

Порівняльна характеристика остеосинтезу суглобового відростка нижньої щелепи прямою пластиною і пластиною з внутрішньокістковим стержнем*

Comparative Characteristics of Mandibular Condyle Osteosynthesis Using Straight Plate and Intraosseous Rod Plate

*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, Prof. Ass.,
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*

**Продовження роботи «Біомеханічний
аналіз остеосинтезу в ділянці суглобо-
вого відростка нижньої щелепи вну-
трішньоротовим способом залежно від
локалізації лінії перелому», див. «Новини
стоматології», №2, 2014, с. 46-51*

Мета: Провести біомеханічний аналіз остеосинтезу перелому суглобового відростка нижньої щелепи (СВНЩ) пластиною з внутрішньокістковим стержнем та прямою накісною пластиною. **Методи:** Для вивчення фіксуючих властивостей різних видів міні-пластин та засобів фіксації використали імітаційні комп'ютерні моделі (ІКМ) і метод скінченних елементів, реалізований у сучасних програмних комплексах (COSMOSWorks, Comsol Multiphysic). **Результати:** Виконали аналіз напружено-деформованого стану моделі «кістка-пластина» під дією навантаження, спричиненого спільною дією латерального крилоподібного та жувального м'язів. Як видно з результатів, напруження у накісній прямій пластині майже у 2 рази більше, ніж у накісній частині пластини з внутрішньокістковим стержнем; напруження у гвинтах, що фіксують пряму пластину, більші на глибині 1 мм, ніж на рівні середини товщини пластини, а у гвинтах, що кріплять пластину з внутрішньокістковим стержнем, навпаки. Також напруження у гвинтах, що фіксують пряму пластину, майже у 4 рази більші від напружень у гвинтах, що фіксують пластину з внутрішньокістковим стержнем. **Висновки:** З біомеханічної точки зору обидві пластини можна успішно застосовувати для остеосинтезу суглобового відростка нижньої щелепи; з клінічної – оптимальним є використання пластини з внутрішньокістковим стержнем при проведенні остеосинтезу внутрішньоротовим способом, а прямої накісної пластини – комбінованим внутрішньоротово-трансбукальним доступом, що пояснюється технічними зручностями експлуатації.

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

Purpose: Comparative conducting of biomechanical analysis of mandibular condyle osteosynthesis using plate with intraosseous rod and straight bone plate. **Methods:** To study the fixative properties of the plates simulation models of computer (PCM) was used and the finite element method, implemented in today's complex software (COSMOSWorks, Comsol Multiphysic) to calculate the stress-strain state of the «condyle-device». **Results:** Results show that the tension in the straight bone plate almost twice as much as in the plate with intraosseous rod. The tension in the screws which fix direct plate at a depth of 1 mm are much higher than at mid-thickness of the plate, while the screws that hold the plate with intraosseous rod opposite. Also stresses in the screws that fix the straight plate, almost four times larger than the stress in the screws that fix the plate with intraosseous rod. **Conclusions:** From the biomechanical point of view both of the plates, can be successfully used for mandibular condyle osteosynthesis, from the clinical – optimal

is application of plates with intraosseous osteosynthesis rod during intraoral method, and straight bone plate – combined intraoral-transbuccal access, because of the technical convenience of use.

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

Вступ

Для надійного лікування переломів суглобового відростка нижньої щелепи (СВНЩ) використовують різноманітні підходи і фіксуючі пристрої. Особливо ретельно фахівці вибирають фіксуючі пристрої при плануванні малоінвазивних хірургічних втручань, зокрема внутрішньоротовим способом чи у комбінації з трансбуккальним. Мета роботи: провести біомеханічний аналіз остеосинтезу перелому СВНЩ пластиною з внутрішньокістковим стержнем та прямою накісною пластиною, здійснити порівняльну характеристику цих підходів до лікування з точки зору надійності фіксації та міцності конструктивних елементів.

Матеріал і методи

Розглянули два способи остеосинтезу: титановою пластиною з внутрішньокістковим стержнем (мал. 1, а) та прямою накісною пластиною (мал. 1, б). Пластиною з внутрішньокістковим стержнем фіксують трьома гвинтами, а прямою накісною пластиною – чотирма [2]. ІКМ будували аналогічно до моделей, наведених у роботах [3–5]. Розглядали перелом СВНЩ у ділянці суглобового відростка, тому немає потреби моделювати щелепу повністю, достатньо лише гілки. На поверхні, що моделює верх головки, переміщення вгору в сагітальній площині задано рівним нулю. На межі з'єднання гілки з основою НЩ задали умови жорсткого кріплення. Для проведення числових експериментів обрали навантаження, відповідно до спільної дії латерального крилоподібного (10 Н) та жувального (100 Н) м'язів. Пластини

виготовлені з титану медичного призначення (модуль Юнга $E=1,1 \cdot 10^5$ МПа, коефіцієнт Пуассона $\nu=0,3$), товщина пластини 1 мм, довжина гвинтів – 8 мм. 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, 6], універсальним є метод скінченних елементів (МСЕ). Для визначення напружено-деформованого стану ІКМ використовували МСЕ, реалізований у програмному комплексі Comsol Multiphysic 3.5a.

Результати та їх обговорення

Розглянули перелом при основі СВНЩ. Для остеосинтезу кісткових уламків використовували пластиною з внутрішньокістковим стержнем або прямою накісною пластиною. Провели аналіз напружено-деформованого стану моделі «кістка-пластина» під дією навантаження, спричиненого спільною дією латерального крилоподібного та жувального м'язів.

На мал. 2 наведено розподіл деформації відламків під дією навантаження після остеосинтезу пластиною з внутрішньокістковим стержнем. На мал. 3 показано аналогічну деформацію відламків після остеосинтезу прямою накісною пластиною, що фіксується чотирма гвинтами. Як видно з мал. 2, 3, максимальне переміщення у першому випадку дорівнює 0.0235 мм, а у другому – 0.037 мм. Хоча обидва значення переміщень є абсолютно надійними з медичної точки зору, при остеосинтезі пластиною з внутрішньокіст-

ковим стержнем вони є значно меншими. Також необхідно зазначити, що характер деформацій для цих двох способів остеосинтезу значно відрізняється (мал. 2, 3). Пряма пластина ніби прогинається разом з малим відламком кістки (мал. 3), а згин при переході від накісної пластини до внутрішньокісткового стержня забезпечує жорсткість цієї пластини, що проявилася під час деформації (мал. 2).

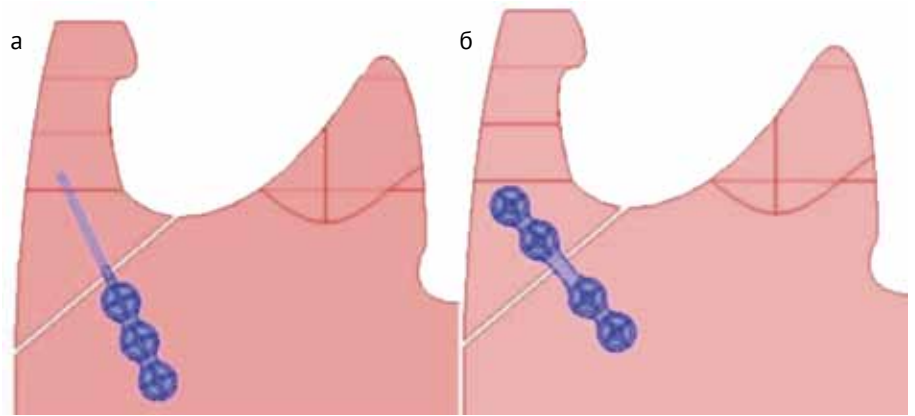
Під час проведення числових експериментів з використанням ІКМ важливим етапом є виявлення міцності пластини та кісток під дією заданого навантаження. З точки зору завдань міцності (стійкості до руйнування), основним критерієм є порівняння максимальних напружень та відповідних граничних значень, встановлених експериментально. Керуючись досвідом попередніх досліджень, для оцінки напруженого стану обрали значення еквівалентного напруження за Мізесом, що обчислюється за формулою:

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

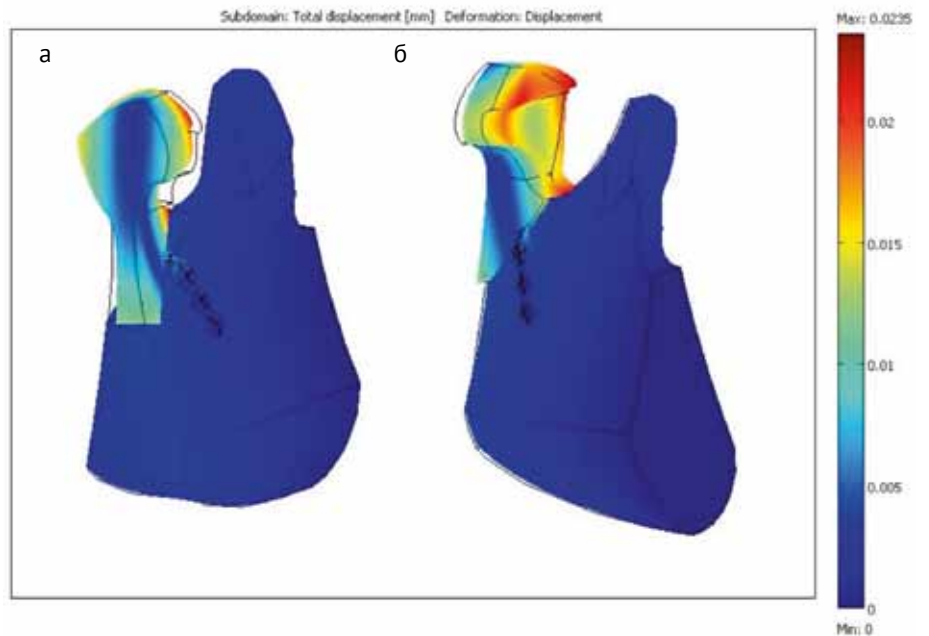
Програмний пакет Comsol Multiphysic обчислює значення цих напружень і візуалізує їх у зручній для користувача формі.

На мал. 4 наведено графік напруження за Мізесом у пластині з внутрішньокістковим стержнем вздовж лінії, що перетинає пластиною по середині (як по товщині, так і по ширині, лівий верхній кут), де максимальне значення напруження (7.5 МПа) виникає у пластині ближче до лінії перелому. Три інші горби на графіку (2 МПа, 3 МПа і 4.7 МПа) відповідають напруженням у гвинтах. На мал. 5 наведено

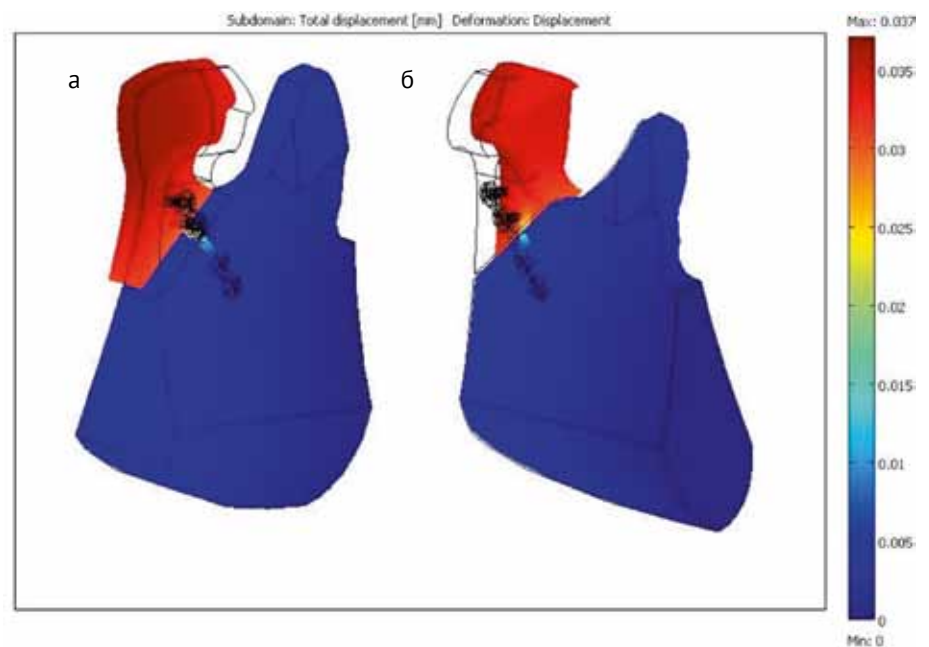
Мал. 1. Остеосинтез при переломах СВНЩ: а — пластиною з внутрішньокістковим стержнем; б — прямою накісною пластиною



Мал. 2. Деформація відламків СВНЩ після остеосинтезу пластиною з внутрішньокістковим стержнем: а — вигляд з тильного боку НЩ; б — вигляд з фронтального боку НЩ



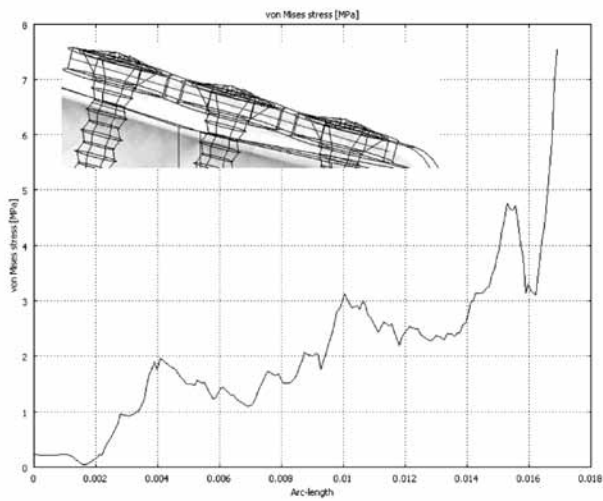
Мал. 3. Деформація відламків СВНЩ після остеосинтезу прямою пластиною: а) вигляд з тильного боку НЩ; б) вигляд з фронтального боку НЩ



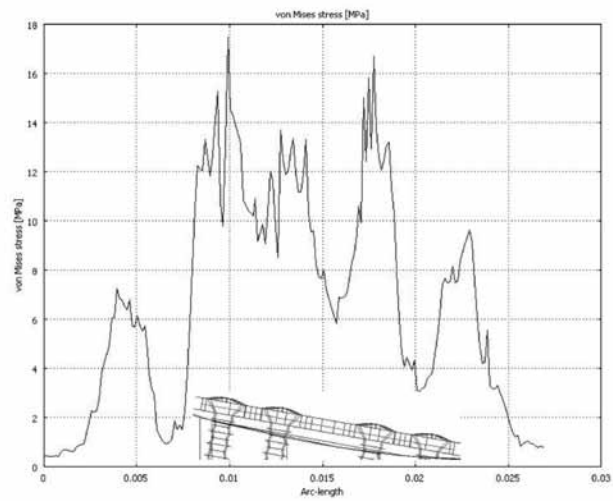
аналогічні результати для прямої пластини. Максимальні значення напружень (16–18 МПа) у прямій пластині виникають у двох гвинтах, ближ-

чих до лінії перелому і в тій частині пластини, що розташована між цими гвинтами над лінією перелому. З отриманих результатів видно, що на-

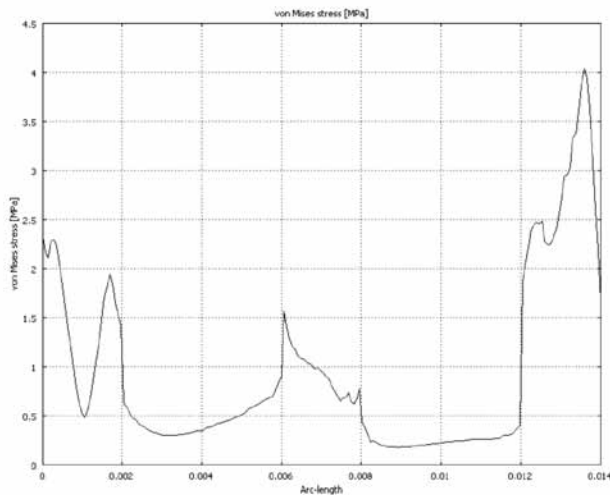
пруження у накісній прямій пластині зростають майже удвічі більше, ніж у накісній частині пластини з внутрішньокістковим стержнем.



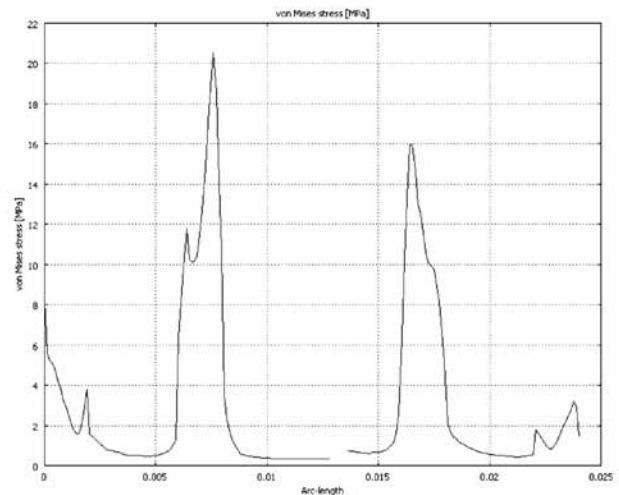
Мал. 4. Розподіл напружень за Мізесом у пластині з внутрішньокістковим стержнем вздовж проведеної лінії



Мал. 5. Розподіл напружень за Мізесом у прямій пластині вздовж проведеної лінії



Мал. 6. Розподіл напружень за Мізесом у кістці та гвинтах при остеосинтезі пластинною з внутрішньокістковим стержнем



Мал. 7. Розподіл напружень за Мізесом у кістці та гвинтах при остеосинтезі прямою накісною пластинною

На мал. 6 наведено графік розподілу напружень за Мізесом вздовж лінії, що проходить у кістці на глибині 1 мм і перетинає три гвинти, якими кріпиться пластина з внутрішньокістковим стержнем. Максимальні напруження виникають у гвинті, ближчому до лінії перелому. На мал. 7 наведено аналогічні результати для прямої накісної пластини, що фіксується чотирма гвинтами. Як і на мал. 5, максимальні напруження виникають у двох гвинтах, ближчих до лінії перелому. Необхідно зауважити, що напруження у гвинтах, що фіксують пряму пластину більші на глибині 1 мм (мал. 7), ніж на рівні середини товщини пластини (мал. 5), а у гвинтах, що крі-

плять пластину з внутрішньокістковим стержнем, – навпаки (мал. 4, 6). Також напруження у гвинтах, що фіксують пряму пластину, майже у чотири рази більші від напружень у гвинтах, що фіксують пластину з внутрішньокістковим стержнем. Це пояснюється характером деформацій, що виникають у цих способах остеосинтезу (мал. 2, 3).

На мал. 6, 7 впадини на графіках відповідають напруженням у кістці, ці значення не перевищують 1 МПа. Якщо розглянути значення межі текучості титану $\sigma_T = 200$ МПа і граничне значення травмувального напруження для компакної кістки $\sigma_C = 30$ МПа, то отримані значення напружень для

пластини, гвинтів і кістки задовольнятимуть критерій міцності $\sigma_M < \sigma_T$.

Висновки

Максимальні переміщення відламків після остеосинтезу прямою накісною пластинною значно більші, ніж при остеосинтезі пластинною з внутрішньокістковим стержнем, характер деформацій для цих способів остеосинтезу значно відрізняється. Пряма пластина ніби прогинається разом з малим відламком кістки, а згин при переході від накісної пластини до внутрішньокісткового стержня забезпечує жорсткість цієї пластини, що проявилася під час деформації.

Максимальні значення напружень (16–18 МПа) у прямій накісній пластині виникають у двох гвинтах, ближчих до лінії перелому, і в тій частині пластини, що розташована між цими гвинтами над лінією перелому. Як видно з результатів, напруження у накісній прямій пластині майже удвічі більше, ніж у накісній частині пластини з внутрішньокістковим стержнем. Напруження у гвинтах, що фіксують пряму накісну пластину більші

на глибині 1 мм, ніж на рівні середини товщини пластини, а у гвинтах, що кріплять пластину з внутрішньокістковим стержнем, менші. Також напруження у гвинтах, що фіксують пряму пластину, майже у чотири рази більші від напружень у гвинтах, що фіксують пластину з внутрішньокістковим стержнем. Це пояснюється характером деформацій, що виникають при цих способах остеосинтезу. З біомеханічної точки зору обидві

пластини можна успішно застосовувати для остеосинтезу суглобового відростка нижньої щелепи, з клінічної – оптимальним є використання пластини з внутрішньокістковим стержнем при проведенні остеосинтезу внутрішньоротовим способом, а прямої накісної пластини – комбінованим внутрішньоротово-трансбукальним доступом, що пояснюється технічними зручностями експлуатації.

Список використаної літератури

1. Дияк І. Дослідження напружено-деформованого стану біомеханічної системи «коронка - циліндричний імплантат - кістка» на основі осесиметричної моделі / І. Дияк, М. Колитко, А. Коркуна // Фізико-математичне моделювання та інформаційні технології. — 2010. — № 12. — С.78—87.
2. Патент України на корисну модель № 44568. Пристрій для внутрішньоротового остеосинтезу виросткового відростка нижньої щелепи.
3. Погранична Х.Р. Біомеханічні аспекти остеосинтезу суглобового відростка нижньої щелепи / Вісник проблем біології і медицини — 2013 — № 3, Т.2. — С. 328—332.
4. Погранична Х.Р. Малоінвазивні методи хірургічного лікування переломів суглобового відростка нижньої щелепи / Львівський медичний часопис. — 2012. — №2. — С. 43—46.
5. Погранична Х.Р. Биомеханический анализ остеосинтеза в области мышечного отростка нижней челюсти / Х.Р. Погранична, Р.З. Огоновский, И.И. Дияк // Современный научный вестник (Белгород, РФ). — 2013. — № 30 (169). — С. 92—99.
6. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии / А.Н. Чуйко, Н.А. Шинчуковский. — Х.: Форт, 2010. — 516 с.

Стаття надійшла в редакцію 9 січня 2014 року