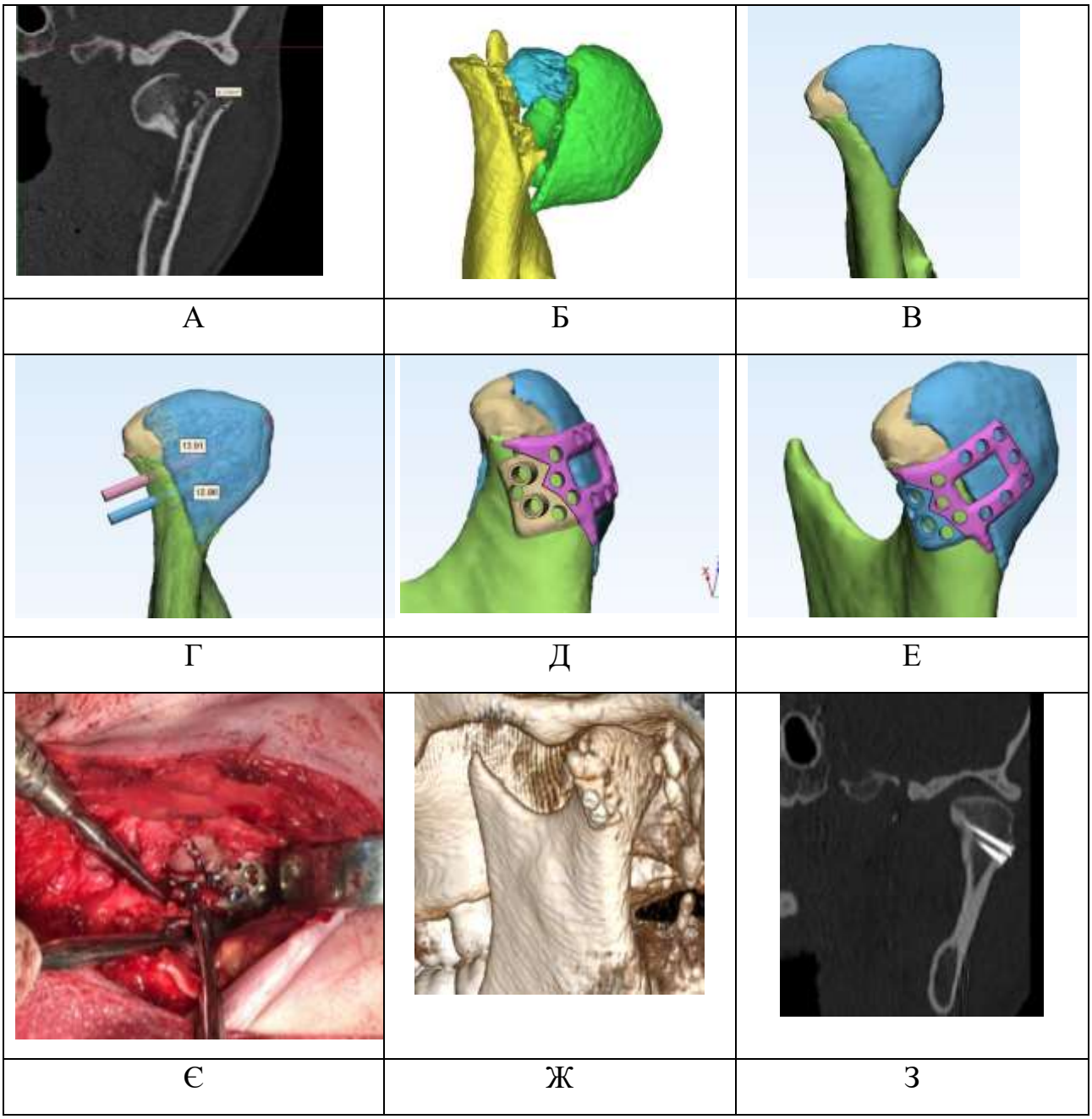
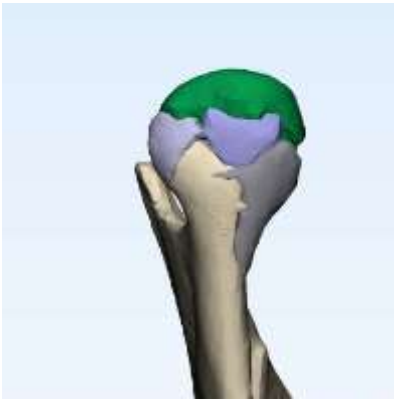


Рис. 5.6. Алгоритм лікування пацієнтки з ПГНЩ з використанням хірургічних шаблонів та гвинтової фіксації, підсиленої ІРП (біомеханічно несприятливий тип). А – передопераційний аналіз КТ та визначення типу перелому, Б, В – створення STL моделей уламків НЩ та віртуальна репозиція кісткових фрагментів, Г – визначення довжини, розташування та ангуляції позиціонуючих гвинтів, Д – моделювання двокомпонентного репозиційного та навігаційного хірургічного шаблонів, Е – моделювання ІРП з метою підсилення системи фіксації в ділянці латерального полюса голівки, Є – інтраопераційне фото репозиційного шаблона та ІРП, Ж, З – післяопераційна КТ пацієнта.

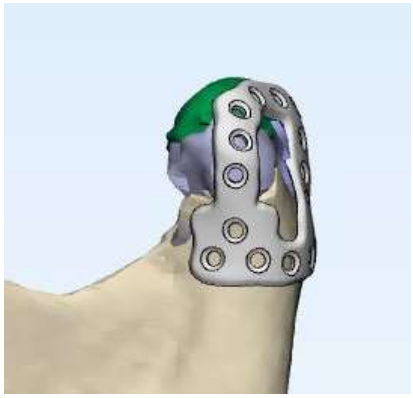
Клінічний випадок 3. Пацієнт К., 41 рік, поступив у Центр щелепно-лицевої хірургії і стоматології КНП КОР «КОКЛ» з діагнозом: Травматичний перелом лівої голівки НЩ. Пацієнту проведено комплексне клінічне та рентгенологічне обстеження. За даними КТ виявлено багатоуламкову фрагментацію лівої голівки НЩ (рис. 5.7. А, Б). Прийнято рішення про проведення оперативного втручання в обсязі: репозиція, МОС лівої голівки НЩ пацієнтспецифічним фіксатором (рис. 5.7. Д, Е). Перед операцією проведено віртуальну репозицію фрагментів та змодельовано фіксатор з урахуванням анатомічно «безпечних» зон, фрагменти фіксатора були розташовані в ділянці кожного окремого фрагмента, а отвори – в зонах з достатнім об'ємом кісткової тканини для встановлення гвинтів (В, Г). Через 3 місяці після оперативного втручання фіксатор був видалений та проведено артроскопію ураженого суглоба, що продемонструвала посттравматичні зміни в порожнині суглоба у вигді незначного запалення в ділянці задньої зв'язки суглоба та наявність фібрину. Проведений артроцентез та введення препарату на основі гіалуронової кислоти дозволили ліквідувати посттравматичні зміни та відновити функцію НЩ.

Таким чином, нами було розроблено концепцію застосування CAD/CAM технології, зокрема виготовлення та клінічного використання пацієнтспецифічних фіксаторів та шаблонів для навігаційної хірургії при остеосинтезі ПГНЩ з метою підвищення точності репозиції фрагментів та розвантаження системи фіксації, особливо у складних, біомеханічно несприятливих випадках (багатоуламкова фрагментація голівки НЩ, руйнування її латерального полюса, знижена якість кісткової тканини на ділянці встановлення фіксуючих гвинтів тощо).

А



Б



В

Г

Д

Е

Рис. 5.7. Алгоритм лікування пацієнтки з ПГНЩ (уламкова фрагментація гілки НЩ). А, Б – передопераційний аналіз КТ та визначення типу перелому, створення STL моделей уламків НЩ та віртуальна репозиція фрагментів, В, Г – моделювання пацієнтспецифічного фіксатора, Д – інтраопераційне фото зафіксованих уламків із використанням пацієнтспецифічної конструкції, Е – післяопераційна КТ пацієнта.

Нами запропонована оригінальна концепція застосування двокомпонентних хірургічних шаблонів, що складалися з репозиційного компонента, якій забезпечує співставлення уламків в правильному анатомічному положенні, і навігаційного компонента, що визначає положення і ангуляцію довгих позиціонуючих гвинтів, які утримують медіальний фрагмент голівки. Для розвантаження системи фіксатор-кістка, зменшення градієнтів напруження в елементах фіксації та кістковій тканині нами запропонована невелика індивідуальна розвантажувальна пластинка, розташована на бічній поверхні виросткового відростка, що за формою точно відповідає навігаційній частині шаблону, і може бути встановлена лише в одному, попередньо-визначеному. положенні. Визначені анатомічні вимоги до дизайну пацієнто-специфічних конструкцій, що можуть бути встановлені при ретроаурикулярному доступі, їх розміри, адаптовані до анатомічних розмірів голівки НЩ та обмеженого хірургічного доступу; форма визначається існуючими анатомічними «безпечними» зонами та дозволяє знизити ризик інтра- або післяопераційних ускладнень. Подібних рішень для даного виду травми в світовій літературі не зустрічається. Вивчення їх клінічної ефективності стало предметом наступної частини дослідження.

5.2. Анатомічні та функціональні результати хірургічного лікування переломів голівки нижньої щелепи із застосуванням хірургічних шаблонів та індивідуалізованих фіксаторів

Отримані на попередніх етапах дослідження дані було покладено в основу планування і проведення рандомізованого проспективного дослідження по вивченню клінічної ефективності хірургічного лікування пацієнтів з ПГНЩ із застосуванням хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторів з точки зору найближчих і віддалених анатомічних та функціональних результатів у порівнянні з традиційними методами остеосинтезу голівки НЩ.

Пацієнтів з ПГНЩ, що потребували хірургічного лікування, було розділено на 2 групи, однорідні за віком, статтю і клініко-рентгенологічним типом перелому. Було виконано наступні типи хірургічних втручань. У першій (контрольній) групі (22 пацієнта, 26 переломів голівки НЩ) репозицію та фіксацію уламків проводили за класичною методикою (за A. Neff та співавт., 2004) [23]. Уламки репонували під візуальним контролем хірурга і фіксували 2 титановими позиціонуючими гвинтами у 12 випадках, а у випадках, коли це було неможливо (біомеханічно несприятливі, уламкові переломи), використовували титанові міні- та мікропластини (самостійно або у поєднанні з позиціонуючими гвинтами (14 ПГНЩ).

В другій (основній) групі (20 пацієнтів, 24 ПГНЩ) навігаційні шаблони були застосовані для визначення місця засвердлювання та ангуляції позиціонуючих титанових гвинтів, які встановлювали самостійно у 8 випадках, або у поєднанні з ІРП (за наявності фрагментації латерального полюса голівки НЩ чи при товщині кортикального шару менше 0,8 мм) – 10 випадків. У 6 випадках для фіксації багатоуламкових переломів було застосовано пацієнтспецифічні титанові фіксатори (рис. 5.8).

Анатомічні результати хірургічних втручань були задовільними у всіх випадках (середнє відхилення між 3D моделями з віртуальним планом хірургічного втручання та отриманим клінічним результатом було меншим 2 мм як в основній, так і в контрольній групах). Водночас абсолютної відповідності отриманого результату репозиції та віртуального плану операції в жодному випадку досягнуто не було. Середнє відхилення точок при порівнянні спланованого та отриманого на післяопераційній КТ результату складало 1,02±0,56 мм у пацієнтів контрольної групи та 1,05±0,46 мм у пацієнтів основної групи при застосуванні CAD/CAM технологій (розбіжності недостовірні, $p>0,05$).

Максимальні відхилення точок в основній групі коливались від 1,4 до 4,2 мм і в середньому становили 3,3±0,87 мм. В контролі вони були вірогідно

більшими (U=55, p<0.05) і в середньому становили 5,05±2,5 мм (від 2,5 до 10,5 мм).

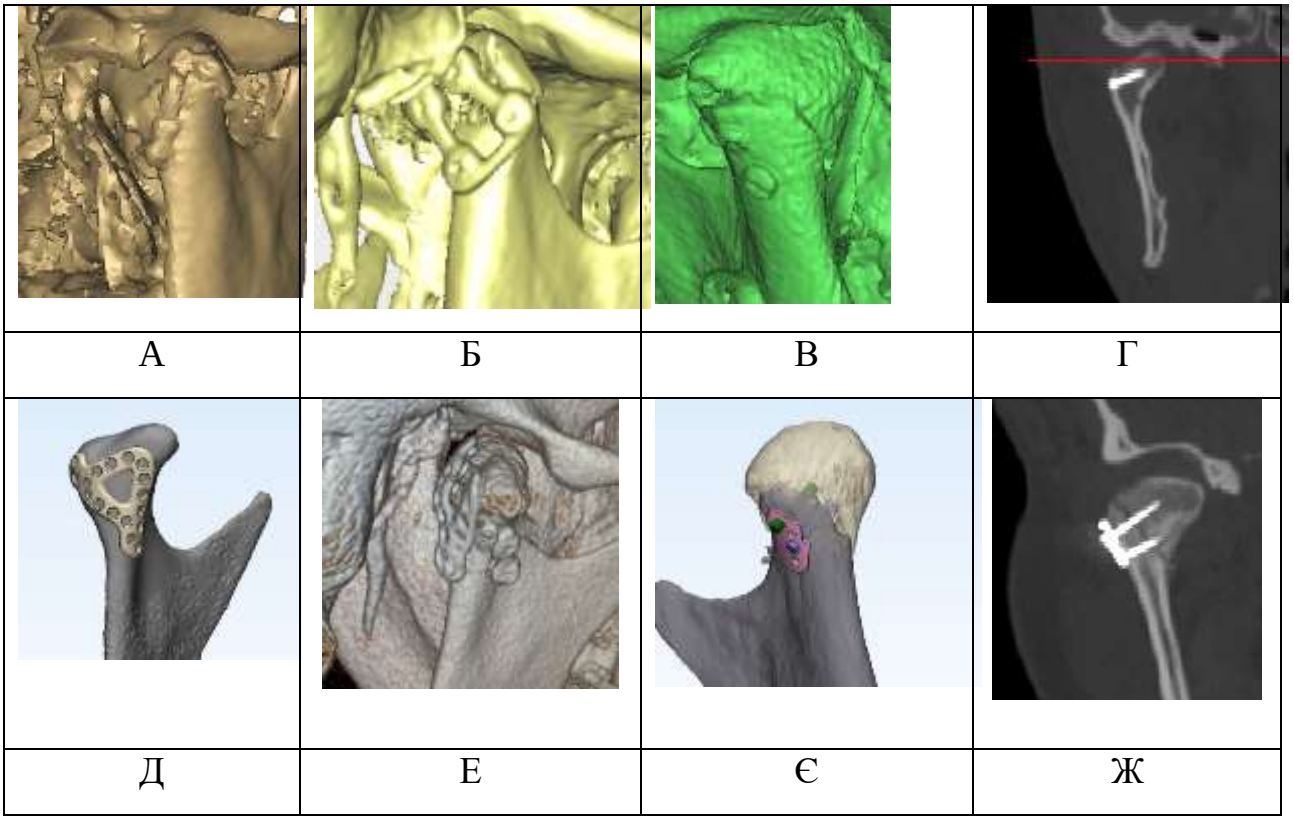


Рис. 5.8. Післяопераційні КТ пацієнтів контрольної (А-Г) та основної (Д-Ж) груп. А, Б – фіксацію уламків проведено за допомогою титанових накістних мініпластин, В, Г – уламки фіксовано двома титановими позиціонуючими гвинтами. Передопераційне планування (Д, Є) та післяопераційний результат пацієнтів з фіксацією уламків пацієнтспецифічним імплантатом (Е) та ІРП у поєднанні з позиціонуючими гвинтами (Ж).

Таким чином, проведені нами дослідження продемонстрували, що навіть в умовах співставлення уламків у контакті та анатомічно прийнятному положенні, після остеосинтезу голівки НЩ максимальні відхилення точок від оптимального положення на окремих ділянках можуть бути досить значними (від 1,4 мм до 10,5 мм). Застосування хірургічних шаблонів збільшувало точність співставлення уламків, за рахунок чого максимальна величина відхилення зменшувалась в середньому на 40 % (3,3±0,87 мм проти 5,05±2,5

мм). При цьому, середня величина відхилення голівки НЩ в групах порівняння вірогідно не відрізнялась і виявлялась незначною, на рівні 1 мм. Це можна пояснити наступним: репозиція фрагментів голівки НЩ через завушний доступ під прямим візуальним контролем дозволяє надійно контролювати лінійні зміщення уламків один відносно іншого, але при цьому дуже складно контролювати кутові зміщення з розходженням щілини перелому в ділянці передньої поверхні голівки та відхиленням медіального полюса від оптимального положення. Кутові зміщення майже не позначаються на середньому значенні відхилення, що враховує всі точки поверхні моделей, але вірогідно впливають на величину максимального відхилення. Застосування хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторвів, зменшуючи ризики кутових зміщень, вірогідно підвищує інтегральну точність хірургічних втручань та робить їх більш передбачуваними. Наявність відхилень від віртуального плану операції, відзначена при їх застосуванні, була зумовлена неможливістю жорсткого закріплення конструкції до дрібних уламків при зниженні якості кістки в посттравматичному періоді та незначними погрішностями при моделюванні навігаційних шаблонів.

При порівнянні висоти гілки НЩ між прооперованою та здоровою стороною було визначено, що відмінність між ними складала 1,4±1,3 мм (від 0,02 до 4,3 мм) в групі контролю та 0,8±0,4 мм (від 0,2 до 1,35 мм) в основній групі. І хоча за даної кількості спостережень міжгрупові розбіжності виявлялись недостовірними ($p>0,05$), існувала чітка тенденція до збільшення точності відновлення висоти гілки в основній групі (на 43 %). Крім того, при застосуванні пацієнтспецифічних конструкцій відмінності у висоті гілки зі здоровою стороною в жодному випадку не перевищували 2 мм, а в контролі вони були більшими 2 мм у 4 хворих (15,3 % випадків).

Відновлення висоти гілки НЩ є актуальним завданням лікування переломів виросткового відростка НЩ. За даними E. Ellis та G. S. Throckmorton (2005), відновлення висоти гілки НЩ має вирішальне значення

для функціонального відновлення пацієнтів після травми та нормалізації оклюзійних співвідношень [82]. Однак, ключовими цілями ORIF є не тільки відновлення анатомії (тобто вертикальної висоти), але й підтримка функціональності суглоба (збереження рухливості диска, голівки, а також фізіологічної функції латерального криловидного м'яза), що залежить від правильно обраного доступу до фрагментів та щадного відношення до навколишніх м'яких тканин [22, 102, 103].

Вивчення функціонального стану СНЩС проводилось на основі об'єктивних клінічних критеріїв (величина максимального відкривання рота, протрузії та латеротрузії, оцінка індексу клінічної дисфункції (Di) за M. Helkimo, що широко використовують в наукових дослідженнях [84]. Це дозволило нам не лише порівняти результати в клінічних групах, але й співставити їх з результатами, отриманими іншими авторами.

Інтраопераційних ускладнень у виді травми a.maxillaris або додаткової фрагментації голівки серед досліджених хворих не визначали. При застосуванні пацієнтспецифічних конструкцій інтраопераційно в жодному спостереженні не виникало проблем з їх встановленням і позиціонуванням. Важливими перевагами навігаційних шаблонів/пацієнтспецифічних фіксаторів була можливість кращої адаптації кісткових фрагментів при багатоуламкових переломах та їх надійного утримання під час встановлення фіксуючих/позиціонуючих гвинтів. При традиційному підході утримання уламків досягалось використанням спеціальних гачків, елеваторів, інколи накладанням провізорних мікропластин тощо. Ефективність цих хірургічних маніпуляцій є оператор-залежною і зазнає значного впливу суб'єктивних чинників.

Ускладнення в післяопераційному періоді розвинулись у 25,4 % пацієнтів (36 % хворих контрольної і 15 % – основної груп). Структура ускладнень наведена в табл. 5.1.

Таблиця 5.1

Ускладнення, що виникали в післяопераційному періоді у пацієнтів, прооперарованих з приводу ПГНЩ

Тип ускладнення	Основна група (n=20)	Контрольнагрупа (n=22)
Нагноєнняпісляопераційної рани	10 % (2 пацієнта)	14% (3 пацієнта)
Розсмоктування малого фрагмента	5 % (1 пацієнт)	9 % (2 пацієнта)
Вторинне зміщення малого фрагмента	_	14 % (3 пацієнта)
Наявність оклюзійних порушень	10 % (2 пацієнта)	36,3 % (8 пацієнтів)
Тризм (відкривання рота <3,5см)	15 % (3 пацієнта)	22,7 % (5 пацієнтів)

При статистичному аналізі міжгрупових відмінностей в загальній частоті ускладнень достовірної різниці виявлено не було (χ^2=2,47 p>0,05). Це можна пояснити тим, що більша частина ускладнень була пов’язана з важкістю і характером травми, а також строками проведення хірургічних втручань. Так, ускладнення гнійно-запального характеру або лізис кісткових фрагментів, виникали при важкій високоенергетичній травмі з пошкодженням зовнішнього слухового проходу і шкірних покривів або руйнуванням ділянок прикріплення капсули і зв'язок. Вірогідні відмінності були відзначені лише щодо вторинного зміщення уламків та дезінтеграції системи фіксатор-кістка, яке відзначали у 14 % хворих контрольної групи і не спостерігали в основній групі. Це демонструє певні переваги запропонованого нами підходу з біомеханічної точки зору, що були раніше продемонстровані в модельному експерименті з використанням скінченно-елементного аналізу.

Транзиторні порушення роботи гілок лицевого нерва, що спостерігались в 50 % пацієнтів основної та 43 % пацієнтів контрольної груп,

повністю відновлювались у терміни від кількох тижнів до 6 місяців. У переважній більшості хворих відзначали ураження гілок скроневої гілки (n.frontalis) та, в деяких випадках, вилицевої, переважно n.orbiclaris oculi pars inferior.

При оцінці діапазону рухів НЩ (табл. 5.2) в основній групі відмічалось збільшення максимальної величини відкривання рота і протрузії НЩ. Так, максимальне відкривання рота в строк 3 місяці в основній групі було більшим на 6,4 %, ніж в контролі, а протрузія – майже на 20 %. Тризм (обмеження відкривання рота менше 3,5 см) відзначали у 11 % хворих основної групи проти 15,8 % в контролі. Параметри максимальної амплітуди рухів НЩ в обох групах мали значну індивідуальну варіативність, в зв'язку з чим за даної кількості спостережень відмінності за цим параметром виявились статистично не достовірними (p>0,05).

Таблиця 5.2

Об'єм рухів НЩ у пацієнтів, прооперарованих з приводу ПГНЩ, залежно від способу хірургічного лікування

Група	**Максимальне відкривання рота(мм)**		**Максимальна протрузія (мм)**		**Максимальна латеротрузія(мм)**			
	до операції	3 місяці	до операції	3 місяці	до операції ліворуч	3 місяці ліворуч	до операції праворуч	3 місяці праворуч
основна	22,8±9,7	37,5±4,2	2,6±1,4	6,1±1,16	6,1±1,16	5,2±1,18	2,9±1,07	4,5±1,45
контрольна	21±9	34,1±4,7	3,07±1,75	4,9±1,6	3,7±1,4	5,15±1,14	4,07±2	4,9±1,65

Об'єктивний аналіз відновлення оклюзійних співвідношень був утруднений в зв'язку з наявністю в більшості пацієнтів вторинної адентії, захворювань пародонта, вихідних порушень прикусу та початкових ознак м'язово-суглобової дисфункції. Отримані дані, водночас, свідчать, що частота оклюзійних порушень, які потребували ортопедичної чи ортодотичної корекції, була вірогідно вищою в контрольній групі (36,3 % проти 10 %), що пояснювалось, як наявністю залишкових лінійних і кутових

зміщень, так і вторинним зміщенням кісткових уламків внаслідок біомеханічної неспроможності традиційних систем фіксації.

При проведенні інтегральної оцінки відновлення функції СНЩС в строк 3 місяці з використанням клінічного індексу дисфункції за M. Helkimo було встановлено, що відсутність будь-яких функціональних порушень спостерігалась у 12,5 % пацієнтів основної та 8,7 % контрольної груп, легкий ступінь дисфункції (Di I) був визначений у 68,7 % пацієнтів основної та 8,7 % контрольної груп, середній ступінь Di II у 18,75 та 78,2 %, відповідно, тяжкий ступінь дисфункції Di III було визначено у 4 % пацієнтів контрольної групи (рис. 5.9). Середнє значення індексу M. Helkimo в основній групі при цьому було вірогідно нижчим, ніж в контролі 4,2±4,1 проти 7,1±4,2 ($p<0.05$).

Рис. 5.9. Оцінка функціонального стану пацієнтів з ПГНЩ через 3 місяці після оперативного втручання з використанням клінічного індексу дисфункції за M. Helkimo (1974).

Висновки до розділу 5

1. За результатами вивчення клініко-анатомічних характеристик ПГНЩ було запропоновано диференційований алгоритм їх лікування на основі цифрового протоколу, виділено 3 типи переломів цієї локалізації, що

відрізнялися ступенем і характером фрагментації, а також товщиною кортикального шару голівки. Розроблено концепцію створення пацієнтспецифічних фіксаторів для навігаційної хірургії, що відповідали топографо-анатомічним, біомеханічним та технологічним вимогам і могли бути використані при біомеханічно несприятливих типах переломів.

2. Диференційоване застосування CAD/CAM технологій, зокрема хірургічних (навігаційних та репозиційних) шаблонів, ІРП та пацієнтспецифічних фіксаторів згідно розробленого нами способу (Патент України на винахід № 123336 від 17.03.2021) при лікуванні ПГНЩ, дозволяє вірогідно збільшити точність репозиції кісткових уламків. Максимальне відхилення між віртуальною репозицією фрагментів та отриманим результатом за даними КТ при цьому зменшується порівняно з традиційними методами відкритої репозиції та остеосинтезу в середньому на 40 % (3,3±0,87 проти 5,05±2,5 мм), а точність відновлення висоти гілки зростає на 43 %.

3. Загальна частота післяопераційних ускладнень при застосуванні розробленого нами цифрового протоколу лікування ПГНЩ склала 15 проти 36 % в контрольній групі. Застосування CAD/CAM технології вірогідно не впливало на частоту ускладнень гнійно-запального характеру та лізис кісткових фрагментів, але вірогідно знижувало частоту вторинного зміщення уламків та дезінтеграції системи фіксатор-кістка (на 14 %, $p<0,05$) за рахунок покращених біомеханічних властивостей системи фіксації.

4. Використання хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторів у пацієнтів з ПГНЩ за рахунок більш точної репозиції та зменшення інвазивності хірургічних втручань дозволяє покращити їх функціональні результати в строк спостереження 3 місяці після травми, а саме: збільшити максимальну амплітуду рухів НЩ на 6,4-20 %, зменшити частоту розвитку дисфункції середнього і важкого ступеня на 63,5 % та вірогідно знизити середнє значення індексу клінічної дисфункції (Di) за M. Helkimo (4,2±4,1 проти 7,1±4,2) порівняно з традиційними методами остеосинтезу.

Даний розділ викладено в наступних публікаціях:

1. Павличук ТО, Чепурний ЮВ, Копчак АВ. Оцінка точності репозиції кісткових фрагментів при переломах голівки нижньої щелепи із застосуванням навігаційних хірургічних шаблонів та пацієнто-специфічних фіксаторів. Вісн. проблем біології і медицини. 2020;(3):341-7.

2. Павличук ТО, Чепурний ЮВ, Копчак АВ. Клінічна ефективність хірургічного лікування переломів голівки нижньої щелепи із використанням навігаційних шаблонів та пацієнто-специфічних імплантатів. Вісн. стоматології. 2020; 37(3):41-9. doi: 10.35220/2078-8916-2020-37-3-50-59.

3. Павличук Т, Черногорський Д, Чепурний Ю, Копчак А. Застосування CAD/CAM технологій при хірургічному лікуванні переломів голівки нижньої щелепи. Укр. наук.-мед. молодіж. журн.. 2019;(4):23-31.

4. Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A, Kopchak A. Application of CAD/CAM technology for surgical treatment of condylar head fractures: A preliminary study. J Oral Biol Craniofac Res. 2020 Oct-Dec;10(4):608-14. doi: 10.1016/j.jobcr.2020.08.018.

АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Травми СНЩС, зокрема переломи голівки НЩ, супроводжуються зміною топографо-анатомічних співвідношень елементів суглоба та розвитком внутрішніх порушень, які часто стають причиною глибоких функціональних розладів, таких як порушення оклюзії, виникнення больової дисфункції СНЩС, асиметрії обличчя, порушення вікривання рота і, в окремих випадках, анкілозуванням ураженого суглобу [7]. В численних рандомізованих дослідженнях останніх років було доведено, що відкрита репозиція суглобової голівки та її функціонально стабільна фіксація в правильному анатомічному положенні дозволяє досягти кращих морфологічних та функціональних результатів порівняно з консервативними методами лікування [5, 6, 7, 103]. У зв'язку з цим в останні роки збільшується кількість публікацій, присвячених удосконаленню хірургічної техніки, методів остеосинтезу, а також конструкції фіксувальних пристроїв. Основними принципами, яких слід дотримуватись під час вибору фіксатора та хірургічного доступу, є можливість досягнення анатомічно точної репозиції з адекватним візуальним контролем та функціонально стабільної фіксації фрагментів з одночасною малоінвазивною ревізією оточуючих м'яких тканин.

Незважаючи на значні досягнення, автори зазначають, що хірургічне лікування ПГНЩ все ще пов'язане з високою технічною складністю та значним ризиком ушкодження гілок лицевого нерва, кровотечі чи пошкодження структур СНЩС [3, 77]. При проведенні оперативного втручання з приводу ПГНЩ хірургу не завжди вдається забезпечити анатомічно точну репозицію уламків та утримати їх в правильному положенні під час встановлення гвинтів через обмежений хірургічний доступ та погану візуалізацію, зумовлені складною топографічною анатомією зони ураження. Це особливо актуально у випадках багатоуламкової фрагментації голівки чи латеральної поверхні гілки НЩ, коли основні анатомічні

орієнтири втрачені, а кісткові фрагменти набувають додаткових ступенів свободи.

Для фіксації фрагментів голівки НЩ при її травматичних переломах запропоновано велику кількість різних фіксаторів, виготовлених з титану та полімерних матеріалів. Автори рекомендували застосування мікро- та мініпластин, спиць, гвинтів типу «lag screws» та «cannulated screws», позиціонуючих гвинтів, біорезорбтивних пінів та гвинтів [28, 100, 130, 194]. І хоча питання вибору оптимального типу та кількості фіксаторів, матеріалу з якого вони виготовлені, техніки їх встановлення, а також визначення потреби у видаленні фіксаторів у пізньому післяопераційному періоді були розглянуті в серії клінічних та експериментальних досліджень, отримані результати виявились контроверсійними, а рівень доказовості більшості публікацій є недостатнім для формування чітких рекомендацій та клінічних настанов.

З метою визначення біомеханічної поведінки найбільш перспективних типів фіксаторів – титанових позиціонуючих гвинтів, біорезорбтивних пінів та Т-подібних пластин, нами було виконано натурний експеримент на сухих трупних щелепах людини з відтвореними ПГНЩ в умовах, близьких до фізіологічних навантажень. В ході експерименту на 15 голівках НЩ людини було проведено остеотомії, що відповідали перелому типу р згідно класифікації A. Neff та співавт. (2014) [110]. Голівки було фіксовано різними типами фіксаторів із дотриманням загальних принципів їх встановлення. Після цього натурні препарати піддавали навантаженню в уніфікованих стандартних умовах деформування з прикладанням сили у сагітальній та фронтальній площинах, крім того була проведена оцінка здатності фіксаторів протистояти дефрмації кручення (для цього була розроблена оригінальна методика проведення дослідів з використанням допоміжних деталей конструкції).

В ході дослідження було встановлено, що титанові бікортикальні гвинти забезпечують найвищу жорсткість і міцність фіксації ПГНЩ при навантаженні в сагітальній та фронтальній площинах: 46,9±31,37 та

36,92±20,34 Н/мм, відповідно. Фіксація за допомогою біорезорбтивних пінів продемонструвала меншу жорсткість як при сагітальному (39,3±16,6 Н/мм), так і при фронтальному навантаженні (29,07±9,03 Н/мм). Найменшу жорсткість було виявлено при фіксації фрагментів голівки НЩ Т-подібною титановою мініпластиною: 10,9±10 Н/мм – при сагітальному та 17,9±10,11 Н/мм – при фронтальному навантаженні. Водночас, фіксація одним гвинтом чи піном, незалежно від використаного матеріалу, не була стійкою до деформації кручення. Натомість, жорсткість Т-подібних пластин на кручення була досить великою і в середньому становила 518,3±111,9 Н * мм/Рад.

Границя пропорційності на діаграмі деформування зразків, що відображала максимальну силу, яку можна прикласти до НЩ, не викликаючи незворотних пластичних деформацій, в проведених дослідах була найвищою при застосуванні титанових гвинтів, і в середньому становила 43,7±27 Н – при сагітальному та 38,8±51 Н – при фронтальному згинах. Ці величини свідчили, що подібна система фіксації може вважатися надійною лише в умовах нежувального навантаження або пережовування м’якої їжі, але при максимальній силі жування чи довільному стисканні зубів її пластична деформація стає практично неминучою. Межа пропорційності при використанні біорезорбтивних пінів та Т-подібних пластин була меншою на 44 та 63 %, відповідно, що дозволяло розглядати ці типи фіксаторів як самостійне рішення лише в дуже обмеженому колі біомеханічно сприятливих випадків, за умови застосовування певних функціональних обмежень. Ці дані підтверджуються результатами експериментальної роботи S. Sukegawa та співавт. (2020), де при порівнянні біорезорбтивних та титанових гвинтів перконливо доведено перевагу останніх [195].

Збільшення навантаження зразків з виходом за межі пружного діапазону продемонструвало, що при фіксації уламків титановими гвинтами в усіх випадках пластична деформація системи супроводжувалась руйнуванням кісткової тканини навколо елемента фіксації та його зміщенням від вихідного положення. Деформація самого титанового гвинта була

нехтовно малою порівняно з деформацією оточуючої кістки. Руйнування зразків з дезінтеграцією системи відбувалось завжди за рахунок руйнування кістки з втратою ретенційної здатності гвинта. При фіксації уламків біорезорбтивними пінами з PDLLA в дослідах з руйнуванням, пластичні деформації виникали як в кістковій тканині, так і в фіксуючому піні, а руйнування системи в частині випадків супроводжувалось переломом фіксатора. При цьому, в обох випадках діапазон пластичної деформації при сагітальному навантаженні був достатньо широким. Співвідношення між межею міцності та межею пропорційності становило 1,95±0,79 – для титанових гвинтів та 2±0,23 –для біорезорбтивних пінів. З клінічної точки зору це свідчило про більший ризик вторинних деформацій, ніж повної дезінтеграції системи в умовах ранньої мобілізації у пацієнтів, яким проводять остеосинтез голівки НЩ, що підтверджується наявним клінічним досвідом [6, 7]. При фронтальному навантаженні (що відповідає деформаціям, спричиненим тягою ЛКМ), цей діапазон різко зменшувався і становив 1,1±2,03 –для титанових гвинтів та 1,75±0,83 –для біорезорбтивних пінів. Отриані результати свідчать про більшу небезпеку повної дезінтеграції системи при даному виді навантаження і підтверджують думку S. Sukegawa та співавт. (2020) [195], A. Neff та співавт. (2004) [23], що найбільшу загрозу для систем фіксації становлять випадки з навантаженням, спричиненим тягою ЛКМ (бокова оклюзія, відкушування їжі при широкому відкриванні роту, посттравматичні контрактури і спазм м’яза).

При застосуванні Т-подібних пластин перевищення межі пропорційності призводило до пластичної деформації (згину) пластини, що визначало поведінку системи в нелінійній частині діаграми деформування, зміни в кістковій тканині при цьому були незначними. Повного руйнування системи не відбувалось навіть при дуже значних деформаціях. В реальних клінічних умовах можна очікувати, що самостійне застосування мініпластин для остеосинтезу ПГНЩ в значному відсотку випадків супроводжуватиметься значним вторинним зміщенням з якісною зміною

НДС, яке може призвести до резорбції, перебудови та руйнування кістки навколо фіксуючих гвинтів при циклічному навантаженні.

Проведені досліди також продемонстрували, що біомеханічні параметри зразків у кожній групі суттєво різнились залежно від фізичних властивостей кістки та анатомічної форми голівки НЩ. Це свідчить, що такі фактори, як анатомічні характеристики НЩ, її архітектоніка та фізико-механічні властивості, а також топографія щілини перелому, можуть впливати на біомеханічні параметри системи фіксації навіть більше, ніж тип та матеріал фіксатора.

Фіксація титановими позиціонуючими гвинтами, що продемонструвала найкращі біомеханічні характеристики в умовах деформації згину і зсуву, виявилась не здатною протистояти деформаціям кручення. В клінічній практиці ця проблема може вирішитися за рахунок встановлення додаткових елементів фіксації (2 і більше гвинтів, підсилення системи фіксації додатковою пластиною) або бути частково компенсована макроретенцією за рахунок наявних нерівностей щілини перелому або сили тертя між поверхнями уламків при їх точній репозиції. Це узгоджується з даними, раніше опубліковними A. Neff та співавт. (2004), де повідомлялось, що оптимальним методом фіксації при ПНГЩ є встановлення 2 титанових позиціонуючих гвинтів. Водночас, автори вказували, що встановлення 2 гвинтів в деяких випадках не може забезпечити необхідну стабільність уламків, зокрема, коли латеральний полюс або вся голівка НЩ фрагментовані чи кортикальний шар цієї зони стоншений [23]. В таких випадках для забезпечення більш рівномірного розподілу навантаження в зоні перелому та підвищення стійкості системи фіксації, на думку A. Kolk та A. Neff (2015), можливе застосування розвантажувальних міні- або мікропластин у поєднанні з гвинтовими системами фіксації [7]. Однак, досвід авторів в цьому питанні обмежується повідомленням про окремі клінічні спостереження без відповідного клініко-експериментального обґрунтування.

Отримані нами результати також засвідчили необхідність точної репозиції для стабілізації ротаційних зміщень та підсилення системи гвинтової фіксації, особливо в біомеханічно несприятливих умовах, з використанням 2 позиціонуючих гвинтів та розвантажуючих пластин. Водночас, атравматичне встановлення елементів фіксації в правильному безпечному положенні, було утруднене через погану візуалізацію анатомічних структур, обмежений хірургічний доступ і значну індивідуальну варіативність як форми голівки НЩ, так і характеру її переломів. Для вирішення існуючого комплексу проблем нами було запропоновано концепцію застосування індивідуалізованих конструкцій: хірургічних шаблонів і пацієнтспецифічних фіксаторів, зокрема ІРП, виготовлених за допомогою CAD/CAM технології (Патент України на винахід № 123336 від 17.03.2021).

Відомо, що при ПГНЩ внаслідок втрати анатомічних орієнтирів репозиція фрагментів стає менш передбачуваною, а при встановленні фіксуючих гвинтів значення крутного моменту можуть бути занадто високими, щоб утримувати уламки в правильному положенні. Одним з перспективних рішень в цьому напрямку, на думку авторів, є застосування інтраопераційної навігації та CAD/CAM технологій, зокрема навігаційних хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторів, що полегшують реалізацію віртуального плану втручання та роблять його менш залежним від навичок та досвіду оператора [35, 36]. Ці технології довели свою ефективність в різних галузях травматології та реконструктивної хірургії обличчя (зокрема при переломах, дефектах і деформаціях орбіт, нижньої щелепи, вилицевого комплексу, в ортогнатичній хірургії) [40, 219, 221]. Однак, при проведенні операцій з приводу переломів голівки НЩ їх застосування не набуло значного поширення в зв’язку з низкою технічних складностей і обмежень. Розміри, форма і шлях введення пацієнтспецифічної конструкції є чітко детермінованими та визначаються обраним хірургічним доступом і потребою враховувати анатомічні «безпечні» зони, уникаючи

травматизації латеральної зв'язки, місця прикріплення капсули та ЛКМ. Очевидно, що такі конструкції мають дуже малий розмір, що позначається на їх механічних властивостях та вимагає виключної прецизійності. Прогрес методів 3D друку, широке впровадження технологій порошкової металургії, зокрема селективного лазерного спікання титану, удосконалення комп'ютерного програмного забезпечення CAD, зробили процес виробництва подібних конструкцій доступним, швидким та клінічно доцільним.

Нами була розроблена і впроваджена в клінічну практику оригінальна пацієнтспецифічна конструкція, що складалася з 3 елементів, два з яких представляли собою частини збірного хірургічного шаблону і використовались лише на певних етапах хірургічного втручання, а потім видалялися з операційної рани, а третій – представляв собою ІРП, яку застосовували для підсилення гвинтової фіксації в біомеханічно несприятливих випадках.

Перший компонент хірургічного шаблону (репозиційний шаблон) забезпечував репозицію малого фрагмента та його утримання під час встановлення 2 позиціонуючих гвинтів за A. Neff та A. Kolk (2015) [7]. Цей компонент був віртуально вигнутий та згладжений до повної відповідності морфології кісткової поверхні після репозиції уламків. Другий компонент – навігайційний шаблон – полегшував позиціонування та відтворення запланованої ангуляції гвинтів. Третій компонент – ІРП – моделювали на бічній поверхні виросткового відростка так, що за формою та розмірами вона була ідентичною навігаційному шаблону, який відрізнявся лише наявністю двох позиціонуючих «шахт», що задавали правильний напрям свердлення отворів для позиціонуючих гвинтів. Після свердління хірургічний шаблон видаляли, а розвантажувальну пластину фіксували в тому ж положенні. Край ІРП, включаючи утримуючи елементи, при цьому точно відповідав краю першого компонента конструкції (репозиційного шаблону), що

забезпечувало її позиціонування в єдиному, попередньо визначеному положенні.

Запропонована методика ефективно вирішувала наступні задачі: 1) точного співставлення кісткових уламків в умовах обмеженої візуалізації за рахунок використання репозиційного шаблону, 2) надійного утримання кісткових уламків під час засвердлювання і вкручування довгих позиціонуючих гвинтів, 3) визначення оптимального положення гвинтів та точну реалізацію плану хірургічного втручання за рахунок застосування навігаційного шаблону, 4) збільшення стабільності та міцності фіксації при застосуванні ІРП.

Оригінальний дизайн навігаційних шаблонів та пацієнтспецивічних фіксаторів, виготовлених з титана, відповідав клініко-анатомічним, біологічним та технологічним вимогам до подібних конструкцій. Це, зокрема: 1) можливість застосування в умовах традиційного завушного доступу, 2) адаптація розміру до обмеженого простору при виконанні оперативного втручання, 3) можливість надійного закріплення конструкції мікрогвинтами в належному, віртуально змодельованому, положенні, 4) розташування елементів конструкції в «безпечних» зонах, що зменшувало ризик низки післяопераційних ускладнень, 5) біомеханічні властивості системи фіксації, що забезпечували необхідну жорсткість, міцність і надійність. Крім того, сучасні можливості програмного забезпечення, прогрес адитивних технологій та збільшення їх доступності дозволяли проводити виготовлення даних конструкцій в строки від 2 до 4 днів (в середньому 2,8±0,7 дні), що не призводило до значного відтермінування операції, яке є вкрай небажаним у даної категорії пацієнтів.

При аналізі комп'ютерних томографій пацієнтів з ПГНЩ нами було визначено три типи основних переломів та запропоновано алгоритм диференційованого використання CAD/CAM технологій для кожного з них: I – біомеханічно сприятливий тип (товщина кортикального шару кістки в ділянці латерального полюса >0,8 мм, відсутність дрібноуламкової

фрагментації голівки НЩ), що зустрічався у 34 % хворих. У цьому випадку фіксацію слід проводити двома позиціонуючими гвинтами з титана за класичною методикою A. Neff та співавт. (2004) [23], використовуючи віртуальну репозицію фрагментів та двокомпонентний хірургічний шаблон (з репозиційним та навігаційним компонентами), що забезпечує утримання малого фрагмента під час репозиції та правильне позиціонування і ангуляцію гвинтів при засверлюванні. II тип – біомеханічно несприятливі ПГНЩ (товщина кортикального шару кістки <0,8 мм, дрібноуламкова фрагментація латерального полюса голівки НЩ), що зустрічався в 41 % випадків. При цьому, традиційну гвинтову фіксацію підсилювали ІРП, відповідно до запропонованого нами способу (Патент України на винахід № 123336 від 17.03.2021). До III типу (25 % хворих) відносили випадки з багатоуламковою фрагментацією голівки НЩ. У цих пацієнтів в якості системи фісації застосовували індивідуалізовані фіксатори, змодельовані з дотриманням всіх вищенаведених вимог. Фіксатор в цьому випадку сам виконував роль репозиційного шаблону і забезпечував можливість закріплення окремих кісткових уламків, щонайменше 1 мікрогвинтом (на великих фрагментах – по 2).

Встановлений нами розподіл ПГНЩ узгоджується з раніше опублікованими даними [101], згідно яким, від 25 до 50 % переломів цієї локалізації мають кілька фрагментів в ділянці латерального полюса та/або задньої поверхні. В таких випадках фрагменти набувають додаткових ступенів свободи, а якість кістки в зоні встановлення гвинтів різко погіршується, що негативно позначається на біомеханічних властивостях системи фіксатор-кістка.

Для визначення ефективності запропонованого нами підходу і його потенційних обмежень на доклінічному етапі нами було проведено серію модельних експериментів по вивченню біомеханічної поведінки систем фіксації з додатковим застосуванням ІРП в складних умовах деформування при різному навантаженні. Експеримент було проведено на удосконалених

скінченно-елементних моделях, що з високою точністю відтворювали форму і архітектоніку НЩ, а також умови навантаження та природні властивості матеріалів. Для підвищення точності розрахунків кількість скінченних елементів була збільшена до 3,9-6,4 млн., що перевищує представлені в літературі аналоги [17, 32, 201].

Відомо, що скінченно-елементний аналіз (FEA) є одним з потужних методів визначення поведінки біологічних систем та фіксувальних пристроїв на доклінічному етапі, який в останні роки широко використовують для порівняльної оцінки різних типів фіксаторів в умовах близьких до фізіологічного навантаження [199, 203]. FEA, проведений M. Kozakiewicz (2018) [21] та P. Xin та співавт. (2014) [17], продемонстрував, що при функціональному навантаженні систем гвинтової фіксації голівки, найбільша концентрація напружень спостерігається в кортикальному шарі її латерального полюса та задньої поверхні гілки НЩ поблизу отворів для гвинтів. Градієнти напружень можуть збільшуватись у випадках з тонким кортикальним шаром кістки або фрагментацією латерального полюса голівки НЩ, що призводить до руйнування кісткової тканини, тріщин, фрагментації та навіть дезінтеграції всієї системи фіксації.

В ході виконання модельного експерименту нами було доведено, що при встановленні ІРП, яка збільшувала об’єм титанової конструкції на 32 %, жорсткість системи збільшувалась в 1,25-3 рази. Найбільшою мірою ці відмінності проявлялися в несприятливих умовах скорочення ЛКМ, в яких системи фіксації демонстрували меншу стабільність.

Визначення величин еквівалентних напружень в системі, що характеризували ризики її руйнування при функціональному навантаженні, показало, що в усіх моделях вона була найбільша у зонах локальної концентрації поблизу щілини перелому. За будь-яких умов навантаження більші величини еквівалентних напружень відзначали у верхньому гвинті. При звичайному жуванні (25 % від максимальної сили скорочення м’язів) величина еквівалентних напружень за Мізесом ніколи не перевищувала

гранично допустимого значення для титана класу grade 5 (850-1100 МПа). Однак, при скороченні ЛКМ з максимальною силою, напруження зросли і на окремих ділянках перевищували 1200 МПа при традиційній гвинтовій фіксації (контроль) та сягали 950 МПа для системи фіксації з використанням ІРП. Такі пікові напруження спостерігали лише на невеликих ділянках краю різьби гвинтів і вони помітно знижувались в навколишніх ділянках та у поперечних перерізах титанового фіксатора. Всередині ІРП значення еквівалентних напружень за Мізесом завжди були нижчими, ніж у позиціонуючих гвинтах, і ніколи не перевищували 450 МПа.

В кістковій тканині голівки НЩ з відтвореним переломом зони максимальної концентрації напружень були розташовані поблизу отворів для гвинтів. Найбільші градієнти еквівалентних напружень спостерігали в кортикальному шарі латерального фрагмента НЩ в моделях, де було відтворено максимальну силу скорочення ЛКМ. При традиційному методі фіксації вони були в 2-10 разів більшими, ніж при їх поєднаному використанні з ІРП. Найбільш виражений розвантажувальний ефект був виявлений у моделях з відтвореним скороченням ЛКМ. При максимальній силі його скорочення еквівалентні напруження за Мізесом в кортикальному шарі кістки навколо верхнього гвинта сягали 109,4 МПа в контролі (фіксація 2 позиціонуючими гвинтами) і лише 15,2 МПа для фіксації з використанням ІРП. На ділянці другого гвинта максимальні значення еквівалентних напружень становили 81,7 МПа та 20 МПа, відповідно.

В усіх моделях було відзначено високий рівень напружень в губчастому шарі кістки поблизу отворів для гвинтів, що в моделях контрольної групи при максимальній силі скорочення м’язів сягали 40 МПа (фіксація 2 гвинтами). Розвантажувальна пластина знижувала величину напружень в губчастому шарі кістки на 10-60 %, тобто дещо менше, ніж у кортикальному шарі.

Загалом, отримані дані про розподіл напружень і деформацій всередині кістки та в елементах фіксації при застосуванні ІРП продемонстрували

зниження величини напружень в кортикальному шарі кістки нижче граничного та досягнення необхідного рівня жорсткості навіть за умови відтворення максимальної сили скорочення жувальних м’язів. Це визначало основні переваги запропонованого нами підходу і знижувало ризик руйнування кістки в зоні латерального полюса голівки НЩ з наступною дезінтеграцією системи фіксатор-кістка.

Клінічна ефективність розроблених нами протоколів лікування пацієнтів з ПГНЩ була досліджена в проспективному клініко-інструментальному дослідженні, метою якого була порівняльна оцінка ефективності застосування CAD/CAM технологій при лікуванні пацієнтів з ПГНЩ. При визначенні ефективності розглядали два основних аспекти в лікуванні такого виду травми: функціональна реабілтація пацієнтів та точність репозиції фрагментів при проведенні оперативного втручання.

Пацієнтів з ПГНЩ було розділено на 2 групи, однорідні за віком, статтю і клініко-рентгенологічним типом перелому. У першій (контрольній) групі (22 пацієнта, 26 ПГНЩ) репозицію та фіксацію уламків проводили за класичною методикою [23]. Уламки репонували під візуальним контролем хірурга і фіксували 2 титановими позиціонуючими гвинтами у 12 випадках, а у випадках, коли це було неможливо (біомеханічно несприятливі, уламкові переломи), використовували титанові міні- та мікропластини (самостійно або у поєднанні з позиціонуючими гвинтами).

В другій (основній) групі (20 пацієнтів, 24 ПГНЩ) застосовували навігаційні шаблони та пацієнтспецифічні фіксатори, дотримуючись розробленого нами диференційованого алгоритму.

Для досягненя поставленої мети порівнювали дані післяопераційної КТ з передопераційним комп’ютерним плануванням, яке відображало бажаний, анатомічно оптимальний результат. За даними післяопераційної КТ з урахуванням наявних клінічних умов в обох групах відзначали задовільне співставлення кісткових уламків. За основним контрольованим параметром – відновлення висоти гілки, середні відмінності зі здоровою стороною в

основній і контрольній групі становили 0,8±0,4 і 1,4±1,3 мм, відповідно. І хоча за даної кількості спостережень міжгрупові розбіжності виявлялись недостовірними, існувала чітка тенденція до збільшення точності відновлення висоти гілки в основній групі (на 43 %). Крім того, при застосуванні пацієнтспецифічних конструкцій відмінності у висоті гілки зі здоровою стороною в жодному випадку не перевищували 2 мм, а в контролі вони були більше 2 мм у 15,3 % хворих.

Середнє відхилення точок при порівнянні спланованого та отриманого на післяопераційній КТ результату складало 1,02±0,56 мм у пацієнтів контрольної групи та 1,05±0,46 мм у пацієнтів основної групи (розбіжності недостовірні, $p>0,05$). Максимальні відхилення точок в основній групі коливались від 1,4 до 4,2 мм і в середньому становили 3,3±0,87 мм. В контролі вони були вірогідно більшими ($U=55$, $p<0.05$). і в середньому становили 5,05±2,5 мм (від 2,5 до 10,5 мм).

Таким чином, проведені нами дослідження продемонстрували, що навіть в умовах співставлення уламків у контакті і анатомічно прийнятному положенні, після остеосинтезу голівки НЩ максимальні відхилення точок від оптимального положення на окремих ділянках можуть бути досить значними (від 1,4 мм до 10,5 мм). Застосування хірургічних шаблонів збільшувало точність співставлення уламків, за рахунок чого максимальна величина відхилення зменшувалась в середньому на 40 %. При цьому, середня величина відхилення голівки НЩ в групах порівняння вірогідно не відрізнялась і виявлялась незначною, на рівні 1 мм. Це можна пояснити наступним: репозиція фрагментів голівки НЩ через завушний доступ під прямим візуальним контролем дозволяє надійно контролювати лінійні зміщення уламків один відносно іншого, але при цьому дуже складно контролювати кутові зміщення з розходженням щілини перелому в ділянці передньої поверхні голівки та відхиленням медіального полюса від оптимального положення. Кутові зміщення майже не позначаються на середньому значенні відхилення, що враховує всі точки поверхні моделей,

але вірогідно впливають на величину максимального відхилення. Застосування хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторвів, зменшуючи ризики кутових зміщень, вірогідно підвищує інтегральну точність хірургічних втручань та робить їх більш передбачуваними. Наявність відхилень від віртуального плану операції, відзначена при їх застосуванні, була зумовлена неможливістю жорсткого закріплення конструкції до дрібних уламків при зниженні якості кістки в посттравматичному періоді та незначними погрішностями при моделюванні навігаційних шаблонів.

Ускладнення в післяопераційному періоді розвинулись у 25,4 % пацієнтів (36 % хворих контрольної і 15 % – основної групи). При статистичному аналізі міжгрупових відмінностей в їх загальній частоті виявлено не було (χ^2=2,47 p>0,05). Це можна пояснити тим, що розвиток ускладнень був більшою мірою пов’язаний з важкістю і характером травми, а також строками проведення хірургічних втручань. Так, ускладнення гнійно-запального характеру або лізис кісткових фрагментів були асоційовані з важкою високоенергетичною травмою з пошкодженням зовнішнього слухового проходу і шкірних покривів, або руйнуванням ділянок прикріплення капсули і зв'язок. Вірогідні відмінності були відзначені лише щодо вторинного зміщення уламків та дезінтеграції системи фіксатор-кістка, яке відзначали у 14 % хворих контрольної групи і не спостерігали в основній групі. Це демонструє певні переваги запропонованого нами підходу з біомеханічної точки зору, що були раніше продемонстровані в модельному експерименті з використанням скінченно-елементного аналізу.

Транзиторні порушення роботи гілок лицевого нерва, що спостерігались в 50 % пацієнтів основної та 43 % пацієнтів контрольної груп, повністю відновлювались у термін від кількох тижнів до 6 місяців.

З метою оцінки функціональної реабілітації пацієнтів двох груп у віддаленому післяопераційному періоді визначали величину максимального відкривання рота, протрузії та латеротрузії, наявність болю та дискомфорту

при жувальних і нежувальних рухах НЩ, латеральної девіації при широкому відкриванні рота, клацання і хрусту в обох СНЩС. Крім того пацієнтам було проведено оцінку індексу клінічної дисфункції (Di) за M. Helkimo [228].

Так, максимальне відкривання рота в строк 3 місяці в основній групі було на 6,4 % більшим, ніж в контролі, а протрузія – майже на 20 %. Тризм (обмеження відкривання рота менше 3,5 см) відзначали у 11 % хворих основної групи проти 15,8 % – в контролі. Параметри максимальної амплітуди рухів НЩ в обох групах мали значну індивідуальну варіативність, у зв'язку з чим за даної кількості спостережень відмінності за цим параметром виявились статистично недостовірними ($p>0,05$).

Результати низки лонгітудінальних досліджень, присвячених вивченню амплітуди рухів НЩ після хірургічного лікування переломів НЩ в строки від 6 місяців до 3 років є співставними з отриманими нами даними. Так, в системному огляді A. Karan та співавт. (2019) вказується, що відкривання рота у пацієнтів з переломами виросткового відростку НЩ після лікування, за даними різних авторів, становить в середньому від 3.3 - 4.5 см і більше, максимальна протрузія від 6 до 16 мм, латеротрузія – від 3,5 до 10 мм залежно від застосованого способу лікування [233]. Ці цифри є дещо більшими, ніж отримані нами показники. Водночас відомо, що ПГНЩ, особливо уламкові, демонструють найгірший функціональний прогноз порівняно з усіма іншими типами переломів виросткового відростка. За даними M. Chen та співавт. (2010), їх хірургічне лікування супроводжується обмеженням відкриванням роту менше, ніж до 35 мм у 24,2 % прооперованих хворих [234], що цілком відповідає отриманим нами результатам. За даними H. D. Wang та співавт. (2019), частота ускладнень при високих переломах голівки в формі тризму, анкілозування та порушень оклюзії після їх хірургічного лікування може бути навіть більшою, і при окремих типах перелому перевищувати 25 %, при цьому повноцінне відновлення функції СНЩС може потребувати додаткових лікувальних заходів [235].

Для інтегральної оцінки відновлення функції НЩ нами був додатково застосований клінічний індекс дисфункції за M. Helkimo [228], що широко використовують як стандартний інструмент для отримання відтворюваної, порівнянної і, отже, надійної інформації про стан СНЩС у пацієнтів з переломами НЩ [84]. Було встановлено, що ознаки дисфункції середнього і важкого ступеня в основній групі відзначались рідше на 63,5 %, а середнє значення індексу при застосуванні CAD/CAM технології було вірогідно меншим (4,2±4,1 проти 7,1±4,2).

Відомо, що функціональне відновлення СНЩС та об'єму рухів НЩ у пацієнтів, прооперованих з приводу ПГНЩ, відбувається повільно і поступово. За даними A. Karan та співавт. (2019), в ранні строки після операції у пацієнтів з переломами виросткового відростка максимальне відкривання рота з 2 до 6 тижня зростає в середньому від 21 до 27 мм, протрузія – з 2,6 до 3,6 мм, а латеротрузія – з 4,9 до 10,5 мм (при консервативному лікуванні таких переломів максимальний об'єм рухів НЩ виявляється вірогідно нижчим) [233]. Процес відновлення мобільності НЩ інтенсивно триває до 6 місяців, а потім суттєво уповільнюється і більшою мірою залежить від чинників, безпосередньо не пов'язаних з травмою та особливостями хірургічного втручання. В зв'язку з цим, обрані нами відносно невеликі терміни спостереження (до 3 місяців), не дозволяють переконливо висловитись про вплив застосованих методів лікування на остаточну функціональну реабілітацію та перебудову голівки НЩ у віддаленому післяопераційному періоді. Такий період спостереження визначався тим, що в більш пізні строки частині пацієнтів проводили видалення фіксаторів, протезування, призначали специфічне лікування дисфункції СНЩС тощо. Ці заходи значною мірою позначались на подальшій динаміці процесів і суттєво ускладнювали порівняння між клінічними групами, оскільки стандартизувати підходи до реабілітації пацієнтів у пізньому посттравматичному періоді виявилось неможливим з низки об'єктивних та суб'єктивних причин.

Загалом, результати дослідження свідчать, що застосування навігаційних хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторів у пацієнтів з ПГНЩ дозволяє покращити анатомічні і функціональні результати лікування та збільшити точність і прогнозованість остеосинтезу при даному виді травми.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі наведено наукове обґрунтування і практичне вирішення однієї з актуальних задач щелепно-лицевої хірургії – підвищення ефективності хірургічного лікування та реабілітації пацієнтів з ПГНЩ шляхом розробки та обґрунтування нових методів остеосинтезу з використанням CAD/CAM технологій та пацієнтспецифічних фіксаторів. В ході виконання роботи було розроблено та впроваджено в клінічну практику нові диференційовані підходи до застосування різних способів відкритої репозиції та остеосинтезу голівки НЩ з використанням хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторів, що дозволило вірогідно покращити анатомічні та функціональні результати хірургічного лікування хворих з ПГНЩ, зокрема, підвищити точність реконструкції голівки НЩ та зменшити частоту післяопераційних ускладнень і функціональних порушень.

1. За даними мультиспіральної КТ ПГНЩ можуть бути розділені га 3 типи, що відрізняються характером руйнуваня кістки та потребують застосування різних лікувальних підходів: I – біомеханічно сприятливі лінійні переломи з товщиною кортикального шару кістки в ділянці латерального полюса голівки НЩ >0,8 (34 % випадків), II тип – біомеханічно несприятливі ПГНЩ з товщиною кортикального шару кістки <0,8 мм та/або дрібноуламковою фрагментацією латерального полюса голівки НЩ (41 % випадків), III тип – багатоуламкові ПГНЩ (25 % випадків). Складність досягнення анатомічно точної репозиції та функціонально стабільної фіксації зростає від I до III типу ПГНЩ.

2. В натурному експерименті на трупних НЩ людини з відтвореними ПГНЩ встановлено, що титанові позиціонуючи гвинти забезпечують найвищу жорсткість і міцність фіксації при навантаженні в сагітальній та фронтальній площинах: 46,9±31,37 та 36,92±20,34 Н/мм, відповідно. Фіксація за допомогою біорезорбтивних пінів та Т-подібних пластин забезпечувала

меншу жорсткість як при сагітальному (29,07±9,03 та 10,9±10 Н/мм, відповідно), так і при фронтальному навантаженні (39,3±16,6 та 17,9±10,11 Н/мм, відповідно). Фіксація одним гвинтом чи піном, незалежно від використаного матеріалу, не була стійкою до деформації кручення. Натомість, жорсткість Т-подібних пластин на кручення була досить великою і в середньому становила 518,3±111,9 Н * мм/Рад.

3. Міцність системи фіксатор-кістка при експериментальних ПГНЩ, що характеризувалась межою міцності і межою пропорційності на діаграмі деформування, була найбільшою при застосуванні титанових гвинтів (границя пропорційності в середньому становила 43,7±27 Н при сагітальному згині і 38,8±51 Н при фронтальному згині). Межа пропорційності при використанні біорезорбтивних пінів та Т-подібних пластин була меншою на 44 та 63 %, відповідно. Діапазон пластичної деформації (співвідношення між межею міцності та пропорційності) для титанових гвинтів і пінів становив 10-100 %, що визначало особливості формування вторинних зміщень та дезінтеграції системи по типу пластичного руйнування. При цьому, в біомеханічно-несприятливих випадках (II, III тип переломів) гвинтова фіксація не може ефективно протидіяти максимальній силі жувального навантаження і потребує додаткового підсилення накістною пластиною або введення функціональних обмежень.

4. Розроблена на підставі аналізу функціональної анатомії та клінічних особливостей ПГНЩ методика підсилення традиційної гвинтової фіксації уламків у біомеханічно несприятливих випадках (стоншення кортикального шару, його інтенсивна посттравматична перебудова або уламкова фрагментація латерального полюса голівки НЩ) ІРП в експерименті на імітаційних комп'ютерних моделях в умовах функціонального навантаження (скорочення мязів при довільному змиканні зубів та скорочення ЛКМ), порівняно з традиційною, забезпечила зменшення еквівалентних напружень у кістці в 2-10 разів та збільшення жорсткості фіксації в 1,25-3 рази.

5. Диференційоване застосування CAD/CAM технологій, зокрема хірургічних (навігаційних та репозиційних) шаблонів, ІРП та пацієнтспецифічних фіксаторів згідно розробленого нами способу (Патент України на винахід № 123336 від 17.03.2021) при лікуванні ПГНЩ, дозволяє вірогідно збільшити точність репозиції кісткових уламків. При цьому, максимальне відхилення між віртуальною репозицією фрагментів та отриманим результатом за даними КТ зменшується в середньому на 40 % (3,3±0,87 проти 5,05±2,5 мм), порівняно з традиційними методами відкритої репозиції та остеосинтезу, а точність відновлення висоти гілки зростає на 43 %.

6. Загальна частота післяопераційних ускладнень при застосуванні розробленого нами цифрового протоколу лікування ПГНЩ склала 15 проти 36 % в контрольній групі. Застосування CAD/CAM технології вірогідно не впливало на частоту ускладнень гнійно-запального характеру та лізис кісткових фрагментів, але вірогідно знижувало частоту вторинного зміщення уламків та дезінтеграції системи фіксатор-кістка (на 12 %, $p<0,05$) за рахунок покращених біомеханічних властивостей системи фіксації.

7. Використання хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторів у пацієнтів з ПГНЩ за рахунок більш точної репозиції та зменшення інвазивності хірургічних втручань дозволяє покращити функціональні результати в термін спостереження 3 місяці після травми, а саме: збільшити максимальну амплітуду рухів НЩ на 6,4-20 %, зменшити частоту розвитку дисфункції середнього і важкого ступеня на 63,5 %, вірогідно знизити середнє значення індексу клінічної дисфункції (Di) за M. Helkimo (4,2±4,1 проти 7,1±4,2) порівняно з традиційними методами остеосинтезу.

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. Основним методом діагностики характеру травми у пацієнтів з ПГНЩ є мультиспіральна КТ з тривимірною візуалізацією, що дозволяє визначити локалізацію і напрям щілини перелому, кількість кісткових відламків та товщину кортикального шару в ділянці латерального полюса голівки НЩ, а також віднести перелом до одного з визначених нами типів.

2. Для підвищення точності репозиції кісткових уламків та покращення біомеханічних властивостей системи фіксації доцільно використовувати CAD/CAM технологію відповідно до запропонованого нами алгоритму, що включає віртуальну симуляцію хірургічних втручань, виготовлення та застосування репозиційних та навігаційних шаблонів, ІРП та пацієнтспецифічних фіксаторів.

3. Оптимальне хірургічне рішення при ПГНЩ залежить від типу перелому та стану кісткової тканини на ділянці ураження. Так, при біомеханічно сприятливих лінійних переломах, де товщина кортикального шару кістки в ділянці латерального полюса є більшою за 0,8 мм, фіксацію слід проводити двома позиціонуючими гвинтами з титана за класичною методикою A. Neff та співавт. (2004) [23], використовуючи запропоновану нами двокомпонентну конструкцію репозиційного та навігаційного шаблонів при біомеханічно несприятливих ПГНЩ (товщина кортикального шару кістки <0,8 мм та/або дрібноуламкова фрагментація латерального полюса голівки НЩ), гвинтову фіксацію слід підсилювати ІРП згідно запропонованого нами способу (Патент України на винахід № 123336 від 17.03.2021), а при багатоуламковій фрагментації голівки НЩ для фіскації фрагментів слід використовуввати індивідуалізований фіксатор, який виконував роль репозиційного шаблону і забезпечував можливість закріплення окремих кісткових уламків, щонайменше 1 мікрогвинтом (на великих фрагментах – по 2).

4. Оптимальну довжину і ангуляцію позиціонуючих гвинтів в системах фіксації, що застосовують при ПГНЩ, доцільно визначати методом віртуальної симуляції та комп'ютерного моделювання за даними КТ пацієнта, і забезпечувати точну реалізацію створеного плану операції за допомогою двокомпонентного хірургічного шаблону запропонованої конструкції.

5. При моделюванні хірургічних шаблонів та пацієнтспецифічних фіксаторів необхідно враховувати анатомічно «безпечні» зони та уникати функціонально важливих ділянок прикріплення латерального криловидного м'яза, капсули та зв'язок. Крім того, дизайн конструкції має забезпечувати хорошу візуалізацію щілин перелому, зменшення об'єму металевої конструкції при одночасному забезпеченні її жорсткості, можливість її введення через завушний чи передвушний доступ, а розташування отворів для гвинтів слід планувати над ділянками з достатнім об'ємом і якістю кісткової тканини.

6. Через 3 місяці після оперативного втручання всім пацієнтам рекомендоване видалення титанових фіксаторів та ревізія навколишніх м'яких тканин з метою уникнення ускладнень у віддаленому післяопераційному періоді.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Niazi TM, Subramanian AKR, Diana C, Pughalaendhi N, Gurunathan U, Kathiresan NGS. Prevalence and pattern of adult maxillofacial injuries: an institutionbased retrospective study. J Pharm Bioallied Sci. 2020 Aug;12(Suppl 1):S472-9. doi: 10.4103/jpbs.JPBS_142_20.

2. Yadollahi M, Behzadi Seyf Abad M, Pazhuheian F. Pattern of maxillofacial injuries and determinants of outcome in a large series of patients admitted to a Level-I Trauma Center. Bull Emerg Trauma. 2019 Apr;7(2):176-82. doi: 10.29252/beat-070214.

3. Vashistha A, Singh M, Chaudhary M, Agarwal N, Kaur G. Comparison of 2 mm single locking miniplates versus 2 mm two non-locking miniplates in symphysis and parasymphysis fracture of mandible. J Oral Biol Craniofac Res. 2017 Jan-Apr;7(1):42-8. doi: 10.1016/j.jobcr.2016.01.001.

4. Luo S, Li B, Long X, Deng M, Cai H, Cheng Y. Surgical treatment of sagittal fracture of mandibular condyle using long-screw osteosynthesis. J Oral Maxillofac Surg. 2011 Jul;69(7):1988-94. doi: 10.1016/j.joms.2010.10.020.

5. Eckelt U, Schneider M, Erasmus F, Gerlach KL, Kuhlisch E, Loukota R, et al. Open versus closed treatment of fractures of the mandibular condylar process-a prospective randomized multi-centre study. J Craniomaxillofac Surg. 2006 Jul;34(5):306-14. doi: 10.1016/j.jcms.2006.03.003.

6. Hlawitschka M, Loukota R, Eckelt U. Functional and radiological results of open and closed treatment of intracapsular (diacapitular) condylar fractures of the mandible. Int J Oral Maxillofac Surg. 2005 Sep;34(6):597-604. doi: 10.1016/j.ijom.2005.02.004.

7. Kolk A, Neff A. Long-term results of ORIF of condylar head fractures of the mandible: A prospective 5-year follow-up study of small-fragment positional-screw osteosynthesis (SFPSO). J Craniomaxillofac Surg. 2015 May;43(4):452-61. doi: 10.1016/j.jcms.2015.02.004.

8. Чжан Шоуи. Сравнительная характеристика различных способов остеосинтеза при переломах нижней челюсти в области угла [автореферат диссертации]. М.: Первый Моск. гос. мед. ун-т. им. И. М. Сеченова; 2019. 23 с.

9. Еремин ДА. Совершенствование фармакотерапии повреждений нижнего альвеолярного нерва при переломах нижней челюсти [автореферат диссертации]. М.: Моск. гос. мед.-стоматол. ун-т им. А. И. Евдокимова; 2018. 24 с.

10. García-Guerrero I, Ramírez JM, Gómez de Diego R, Martínez-González JM, Poblador MS, Lancho JL. Complications in the treatment of mandibular condylar fractures: Surgical versus conservative treatment. Ann Anat. 2018 Mar;216:60-8. doi: 10.1016/j.aanat.2017.10.007.

11. Weiss JP, Sawhney R. Update on mandibular condylar fracture management. Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg. 2016 Aug;24(4):273-8. doi: 10.1097/MOO.0000000000000272.

12. Neff A, Chossegros C, Blanc JL, Champsaur P, Cheynet F, Devauchelle B, et al. Position paper from the IBRA Symposium on Surgery of the Head--the 2nd International Symposium for Condylar Fracture Osteosynthesis, Marseille, France 2012. J Craniomaxillofac Surg. 2014 Oct;42(7):1234-49. doi: 10.1016/j.jcms.2014.03.005.

13. Abdel-Galil K, Loukota R. Fractures of the mandibular condyle: evidence base and current concepts of management. Br J Oral Maxillofac Surg. 2010 Oct;48(7):520-6. doi: 10.1016/j.bjoms.2009.10.010.

14. Neff A. Open reduction and internal fixation in temporomandibular joint traumatology: current concepts and future perspectives. Stomatological Dis Sci [Internet]. 2019 [cited 2020 Feb 19];(3):2-14. Available from: http://dx.doi.org/10.20517/2573-0002.2018.27.

15. Boffano P, Corre P, Righi S. The role of intra-articular surgery in the management of mandibular condylar head fractures. Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2017 Mar;25(1):25-34. doi: 10.1016/j.cxom.2016.10.001.

16.Al-Moraissi EA, Ellis E. Surgical treatment of adult mandibular condylar fractures provides better outcomes than closed treatment: a systematic review and meta-analysis. J Oral Maxillofac Surg. 2015 Mar;73(3):482-93. doi: 10.1016/j.joms.2014.09.027.

17.Xin P, Jiang B, Dai J, Hu G, Wang X, Xu B, et al. Finite element analysis of type B condylar head fractures and osteosynthesis using two positional screws. J Craniomaxillofac Surg. 2014 Jul;42(5):482-8. doi: 10.1016/j.jcms.2013.06.006.

18.McLeod NM, Saeed NR. Treatment of fractures of the mandibular condylar head with ultrasound-activated resorbable pins: early clinical experience. Br J Oral Maxillofac Surg. 2016 Oct;54(8):872-7. doi: 10.1016/j.bjoms.2016.05.027.

19.Иорданишвили АК. Малоинвазивный остеосинтез нижней челюсти при переломах. Воен.-медю журн. 2015;336(4):90-1.

20.Арутюнян ДГ, Джабраилова ГМ. Остеосинтез нижней челюсти. Медицина. Социология. Философия. Приклад. исслед. 2019;(2):4-5.

21.Kozakiewicz M. Small-diameter compression screws completely embedded in bone for rigid internal fixation of the condylar head of the mandible. Br J Oral Maxillofac Surg. 2018 Jan;56(1):74-6. doi: 10.1016/j.bjoms.2017.04.013.

22.Rasse M. [Recent developments in therapy of condylar fractures of the mandible]. Mund Kiefer Gesichtschir. 2000 Mar;4(2):69-87. German. doi: 10.1007/s100060050175.

23.Neff A, Mühlberger G, Karoglan M, Kolk A, Mittelmeier W, Scheruhn D, et al. [Stability of osteosyntheses for condylar head fractures in the clinic and biomechanical simulation]. Mund Kiefer Gesichtschir. 2004 Mar;8(2):63-74. German. doi: 10.1007/s10006-004-0529-9.

24.Smolka W, Cornelius CP, Lechler C. Resorption behaviour of the articular surface dome and functional outcome after open reduction and internal fixation of mandibular condylar head fractures using small-fragment positional screws. J Craniomaxillofac Surg. 2018 Nov;46(11):1953-9. doi: 10.1016/j.jcms.2018.09.008.

25.Meng FW, Liu YP, Hu KJ, Kong L. Use of a temporary screw for alignment and fixation of sagittal mandibular condylar fractures with lateral screws. Int J Oral Maxillofac Surg. 2010 Jun;39(6):548-53. doi: 10.1016/j.ijom.2010.01.018.

26.Vesnaver A, Ahčan U, Rozman J. Evaluation of surgical treatment in mandibular condyle fractures. J Craniomaxillofac Surg. 2012 Dec;40(8):647-53. doi: 10.1016/j.jcms.2011.10.029.

27.Yazdani J, Taheri Talesh K, Kalantar Motamedi MH, Khorshidi R, Fekri S, Hajmohammadi S. Mandibular angle fractures: comparison of one miniplate vs. two miniplates. Trauma Mon. 2013 Spring;18(1):17-20. doi: 10.5812/traumamon.9865.

28.Джагарян ПД. Применение титановых мини-пластин при операциях у больных с переломами костей лица. Бюл. мед. интернет-конф. 2015;5(10):1169.

29.Koolstra JH, Van Eijden TM. Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics. J Biomectith. 2005 Dec;38(12):2431-9. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.014.

30.Бобылев НГ, Бобылев АГ, Берикашвили ГТ, Ладнюк АП, Абросимов СА, Бобылев ДА. Хирургическое лечение повреждений височно-нижнечелюстного сустава. Дальневосточ. мед. журн. 2010;(2):89-91.

31.Воробьев АА, Фомичев ЕВ, Михальченко ДВ, Саргсян КА, Дьяченко ДЮ, Гаврикова СВ. Современные методы остеосинтеза нижней челюсти (Аналитический обзор). Вестн. Волгогр. гос. мед. ун-та. 2017;(2):8-14.

32.Hijazi L, Hejazi W, Darwich MA, Darwich K. Finite element analysis of stress distribution on the mandible and condylar fracture osteosynthesis during various clenching tasks. Oral Maxillofac Surg. 2016 Dec;20(4):359-67. doi: 10.1007/s10006-016-0573-2.

33.Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. Biomed Eng Online. 2016 Oct 21;15(1):115. doi: 10.1186/s12938-016-0236-4.

34.Конехо Х. CAD/CAM протезування на імплантатах: коронки на імплантатах з гібридної кераміки. Новини стоматології. 2019;(2):56-7.

35.Копчак АВ. Лечение переломов головки нижней челюсти с использованием CAD/CAM технологий. В: Походенько-Чудакова ИО, редактор. Сб. тр. Нац. конгр. с междунар. участием Паринские чтения 2020. Актуальные вопросы диагностики, лечения и диспансеризации пациентов с хирургической патологией челюстно-лицевой области и шеи; 2020 Мая 7-8; Минск. Минск; 2020. с. 387-90.

36.Каліновський ДК, Чуйко АН. Можливості використання сучасних комп'ютерних технологиій CT/CAD/CAM в щелепно-лицьовій хірургії. Укр. журн. телемедицини та мед. телематики. 2011;9(1):35-42.

37.Wang WH, Deng JY, Zhu J, Li M, Xia B, Xu B. Computer-assisted virtual technology in intracapsular condylar fracture with two resorbable long-screws. Br J Oral Maxillofac Surg. 2013 Mar;51(2):138-43. doi: 10.1016/j.bjoms.2012.04.005.

38.Yang ML, Zhang B, Zhou Q, Gao XB, Liu Q, Lu L. Minimally-invasive open reduction of intracapsular condylar fractures with preoperative simulation using computer-aided design. Br J Oral Maxillofac Surg. 2013 Apr;51(3):e29-33. doi: 10.1016/j.bjoms.2012.03.005.

39.Wilde F, Cornelius CP, Schramm A. Computer-assisted mandibular reconstruction using a patient-specific reconstruction plate fabricated with computer-aided design and manufacturing techniques. craniomaxillofac Trauma Reconstr. 2014 Jun;7(2):158-66. doi: 10.1055/s-0034-1371356. Epub 2014 Feb 25.

40.Oh JH. Recent advances in the reconstruction of cranio-maxillofacial defects using computer-aided design/computer-aided manufacturing. Maxillofac Plast Reconstr Surg. 2018 Feb 5;40(1):2. doi: 10.1186/s40902-018-0141-9.

41.Afrooz PN, Bykowski MR, James IB, Daniali LN, Clavijo-Alvarez JA. The epidemiology of mandibular fractures in the United States, Part 1: A Review of 13,142 cases from the US National Trauma Data Bank. J Oral Maxillofac Surg. 2015 Dec;73(12):2361-6. doi: 10.1016/j.joms.2015.04.032.

42.Boffano P, Roccia F, Zavattero E, Dediol E, Uglešić V, Kovačič Ž, et al. European Maxillofacial Trauma (EURMAT) project: a multicentre and prospective study. J Craniomaxillofac Surg. 2015 Jan;43(1):62-70. doi: 10.1016/j.jcms.2014.10.011.

43.Naveen Shankar A, Naveen Shankar V, Hegde N, Sharma, Prasad R. The pattern of the maxillofacial fractures - A multicentre retrospective study. J Craniomaxillofac Surg. 2012 Dec;40(8):675-9. doi: 10.1016/j.jcms.2011.11.004.

44.Pickrell BB, Hollier LH. Evidence-based medicine: mandible fractures. Plast Reconstr Surg. 2017 Jul;140(1):192e-200e. doi: 10.1097/PRS.0000000000003469.

45.Brucoli M, Boffano P, Pezzana A, Benech A, Corre P, Bertin H, et al. The "European Mandibular Angle" Research Project: The Epidemiologic Results From a Multicenter European Collaboration. J Oral Maxillofac Surg. 2019 Apr;77(4):791. doi: 10.1016/j.joms.2018.12.013.

46.Lee H, Kim KS, Choi JH, Hwang JH, Lee SY. Trauma severity and mandibular fracture patterns in a regional trauma center. Arch Craniofac Surg. 2020 Oct;21(5):294-300. doi: 10.7181/acfs.2020.00556.

47.Wusiman P, Maimaitituerxun B, Guli I, Saimaiti A, Moming A. Epidemiology and pattern of oral and maxillofacial trauma. J Craniofac Surg. 2020 Jul-Aug;31(5):e517-20. doi: 10.1097/SCS.0000000000006719.

48.Mijiti A, Ling W, Tuerdi M, Maimaiti A, Tuerxun J, Tao YZ, et al. Epidemiological analysis of maxillofacial fractures treated at a university hospital, Xinjiang, China: A 5-year retrospective study. J Craniomaxillofac Surg. 2014 Apr;42(3):227-33. doi: 10.1016/j.jcms.2013.05.005.

49.Asprino L, Consani S, De Moraes M. A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. J Oral Maxillofac Surg. 2006 Mar;64(3):452-6. doi: 10.1016/j.joms.2005.11.017.

50.Bataineh AB. Etiology and incidence of maxillofacial fractures in the north of Jordan. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1998 Jul;86(1):31-5. doi: 10.1016/s1079-2104(98)90146-9.

51.Silvennoinen U, Iizuka T, Lindqvist C, Oikarinen K. Different patterns of condylar fractures: an analysis of 382 patients in a 3-year period. J Oral Maxillofac Surg. 1992 Oct;50(10):1032-7. doi: 10.1016/0278-2391(92)90484-h.

52.Chrcanovic BR, Freire-Maia B, Souza LN, Araújo VO, Abreu MH. Facial fractures: a 1-year retrospective study in a hospital in Belo Horizonte. Braz Oral Res. 2004 Oct-Dec;18(4):322-8. doi: 10.1590/s1806-83242004000400009.

53.Brasileiro BF, Passeri LA. Epidemiological analysis of maxillofacial fractures in Brazil: a 5-year prospective study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2006 Jul;102(1):28-34. doi: 10.1016/j.tripleo.2005.07.023.

54.Haug RH, Brandt MT. Closed reduction, open reduction, and endoscopic assistance: current thoughts on the management of mandibular condyle fractures. Plast Reconstr Surg. 2007 Dec;120(7 Suppl 2):90S-102S. doi: 10.1097/01.prs.0000260730.43870.1b.

55.Li YS, Tian WD, Li SW, Liu L. [Retrospective analysis of 3,958 patients with facial injuries]. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2006 Jul;41(7):385-7. Chinese.

56.Kanala S, Gudipalli S, Perumalla P, Jagalanki K, Polamarasetty PV, Guntaka S, et al. Aetiology, prevalence, fracture site and management of maxillofacial trauma. Ann R Coll Surg Engl. 2021 Jan;103(1):18-22. doi: 10.1308/rcsann.2020.0171. **5**6

57.Umstadt HE, Ellers M, Müller HH, Austermann KH. Functional reconstruction of the TM joint in cases of severely displaced fractures and fracture dislocation. J Craniomaxillofac Surg. 2000 Apr;28(2):97-105. doi: 10.1054/jcms.2000.0123.

58.Boffano P, Kommers SC, Karagozoglu KH, Gallesio C, Forouzanfar T. Mandibular trauma: a two-centre study. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015 Aug;44(8):998-1004. doi: 10.1016/j.ijom.2015.02.022.

59.Nogami S, Yamauchi K, Morishima H, Otake Y, Kouketsu A, Higuchi K, et al. Mandible fractures and dental injuries related to road traffic accidents over a 12-year period-Retrospective multicentre study. Dent Traumatol. 2021 Apr;37(2):223-8. doi: 10.1111/edt.12614.

60.Ибрагимов ШР, Шаматов ИЯ, Исламов ШЭ. Особенности повреждений челюстей. Вопр. науки и образования. 2020;(30):36-44.

61.Малышев ВА, Кабаков БД. Переломы челюстей. 2-е изд., перераб. СПб. : СпецЛит; 2005. 223 с.

62.Копчак АВ. Клініко-біологічне та біомеханічне обгрунтування методів хірургічного лікування переломів нижньої щелепи [автореферат диссертации]. Київ: Нац. мед. ун-т ім. О. О. Богомольця МОЗ України; 2014. 39 с.

63.Савельев АЛ, Самуткина МГ. Современный подход к лечению пациентов с переломами нижней челюсти. Оператив. хирургия и клин. анатомия. 2021;5(1):29-34.

64.Погранична ХР. Принципи лікування переломів нижньої щелепи. Медицина транспорту України. 2013;(3):86-90.

65.Байриков ИМ, Фишер ИИ, Шухорова ЮА, Аблеков АА, Жукова ЕП. Совершенствование оказания медицинской помощи больным с переломами нижней челюсти на всех этапах реабилитации. Управление качеством мед. помощи. 2017;(1-2):59-65.

66. Копчак АВ. Хірургічна тактика лікування хворих з травматичними переломами нижньої щелепи/ Хірургія України. 2014;(2):31-7.

67. Kolk A, Scheunemann LM, Grill F, Stimmer H, Wolff KD, Neff A. Prognostic factors for long-term results after condylar head fractures: A comparative study of non-surgical treatment versus open reduction and osteosynthesis. J Craniomaxillofac Surg. 2020 Dec;48(12):1138-45. doi: 10.1016/j.jcms.2020.10.001.

68. Meyer C. [Fractures of the condylar region: functional treatment or surgery?]. Rev Stomatol Chir Maxillofac. 2006 Jun;107(3):133-5. French. doi: 10.1016/s0035-1768(06)77005-x.

69. Barry RG, Wolbert TT, Gress TW, Ray PD, Mozaffari FB. Outcomes after open reduction with internal fixation of mandible fractures. J Craniofac Surg. 2018 Jul;29(5):1237-40. doi: 10.1097/SCS.0000000000004551.

70. Rozeboom AVJ, Klumpert LT, Koutris M, Dubois L, Speksnijder CM, Lobbezoo F, et al. Clinical outcomes in the treatment of unilateral condylar fractures: a cross-sectional study. Int J Oral Maxillofac Surg. 2018 Sep;47(9):1132-7. doi: 10.1016/j.ijom.2018.05.021.

71. Shakya S, Zhang X, Liu L. Key points in surgical management of mandibular condylar fractures. Chin J Traumatol. 2020 Apr;23(2):63-70. doi: 10.1016/j.cjtee.2019.08.006.

72. Delaire J, Le Roux J, Tulasne JF. Le traitement fonctionnel des fractures du condyle mandibulaire et de son col [Functional treatment of fractures of the mandibular condyle and its neck]. Rev Stomatol Chir Maxillofac. 1975 Jun;76(4):331-50. French.

73. Wilk A. La chirurgie du condyle mandibulaire. Résumé [Surgery of mandibular condyle. Summary]. Rev Stomatol Chir Maxillofac. 2003 Apr;104(2):121-2. French.

74. Сысолятин ПГ, Сысолятин СП, Байдик ОД, Ильенок ОВ. История развития хирургии височно-нижнечелюстного сустава. Бюл. Сиб. медицины. 2016;15(2): 98-111.

75. Consensus conference on open or closed management of condylar fractures. 12th ICOMS. Budapest, 1995. Int J Oral Maxillofac Surg. 1998 Aug;27(4):243-67. doi: 10.1016/s0901-5027(05)80503-x.

76. Bos RR, Ward Booth RP, De Bont LG. Mandibular condyle fractures: a consensus. Br J Oral Maxillofac Surg. 1999 Apr;37(2):87-9. doi: 10.1054/bjom.1998.0014.

77. Hlawitschka M, Eckelt U. Assessment of patients treated for intracapsular fractures of the mandibular condyle by closed techniques. J Oral Maxillofac Surg. 2002 Jul;60(7):784-91; discussion 792. doi: 10.1053/joms.2002.33246.

78. Neff A, Kolk A, Neff F, Horch HH. [Surgical vs. conservative therapy of diacapitular and high condylar fractures with dislocation. A comparison between MRI and axiography]. Mund Kiefer Gesichtschir. 2002 Mar;6(2):66-73. German. doi: 10.1007/s10006-001-0345-4.

79. Van Eijden TM, Klok EM, Weijs WA, Koolstra JH. Mechanical capabilities of the human jaw muscles studied with a mathematical model. Arch Oral Biol. 1988;33(11):819-26. doi: 10.1016/0003-9969(88)90106-9.

80. Van Eijden TM, Brugman P, Weijs WA, Oosting J. Coactivation of jaw muscles: recruitment order and level as a function of bite force direction and magnitude. J Biomech. 1990;23(5):475-85. doi: 10.1016/0021-9290(90)90303-k.

81. Van Eijden TM. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. Arch Oral Biol. 1991;36(7):535-9. doi: 10.1016/0003-9969(91)90148-n.

82. Ellis E, Throckmorton GS. Treatment of mandibular condylar process fractures: biological considerations. J Oral Maxillofac Surg. 2005 Jan;63(1):115-34. doi: 10.1016/j.joms.2004.02.019.

83. Багаутдинова ВИ. Нарушение функции височно-нижнечелюстных суставов при переломах нижней челюсти разной локализации и методы ее коррекции: экспериментально-клиническое исследование [автореферат диссертации]. М.: Моск. гос. мед.-стоматолог. ун-т; 2004. 43 с.

84. Suhas S, Ramdas S, Lingam PP, Naveen Kumar HR, Sasidharan A, Aadithya R. Assessment of temporomandibular joint dysfunction in condylar fracture of the mandible using the Helkimo index. Indian J Plast Surg. 2017 May-Aug;50(2):207-12. doi: 10.4103/ijps.IJPS_125_16.

85. Dahlström L, Kahnberg KE, Lindahl L. 15 years follow-up on condylar fractures. Int J Oral Maxillofac Surg. 1989 Feb;18(1):18-23. doi: 10.1016/s0901-5027(89)80009-8.

86. Liu Y, Bai N, Song G, Zhang X, Hu J, Zhu S, et al. Open versus closed treatment of unilateral moderately displaced mandibular condylar fractures: a meta-analysis of randomized controlled trials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2013 Aug;116(2):169-73. doi: 10.1016/j.oooo.2013.02.023.

87. Shiju M, Rastogi S, Gupta P, Kukreja S, Thomas R, Bhugra AK, et al. Fractures of the mandibular condyle--Open versus closed--A treatment dilemma. J Craniomaxillofac Surg. 2015 May;43(4):448-51. doi: 10.1016/j.jcms.2015.01.012.

88. Kyzas PA, Saeed A, Tabbenor O. The treatment of mandibular condyle fractures: a meta-analysis. J Craniomaxillofac Surg. 2012 Dec;40(8):e438-52. doi: 10.1016/j.jcms.2012.03.002.

89. Yao S, Zhou J, Li Z. Contrast analysis of open reduction and internal fixation and non-surgical treatment of condylar fracture: a meta-analysis. J Craniofac Surg. 2014 Nov;25(6):2077-80. doi: 10.1097/SCS.0000000000001010.

90. Schenk RK, Müller J, Zinkernagel R, Willenegger H. Ultrastructure of normal and abnormal bone repair. Calcif Tissue Res. 1970:Suppl:110-1. doi: 10.1007/BF02152377.

91. Marsell R, Einhorn TA. The biology of fracture healing. Injury. 2011 Jun;42(6):551-5. doi: 10.1016/j.injury.2011.03.031.

92. Einhorn TA, Gerstenfeld LC. Fracture healing: mechanisms and interventions. Nat Rev Rheumatol. 2015 Jan;11(1):45-54. doi: 10.1038/nrrheum.2014.164.

93. Chrcanovic BR. Open versus closed reduction: diacapitular fractures of the mandibular condyle. Oral Maxillofac Surg. 2012 Sep;16(3):257-65. doi: 10.1007/s10006-012-0337-6.

94. Nasser M, Pandis N, Fleming PS, Fedorowicz Z, Ellis E, Ali K. Interventions for the management of mandibular fractures. Cochrane Database Syst Rev. 2013 Jul 8;(7):CD006087. doi: 10.1002/14651858.CD006087.pub3.

95. Monnazzi MS, Gabrielli MAC, Gabrielli MFR, Trivellato AE. Treatment of mandibular condyle fractures. A 20-year review. Dent Traumatol. 2017 Jun;33(3):175-180. doi: 10.1111/edt.12326.

96. Pickrell BB, Serebrakian AT, Maricevich RS. Mandible fractures. Semin Plast Surg. 2017 May;31(2):100-107. doi: 10.1055/s-0037-1601374.

97. Spinzia A, Patrone R, Belli E, Dell'Aversana Orabona G, Ungari C, Filiaci F, et al. Open reduction and internal fixation of extracapsular mandibular condyle fractures: a long-term clinical and radiological follow-up of 25 patients. BMC Surg. 2014 Sep 7;14:68. doi: 10.1186/1471-2482-14-68.

98. Xiang GL, Long X, Deng MH, Han QC, Meng QG, Li B. A retrospective study of temporomandibular joint ankylosis secondary to surgical treatment of mandibular condylar fractures. Br J Oral Maxillofac Surg. 2014 Mar;52(3):270-4. doi: 10.1016/j.bjoms.2014.01.002.

99. Ellis E. Condylar process fractures of the mandible. Facial Plast Surg. 2000;16(2):193-205. doi: 10.1055/s-2000-12579.

100. Pilling E, Mai 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 Sep;45(6):447-50. doi: 10.1016/j.bjoms.2006.12.002.

101. Loukota RA, Neff A, Rasse M. Nomenclature/classification of fractures of the mandibular condylar head. Br J Oral Maxillofac Surg. 2010 Sep;48(6):477-8. doi: 10.1016/j.bjoms.2009.08.036.

102. Neff A, Kolk A, Horch HH. [Position and mobility of the articular disk after surgical management of diacapitular and high condylar dislocation fractures of the temporomandibular joint]. Mund Kiefer Gesichtschir. 2000 Mar;4(2):111-7. German. doi: 10.1007/s100060050181.

103. Neff A, Kolk A, Meschke F, Deppe H, Horch HH. [Small fragment screws vs. plate osteosynthesis in condylar head fractures]. Mund Kiefer Gesichtschir. 2005 Mar;9(2):80-8. German. doi: 10.1007/s10006-005-0600-1.

104. Bruneau S, Courvoisier DS, Scolozzi P. Facial nerve injury and other complications following retromandibular subparotid approach for the management of condylar fractures. J Oral Maxillofac Surg. 2018 Apr;76(4):812-8. doi: 10.1016/j.joms.2017.11.003.

105. Koirala U, Subedi S. Retromandibular transparotid approach for subcondylar mandibular fracture: A retrospective study. Dent Traumatol. 2021 Apr;37(2):314-20. doi: 10.1111/edt.12626.

106. Rozeboom AVJ, Dubois L, Bos RRM, Spijker R, De Lange J. Open treatment of condylar fractures via extraoral approaches: A review of complications. J

Craniomaxillofac Surg. 2018 Aug;46(8):1232-40. doi: 10.1016/j.jcms.2018.04.020.

107. Al-Moraissi EA, Ellis E, Neff A. Does encountering the facial nerve during surgical management of mandibular condylar process fractures increase the risk of facial nerve weakness? A systematic review and meta-regression analysis. J Craniomaxillofac Surg. 2018 Aug;46(8):1223-31. doi: 10.1016/j.jcms.2018.04.015.

108. Closs Ono MC, De Morais AD, Freitas RDS, De Oliveira E Cruz GA. Surgical treatment for extracapsular condylar fractures of the mandible. J Craniofac Surg. 2018 Jul;29(5):1312-5. doi: 10.1097/SCS.0000000000004344.

109. Peterson EC, Nguyen DC, Baughman EJ, Skolnick GB, Chi JJ, Patel KB. Algorithm for management of mandibular condylar base fractures. Plast Reconstr Surg Glob Open. 2020 Sep 24;8(9):e3145. doi: 10.1097/GOX.0000000000003145.

110. Neff A, Cornelius CP, Rasse M, Torre DD, Audigé L. The comprehensive AOCMF classification system: condylar process fractures - level 3 tutorial. Craniomaxillofac Trauma Reconstr. 2014 Dec;7(Suppl 1):S044-58. doi: 10.1055/s-0034-1389559.

111. Ying BB, Zhang QQ, Zhu SS, Li YF. Outcomes of treatment for intracapsular fractures of the mandibular condyle: recommendation for a new classification. Br J Oral Maxillofac Surg. 2018 Feb;56(2):139-143. doi: 10.1016/j.bjoms.2018.01.002.

112. Lee JS, Jeon EG, Seol GJ, Choi SY, Kim JW, Kwon TG, et al. Anatomical and functional recovery of intracapsular fractures of the mandibular condyle: analysis of 124 cases after closed treatment. Maxillofac Plast Reconstr Surg. 2014 Nov;36(6):259-65. doi: 10.14402/jkamprs.2014.36.6.259.

113. Маградзе ГН, Иорданишвили АК, Багненко АС, Самсонов ВВ. Переломы мыщелкового отростка нижней челюсти, их характеристика и лечение. Ин-т стоматологи. 2013;(4):46-9.

114. Погранична Х. Р. Пошкодження скронево-нижньощелепного суглоба при травматичних переломах нижньої щелепи. Медицина транспорту України. 2013;(4):54-7.

115. Boffano P, Benech R, Gallesio C, Arcuri F, Benech A. Current opinions on surgical treatment of fractures of the condylar head. Craniomaxillofac Trauma Reconstr. 2014 Jun;7(2):92-100. doi: 10.1055/s-0034-1371772.

116. Ren R, Dai J, Zhi Y, Xie F, Shi J. Comparison of temporomandibular joint function and morphology after surgical and non-surgical treatment in adult condylar head fractures. J Craniomaxillofac Surg. 2020 Mar;48(3):323-30. doi: 10.1016/j.jcms.2020.01.019.

117. Kleinheinz J; Meyer C, eds. Fractures of the Mandibular Condyle: Basic Considerations and Treatmentю London: IBRA/Quintessence; 2009. 288 p. **117**

118. Бельченко ВА, Хелминская НМ, Кравець ВИ, Гончарові АВ, Баранюк ИС. К вопросу о тактике лечения больных с высокими переломами мыщелкового отростка нижней челюсти. Стоматология для всех. 2012;(3):48-51.

119. Девдариани ДШ, Куликов АИ, Багненко АС, Баранов ИВ, Александров АБ, Арно АВ. Выбор метода остеосинтеза при высоких переломах мыщелкового отростка нижней челюсти. Вестн. Сев.-Зап. гос. мед. ун-та им. И. И. Мечникова. 2017;9(1): 54-8.

120. Skroch L, Fischer I, Meisgeier A, Kozolka F, Apitzsch J, Neff A. Condylar remodeling after osteosynthesis of fractures of the condylar head or close to the temporomandibular joint. J Craniomaxillofac Surg. 2020 Apr;48(4):413-20. doi: 10.1016/j.jcms.2020.02.005.

121. Lai BR, Liao HT. Functional outcomes of surgical management of mandibular condylar head fractures. Ann Plast Surg. 2020 Jan;84(1S Suppl 1):S69-73. doi: 10.1097/SAP.0000000000002172.

122. Vincent AG, Ducic Y, Kellman R. Fractures of the mandibular condyle. Facial Plast Surg. 2019 Dec;35(6):623-6. doi: 10.1055/s-0039-1700888.

123. Hackenberg B, Lee C, Caterson EJ. Management of subcondylar mandible fractures in the adult patient. J Craniofac Surg. 2014 Jan;25(1):166-71. doi: 10.1097/SCS.0000000000000498.

124. Kuang SJ, He YQ, Zheng YH, Zhang ZG. Open reduction and internal fixation of mandibular condylar fractures: A national inpatient sample analysis, 2005-2014. Medicine. 2019 Sep;98(37):e16814. doi: 10.1097/MD.0000000000016814.

125. Asim MA, Ibrahim MW, Javed MU, Zahra R, Qayyum MU. Functional outcomes of open versus closed treatment of unilateral mandibular condylar fractures. J Ayub Med Coll Abbottabad. 2019 Jan-Mar;31(1):67-71.

126. Alyahya A, Bin Ahmed A, Nusair Y, Ababtain R, Alhussain A, Alshafei A. Mandibular condylar fracture: a systematic review of systematic reviews and a proposed algorithm for management. Br J Oral Maxillofac Surg. 2020 Jul;58(6):625-31. doi: 10.1016/j.bjoms.2020.03.014.

127. Anyanechi CE. Temporomandibular joint ankylosis caused by condylar fractures: a retrospective analysis of cases at an urban teaching hospital in Nigeria. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015 Aug;44(8):1027-33. doi: 10.1016/j.ijom.2015.05.003.

128. Perez D, Ellis E. Complications of mandibular fracture repair and secondary reconstruction. Semin Plast Surg. 2020 Nov;34(4):225-31. doi: 10.1055/s-0040-1721758.

129. Chrcanovic BR. Surgical versus non-surgical treatment of mandibular condylar fractures: a meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015 Feb;44(2):158-79. doi: 10.1016/j.ijom.2014.09.024.

130. Dai J, Shen G, Yuan H, Zhang W, Shen S, Shi J. Titanium mesh shaping and fixation for the treatment of comminuted mandibular fractures. J Oral Maxillofac Surg. 2016 Feb;74(2):337.e1-337.e11. doi: 10.1016/j.joms.2015.10.003.

131. Costa FW, Bezerra MF, Ribeiro TR, Pouchain EC, Sabóia Vde P, Soares EC. Biomechanical analysis of titanium plate systems in mandibular condyle fractures: a systematized literature review. Acta Cir Bras. 2012 Jun;27(6):424-9. doi: 10.1590/s0102-86502012000600011.

132. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. Manual der Osteosynthese. 3rd ed. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag: 1992. 410 p.

133. Gareb B, Roossien CC, Van Bakelen NB, Verkerke GJ, Vissink A, Bos RRM, et al.. Comparison of the mechanical properties of biodegradable and titanium osteosynthesis systems used in oral and maxillofacial surgery. Sci Rep. 2020 Oct 23;10(1):18143. doi: 10.1038/s41598-020-75299-9.

134. Артюшкевич АС. Остеосинтез нижней челюсти при помощи винтов. Смолен. мед. альм. 2020;(3):34-6.

135. Яременко АИ, Старковский КИ, Рубежов АЛ. Титановые фиксаторы с модифицированной поверхностью и их применение для остеосинтеза нижней челюсти. Вестн. Авиценны. 2021;23(1):53-9.

136. Ахтямов ДВ, Ахтямова НЕ, Сипкин АМ. Перспективные технологии остеосинтеза головки мыщелкового отростка нижней челюсти. Рус. мед. журн. 2017;25(8):519-23.

137. Han C, Dilxat D, Zhang X, Li H, Chen J, Liu L. Does intraoperative navigation improve the anatomical reduction of intracapsular condylar fractures? J Oral Maxillofac Surg. 2018 Dec;76(12):2583-91. doi: 10.1016/j.joms.2018.07.030.

138. Ландузи Жан-Мари. Височно-нижнечелюстные суставы: определение, стоматологическое и остеопатическое лечение. Спб.: Невский ракурс;, 2014. 275 с.

139. Иде Й, Наказава К. Анатомический атлас височно-нижнечелюстного сустава. М.: Азбука; 2004. 114 с.

140. Смирнов ВГ, Персин ЛС. Клиническая анатомия скелета лица: возрастные и индивидуальные особенности: рук. для врачей. М.: Медицина; 2007. 222 с.

141. Bordoni B, Varacallo M. Anatomy, head and neck, temporomandibular joint. 2021 Feb 7. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2021 Jan–. Available from: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30860721/.

142. Shaffer SM, Brismée JM, Sizer PS, Courtney CA. Temporomandibular disorders. Part 1: anatomy and examination/diagnosis. J Man Manip Ther. 2014 Feb;22(1):2-12. doi: 10.1179/2042618613Y.0000000060.

143. Артюшкевич АС. Травмы и восстановительная хирургия челюстно-лицевой области: учеб. пособ. Минск: Выш. шк.; 2016. 255 с.

144. Benech A, Arcuri F, Baragiotta N, Nicolotti M, Brucoli M. Retroauricular transmeatal approach to manage mandibular condylar head fractures. J Craniofac Surg. 2011 Mar;22(2):641-7. doi: 10.1097/SCS.0b013e318207f495.

145. Klatt J, Pohlenz P, Blessmann M, Blake F, Eichhorn W, Schmelzle R, et al. Clinical follow-up examination of surgically treated fractures of the condylar process using the transparotid approach. J Oral Maxillofac Surg. 2010 Mar;68(3):611-7. doi: 10.1016/j.joms.2009.04.047.

146. Gupta S, Bansal V, Mowar A, Purohit J, Bindal M. Analysis between retromandibular and periangular transmasseteric approach for fixation of condylar fracture - a prospective study. Ann Maxillofac Surg. 2020 Jul-Dec;10(2):353-60. doi: 10.4103/ams.ams_28_20.

147. Parihar VS, Bandyopadhyay TK, Chattopadhyay PK, Jacob SM. Retromandibular transparotid approach compared with transmasseteric anterior parotid approach for the management of fractures of the mandibular condylar process: a prospective randomised study. Br J Oral Maxillofac Surg. 2019 Nov;57(9):880-5. doi: 10.1016/j.bjoms.2019.07.010.

148. Медведев ЮА, Адыгезалов ОНО. Реплантация головки нижней челюсти при травматических повреждениях. Рос. стоматол. журн. 2017;21(1):33-6. **148**

149. Singh AK, Sharma NK, eds. Maxillofacial trauma: A clinical guide. New York: Springer; 2021. 481 p.

150. Маланчук ВО, Воловар ОС, Чумак МН, Рімша ОЄ. Способ хирургического лечения перелома с вывихом мыщелкового отростка нижней челюсти. Вісн. стоматології. 2003;(2):32-5.

151. Sikora M, Chęciński M, Chlubek D. Retro-auricular approach to the fractures of the mandibular condyle: A systematic review. J Clin Med. 2021 Jan 11;10(2):230. doi: 10.3390/jcm10020230.

152. Risdon FE. Ankylosis of the temporomandibular joint. J Am Dent Assoc. 1934;21:1934-42.

153. Rasse M. Diakapituläre frakturen der mandibula. eine neue operationsmethode und erste ergebnisse. Z Stomatol. 1993;90(8):413-28.

154. Kudva A, Kamath AT, Rajan J, D'Souza C. A modified peri-angular approach for exposure of condylar fractures. J Oral Maxillofac Surg. 2018 Jul;76(7):1504-8. doi: 10.1016/j.joms.2018.01.004. Epub 2018 Jan 12. PMID: 29452070.

155. Bockenheimer P. Eine neue methode zur freilegung des kiefergelenke ohne sitchbare narben und ohne veletzung des nervus facialis. Zentalbl Chir. 1920;47:1560-79.

156. Mohan AP, Jeevan Kumar KA, Venkatesh V, Pavan Kumar B, Patil K. Comparison of preauricular approach versus retromandibular approach in management of condylar fractures. J Maxillofac Oral Surg. 2012 Dec;11(4):435-41. doi: 10.1007/s12663-012-0350-1.

157. Kumaran S, Thambiah LJ. Analysis of two different surgical approaches for fractures of the mandibular condyle. Indian J Dent Res. 2012 Jul-Aug;23(4):463-8. doi: 10.4103/0970-9290.104950.

158. Belli E, Liberatore G, Elidon M, Dell'Aversana Orabona G, Piombino P, Maglitto F, et al. Surgical evolution in the treatment of mandibular condyle fractures. BMC Surg. 2015 Mar 8;15:16. doi: 10.1186/s12893-015-0001-9.

159. Kubein D, Jähnig A. [Biomechanics of the human temporomandibular joint (a study of the functional structures of the os temporale in the sagittal-vertical plane)]. Dtsch Zahnarztl Z. 1983 Jan;38(1):32-9. German.

160. Osborn JW. The disc of the human temporomandibular joint: design, function and failure. J Oral Rehabil. 1985 Jul;12(4):279-93. doi: 10.1111/j.1365-2842.1985.tb01283.x.

161. Smith DM, McLachlan KR, McCall WD. A numerical model of temporomandibular joint loading. J Dent Res. 1986 Aug;65(8):1046-52. doi: 10.1177/00220345860650080201.

162. Meyer C, Kahn JL, Boutemi P, Wilk A. Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. J Craniomaxillofac Surg. 2002 Jun;30(3):160-9. doi: 10.1054/jcms.2002.0297.

163. Чуйко АН. Об особенностях биомеханики нижней челюсти в процессе жевания. Пародонтология. 2006;(1):40-7.

164. Артюшкевич АС. Биомеханика нижней челюсти. Основные аспекты. Стоматология. Эстетика. Инновации. 2017;1(2):276-82.

165. Смирнов ВГ, Янушевич ОО. Клинико-морфологические параллели в строении челюстей //Кремлевская медицина. Клин. вестн. 2018;(2):12-6. **165**

166. Ortiz-Gutiérrez AL, Beltrán-Salinas B, Cienfuegos R. Mandibular condyle fractures: A diagnosis with controversial treatment. Cir Cir. 2019;87(5):587-94. doi: 10.24875/CIRU.18000507.

167. Kisnisci R. Management of fractures of the condyle, condylar neck, and coronoid process. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2013 Nov;25(4):573-90. doi: 10.1016/j.coms.2013.07.003.

168. Davis B. Late reconstruction of condylar neck and head fractures. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2013 Nov;25(4):661-81. doi: 10.1016/j.coms.2013.07.006.

169. Handschel J, Rüggeberg T, Depprich R, Schwarz F, Meyer U, Kübler NR, et al. Comparison of various approaches for the treatment of fractures of the mandibular condylar process. J Craniomaxillofac Surg. 2012 Dec;40(8):e397-401. doi: 10.1016/j.jcms.2012.02.012.

170. McLeod NM, Keenan M. Towards a consensus for classification of mandibular condyle fractures. J Craniomaxillofac Surg. 2021 Apr;49(4):251-5. doi: 10.1016/j.jcms.2021.01.017.

171. Cenzi R, Burlini D, Arduin L, Zollino I, Guidi R, Carinci F. Mandibular condyle fractures: evaluation of the Strasbourg Osteosynthesis Research Group

classification. J Craniofac Surg. 2009 Jan;20(1):24-8. doi: 10.1097/SCS.0b013e31819032a3.

172. He D, Yang C, Chen M, Jiang B, Wang B. Intracapsular condylar fracture of the mandible: our classification and open treatment experience. J Oral Maxillofac Surg. 2009 Aug;67(8):1672-9. doi: 10.1016/j.joms.2009.02.012.

173. Kozakiewicz M. Classification proposal for fractures of the processus condylaris mandibulae. Clin Oral Investig. 2019 Jan;23(1):485-91. doi: 10.1007/s00784-018-2459-1.

174. Киченко АА, Тверье ВМ. Биомеханическое моделирование адаптационных процессов в трабекулярной костной ткани. Приклад. математика и вопр. управления. 2015;(4):26-35.

175. Козлов ПЮ, Брега ИН, Чебаненко ЮЮ. Опыт лечения пациентов с переломами мыщелкового отростка нижней челюсти. Медицина и образование в Сибири. 2016;(Спецвып.):10-7.

176. Маланчук ВО, редактор. Хірургічна стоматологія та щелепно-лицева хірургія: підруч. Вінниця: Нова кн.; 2011. Ч. 1. 423 р.

177. Toure G. Arterial vascularization of the mandibular condyle and fractures of the condyle. Plast Reconstr Surg. 2018 May;141(5):718e-25e. doi: 10.1097/PRS.0000000000004295.

178. Nicol P, Uhl JF, Bertolus C, Vacher C. The transverse facial artery and the mandibular condylar process: An anatomic and radiologic study. J Stomatol Oral Maxillofac Surg. 2019 Sep;120(4):341-346. doi: 10.1016/j.jormas.2019.04.002.

179. Wysocki J, Reymond J, Krasucki K. Vascularization of the mandibular condylar head with respect to intracapsular fractures of mandible. J Craniomaxillofac Surg. 2012 Feb;40(2):112-5. doi: 10.1016/j.jcms.2011.03.017.

180. Чумак ММ. Хірургічне лікування переломів виросткового відростку нижньої щелепи з вивихом [дисертація]. Київ: Нац. мед. ун-т ім. О.О. Богомольця; 2007. 175 с.

181. Cascone P, Leonardi R, Marino S, Carnemolla ME. Intracapsular fractures of mandibular condyle: diagnosis, treatment, and anatomical and pathological

evaluations. J Craniofac Surg. 2003 Mar;14(2):184-91. doi: 10.1097/00001665-200303000-00009.

182. Полойко НА, Горбачев ФА, Раптунович ЮА. Особенности оперативного лечения переломов нижней челюсти. В: Сикорский АВ, Кулага ОК, редакторы. Сб. науч. тр. БГМУ: 90 лет в авангарде медицинской науки и практики. Минск: ГУ РНМБ; 2014;(Вып 4). с. 231-5.

183. Артюшкевич АС. Биомеханическое обоснование остеосинтеза нижней челюсти и конструкции фиксаторов для его проведения. Стоматол. журн. 2015;16(4):321-3.

184. Van Baar GJC, Liberton NPTJ, Forouzanfar T, Winters HAH, Leusink FKJ. Accuracy of computer-assisted surgery in mandibular reconstruction: A postoperative evaluation guideline. Oral Oncol. 2019 Jan;88:1-8. doi: 10.1016/j.oraloncology.2018.11.013.

185. Bischoff EL, Carmichael R, Reddy LV. Plating options for fixation of condylar neck and base fractures. Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2017 Mar;25(1):69-73. doi: 10.1016/j.cxom.2016.11.003.

186. 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. J Craniomaxillofac Surg. 2014 Jul;42(5):e176-81. doi: 10.1016/j.jcms.2013.08.003.

187. Agnihotry A, Fedorowicz Z, Nasser M, Gill KS. Resorbable versus titanium plates for orthognathic surgery. Cochrane Database Syst Rev. 2017 Oct 4;10(10):CD006204. doi: 10.1002/14651858.CD006204.pub3.

188. Sukegawa S, Kanno T, Nagano D, Shibata A, Sukegawa-Takahashi Y, Furuki Y. The clinical feasibility of newly developed thin flat-type bioresorbable osteosynthesis devices for the internal fixation of zygomatic fractures: is there a difference in healing between bioresorbable materials and titanium osteosynthesis? J Craniofac Surg. 2016 Nov;27(8):2124-9. doi: 10.1097/SCS.0000000000003147.

189. Young SM, Sundar G, Lim TC, Lang SS, Thomas G, Amrith S. Use of bioresorbable implants for orbital fracture reconstruction. Br J Ophthalmol. 2017 Aug;101(8):1080-5. doi: 10.1136/bjophthalmol-2016-309330.

190. Sukegawa S, Kawai H, Nakano K, Kanno T, Takabatake K, Nagatsuka H, et al. Feasible advantage of bioactive/bioresorbable devices made of forged composites of hydroxyapatite particles and poly-l-lactide in alveolar bone augmentation: A preliminary study. Int J Med Sci. 2019 Jan 1;16(2):311-7. doi: 10.7150/ijms.27986.

191. Ngo HX, Dong QN, Bai Y, Sha J, Ishizuka S, Okui T, et al. Bone regeneration capacity of newly developed uncalcined/unsintered hydroxyapatite and poly-l-lactide-co-glycolide sheet in maxillofacial surgery: An in vivo study. Nanomaterials (Basel). 2020 Dec 24;11(1):22. doi: 10.3390/nano11010022.

192. Dewi AH, Ana ID. The use of hydroxyapatite bone substitute grafting for alveolar ridge preservation, sinus augmentation, and periodontal bone defect: A systematic review. Heliyon. 2018 Nov 2;4(10):e00884. doi: 10.1016/j.heliyon.2018.e00884.

193. Schneider M, Seinige C, Pilling E, Rasse M, Loukota R, Stadlinger B, et al, Ultrasound-aided resorbable osteosynthesis of fractures of the mandibular condylar base: an experimental study in sheep. Br J Oral Maxillofac Surg. 2012 Sep;50(6):528-32. doi: 10.1016/j.bjoms.2011.10.003.

194. Rasse M, Moser D, Zahl C, Gerlach KL, Eckelt U, Loukota R. Resorbable poly(D,L)lactide plates and screws for osteosynthesis of condylar neck fractures in sheep. Br J Oral Maxillofac Surg. 2007 Jan;45(1):35-40. doi: 10.1016/j.bjoms.2005.12.014.

195. Sukegawa S, Yamamoto N, Nakano K, Takabatake K, Kawai H, Kanno T, et al. Biomechanical loading comparison between titanium and bioactive resorbable screw systems for fixation of intracapsular condylar head fractures. Materials (Basel). 2020 Jul 15;13(14):3153. doi: 10.3390/ma13143153.

196. Бегун ПИ. Биомеханическое моделирование объектов протезирования.: учебное пособие. СПб.: Политехника; 2011. 464 с.

197. Koolstra JH, Van Eijden TM. A method to predict muscle control in the kinematically and mechanically indeterminate human masticatory system. J Biomech. 2001 Sep;34(9):1179-88. doi: 10.1016/s0021-9290(01)00053-7.

198. Schileo E, Taddei F, Cristofolini L, Viceconti M. Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro. J Biomech. 2008;41(2):356-67. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.09.009.

199. Albogha MH, Mori Y, Takahashi I. Three-dimensional titanium miniplates for fixation of subcondylar mandibular fractures: Comparison of five designs using patient-specific finite element analysis. J Craniomaxillofac Surg. 2018 Mar;46(3):391-7. doi: 10.1016/j.jcms.2017.12.020.

200. Aquilina P, Parr WC, Chamoli U, Wroe S. Finite element analysis of patient-specific condyle fracture plates: a preliminary study. Craniomaxillofac Trauma Reconstr. 2015 Jun;8(2):111-6. doi: 10.1055/s-0034-1395385.

201. Lisiak-Myszke M, Marciniak D, Bieliński M, Sobczak H, Garbacewicz Ł, Drogoszewska B. Application of finite element analysis in oral and maxillofacial surgery-A literature review. Materials (Basel). 2020 Jul 9;13(14):3063. doi: 10.3390/ma13143063.

202. Kozakiewicz M, Swiniarski J. "A" shape plate for open rigid internal fixation of mandible condyle neck fracture. J Craniomaxillofac Surg. 2014 Sep;42(6):730-7. doi: 10.1016/j.jcms.2013.11.003.

203. Conci RA, Garbin EÁ, Griza GL, Érnica NM, Noritomi PY, Silveira Tomazi FH, et al. Does lag screw fixation of condylar fractures result in adequate stability? A finite element analysis. J Craniomaxillofac Surg. 2018 Jun;46(6):1041-5. doi: 10.1016/j.jcms.2018.04.008.

204. Tarsitano A, Battaglia S, Ricotta F, Bortolani B, Cercenelli L, Marcelli E, et al. Accuracy of CAD/CAM mandibular reconstruction: A three-dimensional, fully virtual outcome evaluation method. J Craniomaxillofac Surg. 2018 Jul;46(7):1121-5. doi: 10.1016/j.jcms.2018.05.010.

205. Foley BD, Thayer WP, Honeybrook A, McKenna S, Press S. Mandibular reconstruction using computer-aided design and computer-aided manufacturing: an analysis of surgical results. J Oral Maxillofac Surg. 2013 Feb;71(2):e111-9. doi: 10.1016/j.joms.2012.08.022.

206. Louvrier A, Marty P, Barrabé A, Euvrard E, Chatelain B, Weber E, et al. How useful is 3D printing in maxillofacial surgery? J Stomatol Oral Maxillofac Surg. 2017 Sep;118(4):206-12. doi: 10.1016/j.jormas.2017.07.002.

207. Huang MF, Alfi D, Alfi J, Huang AT. The use of patient-specific implants in oral and maxillofacial surgery. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2019 Nov;31(4):593-600. doi: 10.1016/j.coms.2019.07.010.

208. Suojanen J, Leikola J, Stoor P. The use of patient-specific implants in orthognathic surgery: A series of 32 maxillary osteotomy patients. J Craniomaxillofac Surg. 2016 Dec;44(12):1913-6. doi: 10.1016/j.jcms.2016.09.008.

209. Chepurnyi Y, Chernogorskyi D, Kopchak A, Petrenko O. Clinical efficacy of peek patient-specific implants in orbital reconstruction. J Oral Biol Craniofac Res. 2020 Apr-Jun;10(2):49-53. doi: 10.1016/j.jobcr.2020.01.006.

210. Zeller AN, Neuhaus MT, Weissbach LVM, Rana M, Dhawan A, Eckstein FM, et al. Patient-specific mandibular reconstruction plates increase accuracy and long-term stability in immediate alloplastic reconstruction of segmental mandibular defects. J Maxillofac Oral Surg. 2020 Dec;19(4):609-15. doi: 10.1007/s12663-019-01323-9.

211. Klatt J, Heiland M, Blessmann M, Blake F, Schmelzle R, Pohlenz P. Clinical indication for intraoperative 3D imaging during open reduction of fractures of the neck and head of the mandibular condyle. J Craniomaxillofac Surg. 2011 Jun;39(4):244-8. doi: 10.1016/j.jcms.2010.06.009.

212. Steinbacher DM. Three-dimensional analysis and surgical planning in craniomaxillofacial surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2015 Dec;73(12 Suppl):S40-56. doi: 10.1016/j.joms.2015.04.038.

213. Rückschloß T, Ristow O, Müller M, Kühle R, Zingler S, Engel M, et al. Accuracy of patient-specific implants and additive-manufactured surgical splints in orthognathic surgery - A three-dimensional retrospective study. J Craniomaxillofac Surg. 2019 Jun;47(6):847-53. doi: 10.1016/j.jcms.2019.02.011.

214. Гельсінкська декларація Всесвітньої медичної асоціації. "Етичні принципи для медичних досліджень із залученням людини". Укр. вісн. психоневрології. 2008;16(3):70-2.

215. Основи законодавства України про охорону здоров'я: закон України від 19.11.1992 № 2801-XII. Відомості Верховної Ради України (ВВР). 1993;(4):Ст. 19.

216. Guo SS, Zhou WN, Wan LZ, Yuan H, Yuan Y, Du YF, et al. Computer-aided design-based preoperative planning of screw osteosynthesis for type B condylar head fractures: A preliminary study. J Craniomaxillofac Surg. 2016 Feb;44(2):167-76. doi: 10.1016/j.jcms.2015.11.013.

217. Хофер М. Компьютерная томография. Базовое руководство. 2-е изд., перераб. и доп. М.: Мед. лит.; 2008. 224 с.

218. Parr WC, Wroe S, Chamoli U, Richards HS, McCurry MR, Clausen PD, et al. Toward integration of geometric morphometrics and computational biomechanics: new methods for 3D virtual reconstruction and quantitative analysis of Finite Element Models. J Theor Biol. 2012 May 21;301:1-14. doi: 10.1016/j.jtbi.2012.01.030.

219. Swennen GR, Mollemans W, Schutyser F. Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. J Oral Maxillofac Surg. 2009 Oct;67(10):2080-92. doi: 10.1016/j.joms.2009.06.007.

220. Standlee JP, Caputo AA, Ralph JP. The condyle as a stress-distributing component of the temporomandibular joint. J Oral Rehabil. 1981 Sep;8(5):391-400. doi: 10.1111/j.1365-2842.1981.tb00513.x.

221. Маланчук ВО, Крищук МГ, Копчак АВ. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії: навч. посіб. Київ: Асканія; 2013. 230 с.

222. Korioth TW, Hannam AG. Mandibular forces during simulated tooth clenching. J Orofac Pain. 1994 Spring;8(2):178-89.

223. Бабенко АЄ, Бобир МІ, Бойко СЛ, Боронко ОО. Теорія пружності: підруч. Київ: Основа; 2009. Ч. 1. 244 с.

224. Майборода ВС, Бобіна ММ, Лоскутова ТВ, Мініцька НВ. Основи механіки руйнування: навч. посіб. Київ: НЕЕУУ „КПІ”; 2010. 124 с. **224**

225. Образцов ИФ, редактор. Проблемы прочности в биомеханике. М.: Высш. шк.; 1988. 310 с.

226. Чуйко АН, Шинчуковский ИА. Биомеханика в стоматологии. Харьков: Форт; 2010. 466 с.

227. Axhausen G. Die operative freilegung des kiefergelenks. Chirurg. 1931;(3):713-9.

228. Helkimo M. Studies on function and dysfunction of the masticatory system. IV. Age and sex distribution of symptoms of dysfunction of the masticatory system in Lapps in the north of Finland. Acta Odontol Scand. 1974;32(4):255-67. doi: 10.3109/00016357409026342.

229. Шуленин ВП. Математическая статистика: параметрическая, непараметрическая, робастная: учеб. Томск: Изд-во НТЛ; 2012. Ч. 1: Параметрическая статистика. 539 с.

230. Шуленин ВП. Математическая статистика: параметрическая, непараметрическая, робастная: учеб. Томск: Изд-во НТЛ; 2012. Ч. 2: Непараметрическая статистика. 387 с.

231. Писаренко ГС, редактор. Опір матеріалів: підруч. Київ: Вища шк.; 1993. 655 с.

232. Reich RH, Bothe KJ. [Selection of the approach to the TMJ under esthetic aspects]. Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir. 1990 Jan-Feb;14(1):67-70. German.

233. Karan A, Kedarnath NS, Reddy GS, Harish Kumar TVS, Neelima C, Bhavani M, et al. Condylar fractures: surgical versus conservative management. Ann Maxillofac Surg. 2019 Jan-Jun;9(1):15-22. doi: 10.4103/ams.ams_157_17.

234. Chen M, Yang C, He D, Zhang S, Jiang B. Soft tissue reduction during open treatment of intracapsular condylar fracture of the temporomandibular joint: our institution's experience. J Oral Maxillofac Surg. 2010 Sep;68(9):2189-95. doi: 10.1016/j.joms.2009.09.063.

235. Wang HD, Susarla SM, Yang R, Mundinger GS, Schultz BD, Banda A, et al. Does fracture pattern influence functional outcomes in the management of bilateral mandibular condylar injuries? Craniomaxillofac Trauma Reconstr. 2019 Sep;12(3):211-220. doi: 10.1055/s-0038-1668500.

236. Pavlychuk T, Shydlovsky M, Kopchak A. A comparative biomechanical evaluation of different osteosynthesis techniques used for intracapsular condylar head fractures. J Oral Biol Craniofac Res. 2019 Apr-Jun;9(2):123-7. doi: 10.1016/j.jobcr.2019.02.001.

237. Павличук Т, Черногорський Д, Чепурний Ю, Копчак А. Застосування CAD/CAM технологій при хірургічному лікуванні переломів голівки нижньої щелепи. Укр. наук.-мед. молодіж. журн.. 2019;(4):23-31.

238. Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A, Kopchak A. Application of CAD/CAM technology for surgical treatment of condylar head fractures: A preliminary study. J Oral Biol Craniofac Res. 2020 Oct-Dec;10(4):608-14. doi: 10.1016/j.jobcr.2020.08.018.

239. Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A, Kopchak A. Biomechanical evaluation of type p condylar head osteosynthesis using conventional small-fragment screws reinforced by a patient specific two-component plate. Head Face Med. 2020 Oct 19;16(1):25. doi: 10.1186/s13005-020-00236-0.

240. Павличук ТО, Чепурний ЮВ, Копчак АВ. Оцінка точності репозиції кісткових фрагментів при переломах голівки нижньої щелепи із застосуванням навігаційних хірургічних шаблонів та пацієнто-специфічних фіксаторів. Вісн. проблем біології і медицини. 2020;(3):341-7.

241. Павличук ТО, Чепурний ЮВ, Копчак АВ. Клінічна ефективність хірургічного лікування переломів голівки нижньої щелепи із використанням навігаційних шаблонів та пацієнто-специфічних імплантатів. Вісн. стоматології. 2020;37(3):41-9. doi: 10.35220/2078-8916-2020-37-3-50-59.

242. Павличук ТО, Копчак АВ, Чепурний ЮВ, Черногорський ДМ, винахідники; Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця, патентовласник. Спосіб хірургічного лікування переломів голівки нижньої щелепи. Патент України № 123336. 2021 Берез 17.

243. Дубневич ЯМ, Павличук ТО, Шидловський МС, Копчак АВ. Характеристики міцності системи фіксатор-кістка при внутрішньосуглобових переломах нижньої щелепи. В: Матеріали Всеукр. наук.-техн. конф. молодих вчених та студентів Інновації молоді – машинобудуванню. с.74-77, 2017

244. Pavlychuk T, Kopchak A, Shydlovsky M. A comparative biomechanical evaluation of different osteosynthesis techniques used for intracapsular condylar head fractures. In: 24th EACMFS Congress; 2018 Sept 18-21; Munich. Munich: EACMFS; 2018. # 706.

245. Павличук ТО, Чепурний ЮВ, Копчак АВ. Оцінювання ефективності CAD/CAM технологій у лікуванні пацієнтів з переломами голівки нижньої щелепи. В: Матеріали наук.-практ. конф. з міжнар. участю Актуальні питання сучасної стоматології», присвяч. 100-річчю стоматол. ф-ту НМУ ім. О. О. Богомольця; 2021 Берез 18-19; Київ. Київ; 2021. с. 339.

ДОДАТКИ

Додаток А

Список публікацій здобувача

1. Pavlychuk T, Shydlovsky M, Kopchak A. A comparative biomechanical evaluation of different osteosynthesis techniques used for intracapsular condylar head fractures. J Oral Biol Craniofac Res. 2019 Apr-Jun;9(2):123-7. doi: 10.1016/j.jobcr.2019.02.001.

2. Павличук Т, Черногорський Д, Чепурний Ю, Копчак А. Застосування CAD/CAM технологій при хірургічному лікуванні переломів голівки нижньої щелепи. Укр. наук.-мед. молодіж. журн.. 2019;(4):23-31.

3. Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A, Kopchak A. Application of CAD/CAM technology for surgical treatment of condylar head fractures: A preliminary study. J Oral Biol Craniofac Res. 2020 Oct-Dec;10(4):608-14. doi: 10.1016/j.jobcr.2020.08.018.

4. Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A, Kopchak A. Biomechanical evaluation of type p condylar head osteosynthesis using conventional small-fragment screws reinforced by a patient specific two-component plate. Head Face Med. 2020 Oct 19;16(1):25. doi: 10.1186/s13005-020-00236-0.

5. Павличук ТО, Чепурний ЮВ, Копчак АВ. Оцінка точності репозиції кісткових фрагментів при переломах голівки нижньої щелепи із застосуванням навігаційних хірургічних шаблонів та пацієнто-специфічних фіксаторів. Вісн. проблем біології і медицини. 2020;(3):341-7.

6. Павличук ТО, Чепурний ЮВ, Копчак АВ. Клінічна ефективність хірургічного лікування переломів голівки нижньої щелепи із використанням навігаційних шаблонів та пацієнто-специфічних імплантатів. Вісн. стоматології. 2020;37(3):41-9. doi: 10.35220/2078-8916-2020-37-3-50-59.

7. Павличук ТО, Копчак АВ, Чепурний ЮВ, Черногорський ДМ, винахідники; Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця, патентовласник. Спосіб хірургічного лікування переломів голівки нижньої щелепи. Патент України № 123336. 2021 Берез 17.

8. Дубневич ЯМ, Павличук ТО, Шидловський МС, Копчак АВ. Характеристики міцності системи фіксатор-кістка при внутрішньосуглобових переломах нижньої щелепи. В: Матеріали Всеукр. наук.-техн. конф. молодих вчених та студентів Інновації молоді – машинобудуванню. с.74-77, 2017

9. Pavlychuk T, Kopchak A, Shydlovsky M. A comparative biomechanical evaluation of different osteosynthesis techniques used for intracapsular condylar head fractures. In: 24th EACMFS Congress; 2018 Sept 18-21; Munich. Munich: EACMFS; 2018. # 706.

10. Павличук ТО, Чепурний ЮВ, Копчак АВ. Оцінювання ефективності CAD/CAM технологій у лікуванні пацієнтів з переломами голівки нижньої щелепи. В: Матеріали наук.-практ. конф. з міжнар. участю Актуальні питання сучасної стоматології», присвяч. 100-річчю стоматол. ф-ту НМУ ім. О. О. Богомольця; 2021 Берез 18-19; Київ. Київ; 2021. с. 339.

Додаток Б

Апробація результатів дисертації

Основні положення дисертаційної роботи доповідались та були обговорені на міжнародних і вітчизняних конгресах і конференціях: Всеукраїнській науково-технічній конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» (Україна, м. Київ, травень 2017 р.), 24rd Congress of the EACMFS (Germany, Munich, 18-21 september 2018), «Спеціальні питання діагностики та лікування захворювань ЛОР органів, краніофаціальної ділянки та органа зору» (Україна, м. Київ, 26-27 березня 2020 р.).