

Біомеханіка остеосинтезу титановими міні-пластинами кісток нижньої щелепи ушкоджених переломом

М. Г. Кришук¹ - ORCID <https://orcid.org/0000-0002-0662-9147>

О. С. Мусієнко¹ - ORCID <https://orcid.org/0000-0001-8255-3909>

В. О. Маланчук² - ORCID <https://orcid.org/0000-0001-8111-0436>

Я. М. Мазурик² - ORCID <https://orcid.org/0000-0002-1672-0833>

Received: 17 July 2025 / Revised: 28 October 2025 / Accepted: 10 December 2025

Анотація. Основним завданням остеосинтезу кісток щелепи ушкоджених переломом є співставлення уламків в анатомічно-правильному положенні та їх надійне утримання протягом заданого періоду часу консолідації конструкціями фіксаторів. Процеси, що розвиваються в кістковій тканині після встановлення фіксатора кісток щелепи ушкоджених переломом суттєво залежать від умов силового навантаження. Стабільність фіксації кісток ушкоджених переломом впливає на перебіг репаративних біологічних процесів та обумовлює один одного, що необхідно враховувати при їх остеосинтезі. Для визначення стратегій остеосинтезу ушкоджених кісток титановими мініпластинами з гвинтами сформовано математичні моделі напружено-деформованого стану сполучених неоднорідних тіл біологічного походження та технологічного виготовлення фіксатора при статичних навантаженнях. Числове моделювання біомеханіки остеосинтезу 3D цифрових двійників біомеханічних систем остеосинтезу здійснено у програмному середовищі ANSYS з урахуванням ізотропних властивостей їх структурних елементів. Встановлено закономірності впливу конструктивних особливостей титанових мініпластин та умов їх фіксації на жорсткість і напружено-деформований стан імітаційної моделі нижньої щелепи ушкодженої бічним переломом. Розрахунки амплітуд та градієнтів напружень моделей біомеханічних систем остеосинтезу в числовому експерименті допомогло з'ясувати параметри необхідної жорсткості та топологію розташування двох типів мініпластин та гвинтів, що впливають на діастаз та щільність міжфрагментного контакту уламків в ділянці перелому щелепи. Емпіричні дані вимірювань жорсткості систем остеосинтезу нижньої щелепи титановими мініпластинами проведені на трупних зразках. Встановлені рівні деформації біомеханічних систем натурних об'єктів в зоні фіксації кісткових відламків мініпластинами є вирішальним фактором для оцінки ризику надмірного зміщення фрагментів у післяопераційний період.

Ключові слова: біомеханіка, цифровий двійник нижньої щелепи, перелом, остеосинтез, титанова мініпластина, натурні моделі, експеримент, напруження, деформації, жорсткість, ANSYS, Mimics.

Вступ

Переломи нижньої щелепи залишаються одними з найпоширеніших травм скелета обличчя, які часто супроводжуються як функціональними, так і естетичними порушеннями. За статистикою, переломи нижньої щелепи (НЩ) становлять від 55 до 75 % усіх травматичних ушкоджень кісток обличчя [1]. Водночас

ускладнення, пов'язані з нестабільною фіксацією кісткових фрагментів, такі як вторинне зміщення, несформований калус і затримка зрощення, трапляються в понад 15 % випадків. Це вказує на очевидну необхідність подальших наукових досліджень у галузі біомеханічного аналізу остеосинтезу ушкоджених переломами кісток НЩ.

Сучасним методом остеосинтезу нижньої щелепи (НЩ) ушкодженої переломом є відкрита репозиція та жорстка фіксація мініпластинами [1]–[3], що відрізняються за формою, розміром та конструктивними особливостями. Основним завданням остеосинтезу НЩ є співставлення уламків в анатомічно правильному положенні та їх надійне утримання протягом заданого періоду консолідації. Для цього конструкції фіксаторів мають забезпечити достатню жорсткість і міцність в умовах функціонального навантаження. Крім того,

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна, <https://ror.org/00syn5v21>

² Національний медичний університет імені Олександра Богомольця, Київ, Україна, <https://ror.org/03edaf86>

✉ М. Г. Кришук
krys@ukr.net



вони повинні мати біологічну, хімічну та фізичну сумісність для уникнення небажаних реакцій з боку тканин організму людини [4]. Для створення фіксаторів зазвичай використовують сплави титану, такі як Ti Grade 4, Ti Grade 5 і Ti Grade 23, що містять певні домішки алюмінію і ванадію (Ti6Al4V). Ці сплави характеризуються біоінертністю і здатні перебувати в організмі людини протягом тривалого періоду, в тому числі пожиттєво [1].

Найбільш поширеними з них є накісні мініпластини та фіксуючі шурупи з титанових сплавів, які використовують у 65–90 % постраждалих цієї категорії [5], [6]. Принциповим недоліком традиційних конструкцій мініпластин з титанових сплавів є значна жорсткість (величина модуля пружності сплавів титану майже в 10 разів перевищує жорсткість кортикальної кістки щелепи) [7]. При застосуванні фіксаторів з такими властивостями для остеосинтезу кісток НЩ природний розподіл напружень і деформацій спотворюється, що призводить до низки негативних клінічних ефектів, в тому числі ефекту “механічного шунта” або “екранування” напружень. Сутність його полягає в тому, що при застосуванні таких конструкцій мініпластин напруження концентруються на ділянці фіксатора, а кістка в зоні травми виявляється недовантаженою.

Процеси, що розвиваються в кістковій тканині після встановлення фіксатора для остеосинтезу НЩ згідно з законом Вольфа суттєво залежать від умов механічного навантаження [8]. Перерозподіл навантажень між фіксатором і кісткою в біомеханічних системах є визначальним процесом для оцінки величин амплітуд напружень та деформацій при циклічному функціональному навантаженні, внаслідок чого суттєво зростає ризик руйнування “від втоми” біологічного середовища навколо таких конструкцій [8], [9].

Стабільність фіксації кісток нижньої щелепи ушкоджених переломом впливає на перебіг репаративних біологічних процесів та обумовлює один одного, що необхідно враховувати при остеосинтезі. Для відновлення біомеханічних властивостей кісткової тканини необхідна мінімальна рухливість уламків в зоні регенерації та створення оптимальних умов для біологічних процесів [8], [10].

Сучасні чисельні методи біомеханічного аналізу процесів остеосинтезу НЩ [1], [5], [8], [9] значно підвищують якість передопераційного планування та підбір фіксаторів під конкретні клінічні випадки. Актуальність дослідження зумовлена необхідністю кількісної оцінки напружень імітаційних моделей біомеханічної системи (БС) остеосинтезу НЩ мініпластинами та деформацій натурних моделей на прикладі двох типових видів переломів з метою вибору раціональних способів відновлення функціональності НЩ.

Мета досліджень – вивчення впливу конструктивних особливостей титанових мініпластин та умов їх фіксації на діастаз та НДС кісток НЩ з травматичними

переломами в умовах остеосинтезу на основі результатів чисельних розрахунків та експериментальних досліджень із використанням цифрових двійників і натурних об’єктів біомеханічних систем при функціональних навантаженнях.

Методи чисельного аналізу остеосинтезу НЩ мініпластинами

Для визначення стратегій остеосинтезу НЩ титановими мініпластинами сформовано математичні моделі НДС сполучених неоднорідних тіл біологічного походження (кістки щелепи з переломом) та технологічного виготовлення (фіксатор у вигляді мініпластин з гвинтами) при статичних навантаженнях. НДС контактуючих неоднорідних тіл біомеханічних систем даного типу у наближенні ізотропного середовища визначали із застосуванням рівнянь лінійної теорії пружності [11] та апіорі заданими силовими та кінематичними умовами на зовнішніх поверхнях НЩ (рис.1). Враховували нелінійні граничні умови силової взаємодії на контактних поверхнях кісткових відламків при силових навантаженнях НЩ в умовах остеосинтезу. Застосовували пружинну модель передачі зусиль між поверхнями контакту кісток щелепи в переломі. Фактичну площу поверхні контакту для моделей остеосинтезу НЩ встановлювали ітераційно в процесі розв’язку конкретних задач біомеханіки. Чисельні розв’язки даного типу крайових задач виконували методом скінченних елементів [8].

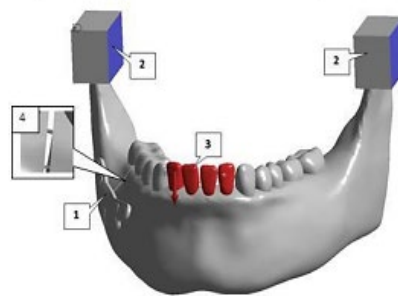


Рис. 1. Розрахункова схема для моделі остеосинтезу НЩ: 1 – фіксуюча мініпластина з гвинтами; 2 – пружні опори; 3 – силове навантаження різців щелепи; 4 – пружинна модель силової взаємодії частин щелепи в переломі кісток тіла нижньої щелепи

Імітаційне моделювання біомеханічних систем (БС) остеосинтезу проводили на основі тривимірної реконструкції анатомічних структур кісток щелепи та інтеграції конструктивних елементів фіксації різної топології та жорсткості. В якості вхідних даних для імітаційної моделі НЩ використовували DICOM-зображення, отриманих за допомогою спіральної комп’ютерної томографії кадаверних зразків нижньої щелепи. У

програмному коді Mimics 10.0 [12] проводили структурну сегментацію моделі нижньої щелепи з поділом на кортикальну та губчасту тканину за величинами рентгенівської щільності. Після очищення артефактів формували тривимірну модель нижньої щелепи, яка експортувалась в середовище програмного коду ANSYS WB 12.1 [13]. Особливу увагу приділяли точному відтворенню геометричної форми кортикальної та спангіозної моделей кісток щелепи, альвеолярного краю та ділянок їх перелому.

В розроблених імітаційних моделях БС остеосинтезу кісток НЩ відтворено перелом в типовій клінічній зоні травматичного ушкодження тіла нижньої щелепи. Діастаз між фрагментами уламків моделі остеосинтезу НЩ становив 0.5 мм. Фіксацію фрагментів щелепи здійснювали моделями титанових мініпластин товщиною 1.0 мм, які спроектовані методом 3D моделювання та виготовлені в лабораторії інженерного центру CARTEM 3D технологій. В дослідженнях варіантів остеосинтезу НЩ застосовували мініпластини з шістьма отворами та аналогічні з п'ятьма отворами для гвинтів (рис. 2). Для фіксації мініпластин в двох варіантах остеосинтезу НЩ використовували моделі гвинтів з

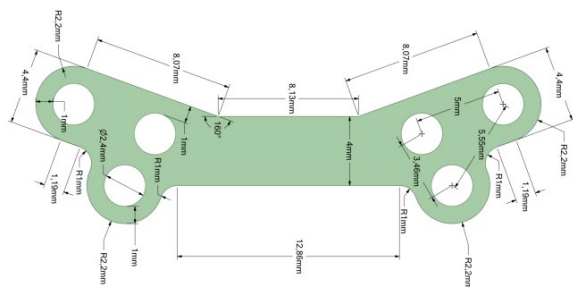


Рис. 2. Вид титанової мініпластини з шістьма отворами та гвинтів для кріплення фрагментів ушкоджених переломом кісток в дослідженнях моделей остеосинтезу НЩ

медичного титану діаметром 3 мм та довжиною 5 мм.

Після поєднання всіх 3D структурних елементів БС остеосинтезу кісток НЩ у середовищі команд програмного коду ANSYS WB створювали сітку тетрагональних скінченних елементів (СЕ). Типовий розмір СЕ становив 1–2 мм, що забезпечувало достатню роздільну здатність дискретної моделі в очікуваних зонах високих градієнтів напружень. Кількість СЕ у моделях БС досягала до понад 1 мільйона, залежно від ступеня густини сітки СЕ в околі зони перелому розробленої моделі остеосинтезу ПКНЩ (рис. 3) для визначення НДС.

Механічні властивості структурних елементів моделі БС задавали відповідно до літературних даних і рахували як ізотропні [8], [14]. Кортикальна кістка характеризувалась модулем пружності $E = 14$ ГПа і коефіцієнтом Пуассона $\nu = 0.3$, губчаста тканина 0.9 ГПа

та 0.2 відповідно. Для титанового сплаву мініпластин використовували $E = 110$ ГПа, $\nu = 0.34$.

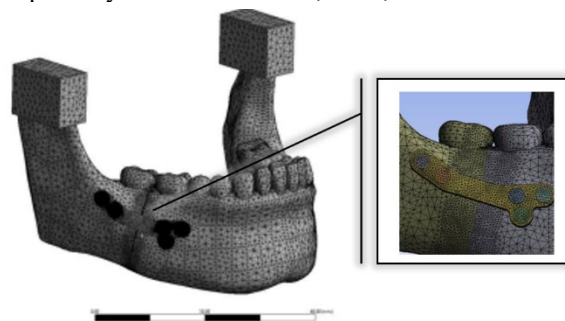


Рис. 3. Дискретна модель БС остеосинтезу НЩ та візуалізація фрагменту з мініпластиною і п'ятьма гвинтами ушкодженого переломом тіла кісток в зоні зубів молярів

Контакти між кістковими фрагментами були змодельовані з урахуванням моделі тертя за Кулоном (коефіцієнт 0,2 у зоні перелому), а також умов жорсткого зв'язку там, де фіксація була стабільною (наприклад, між гвинтом і пластиною). Важливо, що враховувався і контакт між фрагментами кістки, що дозволяло оцінити роль міжфрагментного притиснення в процесі стабілізації.

Функціональні силові навантаження в моделі відповідали реальним клінічним сценаріям. На фронтальну ділянку нижньої щелепи прикладали вертикальне навантаження 400 Н для імітації дії жуваального тиску (рис. 1). Умови фіксації виростків моделі щелепи пружними опорами відтворювали фізичне закріплення в полімерній опорі, як це було реалізовано в натурному експерименті.

Результати числових експериментів

Результати числових розрахунків по визначенню НДС цифрових двійників БС остеосинтезу НЩ дозволили кількісно оцінити ефективність відновлення функціональності нижньої щелепи за допомогою встановлення титанових мініпластин різної конструкції. Основними критеріями оцінки ефективності остеосинтезу НЩ були величини переміщень, еквівалентних за Мізесом напружень кісток щелепи та діастаз відламків кісток в зоні перелому при моделюванні функціонального навантаження. Типові деформаційні зміни БС остеосинтезу НЩ в умовах силового навантаження при оклюзії зубів наведені на рис. 4.

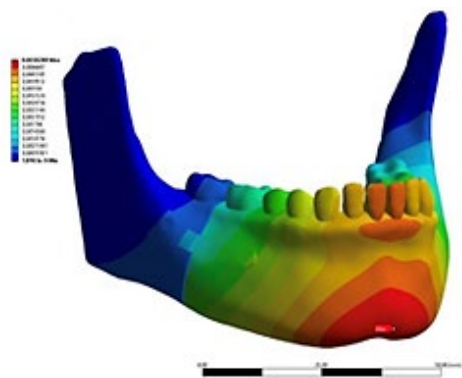


Рис. 4. Візуалізація поля переміщень цифрового двійника БС остеосинтезу НЩ з відтвореними умовами жувального навантаження

Функціональні силові навантаження в розроблених розрахункових схемах БС остеосинтезу НЩ передавались на кісткові тканини ушкодженої переломом щелепи як через гвинти накістної мініпластини, так і пружинну модель контактної взаємодії частин поверхні двох тіл нижньої щелепи частково стиснутих в переломі кісток. Це призводило, як до локальної концентрації напружень в кістковій кортикальній тканині щелепи навколо гвинтів, так і змін градієнтів напружень в околі частин тіла з переломом. В накістній пластині концентрація напружень виникала в ділянці отвору, який розташовувався над щілиною перелому кістки (рис. 5).

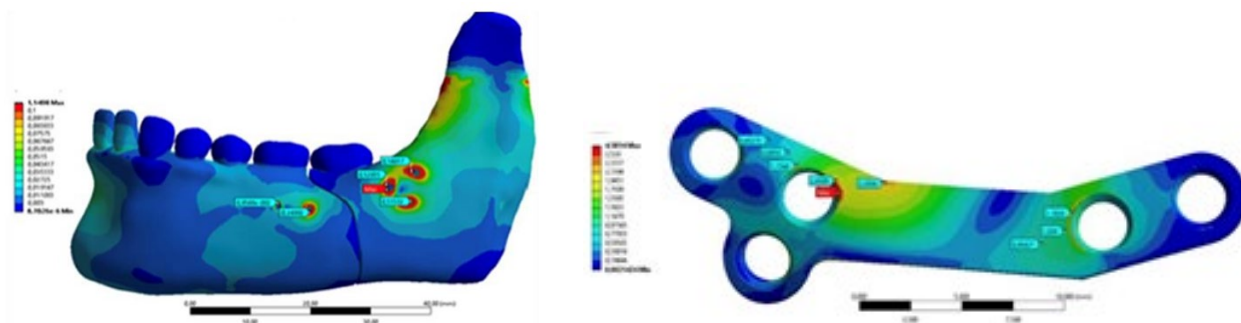


Рис. 5. Еквівалентні за Мізесом напруження в кортикальному шарі кістки нижньої щелепи та накістній мініпластині при жувальних навантаженнях

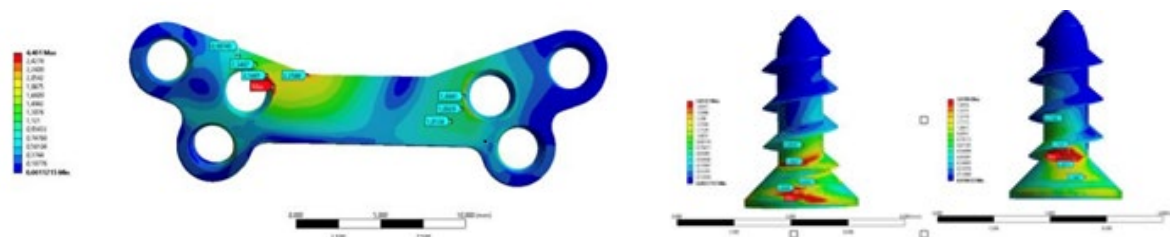


Рис. 6. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в мініпластині з 6 отворами та гвинтах при силовому навантаженні БС остеосинтезу НЩ

Розподіл напружень в БС остеосинтезу НЩ з 6-тьма отворами в мініпластині був нерівномірним. Силові навантаження приймали 3 гвинта, розташовані від щілини перелому по косій лінії перелому нижньої щелепи (рис. 6). Напруження фіксаторів трансформувалося на кісткову тканину в зоні розташування мініпластини на зовнішній поверхні кортикальної кістки щелепи. Еквівалентні за Мізесом напруження в губчастій кістковій тканині відмічали меншими за амплітуди в кортикальній кістці, а їх максимальні величини наближались до 10 МПа.

Збільшення кількості отворів в мініпластині не давало глобального збільшення інтегральної жорсткості БС та видозміни НДС за рахунок довжин гвинтів (рис. 5), в подальшому (бікортикальна фіксація) не впливали на стабільність фіксації мініпластини. Збільшення кількості отворів та гвинтів призводило до підвищення жорсткості БС остеосинтезу НЩ. Отримане силове навантаження БС збільшувало компресію по нижньому краю щелепи, що призводило до підвищення напружень в кістковій тканині біля гвинтів (рис. 6, 7a). Контроль умов контактної взаємодії двох тіл щелепи в площині перелому проводили для попередньо виділених 6 поверхонь НЩ. Для встановлення величин діастазу в БС остеосинтезу НЩ застосовували ітераційний алгоритм програмного коду ANSYS WB. Щільний контакт кісткових відламків щелепи при навантаженні БС з пластиною, що має 6 отворів для гвинтів встановлено для 91 % контактної поверхні сполучених тіл

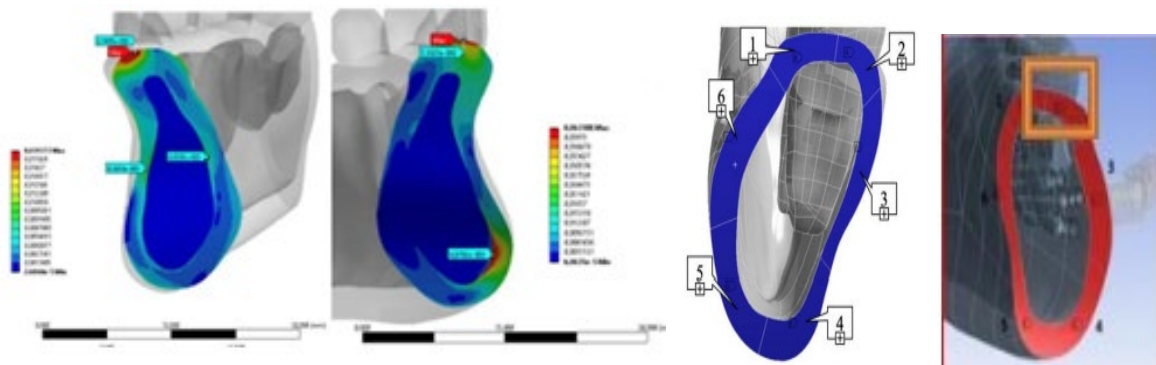


Рис. 7. Еквівалентні за Мізесом напруження в площині перелому ушкоджених відламків кісток нижньої щелепи (а) та поверхні контактних зон в розрахунковій схемі для контролю діастазу двох тіл в переломі (б) при силових навантаженнях цифрового двійника БС остеосинтезу НЩ

Діастаз величиною 1.22×10^{-4} мм в зоні остеосинтезу кортикальних кісток щелепи мав місце для контактної поверхні з номером 2 (виділено рамкою на рис. 7 б).

Однак застосувавши мініпластину з 5 отворами (рис. 5), найменше зміщення відламків один до одного виникало при використанні мініпластини з розташуванням по косій лінії нижньої щелепи. При цьому мініпластина була зігнута в площині, а напруження в ній не перевищували межі пружності титану. Ефективною та доцільною є точна репозиція по зовнішній косій лінії щелепи з подальшою відсутністю міжфрагментного діастазу при встановленні мініпластини на 6 отворів (рис. 8) вздовж зовнішньої поверхні НЩ. За результатами досліджень мініпластина отримувала по ребру деформацію згину. Напруження в кістковій тканині збільшувалися навколо гвинтів, особливо в ділянці косої лінії поблизу перелому. Це впливало на величину переміщення уламків при навантаженні, чим самим збільшувало напруження в кістковій тканині.

Зменшення кількості отворів у фіксаторі та відповідно і кількості гвинтів в біомеханічній системі, адаптованій (шляхом згинання) по площині титановій пластині, а також наявність міжфрагментного контакту

зменшували напруження в отворах щелепи для гвинтів та в пластині при сталому функціональному навантаженні. Якщо було виключено один гвинт, це сприяло зміні форми та дизайну фіксатора. Пластина товщиною 1,2 мм при довжині гвинтів 5 мм забезпечила стабільність системи, навіть при силі максимального жувального навантаження. Збільшення довжини гвинтів не викликало змін інтегральної жорсткості системи.

Методи експериментального дослідження остеосинтезу НЩ мініпластинами

Для досліджень БС остеосинтезу НЩ в натурних експериментах були використані зразки, що є амортизованим матеріалом кафедри нормальної анатомії НМУ імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна та можуть бути об'єктом дослідження. Усі зразки попередньо були підготовлені до експерименту: очищені від м'яких тканин та консервовані за стандартною методикою.

У зразках штучно відтворено плоскі переломи в типових клінічних зонах: у тілі нижньої щелепи та у підборідній (ментальній) ділянці. Геометрія та поло-

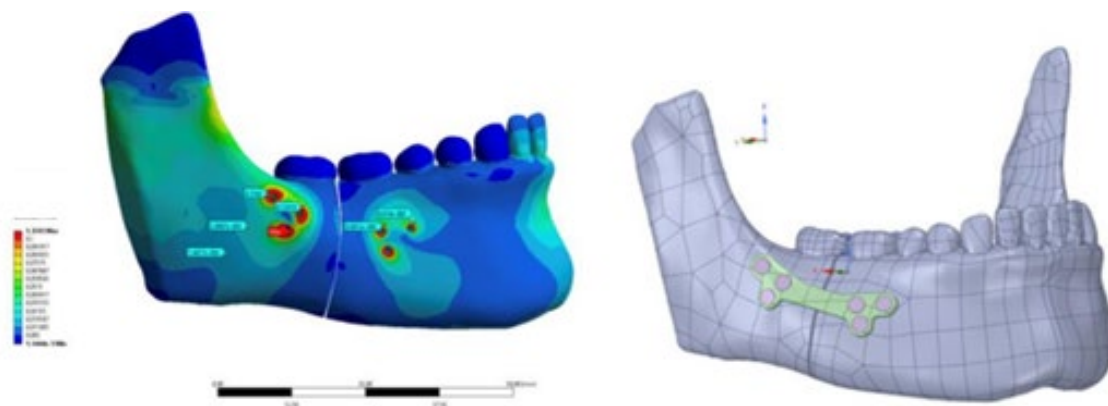


Рис. 8. Еквівалентні за Мізесом напруження в БС остеосинтезу НЩ з використанням мініпластини з 6 отворами при силовому навантаженні нижньої щелепи



Рис. 9. Види титанових мініпластин в дослідженнях остеосинтезу НЩ ушкоджених переломом

ження щілини фрактури були стандартизовані для кожної групи. Діастаз між фрагментами уламків щелепи становив 0,5–1,0 мм.

Фіксація фрагментів щелепи здійснювалася за допомогою мініпластин, які спроектовані методом 3D моделювання в лабораторії інженерного центру CARTEM 3D технологій та виготовлені з медичного титану (Ti-6Al-4V ELI) використовуючи машину DMP Flex 350. Завдяки високій біосумісності тканинами людини даний титановий сплав широко використовується в медичних процедурах з використанням стоматологічних виробів.

Застосовувались дві основні конфігурації виготовлених пластин: типу “3–3” (з шістьма отворами) та прямі пластини з 5 отворами у різних комбінаціях типу “3–2” або “2–3” показаних на рис. 9.

Для остеосинтезу частин НЩ ушкоджених переломом використовували гвинти з медичного титану діаметром 3 мм та довжиною 5 мм. Усі гвинти встановлювались вручну під контролем глибини та кута нахилу, відповідно до клінічних протоколів остеосинтезу.

Для забезпечення стабільної фіксації під час випробувань, зразки встановлювали в індивідуальні полімерні опори (рис. 10 а), виготовлені з самотверднучої пластмаси ПРОТАКРИЛ-М. Процес виготовлення опор передбачав кілька етапів: формування базової частини на сталевій плиті, збирання бічних стінок форми за допомогою сталевих рамок, нанесення розділового лаку ІЗОКОЛ-69 та заливку пластмаси навколо щелепи. Після затвердіння полімеру зразки залишали у формі на 3–5 годин для стабілізації. Такий підхід дозволив уникнути паразитних зсувів у процесі випробувань.

Механічні випробування проводили на універсальній випробувальній машині TIRAtest-2151 (рис. 10 б), що дозволяє здійснювати осьове навантаження та записувати графіки деформації з високою точністю. Для кожного зразка реалізовували вертикальне стискання в ділянці різців НЩ, що моделює симетричне оклюзійне силове навантаження під час змикання щелеп. Усі випробування проводилися до досягнення заданої величини сили. Сценарій силового навантаження НЩ повторювався не менше трьох разів на кожному зразку, що дозволило знизити похибки та отримати усереднені значення переміщень.



а



б

Рис. 10. Підготовлений для випробувань в універсальній машині TIRAtest-2151 (а) зріз металоостеосинтезу кісток НЩ ушкоджених переломом (б)

Отримані експериментальні величини вертикальних переміщень щелепи використовували для обчислення величин жорсткості БС “НЩ-фіксатор” при стиску за формулою $C = F / \Delta l$, де: C – жорсткість БС, Н/мм; F – прикладена сила, Н; Δl – переміщення фрагментів у напрямку дії сили, мм.



Рис. 11. Зафіксовані в навантажувальному механізмі НЩ із змодельованими різними типами переломів та фіксацією її фрагментів мініпластинами

Для оцінки остеосинтезу кісткових відламків НЩ в умовах оклюзійного навантаження біомеханічних систем застосовували метод візуального контролю. З використанням цифрової фотограмметрії визначали мікропереміщення між фрагментами нижньої щелепи в умовах силового навантаження. До поверхні щелепи попередньо наносили маркери у вигляді круглих контрастних точок діаметром 1 мм, що розміщувались на обох боках від умовної площини перелому (рис. 11). Кількість міток варіювалась залежно від довжини фіксованої ділянки, проте для кожної моделі використовували не менше 8 точок.

Цифрову зйомку здійснювали фотокамерою високої роздільної здатності під фіксованим кутом з однакової відстані до об'єкта. Для уникнення перспективних спотворень камера встановлювалась на штативі зі шкалою калібрування, а освітлення було розсіяне і рівномірне. Кожну модель фотографували у ненавантаженому стані (базовий знімок) та після кожного з етапів навантаження (рис. 12). Положення камери не змінювалось протягом усієї серії вимірювань.

Зображення НЩ обробляли у програмному середовищі ImageJ комп'ютерній програмі з відкритим вихідним кодом та Adobe Photoshop з використанням

інструментів вимірювання лінійних відстаней між центрами реперних точок. Для кожної пари точок обчислювали зміну відстані в абсолютному та відносному значеннях, після чого обчислювали середньо арифметичну величину переміщення у зоні перелому.

Масштаб визначали шляхом зйомки еталонної мірної плитки в аналогічних умовах. За результатами вимірювань переміщень окремих точок препарату розраховували величини їх взаємних переміщень

За результатами вимірювання відстаней між мітками об'єкта в недеформованому та деформованому станах розраховували величини взаємних переміщень D (зміщень) точок в області перелому (рис. 13). При цьому обидві частини кістки розглядали як абсолютно тверді (їх деформації нехтовно малі у порівнянні з величиною взаємного зміщення в переломі). Відстань між мітками визначалась за формулами:

$$D_{12} = \sqrt{X_{12}^2 + Y_{12}^2}; \quad D_{34} = \sqrt{X_{34}^2 + Y_{34}^2};$$

Для підвищення достовірності обчислень також проводили кореляційний аналіз між результатами фотозйомки та показниками з деформаційного датчика, вмонтованого в установку TIRAtest-2151.

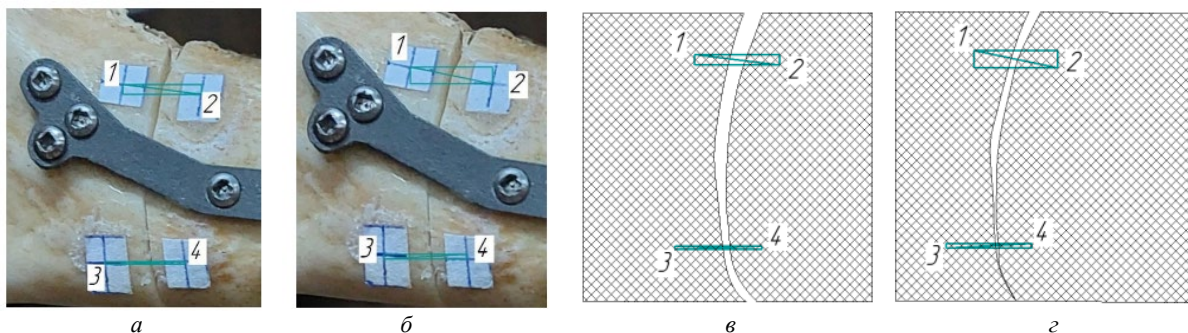


Рис. 12. Нижня щелепа із змодельованим переломом (а, б) та схема деформування частин НЩ (в, г): не навантаженої (а, в) та навантаженої (б, г) зразки; 1, 2, 3, 4 – мітки (реперні точки експерименту), встановлені на уламках поверхні кістки

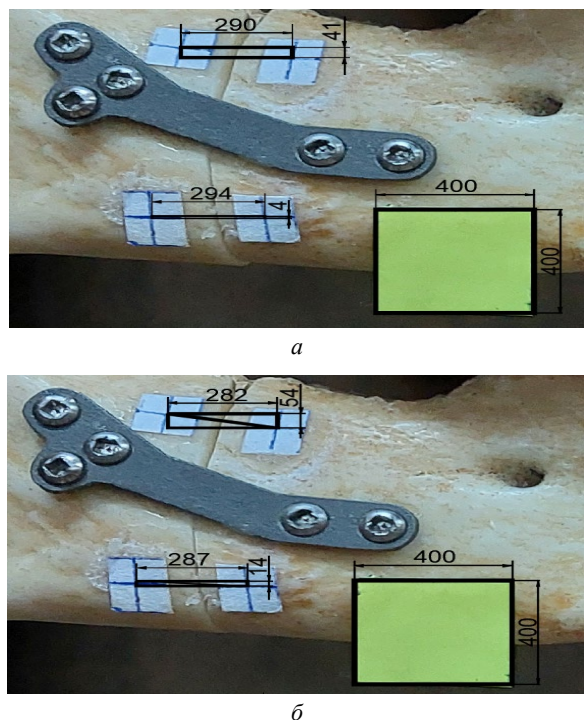


Рис. 13. Схема визначення взаємного положення міток до навантаження (а) і після навантаження (б) за допомогою цифрового фотографування

Результати експериментальних досліджень натурних взірців

Функціональні навантаження натурних взірців БС остеосинтезу НЩ відтворювали для ділянки щелепи з розміщенням зубів різців НЩ. Діастаз між фрагментами уламків двох видів анатомічної локації переломів для взірців щелепи зі встановленими фіксаторами становив 0,5–1,0 мм. Жорсткість БС (Н/мм) розраховували для даних, що відповідали лінійному відрізку на графіку залежності “сила-переміщення”. Експериментальні дані представили у вигляді графіків на рис. 14, що містять величини переміщення (мм) і сили (Н), що прикладалася в інтервалі від 0 до 150 Н.

Результати натурних випробувань БС остеосинтезу НЩ дозволили кількісно оцінити ефективність фіксації нижньої щелепи за допомогою різних типів титанових мініпластин. Основними критеріями в даних випробуваннях були величина переміщень кісткових уламків нижньої щелепи у зоні перелому та жорсткість конструкції при різних величинах силового навантаження.

Найвищі показники жорсткості були зареєстровані у моделях, де застосовувались пластини типів “3–3” та “3–2” відповідно з шістьма та п'ятьма отворами, що встановлені вздовж зовнішньої косої лінії НЩ. Значення жорсткості у таких конфігураціях коливались у межах 420–470 Н/мм, що забезпечувало мінімальні мікропереміщення фрагментів щелепи (менше 0,2 мм).

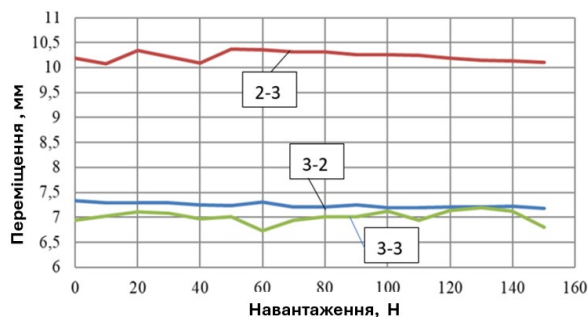


Рис. 14. Залежність між прикладеним силовим навантаженням і середньо арифметичними величинами зміщень контрольних маркерів на зовнішній поверхні косої лінії щелепи для різних конфігурацій титанових пластин, що використовуються для фіксації її переломів

При використанні мініпластин з п'ятьма отворами (типу “2–3”) та фіксацією трьома гвинтами в ділянці ментального відділу НЩ жорсткість зменшувалась до 180–250 Н/мм. У цих моделях спостерігалось зростання кутових зміщень та підвищена чутливість до скручування, що свідчить про меншу стабільність фіксації.

Використання титанових мініпластин показало значну жорсткість на розтяг-стиск, але меншу – на згин та зсув по площині. Однак жорсткість БС остеосинтезу НЩ на кадаверному матеріалі щелепи людини в експерименті значно відрізнялася по різних параметрам. Відтворення перелому з особливостями навантаження НЩ показувало інтегральну жорсткість пластини залежно від її розташування та типу перелому. Переміщення уламків НЩ під дією навантаження мало нелінійний характер і саме це пов'язувалось з механікою кістки біля елемента фіксації (руйнування структурних елементів, пластичні деформації тощо). При використанні запропонованих мініпластин особливість визначалася в їх можливості протидіяти сагітальному згину. Сприятливою зоною в розташуванні пластини є ділянка верхнього краю НЩ. Використання пластини у формі “3–3”, розташованої по верхньому краю вздовж зовнішньої косої лінії, сприяло утриманню уламків, фіксація по нижньому краю – викликала незначну функціональну компресію при контакті уламків один з одним, тим самим зростала жорсткість самої системи. Застосування пластини з 5 гвинтами (тип 3–2) та форми пластини “3–3” змінює жорсткість БС на 14 %.

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

Загалом встановлено, що жорсткість фіксації кісткових відламків НЩ залежить не лише від кількості гвинтів, але й від розташування пластини, геометрії та біомеханічних характеристик щелепи, кута встановлення фіксатора, а також площі контакту між уламками. В експериментах, де площа контакту кісткових відламків НЩ була мінімальною, переміщення зростали в 1,3–1,5 раза навіть за наявності 6-гвинтового кріплення мініпластин.

Висновки

1. Сформульовано математичні та описано числові моделі задач біомеханіки остеосинтезу титановими мініпластинами кісток нижньої щелепи ушкоджених переломом у наближеннях ізотропного середовища.

2. Розроблено ітераційний алгоритм розв'язання контактних задач біомеханіки для випробування несучої спроможності цифрових двійників ушкоджених переломом кісток щелепи з конструкціями мініпластин для їх остеосинтезу методами математичного моделювання.

3. Описано розроблену методологію для експериментальних випробувань несучої спроможності натурних об'єктів остеосинтезу нижніх щелеп ушкоджених переломом.

4. Встановлено закономірності впливу конструктивних особливостей титанових мініпластин та умов їх фіксації на жорсткість і напружено-деформований стан імітаційної моделі нижньої щелепи ушкодженої бічним переломом.

5. Відтворення напружено-деформованого стану БС остеосинтезу НЩ в числовому експерименті допомогло з'ясувати параметри необхідної жорсткості різних типів мініпластин, що впливають на діастаз та щільність міжфрагментного контакту уламків в ділянці перелому щелепи.

6. Отримані результати натурних експериментів та випробувань цифрових двійників демонструють важливість в медичній практиці правильної топологічної орієнтації розміщення конструкцій пластин для остеосинтезу НЩ, кількості гвинтів та щільності прилягання мініпластин з шістьма отворами та товщиною не менше 1.2 мм до геометричної форми кістки.

7. Наведені результати досліджень спрямовані на підвищення рівня професійних знань медичних працівників стоматологічних центрів та фахівців з біомеханіки.

Конфлікт інтересів

Автори заявляють, що вони не мають жодного конфлікту інтересів щодо цього дослідження, включаючи фінансові, особисті, авторські або будь-якого іншого характеру, які могли б вплинути на дослідження та його результати, представлені в цій статті.

Використання штучного інтелекту

Автори підтверджують, що не використовували технології штучного інтелекту при створенні даної роботи.

References

- [1] S. Zhong et al., "Biomechanical validation of structural optimized patient-specific mandibular reconstruction plate orienting additive manufacturing," *Comput Methods Programs Biomed.*, 224, Sep. 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2022.107023>.
- [2] A. H. Kamboozia and A. Punnia-Moorthy, "The fate of teeth in mandibular fracture lines. A clinical and radiographic follow-up study," *Int J Oral Maxillofac Surg*, Vol. 22(2), pp. 97–101, Apr. 1993, doi: [https://doi.org/10.1016/s0901-5027\(05\)80811-2](https://doi.org/10.1016/s0901-5027(05)80811-2).
- [3] A. V. Kopchak, "Porivnyal'na ocinka sposobiv osteosintezu virostkovogo vidrostku nizhn'oi shchelepi pri jogo travmatichnih perelomah," *Acta Medica Leopoliensia*, Vol. 2, pp. 9–17, 2014.
- [4] P. A. Miguez et al., "Hesperidin Promotes Osteogenesis and Modulates Collagen Matrix Organization and Mineralization In Vitro and In Vivo," *Int J Mol Sci.*, Vol. 22, 22(6):3223, Mar. 2021, doi: <https://doi.org/10.3390/ijms22063223>.
- [5] R. Zieliński, M. Kozakiewicz and J. Świniarski, "Comparison of Titanium and Bioresorbable Plates in "A" Shape Plate Properties—Finite Element Analysis," *Materials*, 12: 1110, Apr. 2019, doi: <https://doi.org/10.3390/ma12071110>.
- [6] H. Hosgor, F.M. Coskunes and D. Akin, "Evaluation of the Prognosis of the Teeth in the Mandibular Fracture Line," *Cranio-maxillofac Trauma Reconstr.*, Vol. 14(2), pp. 144–149, Jun. 2021, doi: <https://doi.org/10.1177/1943387520952673>.
- [7] C. Steffen et al., "Patient-specific miniplates versus patient-specific reconstruction plate: A biomechanical comparison with 3D-printed plates in mandibular reconstruction," *J Mech Behav Biomed Mater.*, Vol. 140, Apr. 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.105742>.
- [8] V. O. Malanchuk, M. G. Krishchuk and A. V. Kopchak, *Imitacijne komp'yuterne modelyuvannya v shchelepno-licevij hirurgii*, Kyiv: Vidavnychij dim "Askaniya", 2013, 231 p.
- [9] V. O. Malanchuk, A. V. Kopchak and M. G. Krishchuk, "Viznachennya rezhimiv funkcional'nogo navantazhennya u pacientiv z travmatichnimi perelomami nizhn'oi shchelepi pislya vikonannya osteosintezu z vikoristannyam suchasnih metodiv komp'yuternogo modelyuvannya," *Klinichna hirurgiya*, Vol. 3, pp. 53–58, Mar. 2013.

- [10] G. Kharmanda, A. Shokry and M. Y. Kharma, "Integration of reliability analysis into mini-plate fixation strategy used in human mandible fractures: Convalescence and healing periods," *Acta Bioeng Biomech*, Vol. 19(4), pp.13–23, 2017.
- [11] A. C. Babenko, M. I. Bobir, S. L. Bojko, O. O. Boronko, *Teoriya pruzhnosti*. Ch. 1: Pidruchnik, Kyiv: Osnova, 2009. 244 p.
- [12] Mimics 12. Paket obrabotki izobrazhenij. Bazovyj obuchayushchij kurs, Materialise, 2008. 82 p.
- [13] ANSYS, Inc. Theory Reference. Canonsburg, 2004, 1067 p.
- [14] C. Mow, W. C. Hayes, Mow C. Basic Orthopedic Biomechanics, New York, 1991, 528 p.

Biomechanics of Osteosynthesis by Titanium Miniplates of Bones of the Lower Jaw Damaged by a Fracture

Mykola Kryshchuk¹ • Olga Musienko¹ • Vladislav Malanchuk² • Jaroslav Mazuryk²

¹ Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, Kyiv, Ukraine

² Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

Abstract. The main task of osteosynthesis of jaw bones damaged by fractures is to align the fragments in an anatomically correct position and securely hold them in place for a specified period of consolidation using fixation devices. The processes that develop in bone tissue after the installation of a fixator for jaw bones damaged by a fracture significantly depend on the conditions of the force load. The stability of fixation of bones damaged by a fracture affects the course of reparative biological processes and determines each other, which must be taken into account during their osteosynthesis. To determine strategies for osteosynthesis of damaged bones with titanium miniplates with screws, mathematical models of the stress-strain state of connected heterogeneous bodies of biological origin and technological manufacture of the fixator under static loads were formed. Numerical modeling of the biomechanics of osteosynthesis of 3D digital twins of biomechanical osteosynthesis systems was performed in the ANSYS software environment, taking into account the isotropic properties of their structural elements. The patterns of influence of the design features of titanium miniplates and the conditions of their fixation on the stiffness and stress-strain state of the simulation model of the lower jaw damaged by a lateral fracture were established. Calculations of the amplitudes and stress gradients of biomechanical osteosynthesis system models in a numerical experiment helped to determine the parameters of the required stiffness and topology of the location of two types of miniplates and screws that affect the diastasis and density of interfragmentary contact of fragments in the jaw fracture area. Empirical data on the stiffness of lower jaw osteosynthesis systems with titanium miniplates were obtained from cadaver samples. The established levels of deformation of biomechanical systems natural objects in the area of fixation of bone fragments with miniplates are a decisive factor in assessing the risk of excessive displacement of fragments in the postoperative period.

Keywords: biomechanics, digital twin of the lower jaw, fracture, osteosynthesis, titanium miniplate, full-scale models, experiment, stress, deformation, stiffness, ANSYS, Mimics.
