


---


# Біомеханічне обґрунтування методів остеосинтезу нижньої щелепи на ділянці виросткового відростка із використанням методів імітаційного комп'ютерного моделювання

**Маланчук В.О., Копчак А.В., Крищук М.Г.**

Національний медичний університет імені О.О. Богомольця,  
Кафедра хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії, м. Київ, Україна  
Національний технічний університет України «КПІ»,  
Кафедра динаміки міцності машин та опору матеріалів, м. Київ, Україна

---

 **Резюме.** У роботі представлені результати модельного експерименту по вивченню біомеханічних характеристик різних способів остеосинтезу виросткового відростка нижньої щелепи із використанням методу скінченних елементів. Порівняльну оцінку жорсткості і міцності систем фіксатор-кістка проведено на підставі розрахунку 24 моделей в яких було відтворено 10 найбільш широко застосованих методик остеосинтезу. На підставі ґрунтовного біомеханічного аналізу встановлено переваги і недоліки, а також визначено границі застосування різних методів хірургічного лікування переломів цієї локалізації.

 **Ключові слова:** переломи нижньої щелепи, виростковий відросток, остеосинтез, моделювання, метод скінченних елементів, біомеханіка.

---

## ВСТУП

Від 17 до 52% всіх переломів нижньої щелепи локалізуються на ділянці виросткового відростка [6, 8, 11]. Даний вид травми є особливо складним для лікування, що зумовлено анатомічними і функціональними властивостями ушкодженої ділянки. Хоча, в літературі наявні певні протиріччя і триває дискусія, щодо лікувальних підходів, в останні роки намітилась тенденція до більш широкого використання технік відкритої репозиції та внутрішньої фіксації із застосуванням режимів ранньої мобілізації і функціонального навантаження у даній категорії хворих. Такий підхід сприяє ранньому і більш повноцінному відновленню функції ураженого суглоба, зменшує тривалість лікування і реабілітації постраждалих [4, 11, 13]. В арсеналі сучасної щелепно-лицевої хірургії є велика кількість різноманітних методик, пристроїв і систем для остеосинтезу виросткового відростка нижньої щелепи. Незважаючи на велику кількість досліджень в літературі наявні різні погляди, щодо показань та вибору оптимальної методики хірургічного лікування даного виду травми, залежно від наявної клінічної ситуації [6,9,10,14]. У клінічній практиці вибір способу остеосинтезу, нерідко зумовлений суб'єктивними чинниками (особисті преференції лікаря, технічні можливості лікувального закладу тощо), а не результатами об'єктивних біомеханічних розрахунків. Як наслідок, ефективність лікування виявляється недостатньою, а рівень післяопераційних ускладнень залишається значним. Так, частота розхитування та випадіння шурупів, пластичної деформації та руйнування фіксатора при остеосинтезі традиційними міні пластинами перевищує

30% [6, 11, 13]. У цих випадках розвиваються вторинні зміщення, глибокі структурно-функціональні порушення скронево-нижньощелепних суглобів, виникає потреба в проведенні додаткових хірургічних втручань.

Відомо, що клінічна ефективність остеосинтезу нижньої щелепи визначається здатністю фіксатора протидіяти деформаціям і руйнуванню під дією зовнішніх навантажень, що виникають при скороченні різних груп жувальних м'язів. Скронево-нижньощелепний суглоб у процесі жування сприймає і передає значні навантаження, величина яких залежать від анатомічних особливостей жувальної системи, активності різних груп м'язів та типу оклюзії. Згідно проведених розрахунків вони можуть сягати 80-90% від сили прикусу. При цьому на ділянці виросткового відростка виникає складний напружено-деформований стан, що змінюється в різних фазах жувального циклу [1, 5, 12]. Система фіксатор-кістка має ефективно протидіяти тангенціальним напруженням, компенсувати сили розтягу за різних функціональних умов та унеможливити зміщення по вертикалі (вкорочення нижньої щелепи). Одним із сучасних методів дослідження біомеханічних властивостей систем фіксації, що дозволяє визначити їх жорсткість і міцність в умовах складного напружено-деформованого стану є комп'ютерне імітаційне моделювання із використанням методу скінченних елементів. Прогрес біомеханіки і комп'ютерних технологій, що відбувся за останні десятиліття, дозволяє створювати високоточні і адекватні моделі біомеханічних систем, похибка яких не перевищує 15%. При цьому можливо отримати розрахункові величини параметрів, пряме визначення яких у клінічних умовах або натурних експериментах неможливе, або сильно утруднене [7,15].

Метою даного дослідження було вивчення жорсткості і міцності систем фіксатор-кістка при застосуванні різних способів остеосинтезу виросткового відростка нижньої щелепи в умовах жувального навантаження із застосуванням сучасних методів імітаційного комп'ютерного моделювання напружено-деформованого стану.

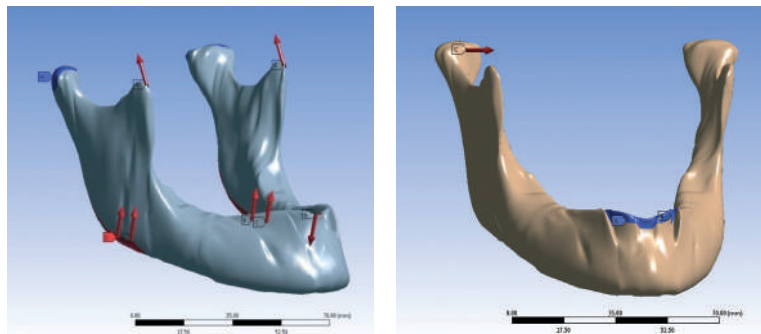
## **МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ**

У ході проведеного чисельного експерименту на моделі нижньої щелепи, створеної за усередненими анатомічними даними в програмному середовищі Autodesk Inventor 11.0 та Ansys 5.7. було відтворено перелом шийки виросткового відростка. Моделі якісних титанових мініпластин і шурупів та спиці Кіршнера було створено в програмному середовищі Solidworks та імпортовано в програму Ansys 5.7 для проведення подальших розрахунків. В якості прототипу використовували фіксуючі елементи системи KLS Martin (2,0mm mini system та 2,3mm fracture system). Уламки фіксували різними типами фіксаторів, які застосовують в клінічній практиці. Було відтворено фіксацію із застосуванням прямої мініпластини (товщина 1 мм), яку розташовували на ділянці переднього або заднього краю виросткового відростка, а також по середині його латеральної поверхні. При цьому змінювали кількість отворів та фіксуючих шурупів відповідно до ситуацій, що зустрічаються в клінічній практиці. Додатково досліджували фіксацію із застосуванням трапецієвидних пластин різної товщини, L-подібної пластини з 4 отворами, 2 пластин фіксованих вздовж переднього і заднього краю виросткового відростка, спиці Кіршнера та методики остеопластичної репозиції виросткового відростка за методикою В.О. Маланчука та співавторів (2002) [3]. В якості контрольної застосовували модель нешкоджені нижньої щелепи.

Механічні властивості кортикального і губчатого шару кістки завдавали за даними отриманими в натурному експерименті [2], у властивості титану марки ASTM F 67, DIN 17 850, завдавали за даними відповідних стандартів. Титанові елементи вважали гомогенними та ізотропними, натомість для кісткової тканини нижньої щелепи відтворювали притаманну їй анізотропію фізико-механічних властивостей. Для формування об'ємної твердотільної сітки було застосовано 10-вузловий тетраедричний елемент з квадратичною апроксимацією функцій SOLID 92, що є оптимальним для відображення об'єктів неправильної форми із складною геометрією. При модифікації сітки враховували товщину кортикальної пластинки на різних ділянках для того, щоб забезпечити відтворення складної архітекτονіки кісткової тканини з необхідною точністю. За потреби в ділянках, де передбачали наявність концентрації напружень, у зонах стоншення кортикальної пластинки та на ділянках зі складною геометрією вдавались до згущення сітки. Кількість скінченних елементів в моделях коливалась від 250 до 500 тисяч.

У моделі вдавались до певних спрощень: не враховували наявності сил тертя між кістковими уламками та між пластиною і кісткою, в'язко-пружних властивостей кістки та титанового сплаву, їх фізичної нелінійності в діапазоні напружень, що перевищують граничнодопустиму величину, моделювання зубів і пародонту не проводили, а силу прикусу прикладали до кортикального шару і розподіляли по площині в ділянці розташування зубів.

Умови навантаження та закріплення моделі відповідали змиканню зубів в стані передньої оклюзії, а силу прикусу приймали рівною 100Н, що відповідає силі, яка розвивається при відкушуванні м'якої їжі. Додатково досліджували деформування системи при скороченні латерального криловидного м'яза із силою рівною 30Н (рисунок 1).

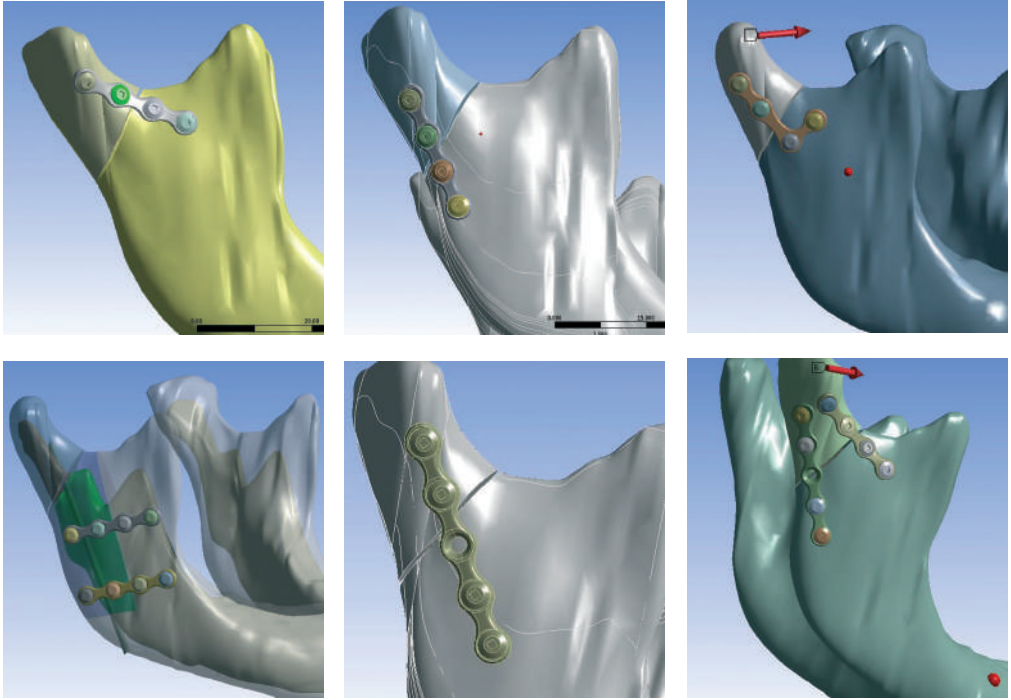


**Рисунок 1**  
Умови навантаження, відтворені в моделях (на прикладі контрольної моделі інтактної нижньої щелепи)

Всього було створено і обраховано 24 моделі, що відображали 10 методик остеосинтезу, які є найбільш вживаними в клінічній практиці (рисунок 2).

## РЕЗУЛЬТАТИ

При проведенні розрахунків було встановлено, що жоден з досліджуваних фіксаторів за відсутності щільного міжфрагментарного контакту не дозволяє повною мірою відновити деформаційну здатність притаманну неушкодженій нижній щелепі. При цьому деформації, зумовлені скороченням латерального

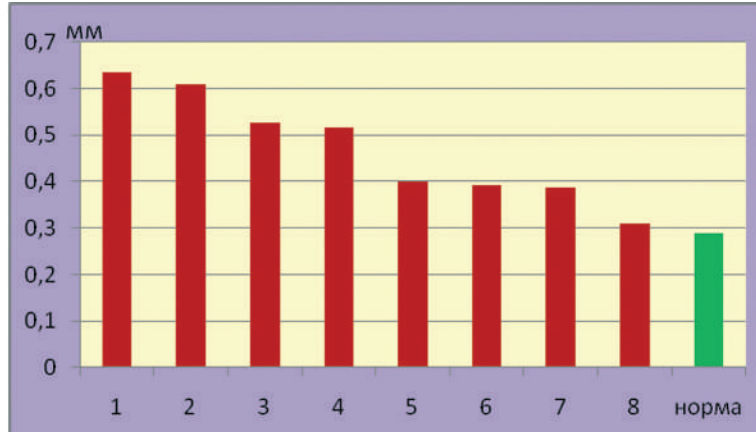


**Рисунок 2**  
**Варіанти встановлення накісних титанових міні пластин прямої та L-подібної форми, відтворені в процесі моделювання**

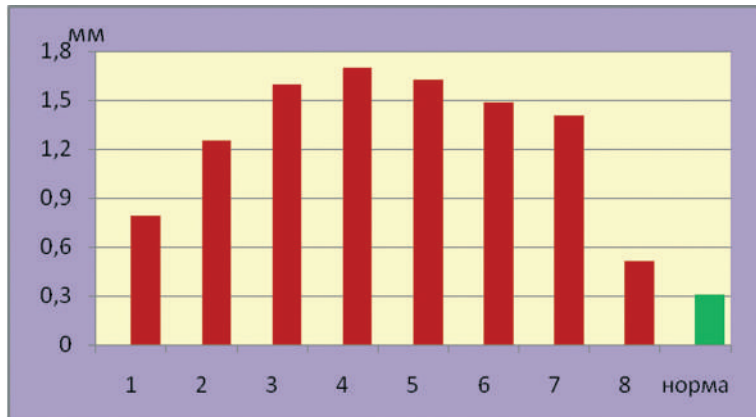
криловидного м'яза зазвичай виявлялися більшими, що було зумовлено меншою здатністю фіксаторів протидіяти напруженням, направленим перпендикулярно їх довгій вісі (рисунок 3).

В усіх випадках характер розподілу напружень і деформацій у нижній щелепі якісно змінювався, характерним було: локальна концентрація напружень у кістковій тканині навколо шурупів, зменшення величини напружень на окремих ділянках, поблизу щілини перелому, асиметрія розподілу напружень і деформацій ушкодженої та неушкодженої половин нижньої щелепи (рисунок 4). Жорсткість і міцність систем фіксації виявлялась різною, причому здатність системи сприймати та перерозподіляти навантаження виявлялась неоднаковою за різних функціональних умов. Результати імітаційного моделювання засвідчили, що значна частина фіксаторів дозволяла забезпечити відносну стабільність уламків лише при навантаженнях, що відповідають пережовуванню м'якої їжі. А величина еквівалентних напружень в кістковій тканині навколо елементів фіксації наближалась або перевищувала граничнодопустимі значення (таблиця 1).

Особливості біомеханічної поведінки прямих пластин залежали від їх кількості, форми, розташування, наявності вільних отворів у проекції щілини перелому, тощо. В умовах навантаження, що відповідали пережовуванню м'якої їжі (сила прикусу 100Н) всі пластини забезпечували необхідний рівень стабільності, однак гіпотетичне збільшення величини функціональних навантажень створювало передумови до виникнення пластичних деформацій, руйнування більшості змодельованих систем і появи ділянок нестабільності в зоні перелому.



А



Б

### Рисунок 3

**Деформаційна здатність систем фіксатор-кістка, визначена за максимальною величиною переміщення вузлів імітаційної моделі**

**А.** при симетричному скороченні м'язів, що піднімають нижню щелепу.

**Б.** при скороченні латерального крилового м'яза із силою 30Н

**1** – пряма мініпластина, розташована в ділянці переднього краю виросткового відростка;

**2** – пряма пластина фіксована по середині латеральної поверхні виросткового відростка;

**3** – спиця Кіршнера; **4** – L-подібна пластина; **5** – пряма мініпластина на 5 отворів,

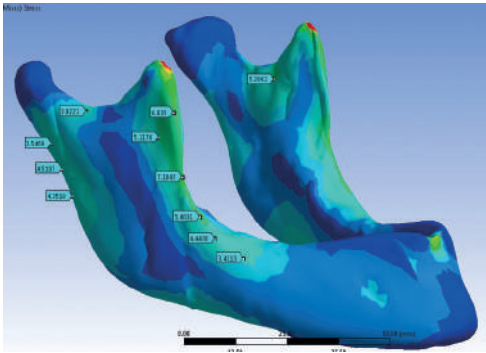
фіксована вздовж заднього краю щелепи; **6** – пряма мініпластина на 4 отвори, фіксована

вздовж заднього краю щелепи; **7** – трапецієвидна пластина; **8** – 2 пластини фіксовані

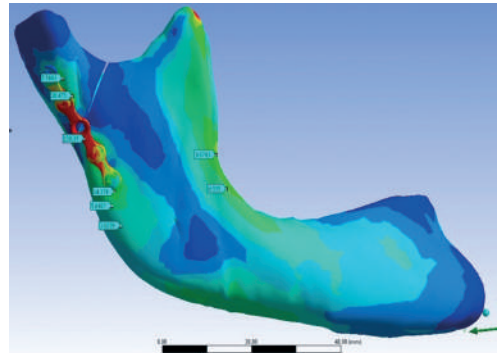
вздовж переднього і заднього краю виросткового відростка.

Загальна закономірність була наступною. Системи фіксатор-кістка, що включали одну пряму пластину виявляли більшу жорсткість і міцність під дією вісьових навантажень. Натомість в умовах комбінованої деформації згину та зсуву у фронтальній і сагітальній площинах (скорочення латерального крилового м'яза) їх здатність сприймати навантаження виявлялася значно меншою. При наближенні пластини до заднього краю щелепи її біомеханічні характеристики за умов вольового стискання зубів покращувались, а за умов скорочення латерального крилового м'яза погіршувались. Оскільки умови

функціонального навантаження на ділянці виросткового відростка циклічно змінюються, фіксація однією пластиною не була оптимальною за будь якого її розташування.



А.



Б.

Рисунок 4

#### Характер розподілу еквівалентних напружень за Мізесом

А. інтактна нижня щелепа (розподіл більш рівномірний, ділянки концентрації напружень відповідають локалізації контрфорсів нижньої щелепи).

Б. нижня щелепа після остеосинтезу титановою мініпластиною (розподіл напружень на ділянці розташування фіксатору нерівномірний, градієнти напружень в кістковій тканині навколо елементів фіксації значні).

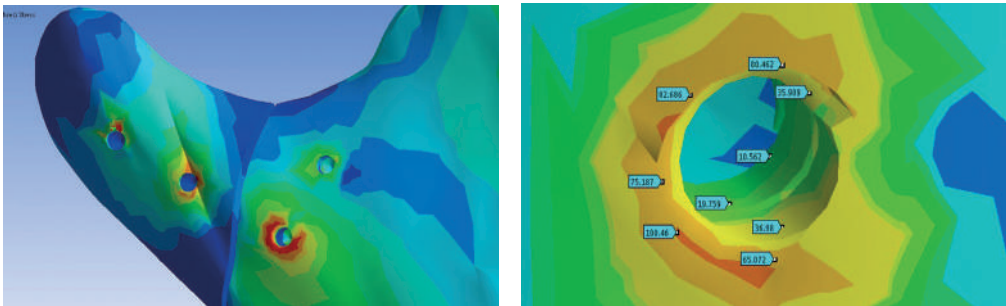
Таблиця 1

Максимальні напруження, що виникали в кістковій тканині навколо елементів фіксації при застосуванні різних методів остеосинтезу за різних умов навантаження

Тип і розташування фіксатору	Скорочення м'язів, що піднімають нижню щелепу, сила прикусу 100Н	Скорочення латерального крилоподібного м'яза із силою 30Н
Пряма мініпластина, розташована в ділянці переднього краю виросткового відростка	87 МПа	92 МПа
Пряма мініпластина на 5 отворів, фіксована вздовж заднього краю щелепи	80 МПа	135 МПа
Пряма мініпластина на 4 отвори, фіксована вздовж заднього краю щелепи	39 МПа	143 МПа
Пряма пластина, фіксована по середині латеральної поверхні виросткового відростка	96 МПа	121 МПа
Трапецієвидна пластина на 4 отвори, товщиною 1 мм	84 МПа	140 МПа
Трапецієвидна пластина на 4 отвори товщиною 1,5 мм	75 МПа	120 МПа
Л-подібна пластина з 4 отворами	120 МПа	100,4 МПа
2 пластини фіксовані вздовж переднього і заднього краю виросткового відростка	56 МПа	96 МПа
Спиця Кіршнера	37 МПа	114 МПа
Фіксація після остеопластичної репозиції виросткового відростка за методикою В.О. Маланчука та співавторів – спиця Кіршнера та 2 мініпластини на 4 отвори	45 МПа	150 МПа

Важливим чинником, що визначав характер розподілу і величину напружень і деформацій виявлялася наявність додаткового концентратора напружень у вигляді вільного отвору пластини над щілиною перелому. За відсутності цього отвору напруження в ділянці пластини суттєво зменшувалися (більше 30%), а стабільність фіксації зростала майже вдвічі.

Застосування пластин L-подібної форми дозволяло збільшити жорсткість фіксації в умовах скорочення м'язів, що піднімають нижню щелепу. Водночас навантаження, що припадає на I шуруп короткого плеча пластини виявлялося значним, що створювало передумови до резорбції кісткової тканини і випадіння шурупа, в разі, якщо в післяопераційному періоді функціональні навантаження будуть більшими за силу нежувальних рухів (рисунок 5). L-подібна пластина демонструвала також малу жорсткість на згин у фронтальній площині, під дією латерального криловидного м'яза, навіть дещо меншу, ніж традиційні прямі пластини.



А.

Б.

**Рисунок 5**

**Еквівалентні напруження в кістковій тканині навколо шурупів при проведенні остеосинтезу L-подібною накісною пластиною (фіксатор скритий для кращої візуалізації ділянок оточуючої кісткової тканини)**

**А.** Загальний вигляд.

**Б.** Збільшена ділянка кісткової тканини навколо I шурупа.

Очевидно, що біомеханічно-сприятливі характеристики перелому (горизонтальне розташування щілини перелому, щільний контакт уламків, наявність макро-ретенційних пунктів тощо) можуть суттєво покращити основні біомеханічні параметри системи фіксатор-кістка, збільшити її жорсткість і запас міцності. Так, фіксація однією пластиною може бути успішно застосована при косих горизонтально-сприятливих переломах, або горизонтальних переломах за умови їх точної репозиції.

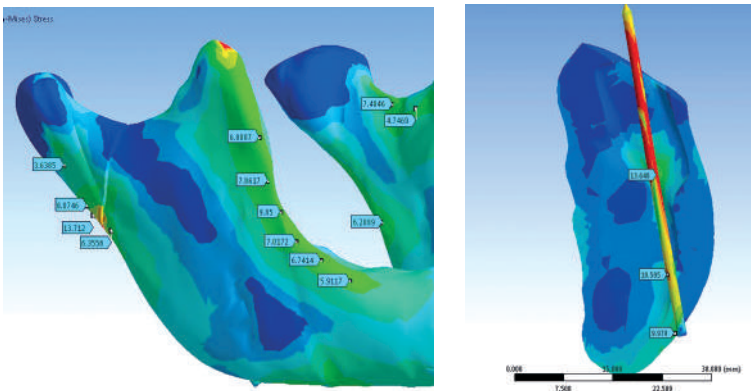
Водночас, отримані дані свідчать, що застосування однієї прямої або L-подібної пластини за будь-яких варіантів її розташування, при відсутності надійного контакту між уламками може забезпечити відносну стабільність лише в умовах мінімальних навантажень (нежувальні рухи, пережовування м'якої їжі). Шинування, як спосіб обмеження функціональних навантажень у цьому випадку не є ефективним оскільки ймовірність надмірного деформування системи при скороченні латерального криловидного м'яза не лише не зменшується, а навпаки зростає.

У несприятливих біомеханічних умовах при переломах виросткового відростка оптимальний результат з точки зору механіки досягався застосуванням 2 прямих пластин, одна з яких була розташована вздовж заднього краю гілки

нижньої щелепи, інша – вздовж вирізки по передньому краю виросткового відростка. Пластини при цьому розташовані під кутом одна до одної, передня працює переважно на розтяг, задня – на стиск. Здатність системи протидіяти осьовим і тангенціальним напруженням збільшується, стабільність уламків в 3-х площинах суттєво зростає, напруження в кістковій тканині навколо елементів фіксації зменшуються, а їх розподіл стає більш рівномірним. Водночас ця методика є більш травматичною, потребує широкого відшарування окістя та встановлення більшій кількості шурупів у кістку ушкодженої зони.

Будь-яка пластина, встановлена вздовж латеральної поверхні гілки чи на ділянці її заднього краю, протидіє силам осьового стиску під дією жувального та медіального крилоподібного м'яза. Функціональна компресія уламків в різних фазах жувального циклу була незначною і не впливала на основні біомеханічні характеристики системи. Натомість при проведенні остеосинтезу спицею Кіршнера функціональна компресія виступала, як основний механізм, що забезпечує жорсткість системи при зсувах, ротаціях та згинальних моментах. Стабільність фіксації спицею Кіршнера забезпечувалась не лише властивостями фіксатора, а силою осьового стиску уламків, що за умов точного співставлення перелому діє на зовнішній і внутрішній поверхні гілки нижньої щелепи та в ділянці її заднього краю. При змиканні зубів у стані передньої, центральної або бокової оклюзії сила функціональної компресії зростає, відповідно зростає сила тертя між уламками, що протидіє тангенціальним напруженням, які виникають на ділянці перелому, а, отже, система залишається стабільною.

Нами розраховано, що при змиканні зубів із силою 100Н сила функціональної компресії уламків сягає 50Н, а розподіл напружень у кістковій тканині виявляється найбільш близьким до природного порівняно з іншими типами фіксації (рисунок 6). За своєю стабільністю така система поступалася лише остеосинтезу з використанням трапецієвидних та 2 прямих пластин, розташованих вздовж переднього і заднього краю виросткового відростка. Напруження, що виникали в кістковій тканині нижньої щелепи навколо спиці були незначними і не перевищували 40 МПа.



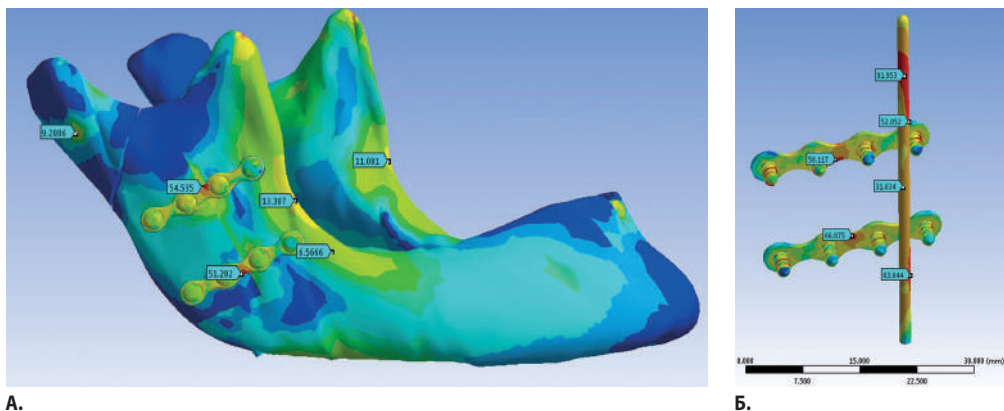
**Рисунок 6**  
Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом на ділянці гілки нижньої щелепи в умовах скорочення м'язів, що піднімають нижню щелепу при остеосинтезі виросткового відростка спицею Кіршнера за наявності міжфрагментарного контакту



Сукупність наведених ознак свідчить про можливість раннього функціонального навантаження після проведення остеосинтезу спицею Кіршнера у випадках горизонтальних біомеханічно-сприятливих переломів.

Особливий інтерес представляє біомеханічний аналіз остеосинтезу, що застосовують при остеопластичній репозиції головки виросткового відростка, оскільки система фіксатор-кістка в цьому випадку є досить складною та багатокомпонентною. Дану методику було розроблено для лікування складних переломів виросткового відростка з вивихом, що зазвичай є біомеханічно-несприятливими. У таких випадках існують патологоанатомічні передумови до формування значних зміщень, контрактура латерального криловидного м'яза, розрив капсули і зв'язок, розтрощення кінців уламків внаслідок високоенергетичної травми, їх посттравматична резорбція, пов'язана з тим, що операцію нерідко проводять у пізні терміни після травми через об'єктивні складнощі діагностики та наявність супутніх ушкоджень ЦНС, кісток основи черепа тощо.

Методика передбачає проведення остеотомії заднього краю нижньої щелепи, його зміщення на волокнах медіального-криловидного м'яза для забезпечення доступу до зміщеного малого фрагменту. Після цього проводять репозицію фрагментів гілки нижньої щелепи та їх фіксацію спицею Кіршнера та накісними титановими пластинами. При цьому всі кісткові фрагменти гілки нижньої щелепи зберігають своє кровопостачання і є життєздатними. Дослідження жорсткості та міцності системи виявили низку переваг даної методики, в умовах жувального навантаження, зокрема – підвищення жорсткості фіксації за рахунок розподілу деформації вздовж більшої раньової поверхні та раціонального використання більшої кількості фіксуючих елементів. Стабільність уламків на ділянці перелому за відтворених умов навантаження становила 0,023 мм проти 0,06 мм для прямої пластини, розташованої на ділянці нейтральної лінії (посередині гілки). Напруження, що виникали в кістковій тканині навколо шурупів виявлялися невеликими і не перевищували 45 МПа. Так само незначними виявлялися напруження в елементах фіксації (рисунок 7).



**Рисунок 7**  
Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом в системі фіксатор-кістка при застосуванні остеопластичної репозиції та остеосинтезу виросткового відростка нижньої щелепи за Маланчуком В.О. та співавторами (2002) в умовах скорочення м'язів, що піднімають нижню щелепу

А. загальний вигляд, Б. нижня щелепа скрита для кращої візуалізації фіксаторів.

Недоліками цієї методики з біомеханічної точки зору можна вважати наступні: характер розподілу напружень і деформацій у кістковій тканині сильно відрізнявся від нормального, притаманного неушкодженій нижній щелепі, сила функціональної компресії на ділянці перелому зменшувалась майже вдвічі порівняно із традиційним остеосинтезом спицею Кіршнера, до того ж проведення остеотомії зменшувало здатність системи протидіяти деформаціям, зумовленим тягю латерального крилового м'язу. У цьому випадку деформаційна здатність системи була меншою ніж при застосуванні традиційної методики остеосинтезу спицею, а напруження на ділянці фіксаторів виявлялися досить значними.

При застосуванні пластин у форми трапеції (ТСР), було виявлено, що їх бокові сторони працюють на стиск і розтяг подібно до системи із використанням 2 пластин, опис якої наведено раніше. Водночас встановлення трапецієвидної пластини є менш травматичним, технічно простішим, а необхідна кількість шурупів, що мають бути встановлені для її фіксації, є меншою. Можливі проблеми при застосуванні цього типу пластини пов'язані із їх поганою здатністю протидіяти згину по площині.

Проведені нами розрахунки моделей свідчать, що стабільність фіксації уламків в умовах помірних жувальних навантажень при застосуванні цього виду пластини є достатньою. Подальше збільшення навантаження може призводити до згину пластини. Кісткові уламки при цьому зсуваються один відносно одного, а міжфрагментарний діастаз зменшується вздовж всієї щілини перелому. Такий тип деформування за біомеханічно-сприятливих умов та наявності щільного контакту уламків не буде призводити до вторинних зміщень. Таким чином, трапецієвидні пластини можуть бути показані у випадку свіжих біомеханічно-сприятливих переломів виросткового відростка. При цьому тривала іммобілізація в післяопераційному періоді небажана, доцільно застосовувати раннє функціональне навантаження із обмеженням сили змикання зубів.

У біомеханічно-несприятливих випадках (переломи, фіксовані з діастазом, уламкові і косі переломи, переломи на тлі виразного зниження жорсткості і міцності кісткової тканини) трапецієвидні пластини будуть поступатися деяким іншим методикам, оскільки величина напружень на ділянці окремих шурупів виявлялася досить значною і досягала гранично допустимих значень навіть в умовах помірного навантаження. Для трапецієвидної пластини, фіксованої 4 шурупами, втрата, або зменшення стабільності одного з них є критичною, оскільки в цьому випадку система втрачає стійкість і виникають передумови до виникнення значних вторинних зміщень. Збільшення товщини пластини, або довжини фіксуючих шурупів при цьому не дозволяє суттєво покращити параметри системи.

Таким чином, єдиної універсальної методики остеосинтезу, яка б гарантувала досягнення необхідного клінічного результату в усіх випадках за умови малої інвазивності та функціональності не існує. Збільшення жорсткості і міцності елементів фіксації неминуче призводить до збільшення травматичності втручання та спотворює природний, притаманний щелепі, розподіл напружень і деформацій. Хірургу необхідно знаходити певний компроміс між механічними та біологічними міркуваннями, максимально використовувати особливості анатомії та фізіології ушкодженої ділянки для досягнення оптимального результату операції. У біомеханічно-сприятливих ситуаціях можна обрати один або кілька методів фіксації, що забезпечать необхідну жорсткість міцність та надійність, використовуючи лише накопичений клінічний досвід та знання за-

---

гальних закономірностей біомеханіки остеосинтезу. Водночас складні, біомеханічно-несприятливі ситуації потребують урахування великої кількості чинників у процесі прийняття рішень, застосування нестандартних підходів і типів фіксаторів, спеціальних прийомів (остеотомії, кісткова трансплантація тощо), які змінюють локальні біомеханічні умови, та особливих режимів реабілітації в післяопераційному періоді (тривала іммобілізація, витяжіння, тощо).

### ВИСНОВКИ

1. Застосування традиційних методів остеосинтезу нижньої щелепи не дозволяє повною мірою відновити жорсткість, міцність та характер розподілу напружень, притаманних неушкодженій нижній щелепі.

2. Застосування накісних мініпластин прямої, L-подібної і трапецієвидної форми при переломах виросткового відростка нижньої щелепи дозволяє забезпечити необхідну стабільність і надійність фіксації лише при невеликих навантаженнях і сприятливих локальних біомеханічних умовах.

3. Збільшення стабільності фіксації уламків при переломі може бути досягнуто шляхом збільшення кількості елементів фіксації та підвищення їх жорсткості, або за рахунок використання функціональної компресії уламків (наприклад при остеосинтезі спицею Кіршнера). Останнє є більш доцільним з біологічної точки зору.


## Biomechanical basing of the mandibular condyle osteosynthesis using computer finite element modeling


**Malanchuk V.A., Kopchak A.V., Krischuk M.G.**

National O. Bohomolets Medical University, Kiev, Ukraine

National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute", Kiev, Ukraine

---

 **Summary.** The results of the finite element model study of the different methods of mandibular condyle osteosynthesis and their biomechanical characteristics are presented in the article. The comparison of stiffness and strength of fixator-bone systems was performed on the base of numerical experiment on 24 models, which presented 10 widely used methods of the osteosynthesis. The advanced biomechanical analysis revealed the main advantages and disadvantages of different surgical methods, and the indications for their usage were defined more precisely.

 **Key words:** mandibular fractures, conylar process, osteosynthesis, finite-elements method, biomechanics.

---

### Література

1. Макеев В.Ф. Особливості розподілу силових навантажень на суглобові головки нижньої щелепи під дією жуваального навантаження в модельному експерименті / В.Ф. Макеев, В.Я. Шибінський // Новини стоматології. – 2007. – № 2. – С. 40-43
2. Маланчук В.О. Механічні властивості кісткової тканини уламків нижньої щелепи при її травматичному переломі / Маланчук В.О., Копчак А.В., Шидловський М.С. // В кн.: Матеріали міжнародної науково-практичної конференції «Іноваційні технології в стоматології та щелепно-лицевій хірургії» 30-31 жовтня 2009 року. – Харків, 2009. – С. 25-28.

3. Маланчук В.О. Способ хирургического лечения перелома с вывихом мыщелкового отростка нижней челюсти. / В.О. Маланчук, О.С. Воловар, М.Н. Чумак, О.Є.Рімша // Вісник стоматології. – №2. – 2003. – С. 32-35.
4. Матрос-Таранец И.Н. Биомеханические исследования в экспериментальной стоматологии/Матрос-Таранец И.Н. – Донецк, 1998. – 122 с.
5. Семенников В.И. Метод механико-математического исследования усилий и напряжений в нижней челюсти при физиологической нагрузке / В.И. Семенников, А.Н. Туманюк // Стоматология. – 1983. – №3. – С. 23-25.
6. Хірургічна стоматологія та щелепно-лицева хірургія; у 2т. – Т2 / В.О. Маланчук, І.П. Логвіненко, Т.О.Маланчук та ін. – К: ЛОГОС, 2011. – Т.2. – С. 3-120.
7. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии. / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский. – Х: Форт, 2010. – 466 с.
8. Klatt J. Clinical indication for intraoperative 3D imaging during open reduction of fractures of the neck and head of the mandibular condyle / J. Klatt, M. Heiland, M. Blessmann, F. Blake, Schmelzle R, P. Pohlenz // J Craniomaxillofac Surg. – 2011. – Vol. 39(4). – P.244-248.
9. Lauer G. Resorbable triangular plate for osteosynthesis of fractures of the condylar neck / G. Lauer, W. Pradel, H. Leonhardt, R. Loukota, U. Eckelt // Br J Oral Maxillofac Surg. – 2010. – Vol. 48(7). – P. 532-535.
10. Luo S. Surgical treatment of sagittal fracture of mandibular condyle using long-screw osteosynthesis / S. Luo, B. Li, X. Long, M. Deng, H. Cai, Y.J. Cheng // Oral Maxillofac Surg. – 2011. – Vol. 69 (7). – P. 1988 – 1994.
11. Maxillo-facial trauma and esthetic facial reconstruction / [edited by P.W. Booth, B.L. Eppley, R. Schmelzeisen]. – Churchill Livingstone, 2003. – P. 229-299.
12. Meyer C. Determination of the external forces applied to the mandible during various chewing exercises./C. Meyer, J.-L. Kahn., P.Boutemy, A. Wilk // Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.-1998. – Vol.26. – P.331-341.
13. Parascandolo S. Two load sharing plates fixation in mandibular condylar fractures: biomechanical basis / S. Parascandolo, A. Spinzia, S. Parascandolo, P. Piombino, L. Califano//J Craniomaxillofac Surg. – 2010. – Vol. 38 (5). – P. 385-390.
14. Pilling E. Comparative evaluation of ten different condylar base fracture osteosynthesis techniques / E. Pilling, U. Eckelt, R. Loukota, K. Schneider, B. Stadlinger // Br J Oral Maxillofac Surg. – 2010. – Vol. 48 (7). – P. 527-531.
15. Wagner A. A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process /A. Wagner , W. Krach, K. Schicho et al. // Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. – 2002. – Vol. 94 (6). – P. 678-686.