

3. **Grygorovs'kyj V.V.** Dynamics of quantitative pathomorphological changes and issues of pathogenesis of traumatic long bone infarction (experimental study). *Ortopedicheskaya travmatologiya*. 1999;2:83-87.

4. **Grygorovs'kyj V.V.** On the morphogenesis and pathogenesis of traumatic long-bone infarction (experimental study). *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova*. 1998;3:13-19.

5. **Grygorovs'kyj V.V.** Acute traumatic ischemic bone lesions: pathogenesis, morphogenesis, differential diagnosis. *Zhurnal AMN Ukrainy*. 2008;1:116-133.

6. **Lubegina Z.P., Kurbatov V.M., Chirkova A.M.** Violation of the sources of blood supply to the femoral diaphysis in a closed fracture. *Ortopedicheskaya travmatologiya*. 1976;3:50-51.

7. **Malanchuk V.A., Guseynov A.N., Malanchuk N.V.** Assessment of the severity of comminuted fractures of the lower jaw and prediction of their clinical course. *Zhurnal vushnyh, nosovyh i gorlovyh hvorob*. 2016;5:64-69.

8. **Malanchuk V.A., Guseynov A.N.** Assessment of hemodynamics in the area of comminuted fractures of the lower jaw. *Visnyk problemy biologii i medycyny, vypusk*. 2016;2(3):333-337.

9. **Novikov S.V.** *Vliyanie dlitel'noy immobilizatsii pri perelomakh nizhney chelyusti funktsional'no-strukturnoe sostoyanie zhelchevydelitel'noy sistemy*. [The effect of prolonged immobilization in mandibular fractures on the functional and structural state of the biliary system] Abstract of a candidate's thesis of medical sciences. Moskva; 1998:20.

10. **Shirokov V.Yu.** *Optimizatsiya lecheniya perelomov nizhney chelyusti u bol'nykh s khronicheskim alkogolizmom* [Optimization of treatment of mandibular fractures in patients with chronic alcoholism] Abstract of a candidate's thesis of medical sciences. *Saratov*; 1997:16.

11. **Escotta E.J., Branstetter B.F.** Incidence and Characterization of Unifocal Mandible Fractures on CT. Copyright©American Society of Neuroradiology. December 2007. [Electronic resource] access mode - <http://www.ajnr.org/content/29/5/890.full> 2007.

12. **Jiewen Dai, Guofang Shen, Hao Yuan, Wenbin Zhang, Shun Yao Shen, Jun Shi.** Titanium Mesh Shaping and Fixation for the Treatment of Comminuted Mandibular Fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016 Feb;74(2):337.e1-337.e11. doi: 10.1016/j.joms.2015.10.003. Epub 2015 Oct 22. doi: 10.1016/j.joms.2015.10.003.

13. **Malanchuk V.A., Kopchak A.V.** Risk factors for development of infection in patients with mandibular fractures located in the tooth-bearing area. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2007;35:57-62.

14. **Oikarinen K, Thalib L, Sándor GK, Schutz P, Clokie CM, Safar S, Meisami T, Perheentupa U.** Differences in the location and multiplicity of mandibular fractures in Kuwait, Canada and Finland during the 1990s. *Med Princ Pract*. 2005 Jan-Feb;14(1):10-5.

15. **Saad-Ud-Din Siddiqui, Naveed Iqbal, Mirza Hamid Baig, Hassan Mehdi, Syed Mahmood Haide.** Efficacy of open reduction and internal fixation in achieving bony union of comminuted mandibular fractures caused by civilian gunshot injuries. 2020 Aug;18(4):214-218. doi: 10.1016/j.surge.2019.10.004. Epub 2019 Dec 3.

16. **Shetty Vivek, Kathryn Atchison, Claudia Der-Matrosian, Jianming Wang, Thomas R Belin.** The mandible injury severity score: development and validity. 2007 *J Oral Maxillofacial Surgery* Apr;65(4):663-70. doi: 10.1016/j.joms.2006.03.051.

17. **Tae Joon Choi, Young Hun Chung, Jae Young Cho, Jin Sik Burm.** The Use of Microplates for Internal Fixation of Comminuted Mandibular Fractures. *Ann Plast Surg*. 2019 Jan;82(1):55-61. doi: 10.1097/SAP.0000000000001623.

18. **Hu W., Agrawal M., Thadani S., Mukul S. K., Sood R., Patel A., Dhanak R., Tailor S.** Comparative evaluation of a single 2.0-mm AO locking reconstruction plate with conventional miniplate osteosynthesis for treatment of linear non-comminuted fractures of symphysis and parasymphysis region of the mandible. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg* 2019 Feb;120(1):11-15. doi: 10.1016/j.jormas.2018.10.002. Epub 2018 Oct 26.

19. **Zhi Li, Zu-Bing Li.** Clinical characteristics and treatment of multiple site comminuted mandible fractures. *J Craniomaxillofac Surg*. 2011 Jun;39(4):296-9. doi: 10.1016/j.jcms.2010.04.009. Epub 2010 Jun 1.

Поступила 19.10.2020



DOI 10.35220/2078-8916-2020-38-4-72-77

УДК 616.716.1-001.5

**Є. В. Шуминський, \*М. Г. Кришук, д. тех. н.,  
А. В. Копчак, д. мед. н.**

Національний Медичний Університет  
імені О. О. Богомольця  
\*Київський політехнічний інститут  
імені Ігоря Сікорського

## БІОМЕХАНІЧНИЙ АНАЛІЗ МЕТОДІВ ВІДНОВЛЕННЯ ЦІЛІСНОСТІ ВЕРТИКАЛЬНИХ КОНТРФОРСІВ ВЕРХНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ПРИ ТРАВМАТИЧНИХ ПЕРЕЛОМАХ КІСТОК СЕРЕДНЬОЇ ЗОНИ ОБЛИЧЧЯ ІЗ ВИКОРИСТАННЯМ ІНДИВІДУАЛІЗОВАНИХ СКІНЧЕННО-ЕЛЕМЕНТНИХ МОДЕЛЕЙ

*Комп'ютерне моделювання методом скінчених елементів дозволяє краще зрозуміти параметри системи фіксатор – кістка, оптимізувати лікувальну тактику та прогнозування результатів при відновленні вертикальних контрфорсів кісток середньої зони обличчя (КСЗО) після їх травматичних пошкоджень.*

*Мета.* Порівняти напружено-деформований стан систем фіксатор-кістка на індивідуальних скінченно-елементних моделях при застосуванні різних способів відновлення контрфорсів КСЗО в умовах жувального навантаження.

*Матеріали і методи.* Визначити показники деформації та напруження у 9 моделях КСЗО з відновленими контрфорсами у випадку анатомічно точного співставлення уламків (I гр.), відновлення за допомогою лише пластини (II гр.) та із застосуванням кістково-го ауто трансплантату у поєднанні з пластиною (III гр.).

*Результати.* Середнє значення зміщення та напруження : I гр. – 0,15±0,03 мм та 27,3±13,1 МПа; II гр. – 0,48±0,2 мм та 59,8±34,7 МПа; III гр. – 0,23 ± 0,09 мм та 41,6± 17МПа.

© Шуминський Є. В., Кришук М. Г., Копчак А. В., 2020.

**Висновки.** Точна репозиція кісткових фрагментів на ділянці контрфорсів забезпечує жорсткість фіксації на рівні інтактної кістки. Заміщення дефектів кістковими аутотрансплантатами дозволяє збільшити жорсткість фіксації в середньому в 2 рази та зменшити напруження в елементах фіксації в середньому на 30 %.

**Ключові слова:** скінченний елементний аналіз, середня зона обличчя, Ле Фор, остеосинтез.

**Е. В. Шуминский, \*М. Г. Кришук, А. В. Копчак**

Национальный Медицинский Университет  
имени А. А. Богомольца

\*Киевский политехнический институт  
имени Игоря Сикорского

## БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ЦЕЛОСТНОСТИ ВЕРТИКАЛЬНЫХ КОНТРФОРСОВ ВЕРХНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ПРИ ТРАВМАТИЧЕСКИХ ПЕРЕЛОМАХ КОСТЕЙ СРЕДНЕЙ ЗОНЫ ЛИЦА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИНДИВИДУАЛИЗИРОВАННЫХ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫХ МОДЕЛЕЙ

Компьютерное моделирование методом конечных элементов позволяет лучше понять параметры системы фиксатор – кость, оптимизировать лечебную тактику и прогнозирования результатов при восстановлении вертикальных контрфорсов костей средней зоны лица (КСЗЛ) после их травматических повреждений.

**Цель.** Сравнить напряженно-деформированное состояние систем фиксатор-кость на индивидуальных конечно-элементных моделях при применении различных способов восстановления контрфорсов КСЗЛ в условиях жевательной нагрузки.

**Материалы и методы.** Определить показатели деформации и напряжения в 9 моделях КСЗЛ с восстановленными контрфорсами в случае анатомически точного сопоставления отломков (I гр.), восстановление с помощью только пластины (II гр.) и с применением костного аутотрансплантата в сочетании с пластиной (III гр.).

**Результаты.** Среднее значение смещения и напряжения: I гр. –  $0,15 \pm 0,03$  мм и  $27,3 \pm 13,1$  МПа; II гр. –  $0,48 \pm 0,2$  мм и  $59,8 \pm 34,7$  МПа; III гр. –  $0,23 \pm 0,09$  мм и  $41,6 \pm 1,7$  МПа.

**Выводы.** Точная репозиция костных фрагментов на участке контрфорсов обеспечивает жесткость фиксации на уровне интактной кости. Замещение дефектов костными аутотрансплантатами позволяет увеличить жесткость фиксации в среднем в 2 раза и уменьшить напряжение в элементах фиксации в среднем на 30 %.

**Ключевые слова:** конечный элементный анализ, средняя зона лица, Ле Фор, остеосинтез.

**Ie. V. Shumynskyi, M. G. Krishchuk,  
A. V. Kopchak**

O. Bogomolets National Medical University  
Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute

## BIOMECHANICAL ANALYSIS OF METHODS FOR RESTORING THE INTEGRITY OF THE MAXILLA VERTICAL BUTTRESSES IN MIDFACIAL BONES FRACTURES USING INDIVIDUALISED FINITE ELEMENT MODELS

### ABSTRACT

Modeling using finite element method allows to better understand the parameters of the fixator - bone system, to optimize treatment tactics and predict the results in the restoration of the midfacial vertical buttresses after their traumatic injuries.

**Purpose.** To compare the stress-strain state of the fixator-bone systems in individual finite element models after using different methods for restoring the buttresses under masticatory loading.

**Materials and methods.** To determine the indicators of deformation and stress in 9 finite element models of midfacial bones with restored buttresses in 3 different ways. Gr I – linear fractured buttresses with anatomically accurate fixated fragments. Gr 2 – restoring bone defect of the buttress only with the miniplate. Gr 3 - using a bone graft in combination with the miniplate for buttress restoring.

**Results.** The average value of displacement and stress: Gr I –  $0.15 \pm 0.03$  mm and  $27.3 \pm 13.1$  MPa; Gr II –  $0.48 \pm 0.2$  mm and  $59.8 \pm 34.7$  MPa; Gr III –  $0.23 \pm 0.09$  mm and  $41.6 \pm 1.7$  MPa.

**Conclusions.** Precise repositioning of bone fragments in the area of abutments provides rigidity of fixation at the level of intact bone. Restoring of defects with bone autografts allows to increase the rigidity of fixation on average by 2 times and to reduce the stress in the fixation elements by an average of 30 %.

**Key words:** finite element analysis, midfacial zone, Le Fort, osteosynthesis.

Травматичні пошкодження кісток середньої зони обличчя (КСЗО) становлять 70 % від всіх переломів лицевого черепа [1].

Анатомічна будова КСЗО забезпечує сприйняття та перерозподіл жуваального навантаження, підтримку і фіксацію верхнього зубного ряду, є опорою для м'язів, створюючи умови для жування, ковтання та мови, бере участь в утворенні орбіт, фіксує відстань між очними яблуками для забезпечення стереоскопічного зору, порожнини носа та біляносових пазух для забезпечення функції дихання і мови.

Під час травматичних пошкоджень структури середньої зони обличчя (СЗО) та контрфорси втрачають свою функціональну здатність та нормальну анатомічну форму, наслідком чого є

спотворення зовнішності, порушення прикусу, ускладнення або неможливість жування, ковтання, вимови, носового дихання, зору, тощо.

Метою лікування постраждалих із переломами КСЗО є відновлення неперервності та тривимірної геометрії ушкоджених кісткових структур, нормальної оклюзії, функціональної здатності повітроностних шляхів та органу зору, відновлення контрфорсів. Це забезпечується відкритою репозицією та фіксацією переломів накісними міні пластинами, що є «золотим стандартом» лікування [11].

При уламкових переломах та переломах із дефектом фіксація переломів верхньої щелепи (ВЩ) на рівні Ле Фор I із використанням 4 пластин, відновлення контрфорсів аутологічними кістковими трансплантатами, розглядається як основний метод лікування даного виду травми, що профілактично запобігає ускладненням, вторинним деформаціям та зміщенням.

Визначення оптимальних лікувальних підходів, що поєднували би високу функціональну ефективність із мінімальною інвазивністю передбачає проведення фундаментальних біомеханічних досліджень із використанням методів імітаційного комп'ютерного моделювання та механіко-математичного моделювання методом скінченних елементів (МСЕ). Це дозволяє значно покращити результати операцій, збільшити їх ефективність і прогнозованість. Дослідження КСЗО, зокрема при їх переломах, є вкрай нечисленними, що пов'язано із важкістю відтворення геометрії цих складних анатомічних структур і їх неоднорідних механічних властивостей. За останні роки розроблені алгоритми створення високоточних індивідуалізованих скінченно-елементних моделей кісток лицевого черепа, що лягли в основу даної роботи.

**Мета даного дослідження.** Вивчити напружено-деформований стан систем фіксатор-кістка при застосуванні різних способів відновлення цілісності ушкоджених вертикальних контрфорсів верхньої щелепи на індивідуальних скінченно-елементних моделях, та провести порівняльну оцінку їх жорсткості та міцності після проведення остеосинтезу в умовах жувального навантаження.

**Матеріали і методи.** Матеріалом дослідження були 9 комп'ютерних імітаційних моделей КСЗО пацієнтів із травматичними множинними переломами лицевого черепа. Критерієм включення були переломи що супроводжувались руйнуванням вертикальних контрфорсів (щонайменше вилицево-верхньощелепних та носолобових) для відновлення яких застосовували відкрити репозицію та внутрішню фіксацію накісними мініпластинами. Пацієнтів було розділено

на 3 групи в залежності від застосованого способу хірургічного лікування: 3 випадки, де на ділянці всіх ушкоджених контрфорсів було проведено анатомічно точне співставлення кісткових фрагментів та їх фіксацію мініпластинами відповідно до протоколів АО SMFS (I група); 3 випадки, де кісткові фрагменти на ділянці контрфорсів були втрачені/видалені, а відновлення контрфорсу проводилось лише титановими мініпластинами, які безпосередньо сприймали і перерозподіляли жувальне навантаження (II група); 3 випадки, де для заміщення дефектів на ділянці ушкоджених контрфорсів ВЩ застосовували кісткові ауто трансплантати (кортикальні та кортикально-губчасті блоки) зі склепіння черепа, верхньої чи нижньої щелепи (III група).

Імітаційні комп'ютерні моделі були створені на основі даних післяопераційної мультиспіральної комп'ютерної томографії (КТ) пацієнтів, включених в дослідження. Для побудови моделей використовували програмне середовище Mimics 12.1 (Materialise, Belgium), для відтворення жувального навантаження, визначення величини деформації та напруження, що виникає в КСЗО використовували програмне середовище ANSYS 5.6.

**Побудова 3D-моделей КСЗО.** Проводили створення «маски» в діапазоні рентгенологічної щільності кісткової тканини (від 250 до 3071 одиниць Хаунсфілда, HU). Межі «маски» були наступні: від рівня лобової кістки до вершини ріжучих країв зубів у фронтальній площині, та від найбільш виступаючої точки альвеолярного відростку верхньої щелепи до Processus zygomaticus ossis temporalis у сагітальній площині.



Рис 1. Загальний вигляд сітки скінченно-елементної моделі кісток середньої зони обличчя.

**Розбиття скінченно-елементної сітки та завдання властивостей матеріалів.** Після редагування «маски» створювали та оптимізували об'ємну скінченно-елементну сітку. Сітка складалася з 333 – 728 тисяч тетраедричних скінчен-

них елементів та 100 – 214 тисяч вузлів. Така кількість скінченних елементів є достатньою для відтворення індивідуальної геометрії КСЗО [2]. (рис. 1).

Відповідно до рентгенологічної щільності всі елементи скінченно-елементної сітки було поділено на 7 типів, що відповідали типам кістки за класифікацією Маланчука В.А., Копчака А.В. (2013) з подальшим присвоєнням відповідних властивостей матеріалу на основі експериментальних даних [3]. Елементам титанових конструкцій надавали властивостей титанового сплаву Ti-6Al-4V, Grade 5 ( $E = 114\text{GPa}$ ,  $\nu = 0,34$ ).

**Навантаження та граничні умови імітаційних моделей.** Силу змикання зубів завдавали рівною 800 Н в умовах центральної оклюзії, що за даними літератури відповідає верхній межі фізіологічного діапазону [4]. Використовували жувальні коефіцієнти за Агаповим та Оксманом, щоб визначити силу, яку необхідно прикласти до вузлів скінченно-елементної моделі (СЕМ), що прикладалася до точок на основі схеми оклюзійних контактів запропонованою Хватовою [5,6]. Напрямок сили завдавали перпендикулярно до оклюзійної площини.

Для відтворення роботи жувальних м'язів, зокрема підіймачів нижньої щелепи, використовували дані робіт Kogiuth та Koolstra [7] (рис. 2).

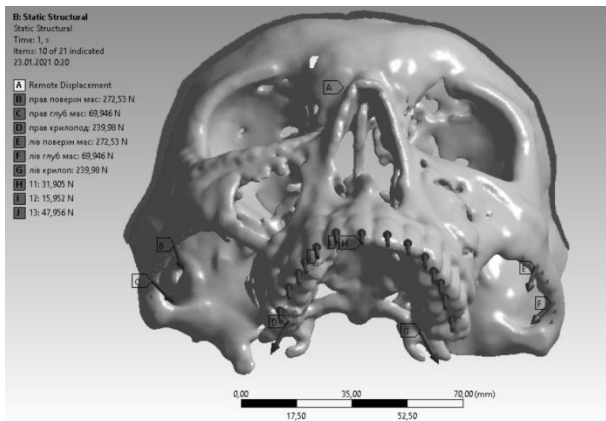


Рис. 2 Імітаційна комп'ютерна модель кісток середньої зони обличчя. Літерами В, С, Е, F - позначені напрямки сили тяги поверхневої та глибокої порції жувального м'язу, що прикладені до точок скінченно-елементної моделі. Літерами D, G – позначені напрямки сили тяги медіального крилоподібного м'язу, що прикладені до точок скінченно-елементної моделі. Літерами J, H – позначені напрямки сили жувального навантаження, що прикладені до точок скінченно-елементної моделі.

Після прикладання сил проводили обчислення максимальної величини переміщення вузлів моделі (total deformation) та значення еквівалентних напружень за Мізесом. Отримані результати представляли у вигляді кольорових градієнтів або векторної графіки. Визначали ма-

ксимальну величину досліджуваного параметру у ділянках носо-лобових, крило-верхньощелепних, вилицево-верхньощелепних контрфорсів, ділянці лобно-вилицевого з'єднання, нижнього краю орбіти, ділянки вилицевої дуги та Glabella.

Статистичні розрахунки проводили в програмному середовищі R-software 1.50 (R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria) [8].

**Результати.** Розподіл напружень і деформацій у моделях був нерівномірний і залежав від індивідуальних особливостей морфології (геометрії), архітекtonіки, неоднорідної внутрішньої структури та характеру травми та способу фіксації. До основних причин травм можна віднести дорожньо-транспортні пригоди (ДТП) 45 %, побиття 22 %, виробничої травми (стиснення кабіною вантажного автомобіля) 11 %, авіакатастрофа (пілот гелікоптера) 11 %, травма з невідомих причин 11 %.

**Жорсткість фіксації.** Обчислення деформацій подібних моделей за умов інтактних КСЗО не перевищує 0,32 мм [9]. Проведені нами розрахунки підтвердили, що системи фіксації в I групі (анатомічно точне співставлення уламків) та III групі (заміщення дефектів кістковими аутоотрансплантатами) забезпечували адекватну жорсткість і стабільність на рівні інтактної верхньої щелепи. Натомість в II групі (заміщення дефекту титановою пластиною) цей показник виявлявся в середньому у 2,6 разів більшим, що свідчило про неможливість повноцінного відкушування і пережовування їжі у цих пацієнтів та потребу в певних функціональних обмеженнях.

Середня величина максимальної загальної деформації в групах порівняння представлена на рис. 3.

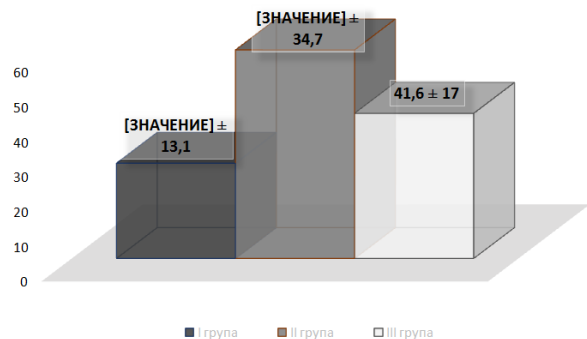


Рис. 3. Середні значення зміщення (мм) у групах I, II, III у ділянках молярів верхньої щелепи за умови максимального жувального навантаження.

Найбільші деформації були відзначені в групі II де дефекти заміщували титановими міні пластинами. При заміщенні дефектів кістковими аутоотрансплантатами стабільність/жорсткість системи зростала в 2 рази, але залишалась на 54

% нижчою ніж при анатомічно точному співставленні кісткових уламків при переломах без дефектів контрфорсів. В усіх групах була наявна індивідуальна варіативність за дослідженим параметром, зумовлена різними характеристиками переломів у ділянках дослідження. Розбіжності між максимальним і мінімальним значенням параметра в групах порівняння становила від 1,6 до 2,5 рази і були найбільшими в групі II із незаміщеними дефектами.

**Напруження і деформації в системі фіксатор-кістка.** Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом в усіх моделях був нерівномірним і в загальних рисах відповідав природному розподілу, притаманному інтактній верхній щелепі. Ділянки максимальної концентрації напружень частіше виникали на поверхні елементів фіксації (титанових пластинах), але в жодному випадку

не перевищували межі текучості сплаву титану Ti-6Al-4V (830 МПа).

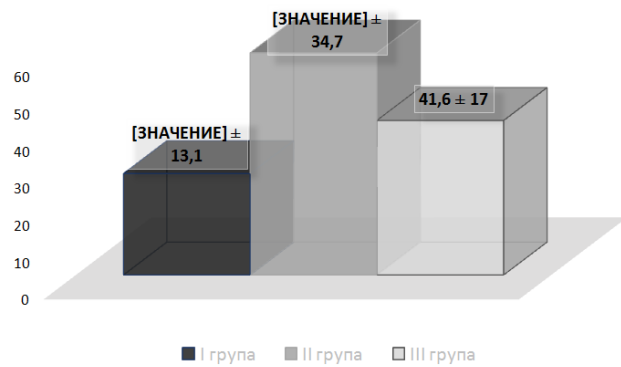


Рис. 4. Середні значення напруження (МПа) у групах I, II, III на поверхнях титанових пластин за умов максимального жувального навантаження.

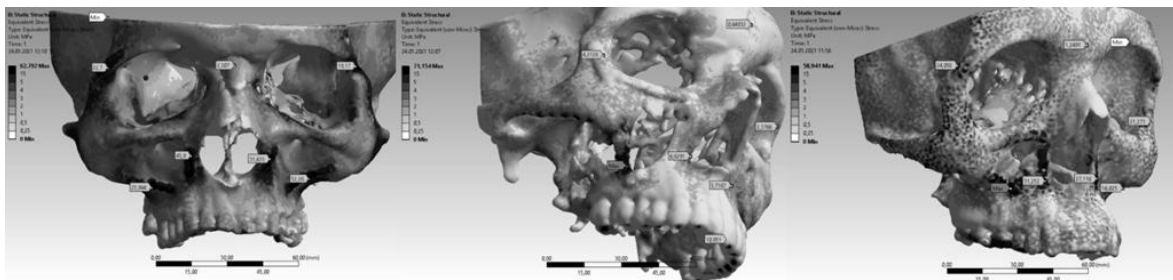


Рис. 5. Зліва направо представлені імітаційні комп'ютерні моделі з розподілом напружень у групах I, II, III за умов максимального навантаження. Шкалою сірого кольору позначені зони з різним ступенем напруження.

Найбільші напруження виникали в моделях II групи (дефекти заміщені лишень пластиною). В середньому їх величина становила  $59,8 \pm 34,7$  МПа, а в окремих спостереженнях вони перевищували 100 МПа, що створювало ризик пластичної деформації та руйнування фіксаторів від втоми. При цьому середні значення напруження у фіксаторах на ділянці носо-лобного контрфорсу (латеральна стінка грушевидного отвору) були вірогідно нижче ніж на ділянці вилицево-альвеолярного гребеня ( $34 \pm 17$  МПа проти  $75 \pm 34,2$  МПа). В III групі, де дефекти заміщували кістковими трансплантатами напруження в елементах фіксації знижувались в середньому на 30 % за рахунок перерозподілу навантаження між пластиною і кісткою. В жодному спостереженні вони не перевищували 60 МПа, що суттєво збільшувало інтегральну міцність і надійність системи. Водночас їх величина була значно більшою ніж у пацієнтів I групи, які не мали дефектів кістки в зонах контрфорсів ( $41,6 \pm 17$  МПа проти  $27,3 \pm 13,1$  МПа). В I групі величина еквівалентних напружень виявлялась найбільш близькою до параметрів інтактних КСЗО при навантаженні і не перевищували 50 МПа (рис. 4-5). Запас міцності системи при цьому становив від 83,7 до 93,7 %.

**Дискусія.** Імітаційне комп'ютерне моделювання із визначенням розподілу напружень і деформацій в системі фіксатор-кістка є надійним методом оптимізації клінічних рішень при проведенні остеосинтезу ушкоджених кісткових структур. Останні досягнення в галузі біомеханіки, зокрема імітаційного комп'ютерного моделювання поглибили уявлення про механічну роль окремих структур СЗО, що впливають на застосовані підходи до фіксації кісткових фрагментів.

Загальний характер деформування в моделях був подібним і характеризувався поступовим зниженням величини переміщення вузлів від альвеолярного відростку верхньої щелепі до кісток основи черепа. На відміну від моделей інтактних КСЗО, в досліджених нами моделях зміщення вузлів відбувалось асиметрично і залежало від характеру травми та особливостей фіксації переломів на ділянках контрфорсів.

Встановлені нами біомеханічні переваги додаткового застосування кісткових ауто трансплантатів при переломах КСЗО потребують підтвердження в клінічних дослідженнях. Це пов'язано із низкою обмежень даного дослідження, пов'язаних із спрощеннями і припущен-

нями, які були застосовані в ході препроцесінгу. Всі елементи скінченно-елементних моделей розглядалися нами як ізотропні, гомогенні (в межах одного типу елементів) та лінійно-еластичні. Зважаючи на відмінності змодельованих і реальних властивостей кісткової тканини та умов навантаження, пряма екстраполяція отриманих результатів на клінічну практику має проводитися зі значною обережністю Çağrı Ulusoy and Merve Dogan [10]. Крім того, дане дослідження не враховує біологічних аспектів репаративної регенерації та перебудови кісткового трансплантату в умовах його контакту із інфікованими порожнинами і можливого дефіциту м'якотканинного перекриття.

**Висновки.** 1. Анатомічна точна репозиція кісткових фрагментів на ділянці ушкоджених вертикальних контрфорсів (вилецево-альвеолярний гребінь та латеральний край грушовидного отвору) забезпечує жорсткість фіксації на рівні інтактної кістки, а напруження в елементах фіксації є значно меншими за гранично-допустимі навіть при максимальному вольовому стисканні зубів.

2. За наявності дефектів на ділянці вертикальних контрфорсів верхньої щелепи, інтегральна жорсткість фіксації накісними пластинами зменшується в 2,6 разів, а напруження в елементах фіксації над ділянкою дефекту зростають в середньому на 46 %.

3. Заміщення дефектів вертикальних контрфорсів верхньої щелепи кістковими ауто трансплантатами при проведенні остеосинтезу, дозволяє збільшити інтегральну жорсткість фіксації в середньому в 2 рази та зменшити еквівалентні напруження за Мізесом в елементах фіксації в середньому на 30 %. Позитивні біомеханічні ефекти більш виразні при встановленні кісткових трансплантатів на ділянці вилецево-альвеолярного гребеня, що сприймає переважно стискаючі напруження, а ніж в ділянці носолобного контрфорсу, що зазнає не лише деформацій стиску але й згину.

### Список літератури

1. Retrospective Clinical Study of Maxillary Sagittal Fractures: Predictors of Postoperative outcome / Regmi K.P., Tu J., Ge S.[et al] // Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. – 2017. – Mar;75(3). – P. 576-583 – doi: 10.1016/j.joms.2016.11.012.
2. Басов К. А. ANSYS: Справочник для пользователя / Басов К. А. – М.: ДМК Пресс, 2005. – 640 с.
3. Маланчук В. О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії / Маланчук В. О., Кришук М. Г., Копчак А. В. – К.: Видавничий дім «Асканія», 2013. – 231 с.
4. Worthington P. Advanced osseointegration surgery: applications in maxillofacial region / P. Worthington, P-I. Branemark // Quintessence Publishing Co, Inc, Carol Stream, Illinois. – 1992. – P.18 – 20.
5. Хватова В.А. Клиническая гнатология / Хватова В.А. – М.: Медицина, 2005. – 296 с.

6. Гаврилов Е. И. Ортопедическая стоматология / Гаврилов Е. И., Оксман М. И. – М.: Медицина, 1978. – 464 с.
7. Pavlychuk T. Biomechanical evaluation of type p condylar head osteosynthesis using conventional small-fragment screws reinforced by a patient specific two-component plate / T. Pavlychuk, D. Chernogorskyi, Y. Chepurnyi [et al] // Head Face Med. 2020 Oct 19;16(1):25. doi: 10.1186/s13005-020-00236-0. PMID: 33076933; PMCID: PMC7574441.
8. Kanda Y. Investigation of the freely available easy-to-use software 'EZR' for medical statistics / Y. Kanda // Bone Marrow Transplant. – 2013. – №48. – P. 452 – 458.
9. Маланчук В. О. Особливості відтворення функціональних навантажень в імітаційних моделях кісток середньої зони обличчя / В. О. Маланчук, Н. Г. Кришук, А.А. Короткоручко // Український медичний часопис. – 2011. – №2 (82). – С. 102-105.
10. Ulusoy Ç, Dogan M. A new method for the treatment of unilateral posterior cross-bite: a three-dimensional finite element stress analysis study. Prog Orthod. 2018 Aug 27;19(1):31. doi: 10.1186/s40510-018-0227-z. PMID: 30146655; PMCID: PMC6110308.
11. McRae M. Midface fractures. / M. McRae, J. Frodel. // Facial Plast Surg. 2000;16(2):107-13. doi: 10.1055/s-2000-12572. PMID: 11802361.

### REFERENCES

1. Regmi KP, Tu J, Ge S, Hou C, Hu X, Li S, Du J. Retrospective Clinical Study of Maxillary Sagittal Fractures: Predictors of Postoperative outcome, Journal of Oral and Maxillofacial Surgery (2016), doi: 10.1016/j.joms.2016.11.012.
2. Basov KA. ANSYS: Spravochnik dlia polzovatelja [ANSYS: User manual]. DMK Press;2005:640.
3. Malanchuk VO, Kryschuk NG, Kopchak AV. Imitatsiynne komp'yuterne modelyuvannya v shchelepno-lytseviy khirurgiyi [Simulation computer modeling in maxillofacial surgery]. Kyiv: Vydavnychyy dim «Askaniya»; 2013:231.
4. Worthington P., Branemark P. Advanced osseointegration surgery: applications in maxillofacial region. Quintessence Publishing Co, Inc, Carol Stream, Illinois. – 1992. – P.18 – 20.
5. Khvatova VA. Klinicheskaia gnatologiya [Clinical gnathology]. Medycyna; 2005:296.
6. Gavrilov EI, Oksman MI. Ortopedicheskaia stomatologiya [Ortopedic dentistry] Medycyna;1978:464 .
7. Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A, Kopchak A. Biomechanical evaluation of type p condylar head osteosynthesis using conventional small-fragment screws reinforced by a patient specific two-component plate. Head Face Med. 2020 Oct 19;16(1):25. doi: 10.1186/s13005-020-00236-0. PMID: 33076933; PMCID: PMC7574441.
8. Kanda Y. Investigation of the freely available easy-to-use software 'EZR' for medical statistics. Bone Marrow Transplant. 2013;48:452 – 458.
9. Malanchuk V. O., Kryshchuk N. H., Korotkoruchko A.A. Features of reproduction of functional loads in simulation models of bones of the middle zone of the face. Ukrainskyi medychnyi chasopys. 2011;2(82):102-105.
10. Ulusoy Ç, Dogan M. A. new method for the treatment of unilateral posterior cross-bite: a three-dimensional finite element stress analysis study. Prog Orthod. 2018 Aug 27;19(1):31. doi: 10.1186/s40510-018-0227-z. PMID: 30146655; PMCID: PMC6110308.
11. McRae M, Frodel J. Midface fractures. Facial Plast Surg. 2000;16(2):107-13. doi: 10.1055/s-2000-12572. PMID: 11802361.

Надійшла 13.10.2020

