

БИОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ ОСТЕОСИНТЕЗУ СУГЛОБОВОГО ВІДРОСТКА НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ

Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького (м. Львів)

Робота є фрагментом комплексної науково-дослідної роботи кафедри хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького «Оптимізація діагностично-лікувального процесу хворих з кістковими і м'якотканинними дефектами та деформаціями різної етіології, травматичними і запальними ураженнями щелепно-лицевої ділянки», номер державної реєстрації 0110U008228.

Вступ. Згідно статистичних даних переломи суглобового відростка нижньої щелепи (СВНЩ) є на другому місці (27-33%) [2] серед травматичних ушкоджень нижньої щелепи (НЩ). У роботі [3] запропонована класифікація переломів СВНЩ, яка нараховує достатньо велику кількість можливих випадків. Сучасні стандарти лікування в більшості випадків передбачають проведення функціонально стабільного остеосинтезу за допомогою різних фіксуючих пристроїв. Особливої популярності сьогодні набувають малоінвазивні втручання, зокрема, ендоскопічні операції, які передбачають внутрішньоротові доступи СВНЩ та виключають розрізи та проколи шкірних покривів. Однак численні системи фіксації при переломах СВНЩ не завжди забезпечують необхідну надійність при функціональному навантаженні на НЩ (відкушуванні, жуванні тощо) або не є зручними в експлуатації.

Авторами роботи запропонована титанова пластина власної конструкції, яка складається з внутрішньокісткового стержня та накісткової пластини і фіксується 3 гвинтами [7], яка призначена для проведення остеосинтезу внутрішньоротовим способом під відео ендоскопічним контролем. Пристрій для внутрішньоротового остеосинтезу суглобового відростка нижньої щелепи застосовують таким чином. Доступ до суглобового відростка нижньої щелепи здійснюють внутрішньоротовим розтином по передньому краю гілки нижньої щелепи, розводять м'які тканини та скелетують зовнішню поверхню гілки, тупим шляхом піднімаючись до суглобового відростка. Під контролем ригідного ендоскопа, фіксованого на ретракторі нижньої щелепи, виявляють лінію перелому. У малий відламок вводять стрижень на глибину до 15 мм, репонують фрагменти нижньої щелепи, адаптують накісткову частину пристрою, яку фіксують трьома гвинтами. Операцію

здійснюють під повним відеоконтролем ригідного ендоскопа (рис. 1).

Оскільки НЩ є рухливою кісткою лицевого черепа, тому в процесі функціонального навантаження в ділянці фіксації перелому СВНЩ виникає складний напружено-деформований стан, що в свою чергу може привести до порушення фіксації, руйнації кістки або деформації пластини.

Метою роботи було проведення біомеханічного дослідження процесів в ділянці перелому СВНЩ після остеосинтезу пластиною власної конструкції з використанням імітаційної комп'ютерної моделі (ІМК).

Об'єкт і методи дослідження. Побудова імітаційної комп'ютерної моделі. Розглядається перелом СВНЩ в ділянці шийки [3]. Для фіксації відламків використовується пластина [7], виготовлена з титану медичного призначення (модуль Юнга $E = 1,1 \cdot 10^5$ МПа коефіцієнт Пуасона $\nu = 0,3$, товщиною 1 мм, довжина стержня 15 мм (рис. 2). Пластина кріпиться трьома гвинтами довжиною 8 мм, діаметром 2 мм.

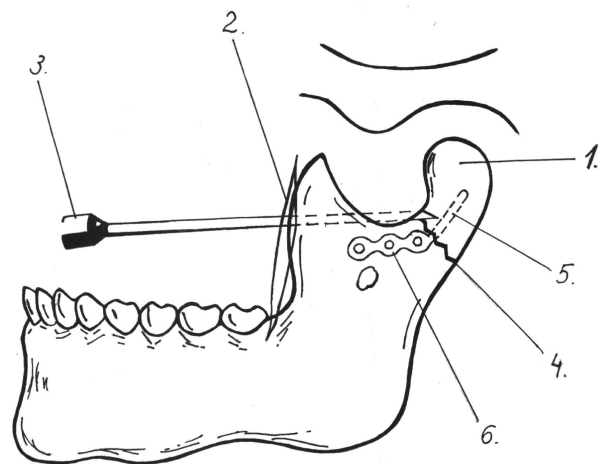


Рис. 1. Схематичне зображення запропонованого способу остеосинтезу суглобового відростка нижньої щелепи. 1 – суглобовий відросток нижньої щелепи, 2 – лінія розтину при внутрішньоротовому доступі 3- ригідний ендоскоп, 4 – лінія перелому, 5 – внутрішньокістковий стержень фіксуючого пристрою, 6 – накісткова частина фіксуючого пристрою.



Рис. 2. Пластина для остеосинтезу.

З точки зору математичного моделювання необхідно оцінити зміщення уламків, а також міцність кістки, пластини, гвинтів. Оскільки розглядається перелом в ділянці шийки СВНЩ, то немає потреби моделювати щелепу повністю. Достатньо взяти гілку щелепи. На поверхні, яка моделює верх головки (рис. 3, а), задано рівню нулю переміщення вгору в сагітальній площині ($U_z=0$). На границі з'єднання гілки з корпусом НЩ задані умови жорсткого закріплення (рис. 3, б).

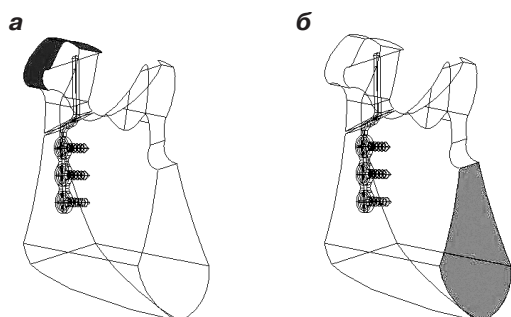


Рис. 3. Поверхні, на яких задаються умови закріплення.

Важливим етапом створення ІКМ є вибір величини і місця прикладення навантажень, які б достатньо повно описували основні функціональні процеси НЩ (жування, відкушування, зміщення в фронтальній площині). Важливість і складність створення математичних моделей процесів в зубощелепній системі людини відзначається в роботах Няшина Ю. І. і співавторів, зокрема Тверье В. М [4]. У роботі [6] проведено експериментальні дослідження деформаційних характеристик систем остеосинтезу НЩ в умовах відкушування і згину в фронтальній площині під дією латерального крилоподібного м'яза. У монографії

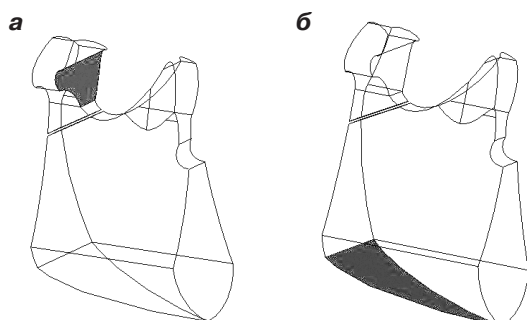


Рис. 4. Поверхні, на яких задано навантаження: а) місце дії латерального крилоподібного м'яза; б) місце дії жувального і медіального крилоподібного м'язів

Чуйко А. Н. [5] при проведенні розрахунків на міцність НЩ основна увага приділена умовам відкушування і жування. У роботі Pileišikienė G [8.] розглядається дія усіх м'язів, яка в остаточній моделі зводиться до дії жувального м'язу силою 262 Н. У даній роботі дослідження проводились під дією навантажень, які створюються латеральним крилоподібним (рис. 4, а) та жувальними і медіальним крилоподібним (рис. 4, б) м'язами. Значення величини сил, які виникають при дії вказаних м'язів, брались з літератури [4-6].

Для розв'язування просторової задачі теорії пружності використовується метод скінченних елементів (МСЕ). Вибір цього методу ґрунтується на тому, що МСЕ є найуніверсальнішим з точки зору моделювання геометрії конструкції, вибору різних матеріалів для її складових частин, широким діапазоном навантажень і граничних умов. Очевидно, що застосування МСЕ вимагає вирішення таких проблем, як побудова геометрії конструкції, розбиття її на скінченні елементи, формування глобальної матриці жорсткості, розв'язання системи лінійних рівнянь великого розміру ($\approx 10000 \div 500000$ рівнянь). Також ясно, що кожна з перелічених проблем є не простою задачею. Саме з таких міркувань, для вирішення задачі розрахунку напружено-деформованого стану ІКМ вибрано програмний комплекс Comsol Multiphysic 3. 5, який дозволяє виконувати моделювання найрізноманітніших фізичних процесів у наукових та інженерних розробках з використанням МСЕ.

Дискретизацію ІКМ проводили з використанням тетраедального десятивузлового 3D CE з трьома степенями вільності в кожному з них (переміщення вздовж осей x, y, z).

Результати досліджень та їх обговорення.

Проведення комп'ютерного моделювання процесів після остеосинтезу перелому СВНЩ, тобто глибокого біомеханічного аналізу [5], передбачає визначення напружено-деформованого стану (НДС) кожного елемента системи (кістки, пластини, гвинтів) з метою виявлення зон концентрацій напружень.

З точки зору задач міцності (стійкості до руйнування) основним критерієм є порівняння максимальних (розтягувальних і стискальних) напружень із відповідними граничними значеннями, встановленими експериментально. Керуючись досвідом багатьох досліджень, для оцінки напруженого стану виберемо значення еквівалентного напруження (за Мізесом), яке обчислюємо за формулою

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

У роботі [5] для оцінки міцності складових частин остеосинтезу використовують коефіцієнт запасу міцності (КЗМ)

$$k = \frac{\sigma_T}{\sigma_M} \quad (2)$$

значення якого має бути більшим від одиниці. У формулі (2) напруження σ_T це значення границі текучості для металів або граничне значення травмального напруження для кісток. Оскільки

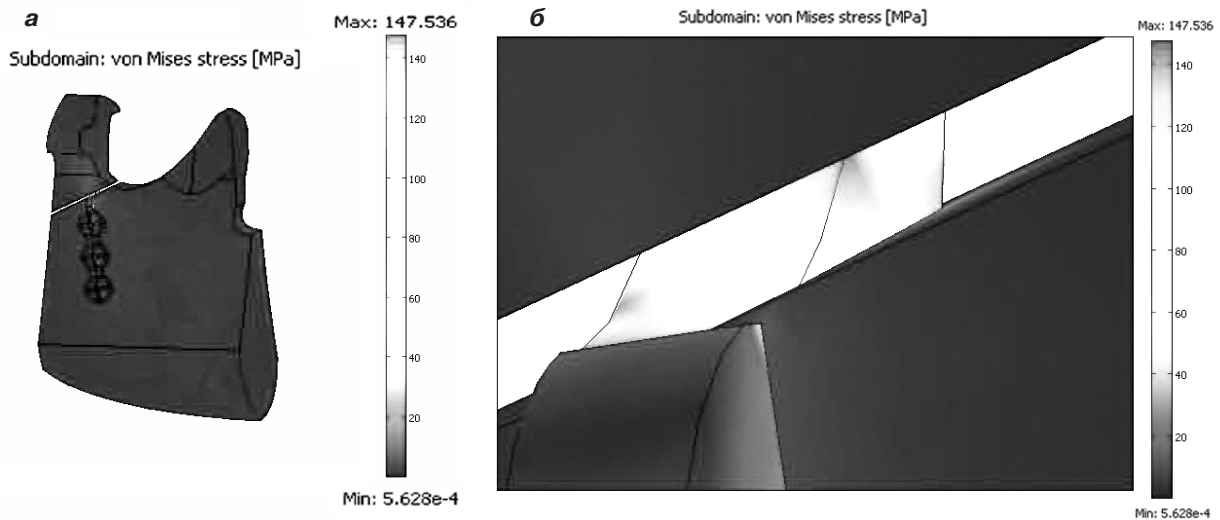


Рис. 5. Напруження за Мізесом в конструкції загалом (а) та в околі перелому (б).

цей параметр визначається експериментально, то його значення завжди має досить широкі межі. Як і в роботі [4 Чуйко А. Н] будемо використовувати $\sigma_T = 200 \text{ MPa}$ для титану і $\sigma_T = 30 \text{ MPa}$ для компактної кістки.

Для всебічного вивчення надійності остеосинтезу перелому СВНЩ запропонованою пластиною (рис. 2) проводились розрахунки НДС, викликаного дією латерального крилоподібного та жувальних і медіального крилоподібного м'язів. Розглядалися три варіанти:

1. Дія тільки жувальних м'язів.
2. Дія тільки латерального крилоподібного м'яза.
3. Спільна дія жувальних і латерального крилоподібного м'язів.

Для кожного числового експерименту визначались максимальні напруження в пластині, кістках обох відламків, КЗМ. У кожному випадку навантаження максимальні напруження виникали у зоні з'єднання уламків пластиною (рис. 4).

Як відомо з літератури діапазон дії жувальних м'язів (діапазон сили, яка при цьому виникає) досить широкий (від 142 Н при відкушуванні до 600-800 Н при жуванні). Хоча в роботах, присвячених моделюванню НДС, перепад прикладених сил ще значніший. Для оцінки НДС зони перелому СВНЩ було проведено розрахунки для значень сили дії жувального м'яза (рис. 3, б) від 100 Н до 800 Н. Результати обчислень наведено в таблиці 1. Стовпці 2, 4, 6 містять максимальні значення напружень за Мізесом у пластині (рис. 2), у кістці на поверхні перелому в малому фрагменті та на поверхні перелому

великого фрагмента відповідно. У стовпцях 3, 5, 7 наведені відповідні значення КЗМ.

Оскільки в роботі розглядається остеосинтез перелому СВНЩ, то важливим є також дослідити НДС під дією латерального крилоподібного м'яза. Необхідно відзначити, що в літературі аналогічних досліджень не зустрічається. Для обчислень, як і в роботі [8], розглядалися два випадки: максимальне значення сили під дією латерального крилоподібного м'яза 37,3 Н і 25% від цієї сили – 9,32 Н. Результати досліджень наведено в таблиці 2.

Також були проведені дослідження НДС під спільною дією жувальних і латерального крилоподібного м'язів. Значення сили для латерального крилоподібного м'яза бралось рівним 37,3 Н, а сила, викликана дією жувального м'язу, змінювалась як в таблиці 1. Результати обчислень наведені в таблиці 3.

Висновки. Аналізуючи результати комп'ютерного моделювання остеосинтезу перелому СВНЩ запропонованою пластиною можна зробити такі висновки:

- Значення зміщень кісток в області перелому менші 1 мм, що свідчить про надійну фіксацію пластиною.

Таблиця 1

Результати досліджень НДС під дією жувальних м'язів

жувальна сила (Н)	max σ_M (MPa) пластина	k (КЗМ) пластина	max σ_M (MPa) кістка, малий фрагмент	k (КЗМ) кістка, малий фрагмент	max σ_M (MPa) кістка, великий фрагмент	k (КЗМ) кістка, великий фрагмент
1	2	3	4	5	6	7
100	30.32	6.6	9.1	3.3	2.2	13.6
200	60.64	3.3	18.2	1.6	4.4	6.8
300	90.96	2.2	27.3	1.1	6.6	4.5
400	121.28	1.6	36.4	0.8	8.8	3.4
600	181.92	1.1	54.6	0.5	13.2	2.3
800	242.56	0.8	72.8	0.4	17.6	1.7

Результати досліджень НДС під дією латерального крилоподібного м'яза

сила (Н)	max σ_M (MPa) пластина	k (КЗМ) пластина	max σ_M (MPa) кістка, малий фрагмент	k (КЗМ) кістка, малий фрагмент	max σ_M (MPa) кістка, великий фрагмент	k (КЗМ) кістка, великий фрагмент
1	2	3	4	5	6	7
9.32	37.92	5.3	2.92	10.3	2.01	14.9
37.3	151.7	1.3	11.71	2.6	8.05	3.7

Результати досліджень НДС під спільною дією латерального крилоподібного і жувальних м'язів

жувальна сила (Н)	max σ_M (MPa) пластина	k (КЗМ) пластина	max σ_M (MPa) кістка, малий фрагмент	k (КЗМ) кістка, малий фрагмент	max σ_M (MPa) кістка, великий фрагмент	k (КЗМ) кістка, великий фрагмент
1	2	3	4	5	6	7
100	147.56	1.4	20.92	1.4	6.93 (-8.43)	4.3
200	146.34	1.4	29.92	1.0	5.8 (-14.0)	5.2
300	159.46	1.3	39.04	0.8	5.92 (-23,6)	5.1
400	178.77	1.1	48.14	0.6	6.97 (-30,1)	4.3
600	204.96	1.0	66.37	0.5	11.05 (-49,92)	2.7
800	254.58	0.8	84.58	0.4	15.46 (-67,46)	1.9

• З результатів **таблиці 1** видно, що пластина задовольняє критерій міцності для значення сили меншої 600 Н (стовпець 3 **таблиці 1**). Для кістки прийнятним є значення сили меншої 400 Н (стовпець 5 **таблиці 1**). З літератури відомо, що жувальна сила 400-800 Н виникає в процесі розкушування горіха або чогось подібного. Тому можна вважати, що використання пластины у випадку жування і відкушування є цілком прийнятним.

• Цікавими є результати **таблиці 2**, які показують, що дія сили від латерального крилоподібного м'яза не приводить до порушення критерію міцності ні для пластины, ні для кістки. Однак в пластині

Таблиця 2 виникають досить великі напруження (стовпець 2 і 3 **таблиці 2**). Важливим є також те, що аналогічних досліджень саме для остеосинтезу перелому СВНЩ в літературі не наводиться.

• Як видно з результатів, наведених у **таблиці 3**, спільна дія латерального крилоподібного і жувальних м'язів приводить до найбільш складного НДС як в пластині так і в кістках. Для кістки критичною вже є жувальна сила 200 Н (стовпець 5 **таблиці 3**). У стовпці 6 **таблиці 3** в дужках наведено значення від'ємних (стикаючих) напружень. Великі абсолютні значення цих напружень не повинні дивувати, оскільки, як відомо з механіки деформівного твердого тіла матеріали витримують різні напруження при стисканні і при розтягуванні. Зокрема, для компактної кістки границі міцності при розтягуванні дорівнюють 40-50 Мпа і при стисканні – 50-400Мпа. Оскільки для обчислення КЗМ було використано

граничне значення травмувального напруження для кісток $\sigma_T = 30 \text{ MPa}$, то отримані результати свідчать про надійність використання пластины для остеосинтезу перелому СВНЩ.

Перспективи подальших досліджень. Не зважаючи на доведену доцільність застосування малоінвазивних методів у клінічній практиці відкритим залишається питанням удосконалення та розпрацювання нових способів проведення ендоскопічно асистованого остеосинтезу внутрішньоротовим доступом, а також проведення їх біомеханічного обґрунтування та порівняння ефективності тих чи інших методів фіксації.

Література

1. Кришук Н. Г. Імітаційне комп'ютерне моделювання напружено-деформованого стану щелепи людини при функціональному навантаженні / Н. Г. Кришук, В. А. Маланчук, А. В. Копчак, В. А. Єщенко // Весник НТУУ «КПІ». Машинобудування. – 2010. – Вип. 59. – С. 55-58.
2. Матолич У. Д. Особливості захворювань щелепно-лицьової області / Матолич У. Д. // Практична медицина. – 2013. – № 1. – С. 90-93.
3. Матрос-Таранець І. М. Клінічна класифікація переломів виросткового відростка нижньої щелепи / І. М. Матрос-Таранець, Д. К. Калиновський, О. В. Маргвелашвілі // Травма. – 2008. – Т. 9, № 1. – С. 111-113
4. Тверье В. М. Биомеханическая модель определения усилий мышц и связок в зубочелюстной системе человека / В. М. Тверье, Ю. И. Няшин, В. Н. Никитин // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 2. – С. 8-20.
5. Чуйко А. Н. Биомеханика в стоматологии / А. Н. Чуйко, Н. А. Шинчуковский. – Х. : Форт, 2010. – 516 с.
6. Шидловський М. С. Деформаційні характеристики остеосинтезу нижньої щелепи / М. С. Шидловський, А. В. Копчак, Д. Ю. Шпак // Весник СевНТУ. Серія : Механіка, енергетика, екологія. – 2012. – Вип. 133/2012. – С. 191-194.
7. Патент України на корисну модель № 44568. Пристрій для внутрішньоротового остеосинтезу виросткового відростка нижньої щелепи.
8. Pileickiene G. Finite element analysis of stresses in the maxillary and mandibular dental arches and TMJ articular discs during clenching into maximum intercuspation, anterior and unilateral posterior occlusion / G. Pileickiene, A. Surna, R. Barauskas, R. Surna, A. Basevicius // Stomatologija. Baltic Dental and Maxillofacial J. – 2007. – P. 121-128.

УДК 617. 539. 3

БИОМЕХАНИЧНІ АСПЕКТИ ОСТЕОСИНТЕЗУ СУГЛОБОВОГО ВІДРОСТКА НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ

Погранична Х. Р.

Резюме. У даній роботі проведено аналіз напружено-деформованого стану, що виникає в місці перелому і ґрунтовне біомеханічне дослідження процесів в області перелому СВНЩ після остеосинтезу титановою пластиною власної конструкції з використанням імітаційної комп'ютерної моделі.

Ключові слова: суглобовий відросток нижньої щелепи, остеосинтез, біомеханічні характеристики, титанові пластини.

УДК 617. 539. 3

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ОСТЕОСИНТЕЗА СУСТАВНОГО ОТРОСТКА НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Пограничная Х. Р.

Резюме. В данной работе проведен анализ напряженно-деформированного состояния, возникающего в месте перелома и основательное биомеханическое исследование процессов в области перелома СВНЩ после остеосинтеза титановой пластиной собственной конструкции с использованием имитационной компьютерной модели.

Ключевые слова: мыщелковый отросток нижней челюсти, остеосинтез, биомеханические характеристики, титановые пластины.

UDC 617. 539. 3

Biomechanical Aspects of the Mandibular Condyle Osteosynthesis

Pohranychna Kh.

Summary. *Introduction.* Nowadays the number of surgeries in the area of mandible articular process is dramatically increasing due to implementation of state-of-the-art methods of osteosynthesis and application of various bone or intraosteal attachments (plates, pins, screws, etc.). The most up-to-date groundwork in the field of oral surgery stipulates the usage of new low-invasive and atraumatic surgeries, utilizing tele-video monitoring. Endoscopic and endoscopic-assisted surgeries are widespread nowadays. They may provide with better visualization of surgical site, reduce traumatic accidents during the surgery and avoid outward-oral access, which characterizes the cosmetic-aesthetic result in the best way.

The purpose of our research was the study of current low-invasive techniques of osteosynthesis of mandible articular process by the inward-oral mode, their comparative characteristic and carrying out the biomechanical research of the processes in the area of mandible articular process fracture after the osteosynthesis by the plate of unique construction, using the simulated computer model.

Material and methods. Carrying out a computer modeling of the processes after osteosynthesis of mandible articular process fracture, i. e., profound biomechanical analysis, stipulates the detection of mode of deformation of each element of the system (bone, plate, screws) aiming at identification the zones of stress concentration. To solve the three-dimensional problem of elasticity theory the finite element method (FEM) is used.

Results. The original way of endoscopic-assisted osteosynthesis of mandible articular process by the inward-oral mode is suggested by the specialists of Dental Surgery and Oral Surgery Department of Lviv National Medical University, using the specially engineered device, which consists of intraosteal bar and bone plate. For comprehensive study of safety of osteosynthesis of mandible articular process fracture by means of suggested plate, the calculations of mode of deformation, caused by the action of lateral wing and masticatory and medial wing muscles, have been made. During the estimation of strength of the osteosynthesis components the safety factor is used.

Summary. Endoscopic methods of osteosynthesis of mandible articular process due to its atraumatic nature, better visualization of surgical site, absence of cutaneous covering integrity damaging create the significant alternative to traditional surgical way of treatment of mandible articular process fractures.

The results of biomechanical researches prove the safety fixation by the plate.

The suggested plate meets the strength criterion for the value of force less than 600 H; therefore, it may be considered that the use of the plate in case of mastication and biting is entirely reasonable.

Key words: mandibular condyle, osteosynthesis, biomechanical characteristic, titanium plates.

Рецензент – проф. Новіков В. М.

Стаття надійшла 2. 09. 2013 р.