

ХІРУРГІЧНА СТОМАТОЛОГІЯ

УДК 616.716.4-001.5

DOI <https://doi.org/10.35220/2523-420X/2024.4.12>**Г.Е. Зуб,**

аспірант кафедри дитячої стоматології,
Дніпровський державний медичний університет,
вул. Володимира Вернадського, 9, м. Дніпро, Україна,
індекс 49044

І.В. Ковач,

доктор медичних наук,
професор кафедри дитячої стоматології,
Дніпровський державний медичний університет,
вул. Володимира Вернадського, 9, м. Дніпро, Україна,
індекс 49044, doc.ilakovach@ukr.net

О.Г. Фенко,

кафедра будівельних конструкцій
Національний університет "Полтавська політехніка
імені Юрія Кондратюка", Першотравневий проспект,
24, Україна, м. Полтава, 36011

БИОМЕХАНИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ ОПТИМАЛЬНОЇ ФІКСАЦІЇ КІСТКОВИХ УЛАМКІВ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ПРИ РОЗМІЩЕННІ ЗУБА В ЛІНІЇ ПЕРЕЛОМУ

Наявність зубів на нижній щелепі призводить до зменшення об'єму кісткової тканини щелепи і, як наслідок, зменшення міцності у поперечних перерізах щелепи у місцях локалізації зубних лунок. Одним із основних факторів, які впливають на локалізацію переломів в межах зубного ряду, є наявність лунок зубів, через які, частіше за все і проходять лінії переломів. У пацієнтів з тимчасовим зубним рядом до факторів, які додатково «послаблюють» нижню щелепу (зменшують об'єм кісткової тканини щелепи), без сумніву, можна віднести наявність зачатків постійних зубів, через які проходять лінії переломів. Дослідження напружено-деформованого стану фіксуючих пластин, гвинтів, що їх утримують та безпосередньо твердих тканин зубощелепного ряду у зоні локалізації травматичного перелому нижньої щелепи найдоцільніше виконувати з використанням скінченно-елементного аналізу, перспективність якого під час розв'язання різноманітних біомеханічних задач у сучасній стоматології останнім часом знаходить дедалі ширше підтвердження в роботах як зарубіжних, так і вітчизняних авторів. **Мета нашої роботи.** Обґрунтування вибору раціональної фіксації для точної анатомічної репозиції уламків при розміщенні зуба в лінії травматичного перелому нижньої щелепи шляхом проведення біомеханічного дослідження. **Матеріали та методи дослідження.** Нами було проведено математичне моделювання з використанням широко відомого пакета моделювання та

скінченно-елементного аналізу FEMAP 10.2.0, призначеного для реалізації в середовищі Windows на персональному комп'ютері. Дослідження виконувались на моделях нижньої щелепи з габаритними розмірами поперечного перерізу, що відповідають деяким усередненим розмірам. Закріплення тривимірних моделей нижньої щелепи з різними місцями локалізації переломів здійснювались у вузлах скінченних елементів, розташованих на ділянках прикріплення жувальних м'язів. **Висновки.** Одними із основних факторів, які впливають на локалізацію переломів в межах зубного ряду, є наявність лунок зубів та зачатків постійних зубів, їх топографія, які суттєво зменшують площу кісткової тканини у поперечних перерізах щелепи і через які, частіше за все, проходять лінії переломів. Для надійної фіксації фрагментів нижньої щелепи з можливістю сприйняття функціональних навантажень, які виникають при пережовуванні їжі, можна рекомендувати фіксацію перелому двома мініпластинами.

Ключові слова: перелом щелепи, математичне моделювання, біомеханіка, гвинти.

G.E. Zub,

Postgraduate Student of the Department
of Pediatric Dentistry,
Dnipro State Medical University,
9 Vernadsky street, Dnipro, Ukraine, postal code 49044

I.V. Kovach,

Doctor of Medical Sciences,
Professor at the Department of Pediatric Dentistry,
Dnipro State Medical University,
9 Vernadsky street, Dnipro, Ukraine, postal code 49044
doc.ilakovach@ukr.net

O.G. Fenko,

Department of Building Structures
National University "Yuriy Kondratyuk Poltava
Polytechnic",
Pervomaisky Prospekt, 24, Ukraine, Poltava,
postal code 36011

BIOMECHANICAL JUSTIFICATION OF THE CHOICE OF OPTIMAL FIXATION OF BONE FRAGMENTS OF THE LOWER JAW WHEN PLACING THE TOOTH IN THE FRACTURE LINE

The presence of teeth on the lower jaw leads to a decrease in the volume of bone tissue of the jaw and, as a result, a decrease in the strength in the cross-sections of the jaw in the places where the dental holes are located. One of the main factors that affect the localization of fractures within the dentition is the presence of dental holes, through which, most often, fracture lines pass. In patients with a temporary dentition, factors that further "weaken" the lower jaw

(reduce the volume of bone tissue in the jaw), without a doubt, can be attributed to the presence of rudiments of permanent teeth, through which fracture lines pass. The study of the stress-strain state of fixing plates, screws that hold them and directly hard tissues of the dentoalveolar series in the area of localization of traumatic fracture of the lower jaw is most expedient to perform using finite element analysis, the prospects of which in solving various biomechanical problems in modern dentistry have recently been increasingly confirmed in the works of both foreign and domestic authors. **The purpose of our work.** Justification of the choice of rational fixation for accurate anatomical reposition of fragments when placing a tooth in the line of a traumatic fracture of the lower jaw by conducting a biomechanical study. **Materials and methods of research.** We performed mathematical modeling using the well-known modeling package and finite element analysis FEMAP 10.2.0, designed for implementation in the Windows environment on a personal computer. Studies were performed on models of the lower jaw with overall cross-sectional dimensions corresponding to some average dimensions. Fixing of three-dimensional models of the lower jaw with different locations of fractures was carried out in the nodes of finite elements located at the sites of attachment of the masticatory muscles. **Conclusions.** One of the main factors that affect the localization of fractures within the dentition is the presence of holes of teeth and rudiments of permanent teeth, their topography, which significantly reduce the area of bone tissue in the cross-sections of the jaw and through which, most often, the lines of fractures pass. For reliable fixation of fragments of the lower jaw with the possibility of perceiving functional loads that occur when chewing food, we can recommend fixing the fracture with two mini-plates.

Key words: jaw fracture, mathematical modeling, biomechanics, screws.

Натепер встановлено, що наявність зубів на нижній щелепі призводить до зменшення об'єму кісткової тканини щелепи і, як наслідок, зменшення міцності у поперечних перерізах щелепи у місцях локалізації зубних лунок [1-4]. Тому одним із основних факторів, які впливають на локалізацію переломів в межах зубного ряду, є наявність лунок зубів, через які, частіше за все і проходять лінії переломів. У пацієнтів з тимчасовим зубним рядом до факторів, які додатково «послабляють» нижню щелепу (зменшують об'єм кісткової тканини щелепи), без сумніву, можна віднести наявність зачатків постійних зубів, через які проходять лінії переломів.

Використання традиційних аналітичних методів теоретичної механіки та опору матеріалів для виконання точного біомеханічного аналізу не є можливим через надзвичайну громіздкість, пов'язану зі значним розмаїттям геометричних форм і фізико-механічних характеристик твердих тканин зубощелепного ряду, а також через практичну неможливість визначення точних зна-

чень напружень у зонах можливих їхніх концентрацій.

Дослідження напружено-деформованого стану фіксуючих пластин, гвинтів, що їх утримують та безпосередньо твердих тканин зубощелепного ряду у зоні локалізації травматичного перелому нижньої щелепи найдоцільніше виконувати з використанням скінченно-елементного аналізу, перспективність якого під час розв'язання різноманітних біомеханічних задач у сучасній стоматології останнім часом знаходить дедалі ширше підтвердження в роботах як зарубіжних, так і вітчизняних авторів.

Мета нашої роботи. Обґрунтування вибору раціональної фіксації для точної анатомічної репозиції уламків при розміщенні зуба в лінії травматичного перелому нижньої щелепи шляхом проведення біомеханічного дослідження.

Матеріали та методи дослідження. Нами було проведено математичне моделювання з використанням широко відомого пакета моделювання та скінченно-елементного аналізу FEMAP 10.2.0, призначеного для реалізації в середовищі Windows на персональному комп'ютері. Пакет, за допомогою якого побудовані й аналізуються розглянуті моделі на основі скінченно-елементної процедури, визначає переміщення кожного вузла скінченного елемента за трьома координатними осями, нормальні та дотичні напруження, а також еквівалентні напруження за Хубером-Мізесом, які обчислюються за загальновідомою формулою:

$$\sigma_{\text{екв}} = \sqrt{0,5[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]}, \quad (1)$$

де: $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ – нормальні напруження відповідно по осях x, y і z ;

$\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$ – дотичні напруження, що діють відповідно в площинах xy, yz і zx .

Основними критеріями, що оцінюють доцільність застосування того чи іншого способу фіксації уламків нижньої щелепи при травматичному переломі, є максимальні значення еквівалентних напружень, як, у першу чергу, безпосередньо у твердих тканинах зубощелепного ряду, так і у фіксуючих пластинах та гвинтах, які їх утримують, від дії розрахункових значень функціональних навантажень.

Розроблені для аналізу напружено-деформованого стану тривимірні скінченно-елементні моделі нижньої щелепи з різними варіантами локалізації переломів містять усі основні структурні складові: кістку альвеоли, яка складається як із кортикального шару, так і з спонгіозної речовини. Дослідження виконувались на моде-

лях нижньої щелепи з габаритними розмірами поперечного перерізу, що відповідають деяким усередненим розмірам. Закріплення тривимірних моделей нижньої щелепи з різними місцями локалізації переломів здійснювались у вузлах скінченних елементів, розташованих на ділянках прикріплення жувальних м'язів. Основні розміри, використані під час моделювання профілів зубів, прийняті згідно з рекомендованими розмірами для моделювання [5]. Неоднорідність щелепної кістки враховано в розрахунках використанням відповідних фізико-механічних характеристик скінченних елементів для спонгіозного і кортикального шарів кістки [6, 7].

Під час створення математичних моделей як функціональні навантаження (що виникають у процесі відкушування та пережовування харчової грудки) прийнято вертикальну F_z і горизонтальну F_y (що діє перпендикулярно до зубного ряду) складові навантаження, які прикладаються до оклюзійних поверхонь коронок зубів. Для виключення концентрацій напружень, що спостерігаються в точках прикладання функціональних навантажень, виконано рівномірний розподіл усіх складових врахованих навантажень на оклюзій-

них поверхнях зубів, що беруть участь у передаванні функціонального навантаження за різних варіантів завантаження.

Дослідження напружено-деформованого стану фіксуєючих пластин, гвинтів, що їх утримують та безпосередньо твердих тканин зубощелепного ряду у зоні локалізації травматичного перелому нижньої щелепи проводили у пацієнтів 12-17 років, так як саме цій віковій групі притаманні найбільші значення функціональних навантажень, а отже і можливість виникнення максимальних значень еквівалентних напружень у фіксаторах та твердих тканинах зубощелепного ряду.

Основні розміри, використані під час моделювання профілів зубів, що визначали і відповідні розміри їх лунок, прийняті згідно з рекомендованими розмірами для моделювання наведено в таблиці 1. Ширина періодонтальних щілин зубів перебуває в межах 0,15-0,35 мм. Фізико-механічні характеристики структурних складових скінченно-елементної моделі нижньої щелепи та титанових фіксуєючих пластин і гвинтів, що їх утримують, подані в таблиці 2. Товщина кортикального шару нижньої щелепи у зонах локалізації переломів складала 1,8-2,1 мм.

Таблиця 1

Розміри, використані під час моделювання профілів опорних зубів

Морфометричні параметри зуба, мм							
Зуби	Висота зуба	Висота коронки	Висота кореня	Коронка		Шийка	
				Медіо-дистальний розмір	Вестібulo-лінгвальний розмір	Медіо-дистальний розмір	Вестібulo-лінгвальний розмір
Центральний різець	20,7	8,5	12,2	5,5	5,7	3,4	5,6
Медіальний різець	22,1	9,2	12,0	5,8	6,1	3,7	5,8
Ікло	25,1	10,6	14,5	6,4	7,5	5,2	7,4
Перший премоляр	21,6	7,6	14,0	6,7	7,7	4,9	6,9
Другий премоляр	21,7	7,2	14,5	6,8	8,1	5,1	7,2
Перший моляр	21,1	6,4	14,7	11,1	10,3	9,2	9,1
Другий моляр	20,6	6,7	13,9	10,2	9,7	8,9	8,2

Таблиця 2

Фізико-механічні характеристики структурних складових скінченно-елементної моделі фрагмента нижньої щелепи, що використовуються в розрахунках

Матеріал	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності σ_t , МПа
Кортикальний шар кістки	$10.5 \cdot 10^3$	0,3	120
Спонгіозна речовина кістки	$0.5 \cdot 10^3$	0,3	12
Періодонт	5	0,45	3,8
Дентин	$2 \cdot 10^3$	0,3	120
Емаль коронки зуба	$4,0 \cdot 10^4$	0,3	200
Титан Grade 5	$1,14 \cdot 10^5$	0,33	828

В якості функціональних навантажень розглянуто два види завантаження щелепи: вертикальною складовою, яка діє по осі центрального різця і виникає при відкушуванні шматка харчової грудки та сумісної дії вертикальної і горизонтальної складових функціонального навантаження на перший моляр, що відповідає навантаженню, яке виникає при пережовуванні їжі.

Розрахункові значення вертикального навантаження прийняті рівними верхній межі сили, що може сприйняти відповідний зуб під час пережовування твердої їжі і складають 70 Н на центральний різець та 200 Н на шостий моляр відповідно (табл. 2). Горизонтальна складова навантаження для шостого моляра становить 10% від вертикальної складової і відповідно дорівнює 20 Н.

Дослідження напружено-деформованого стану у зоні локалізації травматичного перелому нижньої щелепи твердих тканин зубощелепного ряду, фіксуючих пластин та гвинтів, що їх утримують виконувалось на спеціально розроблених восьми просторових скінченно-елементних моделях фрагментів нижньої щелепи, які відрізнялись між собою локалізацію перелому.

Як видно із таблиці 3 кожна із восьми просторових скінченно-елементних моделей відповідає восьми випадкам локалізації лінії переломів через лунки різних зубів, починаючи від центрального різця і закінчуючи зачатком третього моляра.

Для кожної із математичних моделей розглядалися три можливі способи фіксації кісткових уламків нижньої щелепи при розміщенні зуба в лінії травматичного перелому за допомогою пластин із титану Grade 5 та утримуючих їх гвинтів.

Для фіксації кісткових уламків нижньої щелепи застосовувалися сертифіковані мініпластини виробництва товариства з обмеженою відповідальністю «І-Плант» необхідної довжини з шириною поперечного перерізу 3 мм і товщиною 1 мм та відповідні їм гвинти діаметром 2 мм та довжиною 3-5 мм.

Результати дослідження та їх обговорення. Результати розрахунків максимальних значень еквівалентних напружень структурних складових нижньої щелепи у зонах їх концентрацій для трьох варіантів фіксації уламків нижньої щелепи та розміщенні харчової грудки над центральним різцем та першим моляром наведені у таблиці 4.

Проаналізувавши максимальні значення еквівалентних напружень, які наведені у таблиці 4, можна дійти висновку, що головним критерієм оцінки доцільності застосування того чи іншого

способу фіксації уламків нижньої щелепи при травматичному переломі можна вважати максимальні значення еквівалентних напружень у кортикальному шарі щелепи, так як вони наближаються до значень межі міцності (а в деяких випадках і перевищують границю міцності) кортикального шару.

Деякі більші значення еквівалентних напружень у структурних складових нижньої щелепи та фіксуючих уламки елементах виникають при прикладенні функціонального навантаження на першому молярі, що відповідає випадку пережовування харчової грудки (рис. 1).

Локалізація однієї фіксуючої мініпластини несуттєво змінює максимальні значення еквівалентних напружень у кортикальному шарі щелепи, які виникають при пережовуванні харчової грудки.

Максимальні значення еквівалентних напружень у спонгіозному шарі щелепи далекі від значень межі міцності. Максимальні значення еквівалентних напружень у фіксуючих мініпластинах і гвинтах складають 35-65 % межі міцності для трьох розглянутих методів фіксації перелому нижньої щелепи. Максимальні значення еквівалентних напружень у кортикальному шарі щелепи при фіксації травматичного перелому двома мініпластинами на 22-30 % менші ніж значення еквівалентних напружень у кортикальному шарі, які виникають у інших двох випадках фіксації уламків щелепи однією пластиною (рис. 2).

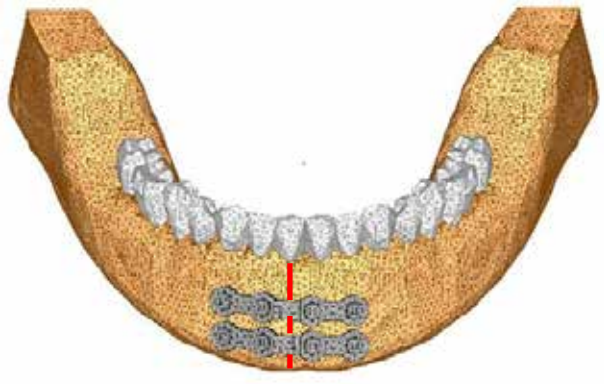
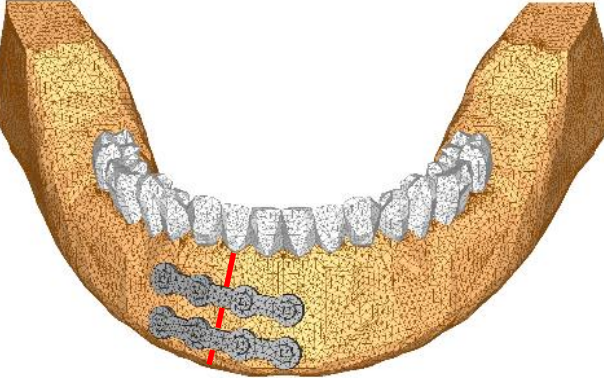
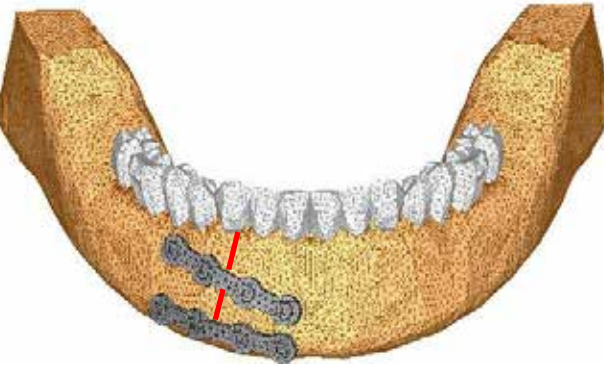
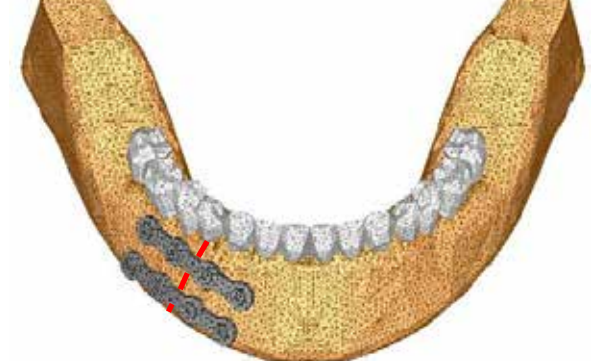
Як видно із рисунка 1 максимальні значення еквівалентних напружень у кортикальному шарі нижньої щелепи виникають навколо крайніх від лінії перелому гвинтів.

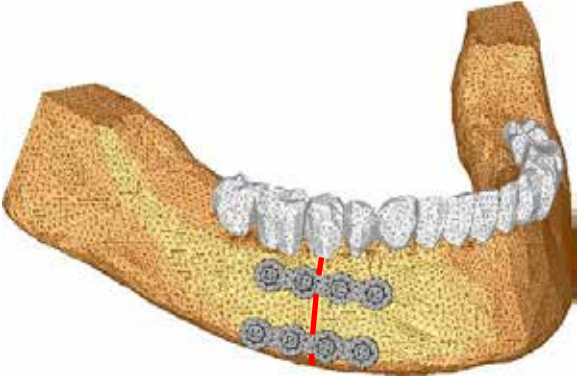
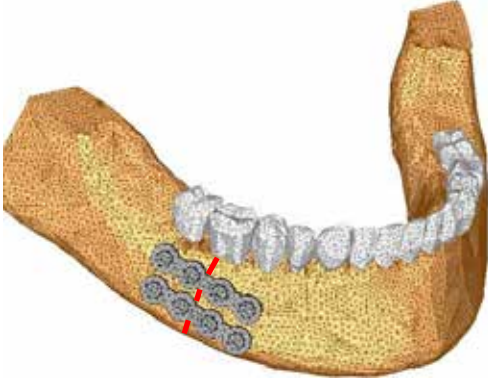
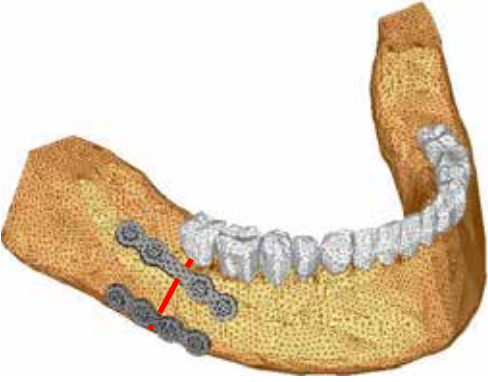
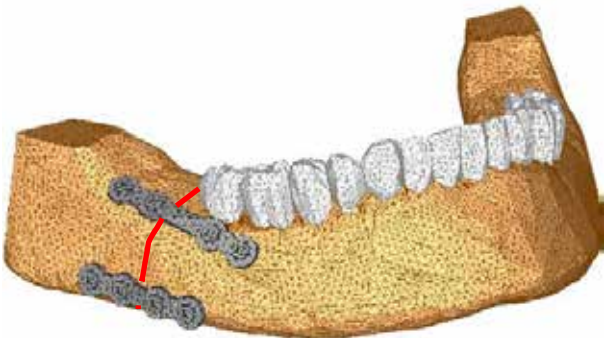
З огляду на результати розрахунків максимальних значень еквівалентних напружень, які наведені у таблиці 4 та на рис. 1., можна констатувати, що для надійної фіксації уламків нижньої щелепи з можливістю сприйняття функціональних навантажень, які виникають при пережовуванні харчової грудки, можна рекомендувати фіксацію перелому двома мініпластинами. Фіксація уламків нижньої щелепи однією мініпластиною, при будь-якій її локалізації по висоті щелепи, недостатня для сприйняття функціонального навантаження при перетині лінією перелому лунки центрального різця.

При проходженні лінії перелому через лунку першого моляра мініпластина, яка розміщувалась на нижній третині нижньої щелепи фіксувалась чотирма гвинтами довжиною 3 мм і діаметром 2 мм. У випадку перетину лінією перелому

Таблиця 3

Варіації скінченно-елементних комп'ютерних моделей фрагментів нижньої щелепи з різною локалізацією переломів

1		<p>Лінія перелому тіла нижньої щелепи проходить через лунку центрального різця. Верхня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 5 мм діаметром 2 мм, нижня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 5 мм діаметром 2 мм.</p>
2		<p>Лінія перелому тіла нижньої щелепи проходить через лунку латерального різця. Верхня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 5 мм діаметром 2 мм, нижня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 5 мм діаметром 2 мм.</p>
3		<p>Лінія перелому тіла нижньої щелепи проходить через лунку ікла. Верхня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 5 мм діаметром 2 мм, нижня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 5 мм діаметром 2 мм.</p>
4		<p>Лінія перелому тіла нижньої щелепи проходить через лунку першого премоляра. Верхня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 5 мм діаметром 2 мм, нижня пластина товщиною 1 мм, 2 гвинта довжиною 5 мм, 1 гвинт довжиною 4 мм та 1 гвинт довжиною 3 мм діаметром 2 мм.</p>

5		<p>Лінія перелому тіла нижньої щелепи проходить через лунку другого премоляра. Верхня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 5 мм діаметром 2 мм, нижня пластина товщиною 1 мм, 2 гвинта довжиною 3 мм, та по 1 гвинту довжиною 4 мм та 3 мм діаметром 2 мм.</p>
6		<p>Лінія перелому тіла нижньої щелепи проходить через лунку першого моляра. Верхня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 5 мм діаметром 2 мм, нижня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 3 мм діаметром 2 мм.</p>
7		<p>Лінія перелому тіла нижньої щелепи проходить через лунку другого моляра. Верхня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 5 мм діаметром 2 мм, нижня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 5 мм діаметром 2 мм.</p>
8		<p>Лінія перелому тіла нижньої щелепи проходить через лунку центрального різця. Верхня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 5 мм діаметром 2 мм, нижня пластина товщиною 1 мм, 4 гвинта довжиною 5 мм діаметром 2 мм.</p>

лунки другого моляра мініплатина, яка розташовувалась в цій зоні фіксувалася двома гвинтами довжиною 5 мм та двома гвинтами довжиною 4 мм діаметром 2 мм. Мініплатина, яка знаходи-

лася топографічно в цій зоні при перетині лінією перелому зачатку третього моляра фіксувалася двома гвинтами довжиною 5 мм та двома гвинтами довжиною 4 мм діаметром 2 мм.

Таблиця 4

Результати розрахунків максимальних значень еквівалентних напружень у структурних складових нижньої щелепи та фіксаторі

Варіанти фіксації уламків нижньої щелепи	Розрахункове значення і локалізація функціонального навантаження, Н	Максимальні еквівалентні напруження, МПа			
		Кортикальний шар щелепи	Спонгіозний шар щелепи	Мініпластина	Гвинти
Мініпластина поблизу верхнього краю щелепи	$F_z = 70$, центральний різець	103,1	6,181	320,9	371,2
	$F_z = 200, F_y = 20$, перший моляр	112,1	6,202	364,1	515,5
Мініпластина поблизу нижнього краю щелепи	$F_z = 70$, центральний різець	95,1	6,342	355,4	326,4
	$F_z = 200, F_y = 20$, перший моляр	101,9	6,521	410,4	515,7
Дві мініпластини	$F_z = 70$, центральний різець	78,2	6,059	221,6	399,2
	$F_z = 200, F_y = 20$, перший моляр	78,6	6,121	220,1	295,4

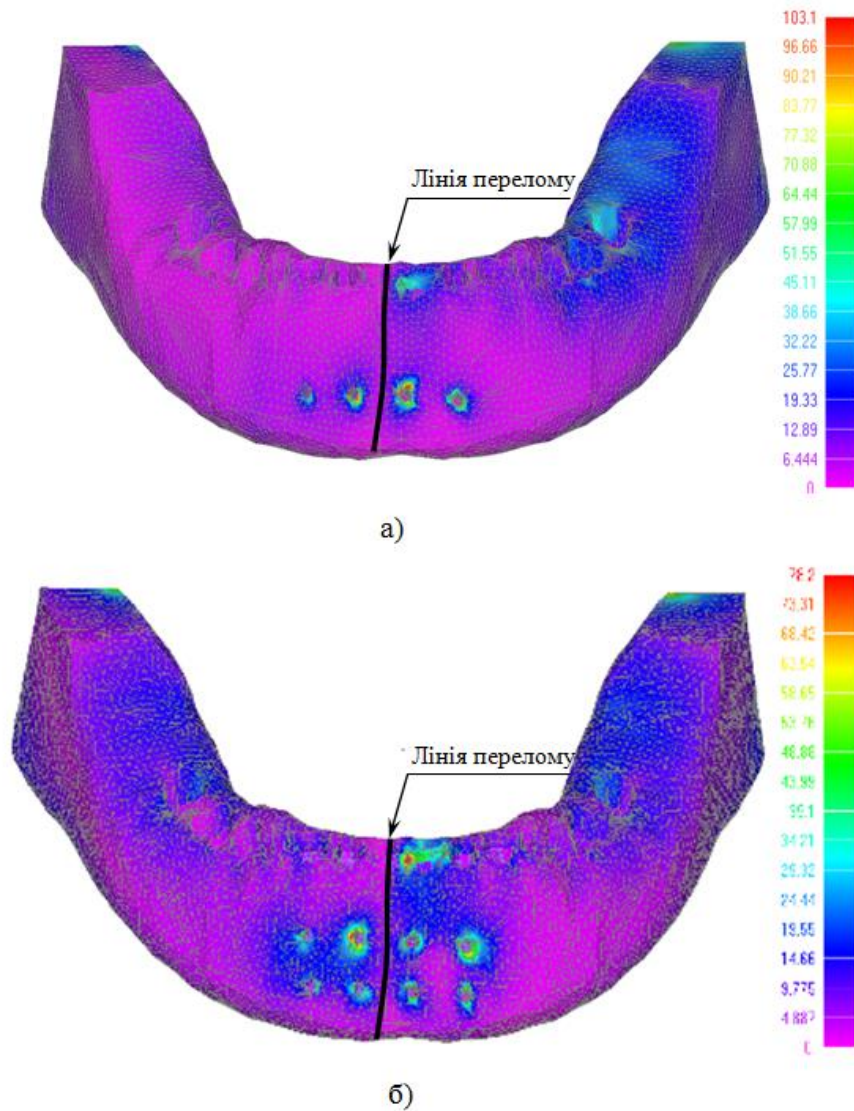


Рис. 1. Поля розподілу еквівалентних напружень у кортикальному шарі щелепи при завантаженні центрального різця і фіксацією перелому: а) однією мініпластиною; б) двома міні пластинами

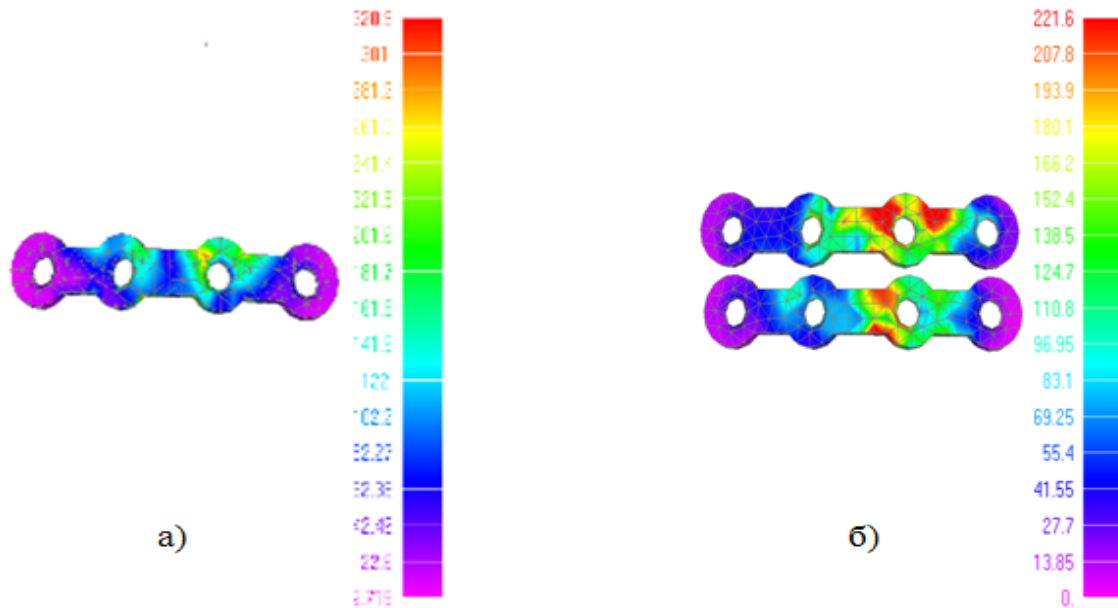


Рис. 2. Поля розподілу еквівалентних напружень у мініпластинах при завантаженні центрального різця і фіксацією перелому: а) однією мініпластиною; б) двома мініпластинами.

Результати розрахунків максимальних значень еквівалентних напружень у зонах їх концентрацій в кортикальному шарі щелепи та фіксаторі для трьох варіантів фіксації переломів нижньої щелепи та локалізації харчової грудки над центральним різцем та першим моляром наведені у таблиці 5.

У випадку перетину лінією перелому лунки першого моляра максимальні значення еквівалентних напружень у кортикальному шарі щелепи при фіксації травматичного перелому двома мініпластинами на 22-65 % менші відповідних еквівалентних напружень у кортикальному шарі, які виникають при фіксації перелому однією пластиною з різною її локалізацією по висоті щелепи, а максимальні значення еквівалентних напружень у кортикальному шарі щелепи при фіксації травматичного перелому двома мініпластинами на 16-43 % менші відповідних еквівалентних напружень у кортикальному шарі, які виникають при фіксації перелому однією пластиною з різною її локалізацією по висоті щелепи.

Фіксація перелому, який перетинає лунку другого премоляра двома мініпластинами призводить до зменшення на 15-43 % значень еквівалентних напружень у кортикальному шарі щелепи у порівнянні з фіксації перелому однією пластиною з різним її розміщенням по висоті щелепи.

Аналізуючи результати розрахунків наведених даних слід зауважити, що максимальні значення еквівалентних напружень у кортикальному шарі нижньої щелепи при фіксації перелому однією мініпластиною гвинтами довжиною 5 мм і діаметром

2 мм на 21-39 % менші аналогічних значень еквівалентних напружень, що виникають при фіксації перелому однією мініпластиною гвинтами довжиною 3 мм і діаметром 2 мм.

Таке суттєве збільшення значень еквівалентних напружень у кортикальному шарі нижньої щелепи при використанні гвинтів довжиною 3 мм обумовлене незначною глибиною занурення гвинта у тіло щелепи. Враховуючи те, що частина тіла гвинта знаходиться над поверхнею кістки щелепи (при використанні мініпластини товщиною 1 мм саме така частина гвинта залишається над поверхнею кістки) можлива глибина занурювання гвинта у кістку щелепи складає 2 мм, або навіть менше. Така глибина занурювання гвинта є не раціональною, так як, по-перше, вона менша або дорівнює діаметру гвинта, що викликає суттєве збільшення значень еквівалентних напружень у кортикальному шарі, а по-друге, у деяких випадках, довжина зануреної частини гвинта менша навіть за товщину кортикального шару кістки нижньої щелепи. Застосування гвинтів діаметром 2 мм і довжиною меншою 3 мм видається недоцільним, так як це призведе до збільшення значень еквівалентних напружень у кортикальному шарі нижньої щелепи у порівнянні з використанням гвинтів довжиною 5 мм більше ніж на 40%.

Висновки

1. Одними із основних факторів, які впливають на локалізацію переломів в межах зубного ряду, є наявність лунок зубів та зачатків постійних зубів, їх топографія, які суттєво зменшують

Таблиця 5

Максимальні значення еквівалентних напружень у кортикальному шарі нижньої щелепи та фіксаторі при перетині лінією перелому лунок першого, другого та зачатку третього молярів

Локалізація лінії перелому	Варіанти фіксації уламків нижньої щелепи	Розрахункове значення і локалізація функціонального навантаження, Н	Максимальні еквівалентні напруження, МПа		
			Кортикальний шар щелепи	Мініпластина	Гвинти
Перетинає лунку першого моляра	Мініпластина вище ментального отвору	$F_z = 70$, центральний різець	90,30	151,2	360,5
		$F_z = 200, F_y = 20$, перший моляр	108,1	213,3	459,4
	Мініпластина нижче ментального отвору	$F_z = 70$, центральний різець	125,3	161,9	379,9
		$F_z = 200, F_y = 20$, перший моляр	131,1	203,1	523,7
	Дві мініпластини	$F_z = 70$, центральний різець	58,82	113,6	228,2
		$F_z = 200, F_y = 20$, перший моляр	88,70	188,4	350,6
Перетинає лунку другого моляра	Мініпластина на верхній третині нижньої щелепи	$F_z = 70$, центральний різець	77,93	268,1	391,7
		$F_z = 200, F_y = 20$, перший моляр	107,86	265	294,7
	Мініпластина на нижній третині нижньої щелепи	$F_z = 70$, центральний різець	90,42	140,4	329,9
		$F_z = 200, F_y = 20$, перший моляр	102,1	281,3	405,6
	Дві мініпластини	$F_z = 70$, центральний різець	63,55	99,52	190,6
		$F_z = 200, F_y = 20$, перший моляр	87,91	227,7	327
Перетинає лунку зачаток третього моляра	Мініпластина на верхній третині нижньої щелепи	$F_z = 70$, центральний різець	97,84	256,7	286,9
		$F_z = 200, F_y = 20$, перший моляр	101,2	261,9	328,3
	Мініпластина на нижній третині нижньої щелепи	$F_z = 70$, центральний різець	101,7	189,7	320,7
		$F_z = 200, F_y = 20$, перший моляр	123,7	296,5	430,3
	Дві мініпластини	$F_z = 70$, центральний різець	68,37	108,9	189,4
		$F_z = 200, F_y = 20$, перший моляр	88,61	230,1	285,8

площу кісткової тканини у поперечних перерізах щелепи і через які, частіше за все, проходять лінії переломів.

2. Для надійної фіксації фрагментів нижньої щелепи з можливістю сприйняття функціональних навантажень, які виникають при пережовуванні їжі, можна рекомендувати фіксацію перелому двома мініпластинами.

3. Фіксація фрагментів нижньої щелепи однією мініпластиною, при будь-якій її локалізації по висоті щелепи, недостатня для сприйняття

функціональних навантажень, які виникають при пережовуванні їжі.

4. Максимальні значення еквівалентних напружень у кортикальному шарі нижньої щелепи при фіксації перелому однією мініпластиною гвинтами довжиною 5 мм на 21-39 % менші аналогічних значень еквівалентних напружень, що виникають при фіксації перелому однією мініпластиною гвинтами довжиною 3 мм.

5. Доведено, що застосування гвинтів діаметром 2 мм і довжиною меншою 3 мм є недоціль-

ним, так як призводить до збільшення значень еквівалентних напружень у кортикальному шарі нижньої щелепи у порівнянні з використанням гвинтів довжиною 5 мм більше ніж на 40%.

6. Встановлення гвинтів довжиною меншою за 2 мм при фіксації мініпластин навіть товщиною 0,6-0,8 мм є абсолютно недоцільним, так як глибина занурення гвинтів у кортикальний шар кістки при цьому складає 1,2-1,4 мм, що є недостатнім для надійної фіксації переломів.

7. Використання гвинтів довжиною більшою за 5 мм, з біомеханічної точки зору, є мало виправданим, так як призводить до зовсім незначного зменшення значень еквівалентних напружень у кортикальному шарі кістки щелепи.

Література:

1. Armond A.C.V., Martins C.C., Glória J.C.R., Galvão E.L., dos Santos C.R.R., Falci S.G.M. Influence of third molars in mandibular fractures. Part 1: Mandibular angle—a meta-analysis. *Int. J. Oral Maxillofac.* 2017. № 46(6). P. 716–729. doi: 10.1016/j.ijom.2017.02.1264.
2. Nogami S., Yamauchi K., Bottini G.B., Kouketsu A., Otake Y., Sai Y., et al. Do mandibular third molars play a role in fractures of the mandibular angle and condyle? *J. Craniofac.* 2018. № 29(7). P. e713–e717. doi: 10.1097/SCS.0000000000004961.
3. Kanala S., Gudipalli S., Perumalla P., Jagalanki K., Polamarasetty P.V., Guntaka S., et al. Aetiology, prevalence, fracture site and management of maxillofacial trauma. *Ann R Coll Surg Engl.* 2021. № 103(1). P. 18–22. doi: 10.1308/rcsann.2020.0171.
4. Walker L.J., Koba S., Demiroglu A., Saulacic N., Burkhard J.P. Retention of teeth in the fracture gaps of the mandible: a retrospective analysis. *Clin Oral Investig.* 2023. № 27(10). P. 6055–6061. doi: 10.1007/s00784-023-05218-5.
5. Король М.Д., Коробейніков Л.С., Кіндій Д.Д., Ярковий В.В., Скрипніков П.М. Атлас анатомії з біомеханікою жувального апарату. Полтава: ЧФ «Форміка», 2002. 224 с.
6. Маланчук В.А., Копчак А.В. Оцінка якості кісткової тканини лицевого черепа та класифікація її типів за біомеханічними показниками. *Український медичний часопис.* 2013. № 1(93). С. 126–31.
7. Titanium Alloy Ti 6Al-4V Technical Data Sheet. Carpenter Technology Corporation, 2017. <https://www.carpentertechnology.com/hubfs/7407324/Material%20Safety%20Data%20Sheets/Ti%206Al-4V.pdf>

References:

1. Armond, A.C.V., Martins, C.C., Glória, J.C.R., Galvão, E.L., dos Santos, C.R.R., & Falci, S.G.M. (2017). Influence of third molars in mandibular fractures. Part 1: Mandibular angle—a meta-analysis. *Int. J. Oral Maxillofac.* 46(6), 716–729. doi: 10.1016/j.ijom.2017.02.1264.
2. Nogami, S., Yamauchi, K., Bottini, G.B., Kouketsu, A., Otake, Y., Sai, Y., & et al. (2018). Do mandibular third molars play a role in fractures of the mandibular angle and condyle? *J. Craniofac.* 29(7), e713–e717. doi: 10.1097/SCS.0000000000004961.
3. Kanala, S., Gudipalli, S., Perumalla, P., Jagalanki, K., Polamarasetty, P.V., Guntaka, S., & et al. (2021). Aetiology, prevalence, fracture site and management of maxillofacial trauma. *Ann R Coll Surg Engl.* 103(1), 18–22. doi: 10.1308/rcsann.2020.0171.
4. Walker, L.J., Koba, S., Demiroglu, A., Saulacic, N., & Burkhard, J.P. (2023). Retention of teeth in the fracture gaps of the mandible: a retrospective analysis. *Clin Oral Investig.* 27(10), 6055–6061. doi: 10.1007/s00784-023-05218-5.
5. Korol', M.D., Korobejnikov, L.S., Kindij, D.D., Jarkovyy, V.V., & Skrypnikov, P.M. (2002). Atlas anatomii' z biomehanikoju zhuval'nogo aparatu. [Atlas of anatomy with biomechanics of the masticatory apparatus]. Poltava: ChF «Formika». [in Ukrainian]
6. Malanchuk, V.A., & Kopchak, A.V. (2013). Ocinka jakosti kistkovoї tkanyny lycevoogo cherepa ta klasyfikacija i'i' typiv za biomehanichnymy pokaznykamy [Assessment of the quality of facial skull bone tissue and classification of its types by biomechanical indicators]. *Ukrain's'kyj medychnyj chasopys – Ukrainian medical journal.* 1(93). С. 126–31. [in Ukrainian]
7. (2017). Titanium Alloy Ti 6Al-4V Technical Data Sheet. Carpenter Technology Corporation. Retrieved from <https://www.carpentertechnology.com/hubfs/7407324/Material%20Safety%20Data%20Sheets/Ti%206Al-4V.pdf>