

Біомеханічний аналіз остеосинтезу в ділянці суглобового відростка нижньої щелепи внутрішньоротовим способом залежно від локалізації лінії перелому

Biomechanical Analysis of Intraoral Mandibular Condyle Osteosynthesis Depending on the Location of the Fracture Line

*Погранична Х.Р., к.мед.н., ас.,
Огоновський Р.З., д.мед.н., проф.
каф. хірургічної стоматології та
щелепно-лицевої хірургії, Львівський
національний медичний
університет ім. Данила Галицького
Pohranychna K.R., PhD, Ass. Prof.,
Ogonovsky R.Z., DMD, Prof.
Department of Surgical Dentistry and
Maxillofacial Surgery,
Danylo Halytskyi Lviv National Medical
University*

*Адреса для кореспонденції:
Погранична Христина Романівна
e-mail: pohranychna@gmail.com*

Мета: Визначити оптимальні параметри (товщину, довжину гвинтів та внутрішньокісткового стержня) пластини, призначеної для проведення остеосинтезу внутрішньоротовим способом під відеоендоскопічним контролем перелому в ділянці суглобового відростка нижньої щелепи (СВНЩ), дослідити надійність остеосинтезу для різних типів переломів.

Методи: Проведений завчасно біомеханічний аналіз остеосинтезу в ділянці суглобового відростка нижньої щелепи при різних видах навантаження показав, що запропоноване лікування переломів титановою пластиною з внутрішньокістковим стержнем є надійним з точки зору фіксації та міцності. На основі імпульсно-кодової модуляції (ІКМ) провели числові експерименти для визначення таких оптимальних конструктивних елементів, як товщина пластини, довжина гвинтів та внутрішньокісткового стержня. Також здійснили обчислення для трьох типів переломів: при основі суглобового відростка, шийки суглобового відростка, у ділянці головки суглобового відростка. **Результати:** Провели аналіз напружено-деформованого стану, що виникає в місці перелому і ґрунтовне біомеханічне дослідження процесів у ділянці перелому СВНЩ після остеосинтезу титановою пластиною власної конструкції з використанням імітаційної комп'ютерної моделі. **Висновки:** Пластина задовольняє критерій міцності для значення сили меншої за 600 Н; товщина пластини повинна бути не меншою 0,8 мм; довжина гвинтів має незначний вплив на значення розрахункових параметрів, вибір довжини гвинтів: 6, 7, 8 мм, визначається розміром щелепи для кожного конкретного пацієнта; довжина внутрішньокісткового стержня не надто впливає на НДС у пластині та кістках, однак повинна бути достатньою для фіксації відламків. У разі переломів при основі або шийки СВНЩ – 12–15 мм, а при переломі у ділянці головки – 8–10 мм.

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

Purpose: Research 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. **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. **Conclusions:** 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; thickness of plate must be not less than 0,8 mm; the length of the screws not influences the value the calculated parameters; length of intraosseous rod does not significantly affect the stress-strain state in the plate and bones, but must be enough for fixation of bone fragments. Fracture at the base of mandibular condyle or neck – 12–15 mm, and fractures at the condylar head – 8–10 mm.

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

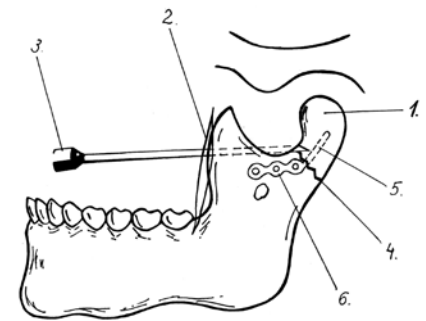
Вступ

Переломи суглобового відростка нижньої щелепи (СВНЩ) досить поширені серед травматичних ушкоджень нижньої щелепи (НЩ) і становлять 24–33% [2, 10, 11, 16]. Серед них хірургічному лікуванню (остеосинтезу) підлягають 31,3–83,3% випадків [6, 13, 16]. Для надійного лікування використовують різноманітні підходи та впроваджуються у клінічну практику нові фіксуючі пристрої, що доводять наукові публікації вітчизняних і закордонних дослідників [4, 7, 12]. Особливої популярності сьогодні набувають малоінвазивні втручання, зокрема ендоскопічні операції, що передбачають внутрішньоротовий доступ до СВНЩ без розрізів та проколювань шкірних покривів [7, 14, 15]. Однак численні системи фіксації при переломах СВНЩ не завжди надійні при функціональному навантаженні на НЩ, відкушуванні, жуванні тощо, чи незручні в експлуатації. Автори пропонують титанову пластину власної конструкції [4], що складається з внутрішньокісткового стержня та накісної пластини і призначена для здійснення остеосинтезу суглобового відростка нижньої щелепи внутрішньоротовим способом [4, 7]

під відеоендоскопічним контролем (мал. 1). У роботах [5, 8] дослідили процеси у ділянці перелому СВНЩ після остеосинтезу пластиною з використанням імітаційної комп'ютерної моделі (ІКМ) для різних значень навантажень, що створюються латеральним крилоподібним, жувальними і медіальним крилоподібним м'язами. Мета роботи: визначити оптимальні параметри (товщину, довжину гвинтів та внутрішньокісткового стержня) пластины (мал. 2), призначеної для проведення остеосинтезу внутрішньоротовим способом під відеоендоскопічним контролем перелому в ділянці суглобового відростка нижньої щелепи. Дослідити надійність остеосинтезу для різних типів переломів СВНЩ.

Матеріал і методи

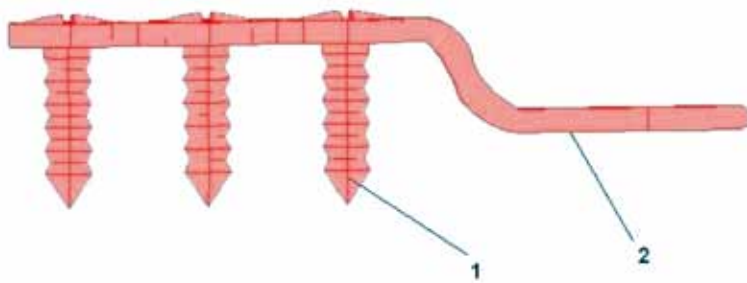
Проведений завчасно біомеханічний аналіз [5, 8] остеосинтезу в ділянці суглобового відростка нижньої щелепи при різних видах навантаження показав, що запропонований підхід до лікування переломів титановою пластиною з внутрішньокістковим стержнем надійний з точки зору фіксації та міцності. На основі ІКМ провели чимало чис-



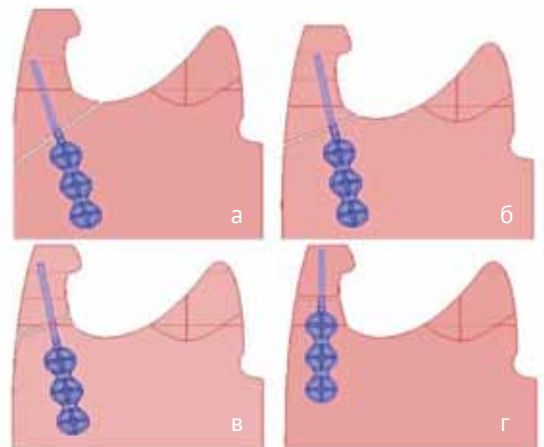
Мал. 1. Схема запропонованого способу остеосинтезу суглобового відростка нижньої щелепи: 1 — суглобовий відросток нижньої щелепи; 2 — лінія розрізу при внутрішньоротовому доступі; 3 — ригідний ендоскоп; 4 — лінія перелому; 5, 6 — внутрішньокістковий стержень і накісна частина фіксуючого пристрою

лових експериментів для визначення оптимальних конструктивних елементів: товщини пластини, довжини гвинтів та внутрішньокісткового стержня (мал. 2). Також здійснили обчислення для трьох типів переломів [3]: при основі суглобового відростка, шийки суглобового відростка, у ділянці головки суглобового відростка.

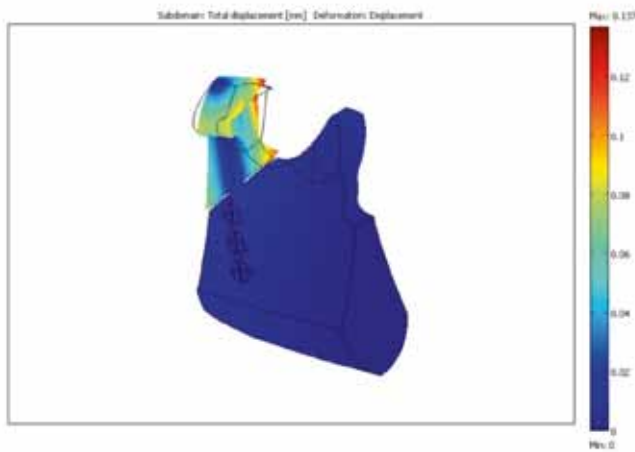
ІКМ будували аналогічно до моделей, наведених у роботах [5, 8]. Розглядали перелом СВНЩ у ділянці суглобового відростка, тому немає потреби моделювати щелепу повністю, достатньо лише гілки. На поверхні, що моделює



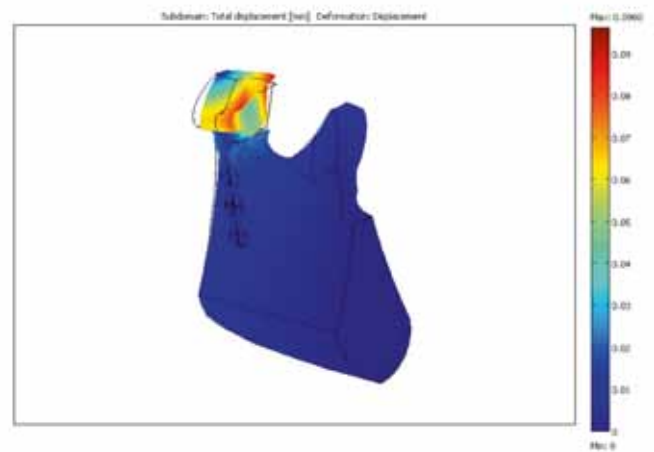
Мал. 2. Пластина для остеосинтезу внутрішньоротовим способом: 1 — гвинт, 2 — внутрішньокістковий стержень



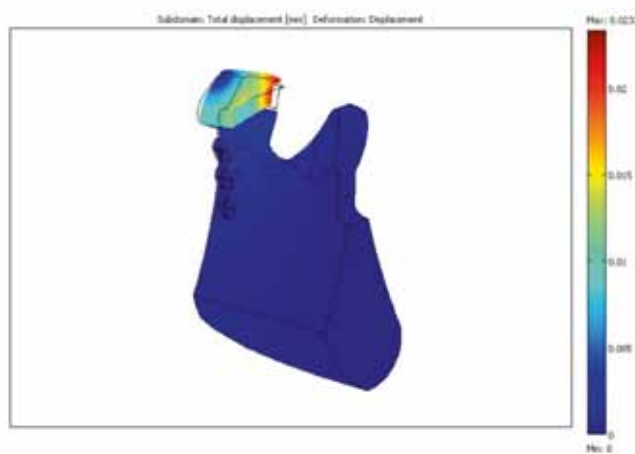
Мал. 3. Остеосинтез пластиною з внутрішньокістковим стержнем для різних типів переломів: а, б — перелом при основі суглобового відростка; в — перелом шийки суглобового відростка; г — перелом у ділянці головки суглобового відростка



Мал. 4. Деформація відламків у разі перелому при основі СВНЩ



Мал. 5. Деформація відламків у разі перелому шийки СВНЩ



Мал. 6. Деформація відламків у разі перелому в ділянці головки СВНЩ

верх головки, переміщення вгору в сагітальній площині задано рівним нулю. На межі з'єднання гілки з основою НЩ задали умови жорсткого закріплення.

Для проведення числових експериментів обрали навантаження, яке відповідає процесу відкушування їжі, тобто значення сили від дії жувального

м'яза, що дорівнює 142 Н, або навантаження, відповідно до спільної дії латерального крилоподібного (9.3 Н) та жувального (100 Н) м'язів.

Для фіксації відламків використовували пластину (мал. 1), виготовлену з титану (модуль Юнга $E=1,1 \cdot 10^5$ МПа, коефіцієнт Пуассона $\nu=0,3$), прикріплену трьома гвинтами. Вважається, що щелепа є ізотропним тілом, виготовленим з компактною кісткою (модуль Юнга $E=1,37 \cdot 10^4$ МПа, коефіцієнт Пуассона $\nu=0,3$). Для моделювання найрізноманітніших фізичних процесів у наукових та інженерних розробках, зокрема у стоматології [1, 9], універсальним є метод скінченних елементів (МСЕ). Для визначення напружено-деформованого стану ІКМ використовували МСЕ, реалізований у програмно-математичному комплексі Comsol Multiphysics 3.5a.

Результати та їх обговорення

Вибір оптимальних конструктивних елементів пластини передбачає проведення низки комп'ютерних експериментів для оцінки надійності фіксації відламків та міцності пластини і кісток. З точки зору завдань міцності (стійкості до руйнування), основним критерієм є порівняння максимальних напружень та відповідних граничних значень, встановлених експериментально. Керуючись досвідом попередніх досліджень, для оцінки напруженого стану обрали значення еквівалентного напру-

ження за Мізесом, що обчислюється за формулою:

$$\sigma_M = \sqrt{0,5[(\sigma_r - \sigma_\theta)^2 + (\sigma_\theta - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_r)^2] + 6(\tau_{r\theta}^2 + \tau_{r\theta}^2 + \tau_{z\theta}^2)} \quad (1)$$

Аналогічно з [9], для оцінки міцності складових остеосинтезу використали коефіцієнт запасу міцності (КЗМ), значення якого повинно бути більшим за одиницю.

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

У формулі (2) напруження σ_T – це значення границі текучості для металів, або граничне значення травмувального напруження для кісток. Оскільки цей параметр визначається експериментально, його значення завжди має досить широкі межі. Як і в [9], використали $\sigma_T=200$ МПа для титану і $\sigma_T=30$ МПа для компактною кісткою.

У таблиці 1 наведені значення результатів дослідження НДС для різної товщини пластини, максимальні значення напружень за Мізесом, у кістці на поверхні перелому, в малому відламку та на поверхні перелому великого відламка, також подано відповідні значення КЗМ. Однак для навантаження (142 Н) всі значення КЗМ задовольняють критерій міцності, для товщини пластини 0,6 мм максимальні напруження у пластині зростають майже удвічі, тому рекомендо-

ваною є товщина пластини 0,8–1 мм. Провели оцінку довжини гвинтів для закріплення пластини, оцінювали гвинти довжиною 6, 7, 8 мм. У таблиці 2 наведені результати, які доводять, що довжина гвинтів не надто впливає на значення розрахункових параметрів, тому її вибір повинен визначатися розміром щелепи конкретного пацієнта.

У таблиці 3 наведені результати обчислення НДС пластини і кісток для двох довжин внутрішньокісткового стержня (мал. 2). Значення максимальних напружень і КЗМ показують, що вплив довжини внутрішньокісткового стержня пластини перебуває в допустимих межах, тому його довжина також визначається видом перелому (мал. 3) та розміром щелепи конкретного пацієнта. Вплив виду перелому на НДС навколо фіксації відламків пластиною з внутрішньокістковим стержнем досліджували на чотирьох типах ІКМ, що, згідно з [3], моделюють перелом при основі суглобового відростка (мал. 3, а, б), перелом шийки суглобового відростка (мал. 3, в) і перелом у ділянці головки суглобового відростка (мал. 3, г). Необхідно зауважити, що для кожного виду перелому використовують пластину з такою довжиною внутрішньокісткового стержня, яка б надійно забезпечувала ос-

Таблиця 1. Залежність НДС від товщини пластини

Товщина пластини, мм	max σ_M (МПа) пластини	(КЗМ) пластини	max σ_M (МПа) кістки, малий відламок	(КЗМ) кістки, малий відламок	max σ_M (МПа) кістки, великий відламок	(КЗМ) кістки, великий відламок
1	43.2	4.6	12.9	2.3	3.12	9.6
0,8	44.3	4.5	9.2	3.3	1.54	19.5
0,6	73.1	2.7	10.0	3.0	14.9	01.02.00

Таблиця 2. Залежність НДС від довжини гвинтів

Товщина пластини, мм	max σ_M (МПа) пластини	(КЗМ) пластини	max σ_M (МПа) кістки, малий відламок	(КЗМ) кістки, малий відламок	max σ_M (МПа) кістки, великий відламок	(КЗМ) кістки, великий відламок
8	43.2	4.6	12.9	2.3	3.14	9.6
7	47.7	4.2	6	5.0	4	7.5
6	46.4	4.3	10.2	2.9	2.8	10.7

Таблиця 3. Залежність НДС від довжини внутрішньокісткового стержня пластини

Довжина внутрішньокісткового стержня, мм	max σ_m (МПа) пластини	(КЗМ) пластини	max σ_m (МПа) кістки, малий відламок	(КЗМ) кістки, малий відламок	max σ_m (МПа) кістки, великий відламок	(КЗМ) кістки, великий відламок
12	43.8	4.6	7.7	3.9	1.2	25.0
15	43.2	4.6	12.9	2.3	3.14	9.6

Таблиця 4. Залежність НДС від розміщення перелому під час відкушування їжі

Вид перелому	max σ_m (МПа) пластини	(КЗМ) пластини	max σ_m (МПа) кістки, малий відламок	(КЗМ) кістки, малий відламок	max σ_m (МПа) кістки, великий відламок	(КЗМ) кістки, великий відламок
Перелом при основі СВНЩ (мал. 3, а)	67.6	3.0	4.5	6.7	10.4	2.9
Перелом при основі СВНЩ (мал. 3, б)	43.2	4.6	12.9	2.3	3.14	9.6
Перелом шийки СВНЩ (мал. 3, в)	48.8	4.1	34.4	0.9	12.5	2.4
Перелом у ділянці головки СВНЩ (мал. 3, г)	36.5	5.5	9.6	3.1	8.4	3.6

Таблиця 5. Залежність НДС від розміщення перелому при дії латерального і жувального м'язів

Вид перелому	max σ_m (МПа) пластини	(КЗМ) пластини	max σ_m (МПа) кістки, малий відламок	(КЗМ) кістки, малий відламок	max σ_m (МПа) кістки, великий відламок	(КЗМ) кістки, великий відламок
Перелом при основі СВНЩ (мал. 3, а)	120.3	1.7	3.6	8.3	4.7	6.4
Перелом при основі СВНЩ (мал. 3, б)	53.2	3.8	14.2	2.1	1.9	15.8
Перелом шийки СВНЩ (мал. 3, в)	122.6	1.6	41	0.7	5.8	5.2
Перелом у ділянці головки СВНЩ (мал. 3, в)	178.3	1.1	49.8	0.6	43.6	0.7

теосинтез і не виходила за межі кістки. У випадку а, б (мал. 3) довжина внутрішньокісткового стержня дорівнювала 15 мм; в, г – 12 та 9 мм відповідно. Умови закріплення і характеристики матеріалів обирали як і в попередніх дослідженнях. Розрахунки проводили для навантаження, аналогічного процесу відкушування їжі, тобто значення сили від дії жувального м'яза дорівнює 142 Н, також розглядали навантаження, рівносильні спільній дії латерального крилоподібного (9.3 Н) та жувального (100 Н) м'язів. У таблиці 4 наведені значення максимальних напружень за Мізесом, відпо-

відно до КЗМ у пластині та на поверхнях перелому з боку малого і великого відламків кістки. Значення напружень у пластині показують, що розміщення перелому СВНЩ значно впливає на НДС при навантаженні, яке відповідає процесу відкушування їжі. У разі перелому при основі СВНЩ (мал. 3, а) маса меншого відламка кістки, який утримує внутрішньокістковий стержень, додається до прикладеного навантаження, що й спричиняє зростання напружень у ділянці переходу від накісної пластини до внутрішньокісткового стержня. Перелом у ділянці головки СВНЩ, навпаки, сприятливий

для остеосинтезу пластиною. У разі перелому шийки СВНЩ значно зростають напруження у кістці на поверхні перелому з боку малого відламка (табл. 4). Отже, у конкретному випадку остеосинтезу СВНЩ пластиною з внутрішньокістковим стержнем необхідно проводити біомеханічний аналіз для підбору параметрів пластини та її розміщення. У таблиці 5 наведені результати дослідження НДС, що виникають у пластині і кістках, під дією латерального і жувального м'язів. Як видно з даних таблиць 4, 5, НДС при зміні навантаження змінюється кількісно та якісно. Особливо відчутний

вплив дії латерального м'язу при наближенні перелому в ділянці головки СВНЩ (табл. 5). Тому в таких випадках після остеосинтезу необхідно додатково зафіксувати переміщення НЩ у трансверзальному напрямку (вправо і вліво). На мал. 4–6 наведені переміщення відламків для трьох видів переломів: при основі суглобового відростка; шийки суглобового відростка; у ділянці головки суглобового відростка, де максимальні значення переміщень становлять 0,137 мм, 0,096 мм і 0,023 мм відповідно. У всіх випадках зміщення відламків менше 1 мм вказує на забезпечення належного остеосинтезу. Однак, чим менший за масою

відламок СВНЩ, який необхідно зафіксувати, тим менше його зміщення.

Висновки

Як видно з результатів числових експериментів, товщина пластини повинна бути не меншою 0,8 мм. Довжина гвинтів не надто впливає на значення розрахункових параметрів, тому може становити 6, 7, 8 мм і визначається розміром щелепи пацієнта. Довжина внутрішньокісткового стержня не значно впливає на НДС у пластині і кістках, однак її необхідно обирати достатньою для фіксації відламків. У разі перелому

при основі або шийки СВНЩ – 12–15 мм, а при переломі у ділянці головки – 8–10 мм. НДС системи «кістка—пластина» дуже чутливий до прикладеного навантаження. При зміні навантаження для різних видів переломів НДС змінюється якісно та кількісно. Тому для формування загальних рекомендацій слід провести докладний біомеханічний аналіз багатьох ІКМ. Пластину з внутрішньокістковим стержнем можна успішно використовувати для усіх видів переломів СВНЩ. Однак у кожному конкретному випадку остеосинтезу СВНЩ необхідно проводити біомеханічний аналіз з метою підбору параметрів пластини та її розміщення.

Список використаної літератури

1. Дяк І. Дослідження напружено-деформованого стану біомеханічної системи «коронка - циліндричний імплантат - кістка» на основі осесиметричної моделі / І. Дяк, М. Копитко, А. Коркуна // Фізико-математичне моделювання та інформаційні технології. — 2010. — № 12. — С. 78—87.
2. Матолич У.Д. Особливості захворювань щелепно-лицевої ділянки / Матолич У.Д. // Практична медицина. — 2013. — № 1. — С. 90—93.
3. Матрос-Таранець І.М. Клінічна класифікація переломів виrostкового відростка нижньої щелепи / І.М. Матрос-Таранець, Д.К. Каліновський, О.В. Маргвелашвілі // Травма. — 2008. — Т. 9, №1. — С. 111—113.
4. Погранична Х.Р., Огоновський Р.З. Пристрій для внутрішньоротового остеосинтезу суглобового відростка нижньої щелепи (UA). Заявка №ч200903647 від 14.04.2009 р. Патент на корисну модель №44568 від 12.10.2009 р. Опубл. Бюл. №19
5. Погранична Х.Р. Біомеханічні аспекти остеосинтезу суглобового відростка нижньої щелепи / Вісник проблем біології і медицини — 2013 — №3, Т.2. — С. 328—332.
6. Погранична Х.Р. Структура травматичних пошкоджень щелепно-лицевої ділянки: статистичні тенденції / Х.Р. Погранична, І.С. Сороківський // Практична медицина. — 2009. — № 4. — С. 43—46.
7. Погранична Х.Р. Малоінвазивні методи хірургічного лікування переломів суглобового відростка нижньої щелепи / Львівський медичний часопис. — 2012. — №2. — С. 43—46.
8. Погранична Х.Р. Биомеханический анализ остеосинтеза в области мышечного отростка нижней челюсти / Х.Р. Погранична, Р.З. Огоновский, И.И. Дяк // Современный научный вестник (Белгород, РФ). — 2013. — № 30 (169). — С. 92—99.
9. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии / А.Н. Чуйко, Н.А. Шинчуковский. — Х.: Форт, 2010. — 516 с.
10. Eskitaşcıoğlu T. / Fractures of the mandible: a 20-year retrospective analysis of 753 patients. / Eskitaşcıoğlu T., Ozyazgan I, Coruh A, et al. // Ulus Travma Acil Cerrahi Derg. — 2013. — №19 (4). — P. 348—356.
11. Gokcan MK. Four hands technique in transoral endoscope-assisted fixation of condylefractures. / Gokcan MK, Kucuk B, Yazicioglu D, Tuzuner Oncul A. // J Otolaryngol Head Neck Surg. — 2010. — №39 (4). — P. 442—447.
12. Kanno T. Transoral open reduction with rigid internal fixation for subcondylar fractures of the mandible using a small angulated screwdriver system: is endoscopic assistance necessary? / Kanno T., Sukegawa S., Fujioka M., et al. // J Oral Maxillofac Surg. — 2011. №69 (11). — P. 1233—1240.
13. Kisnisci R. / Management of Fractures of the Condyle, Condylar Neck, and Coronoid Process // Oral Maxillofac Surg Clin North Am. — 2013. — S1042—3699(13)00099 — X. 10.1016/j.coms.2013.07.003. [Epub ahead of print].
14. Mannion C.J. Endoscopically assisted treatment of condylar fractures — experiences following an educational course. / Mannion C.J., Loukota R.A. // Br J Oral Maxillofac Surg. — 2010. — №48 (6). — P. 453—454.
15. Schiel S. Transoral open reduction and fixation of mandibular condylar base and neckfractures in children and young teenagers—a beneficial treatment option? / Schiel S., Mayer P, Probst F, et al. // J Oral Maxillofac Surg. — 2013. №71(7). — P. 1220—30.
16. Trost O., Péron J.M. / Latest trends in the surgical management of mandibular condyle fractures in France, 2005-2012 // Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale. — 2013. — №8 (13).

Стаття надійшла в редакцію 7 жовтня 2013 року