

Напружено-деформований стан пластин та щелепи при ангулярному переломі нижньої щелепи

Stretched-deformed State of the Plates and Jaw in the Mandibular Angular Fracture

Кузенко Є.В., к.мед.н., доц.¹,
Скиданенко М.С., к.т.н., ст. викладач²,
Павленко І.В., к.т.н., доц.²,
Дяченко О.О., студентка 6-го курсу¹,
Гудименко О.О., асп.¹,
Дем'яненко М.М., асп.²,
Шершнієва Є.С., студентка 3-го курсу¹

¹Медичний інститут Сумського державного університету

²Сумський державний університет

Kuzenko Y.V.¹, Skydanenko M.S.²,

Pavlenko I.V.², Diachenko O.O.¹,

Hudymenko O.O.¹, Demianenko M.M.²,

Shershneva E.S.¹

¹Medical Institute of Sumy State University

²Sumy State University

Адреса для кореспонденції:

Гудименко Олена Олександрівна

e-mail: o.hudymenko@gmail.com

Робота виконана відповідно до плану наукових досліджень Сумського державного університету «Дослідження змін у кістках при переломах за умов використання наноматеріалів для метал-остеосинтезу з урахуванням функції м'язового апарату» (номер державної реєстрації №0116U006815), 2016.

Мета: Порівняти конструкції пластин за максимальними напруженнями, що виникають під дією жувальних навантажень, та перевірити надійність фіксації з подальшою розробкою пластини зі зменшеною площею контакту кістка–пластина. **Методи:** Для дослідження напружено-деформованого стану нижньої щелепи після операції титан-остеосинтезу використовували модуль Transient Structural програмного комплексу Ansys Workbench, розрахунки в якому ґрунтуються на методі скінченних елементів. **Результати:** На підставі проведених досліджень розробили пластини для металоостеосинтезу з урахуванням сили жувальних м'язів. **Висновки:** Визначили максимальні напруження в пластинах, для прямої пластини — 481 МПа, у-пластини — 487 МПа, пластини-квадрата — 301 МПа. Ці напруження не перевищують межі текучості титану VT1, найменші з них виникають у пластині, що має форму квадрата. Також визначили максимальний зазор, між уламками він становив для прямої пластини — 0,75 мм, у-пластини — 0,15 мм та пластини-квадрата — 0,13 мм. Отже, пластина-квадрат забезпечує найнадійнішу фіксацію уламків щелепи.

Ключові слова: ангулярний перелом, нижня щелепа, сили жувальних м'язів, напружено-деформований стан, титанові пластини, металоостеосинтез, Ansys Workbench, модуль Transient Structural, метод скінченних елементів, розрахункова сітка.

Purpose: Comparison of plate designs with maximum stresses arising from the action of chewing loads, and checking the reliability of the fixation, followed by the development of a plate with a reduced area of bone-plate contact. **Methods:** To study the stretched-deformed state of the mandible after the operation of titanium osteosynthesis, were used the Ansys Workbench software program, namely Transient Structural module, based on the finite element method. **Results:** Based on the research given, plates for metal osteosynthesis were developed taking into account the strength of chewing muscles. **Conclusions:** The maximum stresses in the plates for the direct plate were determined — 481 mPa, u-plates — 487 mPa, plate-square — 301 mPa. As can be seen from these data, the stresses do not exceed the yield strength of the titanium VT1, the smallest of them occur in a square-shaped plate. Also, the maximum gap was determined, between the chips it was for a straight plate — 0,75 mm, u-plate — 0,15 mm and plate-square — 0,13 mm. Consequently, the plate-square provides the most reliable fixation of the splinters of the jaw.

Key words: angular fracture, mandible, the strength of chewing muscles, stretched-deformed state, titanium plates, metal osteosynthesis, Ansys Workbench, Transient Structural module, finite element method, calculating grid.

ВСТУП

Однією з найактуальніших проблем щелепно-лицьової хірургії є травматизм кісток лицьового скелета. Переважно це є результатом побутової травми, транспортного та вуличного травматизму.

Більшість переломів потребують жорсткої фіксації і вже майже протягом останніх 40 років хірурги для цього використовують титанові пластини і гвинти. Хоча титан є біологічно інертним металом, однак його тривале перебування у тілі людини може спричинити в пацієнтів у місцях остеосинтезу

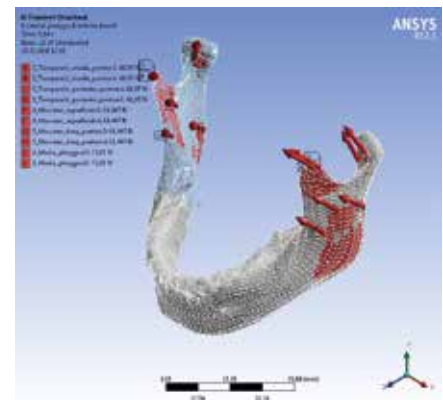
інфекційні ускладнення, uszkodження нервових волокон, uszkodження зубів, ерозії м'яких тканин, зниження якості життя, що пов'язано з непереносимістю холоду у ділянці пластини та постійним відчуттям присутності стороннього тіла [1, 2].

Остеосинтез – це репозиція кісткових сегментів, повсякденна процедура, яка широко застосовується для лікування переломів лицевого скелета в щелепно-лицевій хірургії. Доктор Карл Хансман 1886 р. створив та використав саморобну пластинчасту систему для остеосинтезу [3]. Сьогодні за допомогою таких систем хірурги можуть замінювати лицеві деформації та інші дефекти. Сенс цього винаходу полягав у фіксації та утримуванні кісткових уламків, а також іммобілізації місця перелому.

На сьогодні титанові пластини та гвинти зазвичай застосовують у практиці щелепно-лицевої хірургії, за своїми перевагами вони вважаються «золотим стандартом». Титан як біоматеріал вибору має такі переваги: по-перше, він уможливорює жорстку фіксацію, є найбільш наближеним за модулем еластичності до кісткової тканини, стійкий до корозії, не змінюється у розмірі [4]; по-друге, виявляє здатність до остеointegraції та є біосумісним; по-третє,

титан не феромагнетик, тому має мінімальне розсіювання на комп'ютерній томографії та сумісний із радіографічними та магнітно-резонансними дослідженнями [5]. Основний недолік титанових пластин – травматизація гвинтами при імплантації та потреба зняття пластини після зрощення кісток. Варто зазначити, що єдиної думки про необхідність проведення повторної операції досі немає. Вважається, що деякі безсимптомні пластини можна залишити у місці перелому [6–8]. Однак, у деяких випадках титанові пластини необхідно знімати. Наприклад, в разі інфекції у ділянці імплантату, больових відчуттів у пацієнта, при підвищеній чутливості, реакції на стороннє тіло, проблеми з ростом у дітей, переломах пластини. Якщо пластину виявляють пальпаторно та візуально, можливий стрес-екрануючий ефект [3]. Застосовувати титанові пластини вигідніше також і з огляду на ціну і кращі результати для здоров'я [9].

На жаль, при використанні пластин для остеосинтезу виникають деякі ускладнення, уникнути яких досить важко. Найпоширенішими є: експозиція, перелом пластин, ослаблення і розхитування гвинтів. Виникають ускладнення внаслідок дії сили, створюваної жувальними м'язами, що передається

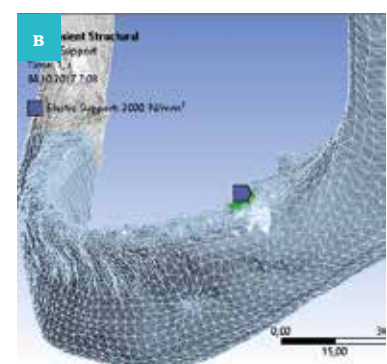
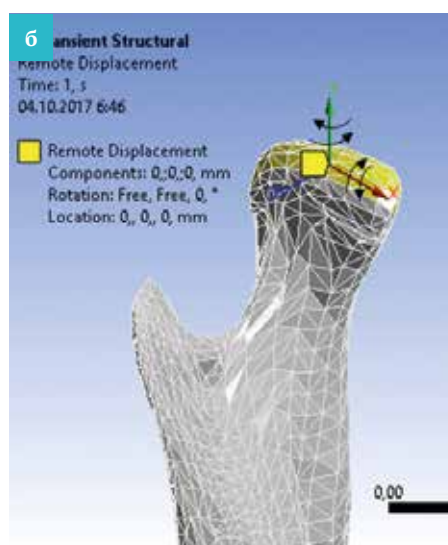
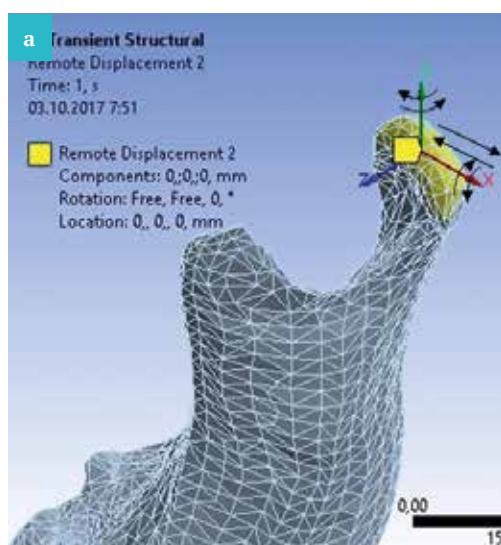


Мал. 1. Вектори сил, що діють на нижню щелепу при жуванні

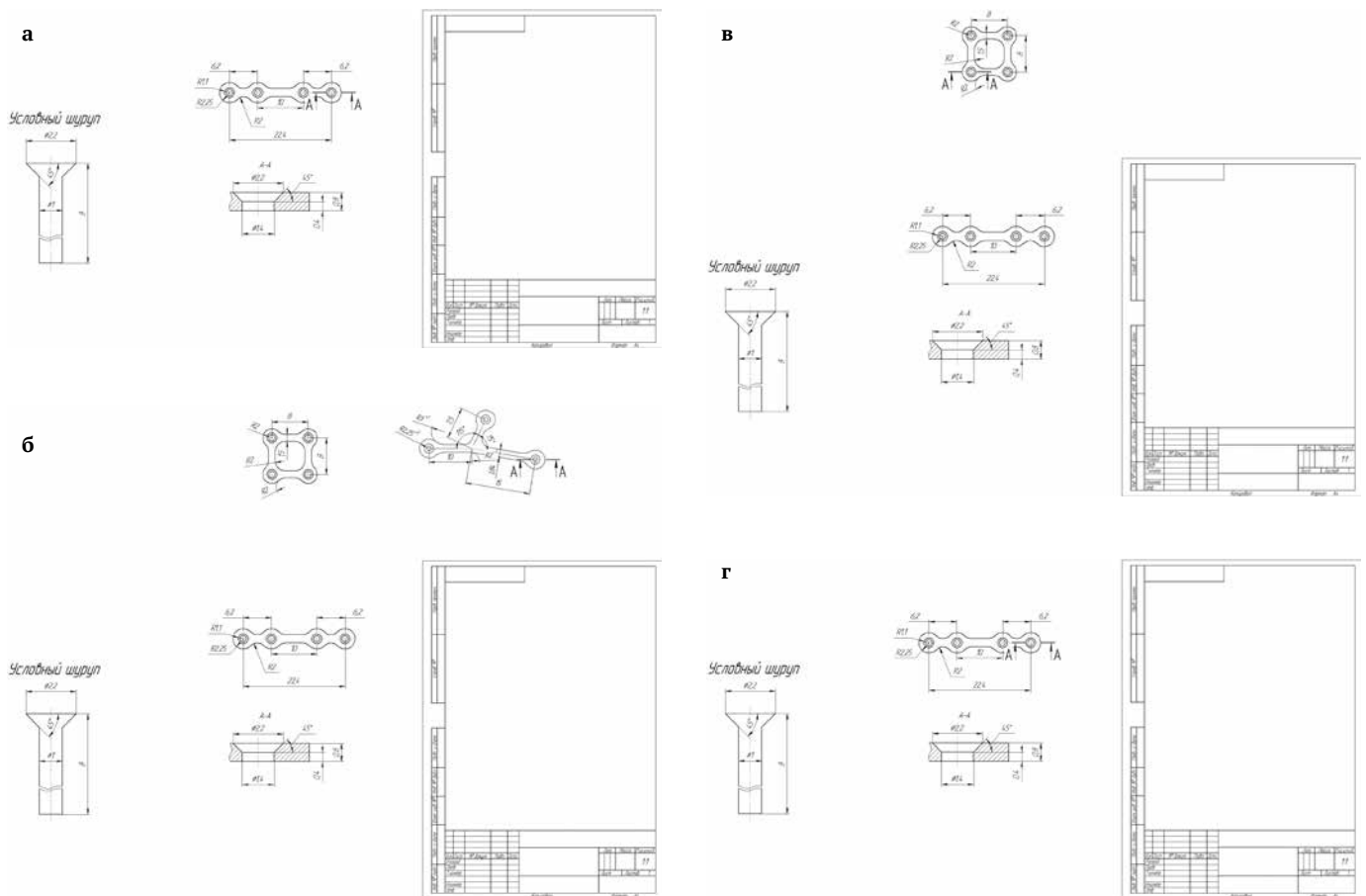
через ділянку зубів-антагоністів і зумовлює рухомість гвинтів, а також переломи пластини, спричинені зубами-антагоністами або «второю» матеріалу внаслідок вигину і крутіння пластини під час хірургічної імплантації [10].

Кожен з методів фіксації має свої переваги та недоліки і, з огляду на актуальність цієї проблеми та частоту виникнення переломів нижньої щелепи і ускладнень, які виникають в ході лікування, очевидно є необхідність розробки найоптимальнішого методу фіксації.

Мета роботи – порівняти конструкції пластин за максимальними напруженнями, що виникають під дією жувальних навантажень, та перевірити надійність фіксації з подальшою розробкою



Мал. 2. Закріплення розрахункової моделі: а – сторона подрібнення їжі; б – балансувальна сторона; в – місце харчової грудки



Мал. 3. Конструкція та розміри пластин: а – пряма; б – у-пластина; в – пластина-квадрат; г – поперечний переріз пластини в зоні гвинта

пластини зі зменшеною площею контакту кістка–пластина.

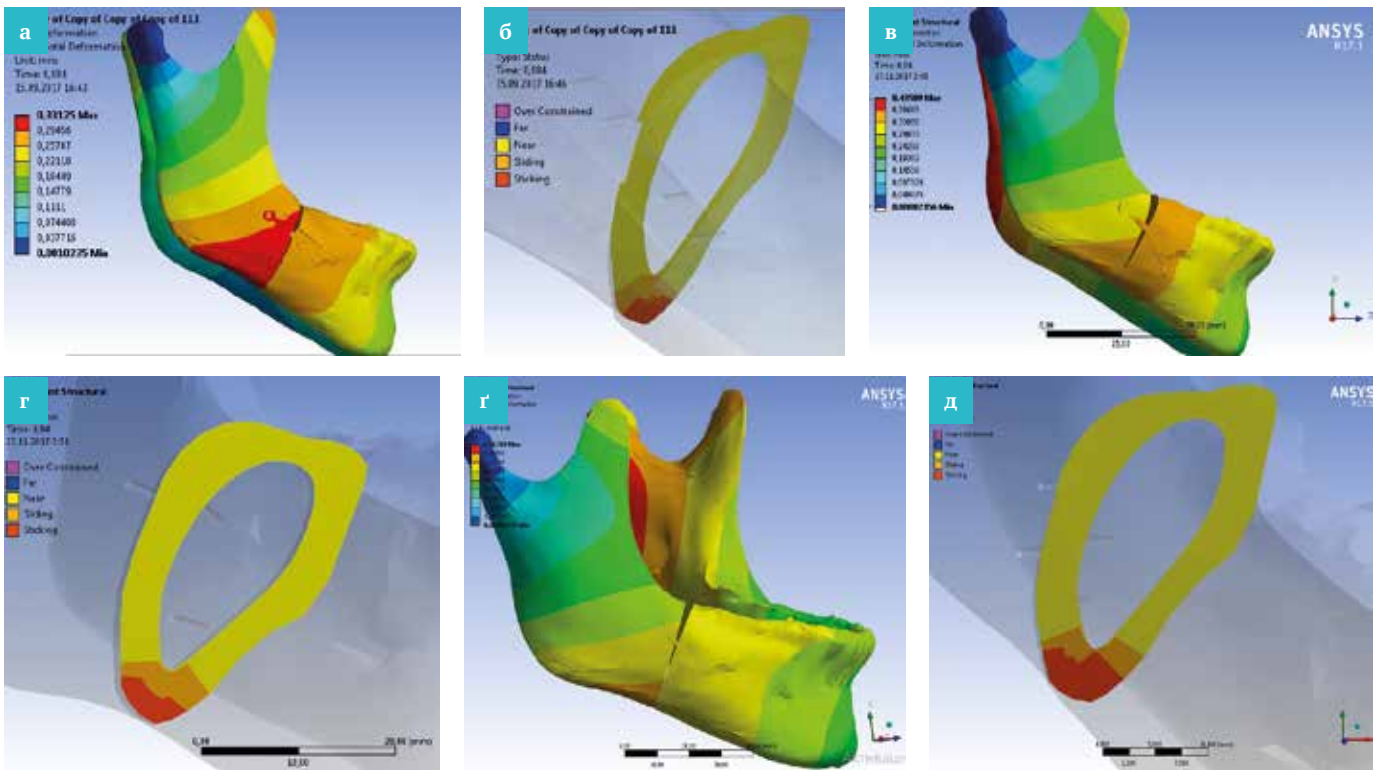
МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ

Для дослідження напружено-деформованого стану нижньої щелепи після операції титан-остеосинтезу використовували програмний комплекс Ansys Workbench, а саме його модуль Transient Structural, розрахунки в якому ґрунтуються на методі скінченних елементів. Першим етапом є створення тривимірної моделі, для цього провели комп'ютерну томографію, відтак за допомогою програми SolidWorks вказали місце перелому та побудували пластину з гвинтами. Наступним етапом було визначення механічних властивостей кожного елемента моделі, для кістки брали такі усереднені властивості: модуль Юнга $E=16000$ МПа, коефіцієнт

Пуассона $\mu=0,3$, густина $\rho=2,675$ г/см³; для матеріалу пластини (титан ВТ1): межа текучості $\sigma_T=500$ МПа; модуль Юнга $E=112000$ МПа, коефіцієнт Пуассона $\mu=0,36$, густина $\rho=4,505$ г/см³ [11, 12]. Ще одним важливим етапом була побудова розрахункової сітки, однак, з огляду на те, що розрахункова геометрія має складну форму, використовували елементи з вузлами посередині. Біомеханіка нижньої щелепи розглядалась з точки зору функції зубощелепної системи, жування – як найбільш навантажений стан. Отже, як навантаження вказували сили, від дії тільки тих м'язів, що задіяні у процесі жування. На мал. 1 вказане розміщення системи координат щодо якої задавали сили, що діють на нижню щелепу при жуванні та їхні вектори. В таблиці наведено значення цих сил за осями координат.

При дослідженні напружено-деформованого стану дуже важливо коректно задати закріплення, оскільки розглядається саме функція жування, тому щелепу закріплювали у трьох місцях. Для сторони, на якій подрібнюється їжа, щодо системи координат, вказаної на мал. 2 а, задаються обмеження обертання навколо осі Z та переміщення вздовж Y, Z; балансувальна сторона (система координат на мал. 2 б) – обмежене обертання навколо осі Z, переміщення вздовж всіх осей. Оскільки харчова грудка має певну жорсткість (2000 Н/мм²), то для врахування цього використовували тип контакту Elastic Support (мал. 2 в) [13].

Звичайно, що для вирішення цієї задачі необхідно визначити характер контактної взаємодії між елементами системи «уламки щелепи–пластина–гвинти». Ansys Workbench має великі



Мал. 4. Переміщення розрахункової моделі та ділянки контакту: а, б — пряма пластина; в, г — у-пластина; г, д — пластина-квадрат

можливості моделювання контактів. Оскільки між елементами досліджуваної системи є тертя, для них визначали тип контакту Frictional, з коефіцієнтами тертя для уламків щелепи 0,5, між щелепою та пластинами 0,3, гвинтами–пластиною 0,15 [14, 15]. Для цих самих контактних пар як метод їхнього розрахунку обирали розширений метод Лагранжа (Augmented Lagrangian), контактну жорсткість розраховували на кожній ітерації. Щоби зменшити розрахункову сітку для моделювання різьбового з'єднання між уламками кістки та гвинтами, використовували метод віртуальної різі; залежно від ітерацій метод розрахунку контактів MPC та розрахунок контактної жорсткості не використовували.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

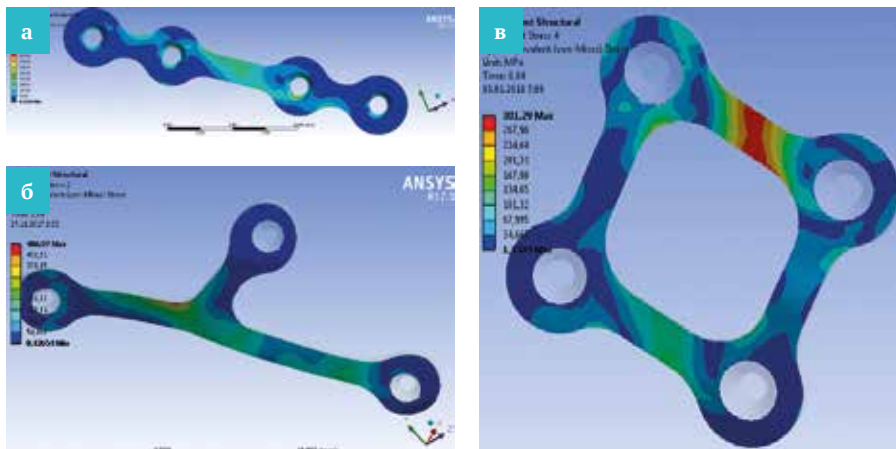
Дослідження напружено-деформованого стану системи «уламки щелепи–пластина–гвинти» проводили для

конструкцій пластин, що вказані на мал. 3. На мал. 4 наведено збільшені переміщення розрахункової моделі з різними пластинами та зони контакту для них. За результатами розрахунку, уламки щелепи в усіх випадках контактують у нижній частині, але ділянка їхнього контакту та найбільша віддаль між ними в кожному випадку різні. Для пластини прямої форми (мал. 3 а) ця віддаль становить 0,75 мм, у-пластини (мал. 3 б) — 0,15 мм та пластини-квадрата (мал. 3 в) — 0,13 мм. Отже, пластина-квадрат гарантує найнадійнішу фіксацію уламків щелепи.

Необхідно зазначити, що всі пластини працюють на згин та крутіння. Необхідно, щоб напруження у використовуваних пластинах не тільки не перевищували межу міцності матеріалу, а й межу текучості також (після зняття навантаження вони мають повертатися в початкове, не деформоване положення). На мал. 5 наведені напруження в досліджуваних пластинах. Як видно з результатів, максимальне напруження в прямій пластині — 481 МПа, у-пластині — 487 МПа, пластині-квадраті — 301 МПа, останнє напруження є найменшим порівняно з

Таблиця. Значення сил від м'язів, що задіяні в жуванні

Групи м'язів	Сила, що діє від групи м'язів, Н
<i>Temporalis media portion</i>	(34; 35; 35)
<i>Temporalis posterior portion</i>	(34; 35; 35)
<i>Masseter superficial</i>	(22,7; 43,3; 45)
<i>Masseter deep portion</i>	(22,7; 43,3; 45)
<i>Medial pterygoid</i>	(15; 53,7; 45)
<i>Lateral pterygoid superior head</i>	(28,9; 64; 30)
<i>Lateral pterygoid inferior head</i>	(28,3; 65; 17,5)



Мал. 5. Напруження в прямій пластині (а); у-пластині (б); пластині-квадраті (в)

іншими. Враховуючи, що одна з частин квадратної пластини практично не сприймає навантаження, надалі необхідно дослідити зміну її форми, а саме – відсутність однієї сторони квадрата.

ВИСНОВКИ

Автори проаналізували методики моделювання контактної взаємодії пружних тіл, розробили методику чис-

лового розрахунку напружено-деформованого стану системи «уламки щелепи – пластина – гвинти». Визначили максимальні напруження в пластинах, що становлять для прямої пластини – 481 МПа, у-пластини – 487 МПа, пластини-квадрата – 301 МПа. За отриманими значеннями ці напруження не перевищують межу текучості титану ВТ1, найменші виникають у пластині, що має форму квадрата. Аналізуючи її

напружений стан ймовірним є висновок, що можливо виключити одну зі сторін квадрата, на дослідження такої форми пластини будуть спрямовані подальші дослідження. Також визначили максимальний зазор між уламками, він становив для прямої пластини – 0,75 мм, у-пластини – 0,15 мм та пластини-квадрата – 0,13 мм. Отже, пластина-квадрат забезпечує найнадійнішу фіксацію уламків щелепи.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

- Rochford T.J. Influence of material on the development of device-associated infections / T.J. Rochford, R.G. Richards, T.F. Moriarty // Clin Microbiol Infect. – 2012. – Vol. 18, №12. – P. 1162–1167. Accessed: <http://doi.org/10.1111/j.1469-0691.2012.04002.x>.
- Luhr H.G. The development of modern osteosynthesis / H.G. Luhr // Mund Kiefer Gesichtschir. – 2000. – Vol. 4, №1. – P. 84–90. Accessed: <https://doi.org/10.1007/PL00022964>.
- Neumann A. Biomaterials for craniofacial reconstruction / A. Neumann, K. Kevenhoerster // GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg. – 2009. – №8. – Doc08. Accessed: <https://doi.org/10.3205/cto000060>.
- The behaviour of titanium as a biomaterial: microscopy study of plates and surrounding tissues in facial osteosynthesis / [J. Acero, J. Calderon, J. Salmeron et al.] // J Craniomaxillofac Surg. – 1999. – Vol. 27, №2. – P. 117–123.
- Clinical evaluation of an unsintered hydroxyapatite/ poly-L-lactide osteoconductive composite device for the internal fixation of maxillofacial fractures / [S. Sukegawa, T. Kanno, N. Katase et al.] // J Craniomaxillofac Surg. – 2016. – Vol. 27, №6. – P. 1391–1397.
- Park Y.W. Bioabsorbable osteofixation for orthognathic surgery / Y.W. Park. // Maxillofac Plast Reconstr Surg. – 2015. – Vol. 37, №1. – P. 1–6. Accessed: <https://doi.org/10.1186/s40902-015-0003-7>.
- A retrieval study on morphological and chemical changes of titanium osteosynthesis plates and adjacent tissues / N. Theologie-Lygidakis, I. Iatrou, G. Eliades, S. Papanikolaou // J Craniomaxillofac Surg. – 2007. – Vol. 35, №3. – P. 168–176.
- Mini-plate removal in maxillofacial trauma patients during a five-year retrospective study / [H. Park, S. Kim, J. Oh et al.] // J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg. – 2016. – Vol. 42, №4. – P. 182–186.
- Cost-effectiveness of a biodegradable compared to a titanium fixation system in maxillofacial surgery: a multicenter randomized controlled trial [Електронний ресурс] / [N.B. Van Bakelen, K.M. Vermeulen, G.J. Buijs et al.] // Elsalanty ME, ed. PLoS ONE. – 2015. – Vol. 10, №7. – e0130330. Accessed: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0130330>.
- Analysis of complications after reconstruction of bone defects involving complete mandibular resection using finite element modelling / J. Markwardta, G. Pfeiferb, U. Eckelta, B. Reitemeierc // Onkologie. – 2007. – №30. – P. 121–126. Accessed: <https://doi.org/10.1159/000098848>.
- Чуйко А.Н. Компьютерная томография и биомеханическое сопровождение в челюстно-лицевой хирургии / А.Н. Чуйко, Д.К. Калиновский, К.Р. Пограничная // Ортопед. травматол. – 2011. – № 3. – С. 29–41.
- Характеристика материала ВТ1-1 [Електронний ресурс] // Марочник стали и сплавов. – 2018. – Режим доступу: http://www.splav-kharkov.com/mat_start.php?name_id=1284.
- Biomechanical stress and strain analysis of mandibular human region from computed tomography to custom implant development / R.F. Gregolin, C.A. de Carvalho Zavaglia, R.C. Tokimatsu, J.A. Pereira // Advances in Materials Science and Engineering. – 2017. – №3. – P. 1–9. Accessed: <https://doi.org/10.1155/2017/7525897>.
- Чуйко А.М. Особливості підбору імплантатів з використанням комплексу MIMICS-ANSYS / А.М. Чуйко, Р.А. Левандовський, М.М. Угрин, О.Б. Беліков // Новини стоматології. – 2013. – № 1. – С. 50–55. – Режим доступу: http://nbuv.gov.ua/UJRN/Ns_2013_1_12.
- Коэффициенты трения скольжения различных материалов по стали. [Електронний ресурс] // TehTab.ru Инженерный справочник. – 2018. – Режим доступу: <http://tehtab.ru/Guide/GuidePhysics/Frication/SteelSlidingK/>.

REFERENCES

1. Rochford, E., Richards, R., & Moriarty, T. (2012). Influence of material on the development of device-associated infections. *Clinical Microbiology And Infection*, 18 (12), 1162-1167. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-0691.2012.04002.x> (in English).
2. Luhr, H. (2000). The development of modern osteosynthesis. *Mund Kiefer Gesichtschir*, 4(1), 84-90. <http://dx.doi.org/10.1007/PL00022964> (in English).
3. Neumann, A., & Kevenhoerster, K. (2009). Biomaterials for craniofacial reconstruction. *GMS Current Topics in Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery*, 8, Doc08. <http://dx.doi.org/10.3205/cto000060> (in English).
4. Acero, J., Calderon, J., Salmeron, J., Verdaguier, J., Concejo, C., & Somacarrera, M. (1999). The behaviour of titanium as a biomaterial: microscopy study of plates and surrounding tissues in facial osteosynthesis. *Journal Of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 27(2), 117-123. [http://dx.doi.org/10.1016/s1010-5182\(99\)80025-0](http://dx.doi.org/10.1016/s1010-5182(99)80025-0) (in English).
5. Sukegawa, S., Kanno, T., Katase, N., Shibata, A., Takahashi, Y., & Furuki, Y. (2016). Clinical Evaluation of an Unsintered Hydroxyapatite/Poly-L-Lactide Osteoconductive Composite Device for the Internal Fixation of Maxillofacial Fractures. *Journal of Craniofacial Surgery*, 27 (6), 1391-1397. <http://dx.doi.org/10.1097/scs.0000000000002828> (in English).
6. Park, Y. (2015). Bioabsorbable osteofixation for orthognathic surgery. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*, 37(1), 1-6. <http://dx.doi.org/10.1186/s40902-015-0003-7> (in English).
7. Theologie-Lygidakis, N., Iatrou, I., Eliades, G., & Papanikolaou, S. (2007). A retrieval study on morphological and chemical changes of titanium osteosynthesis plates and adjacent tissues. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 35 (3), 168-176. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcms.2007.01.004> (in English).
8. Park, H., Kim, S., Oh, J., You, J., & Kim, W. (2016). Mini-plate removal in maxillofacial trauma patients during a five-year retrospective study. *Journal Of The Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 42(4), 182-186. <http://dx.doi.org/10.5125/jkaoms.2016.42.4.182> (in English).
9. van Bakelen, N., Vermeulen, K., Buijs, G., Jansma, J., de Visscher, J., & Hoppenreijns, T. et al. (2015). Cost-Effectiveness of a Biodegradable Compared to a Titanium Fixation System in Maxillofacial Surgery: A Multicenter Randomized Controlled Trial. *PLOS ONE*, 10 (7), e0130330. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0130330> (in English).
10. Markwardt, J., Pfeifer, G., Eckelt, U., & Reitemeier, B. (2007). Analysis of Complications after Reconstruction of Bone Defects Involving Complete Mandibular Resection Using Finite Element Modelling. *Oncology Research And Treatment*, 30 (3), 121-126. <http://dx.doi.org/10.1159/000098848> (in English).
11. Chujko, A., Kalinovskij, D., Pogranichnaja, K. (2011). Komp'juternaja tomografija i biomechanicheskoe soprovozhdenie v cheljustno-licevoj hirurgii. *Ortoped travmatol*, 3, 29-41 (in Russian).
12. *Kharakterystyka materiyala VT1-1* [Elektronnyi resurs] // Marochnyk stalny splavov. – 2018. – Rezhym dostupu: http://www.splav-kharkov.com/mat_start.php?name_id=1284 (in Russian).
13. Gregolin, R., Zavaglia, C., Tokimatsu, R., & Pereira, J. (2017). Biomechanical Stress and Strain Analysis of Mandibular Human Region from Computed Tomography to Custom Implant Development. *Advances In Materials Science And Engineering*, 1-9. <http://dx.doi.org/10.1155/2017/7525897> (in English).
14. Chujko, A., Levandovs'kyj, R., Ugryn, M., & Bjelikov, O. (2013). Osoblyvosti pidboru implantativ z vykorystannjam kompleksu MIMICS-ANSYS. *Novyny stomatologii*, 1, 50-55 http://nbuv.gov.ua/UJRN/Ns_2013_1_12 (in Ukrainian).
15. Koeffitienty treniia skolzheniia razlichnykh materialov po stali. – tablitsy Tehtab.ru. (2018). Tehtab.ru. Retrieved 4 March 2018, from <http://tehtab.ru/Guide/GuidePhysics/Frication/SteelSlidingK/> (in Russian)

Стаття надійшла в редакцію 6 березня 2018 року