

УДК 616.727.1:616.717.2]-001.6]-089.881](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872024233-41>

## Напружено-деформований стан ключично-акроміального суглоба за умов ушкодження *lig. acromioclavicular superior* і різних способів фіксації

О. А. Бур'янов<sup>1</sup>, В. П. Кваша<sup>1</sup>, Д. А. Чекушин<sup>1</sup>,  
М. О. Задніченко<sup>1</sup>, М. Ю. Карпінський<sup>2</sup>, О. В. Ярьсько<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Національний медичний університет імені О. О. Богомольця, Київ, Україна

<sup>2</sup> ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

*During the operative stabilization of the acromial end of the clavicle (AEC) for its dislocation, there are two ways: clavicle – beak-like process, clavicle – acromial process. Fixation of the AEC to the acromial process of the scapula is a priority. Competing metal structures are the hook plate and the Weber method. The significant disadvantages of using the Weber method of fixation are the migration of the tips and the violation of their integrity and the wire. Objective. To conduct a comparative analysis of the fixation of the acromial end of the clavicle according to Weber, hook plate and the proposed construction, by studying the stressed-deformed state of the clavicular-acromial joint in case of damage to the lig. acromioclavicular superior and various methods of fixation. Methods. A finite-element model of the clavicular-acromial joint was constructed. Damage to the ligaments was modeled. claviculo-acromiale superior, as well as fixation of AEC in three ways: according to Weber, hook plate and the proposed construction. Results. The best results, from the point of view of reducing the level of stresses in intact ligaments, are provided by fixation of the AEC according to Weber, but its use leads to an increase in the level of stresses on the AEC and the acromial process of the scapula, which can cause destruction of the latter. The hinge-type fixator provides the best stress distribution, both in the bony elements of the model and in intact ligaments. The hook plate holder occupies an average position, both in terms of the level of stress and the magnitude of the relative deformations in the ligaments. Conclusions. Weber fixation provides the best results for reducing the level of stresses and relative strains in the intact ligaments, but leads to a several-fold increase in the level of stresses on the AEC and acromial process of the scapula. The hook plate holder occupies an average position, both in terms of the stress level and the magnitude of the relative deformations in the ligaments. The proposed design provides the best stress distribution, both in the bony elements of the model and in the intact ligaments. Keywords. Acromioclavicular joint, ligaments, fixation/*

*За оперативної стабілізації акроміального кінця ключиці (АКК) у разі його вивиху діють двома шляхами: ключиця – дзьобоподібний відросток, ключиця – акроміальний відросток. Фіксація АКК до акроміального відростка лопатки є пріоритетною. Конкуруючими металевими конструкціями є гачкоподібна пластина — hook plate та спосіб Вебера. Суттєвими недоліками застосування способу фіксації за Вебером є міграція шпиль і порушення їхньої цілісності й дроту. Мета. Провести порівняльний аналіз фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією шляхом вивчення напружено-деформованого стану ключично-акроміального суглоба в разі ушкодження lig. acromioclavicular superior і різних способів фіксації. Методи. Побудовано скінчено-елементну модель ключично-акроміального суглоба. Моделювали ушкодження lig. claviculo-acromiale superior, а також фіксацію АКК трьома способами: за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією. Результати. Найкращі результати, із точки зору зниження рівня напружень у неушкоджених зв'язках, забезпечує фіксація АКК за Вебером, але його використання призводить до підвищення рівня напружень на АКК й акроміальному відростку лопатки, що може спричинити руйнування останньої. Фіксатор шарнірного типу забезпечує найкращий розподіл напружень як у кісткових елементах моделі, так і в неушкоджених зв'язках. Тримач hook plate посідає середню позицію як за рівнем напружень, так і за величиною відносних деформацій у зв'язках. Висновки. Фіксація за Вебером забезпечує найкращі результати для зниження рівня напружень і відносних деформацій в неушкоджених зв'язках, але призводить до підвищення в кілька разів рівня напружень на АКК й акроміальному відростку лопатки. Тримач hook plate займає середню позицію, як за рівнем напружень, так і за величиною відносних деформацій у зв'язках. Запропонована конструкція забезпечує найкращий розподіл напружень як у кісткових елементах моделі, так і в неушкоджених зв'язках.*

**Ключові слова.** Ключично-акроміальний суглоб, зв'язки, фіксація

## Вступ

Вивихи акроміального кінця ключиці (АКК) є доволі поширеним травматичним ушкодженням апарата руху й опори і за даними різних авторів складають від 3 до 26,1 % від вивихів інших локалізацій, і майже 10 % в структурі гострих ушкоджень плечового пояса, займаючи третє місце після вивихів плеча та передпліччя [1].

За умов оперативного втручання зі стабілізації ключиці під час вивихів АКК реалізується двома шляхами: ключиця – дзьобоподібний відросток, ключиця – акроміальний відросток. Фіксація акроміального кінця ключиці до акроміального відростка лопатки є пріоритетною. Конкуруючими металевими конструкціями для забезпечення є гачкоподібна пластина — hook plate [2] та спосіб Вебера [3].

Серед недоліків використання hook plate названо такі: біль у плечі; посттравматичний артрит, спричинений фрагментованими тканинами (фрагментовані кістки, суглобові диски, хрящі та зв'язки); руйнація тканин, яка продовжується на період наявності конструкції та подразнення периферичних нервів у м'яких тканинах між гачком пластини й акроміоном; «синдром субакроміального удару», який призводить до травми обертальної манжети; руйнації кісткової тканини, особливо в ділянці акроміального відростка лопатки з утворенням субакроміальних ерозій

[4]. Суттєвими недоліками застосування способу фіксації за Вебером є міграція шпиль і порушення їхньої цілісності та дроту [5].

Усе це зумовлює подальше вивчення конструктивних особливостей найвживаніших фіксаторів і розробку новітніх засобів.

*Мета:* провести порівняльний аналіз фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією, шляхом вивчення напружено-деформованого стану ключично-акроміального суглоба в разі ушкодження *lig. acromioclavicular superior* і різних способів фіксації.

## Матеріал і методи

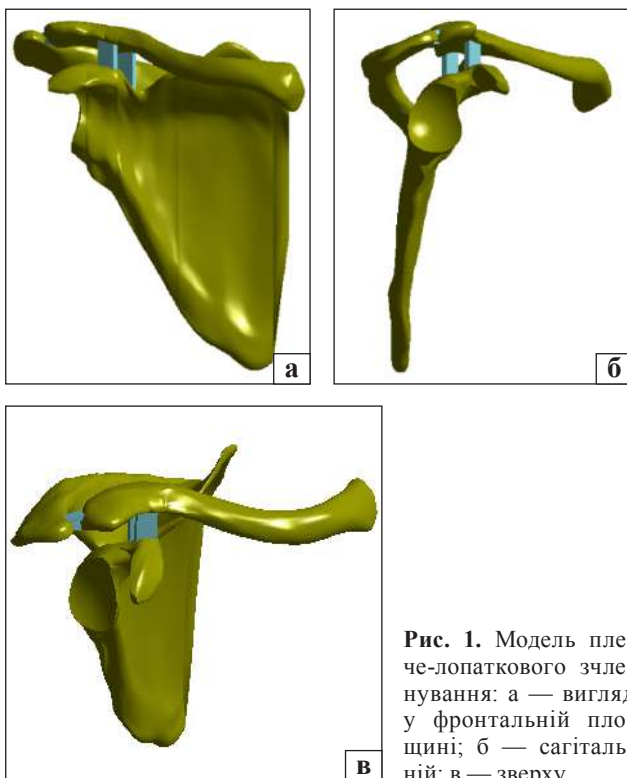
У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» побудовано скінчено-елементну модель ключично-акроміального суглоба (КАС), яка складалася з лопатки, ключиці та зв'язок ключично-акроміального та ключично-дзьобоподібного комплексів (рис. 1).

У цьому дослідженні моделювали ушкодження зв'язок ключично-акроміального комплексу, а саме *lig. acromioclavicular superior* (рис. 2).

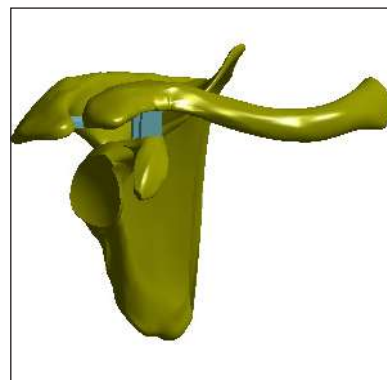
Для кожного варіанта ушкодження зв'язок ключично-акроміального комплексу побудовано модель фіксації акроміального кінця ключиці трьома способами: за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією [6] (рис. 3).

Під час моделювання матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінчений елемент обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні властивості матеріалів відібрано з джерел літератури [7–11]. Використані характеристики ( $E$  — модуль пружності Юнга,  $\nu$  — коефіцієнт Пуассона) наведено в таблиці 1.

Під час проведення дослідження моделювали навантаження, які діють на КАС за умов відведення верхньої кінцівки на кут  $90^\circ$ .



**Рис. 1.** Модель плече-лопаткового зчленування: а — вигляд у фронтальній площині; б — сагітальній; в — зверху



**Рис. 2.** Варіанти моделі з відсутньою *lig. acromioclavicular superior*

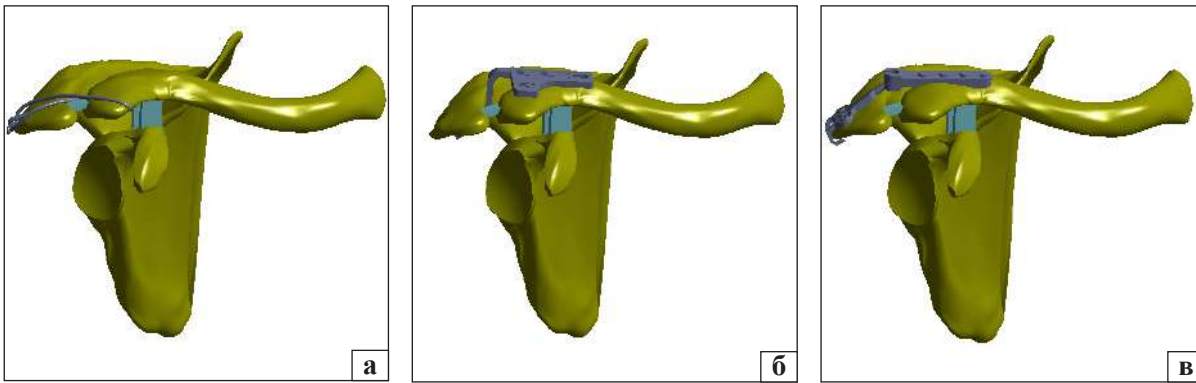


Рис. 3. Моделі з фіксацією акроміального кінця ключиці: а — за Вебером; б — фіксатором hook plate; в — запропонованою конструкцією

Таблиця 1  
Механічні характеристики використаних матеріалів

Матеріал	Модуль пружності Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, $\nu$	Межа міцності, МПа
Кіркова кістка	18350,00	0,30	170,00
Губчаста кістка	1040,00	0,30	10,00
Зв'язки	330,00	0,40	—
Хрящ	5,58	0,44	—
Хірургічна сталь AISI 316L	200000	0,30	505,00

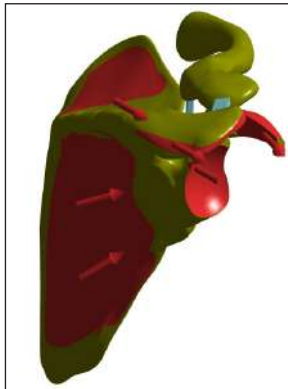


Рис. 4. Схема навантаження моделі

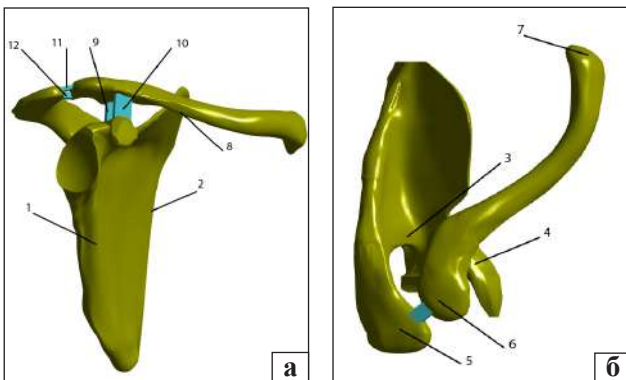


Рис. 5. Схема розташування контрольних точок: а — спереду; б — зверху

Таблиця 2  
Контрольні точки

Контрольна точка	Анатомічна ділянка	Елемент моделі
1	латеральний край	лопатка
2	медіальний край	
3	виїмка лопатки	
4	дзьобоподібний відросток	
5	акроміальний відросток	
6	акроміальний кінець	ключиця
7	грудинний кінець	
8	тіло	зв'язки
9	<i>conoideum</i>	
10	<i>trapezoideum</i>	
11	<i>acromioclavicular superior</i>	
12	<i>acromioclavicular inferior</i>	

До моделей прикладали сили, які імітували дію м'язів: *middle deltoid* — 173,4 Н; *anterior deltoid* — 121,9 Н; *posterior deltoid* — 371,3 Н; *supraspinatus* — 190,7 Н; *subscapularis* — 1029,8 Н; *infraspinatus combined* — 55,6 Н [11]. Схему навантаження моделі наведено на рисунку 4.

Для порівняння величин напружень в елементах моделей із різними ушкодженнями та варіантами фіксації обрано контрольні точки. Схему розташування контрольних точок наведено на рисунку 5 та в таблиці 2.

Реєстрували максимальний рівень напружень у зв'язках, кісткових елементах і на металевих конструкціях. Окрім того, вивчали величини відносних деформацій у зв'язках. Побудову моделей здійснювали в програмі SolidWorks [12]. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням програми ANSYS [13].

## Результати

На першому етапі роботи проведено аналіз напружено-деформованого стану моделі без ушкодження зв'язкового апарата. Розподіл напружень у кісткових елементах моделі в нормі подано на рис. 6.

Проведене дослідження дозволило визначити, що в умовах неушкоджених зв'язок КАС відведення верхньої кінцівки викликає напруження елементів моделі, які набувають максимального значення 81,8 МПа в середній частині ключиці, а мінімальний рівень напружень 3,0 МПа спостерігається на її грудинному кінці. На лопатці найбільш напруженим 32,5 МПа виявляється на краю її виїмки, мінімальні напруження 11,2 МПа виникають по її медіальному краю. Серед зв'язок найвищий рівень напружень зафіксовано на *lig. trapezoideum* — 50,6 МПа, найнижчий на *lig. acromioclavicular superior* — 39,5 МПа.

Другим етапом роботи вивчали зміни напружено-деформованого стану моделі в результаті травм зв'язок ключично-акроміального комплексу. Картину розподілу напружень у моделі з ушкодженням *lig. acromioclavicular superior* наведено на рисунку 7.

Розрив *lig. acromioclavicular superior* у разі відведення кінцівки призводить до підвищення рівня напружень на кінцях ключиці до 4,0 МПа на грудинному та до 36,5 МПа на акроміальному. У середній частині величина напружень не змінюється. На лопатці зміни напружено-деформованого стану носять різноспрямований характер. Так напруження підвищуються по латеральному краю і краю виїмки до 20,6 та 35,0 МПа відповідно, і зменшуються по медіальному її краю до 10,9 МПа та на дзьобоподібному й акроміальному відростках до 25,7 та 25,5 МПа відповідно. Водночас, напруження на всіх неушкоджених зв'язках зростають і сягають максимуму 73,0 МПа на *lig. acromioclavicular inferior*.

Розподіл напружень у кісткових елементах моделі в разі ушкодження *lig. acromioclavicular superior* з фіксацією АКК за Вебером наведено на рисунку 8.

Порівняно з моделлю без фіксації ключиці, фіксація за Вебером дротом спричинює підвищення в 5 разів рівня напружень на АКК — до 175,5 МПа та на акроміальному відростку лопатки — до 218,4 МПа. Водночас, у зв'язках напруження значно знижуються і не перевищують позначки 53,4 МПа.

Зниження величини напружень у зв'язках відбувається через розподіл навантаження на елементи металевої конструкції. На шпичах вони

визначаються на рівні 119,1 і 241,5 МПа на передній і задній відповідно. Значно гірше виглядає ситуація саме з дротом, в якому напруження сягають позначки 489,6 МПа, що критично наближається до межі міцності хірургічної сталі — 505,0 МПа. Це свідчить про те, що незначне додаткове навантаження може призвести до розриву дроту та втрати стабільності КАС.

На рис. 9 наведено розподіл напружень у кісткових елементах моделі з ушкодженням *lig. acromioclavicular superior* за фіксації АКК hook plate.

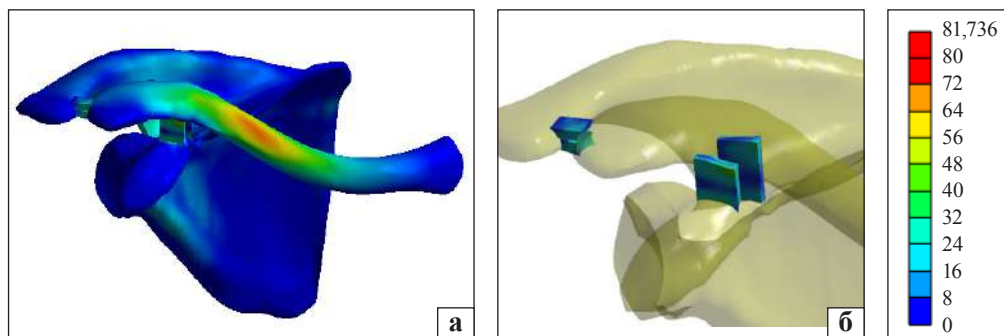
Проведені дослідження показали, використання hook plate в разі ушкодження *lig. acromioclavicular superior* дозволяє знизити рівень напружень у всіх неушкоджених зв'язках моделі, а також майже у всіх контрольних точках кісткових елементів. Виняток складають медіальний край лопатки та край її виїмки, де спостерігається незначне підвищення рівня напружень до 11,1 та 25,6 МПа відповідно, у порівнянні з моделлю без фіксації. Стосовно металевої конструкції, то напруження її ділянок не набувають критичних значень і сягають максимуму 355,5 МПа. На латеральному гвинті вони фіксуються на позначці 223,4 МПа, на медіальному — 141,9 МПа.

Напружено-деформований стан моделі з ушкодженням *lig. acromioclavicular superior* за фіксації акроміального кінця ключиці запропонованою конструкцією наведено на рисунку 10.

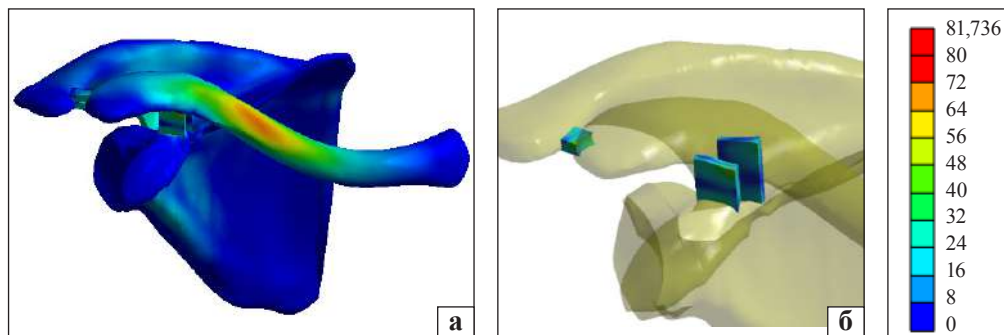
Порівняно з моделлю без фіксації, тримач шарнірного типу дозволяє знизити рівень напружень у всіх контрольних точках моделі, за винятком краю виїмки лопатки та її акроміального відростка, де вони підвищуються до 35,7 та 28,2 МПа відповідно. Серед елементів металевої конструкції найбільш напруженими є пластини — 356,6 і 277,6 МПа на лопатці та ключиці відповідно. Напруження на фіксуючих гвинтах не перевищують позначок 99,5 МПа на ключиці та 53,8 МПа на акроміальному відростку. У зв'язках вони сягають максимального значення 53,0 МПа в *lig. acromioclavicular inferior*.

Показники величин максимальних напружень у контрольних точках моделей з ушкодженням *lig. acromioclavicular superior* за різних варіантів фіксації акроміального кінця ключиці наведено в таблиці 3.

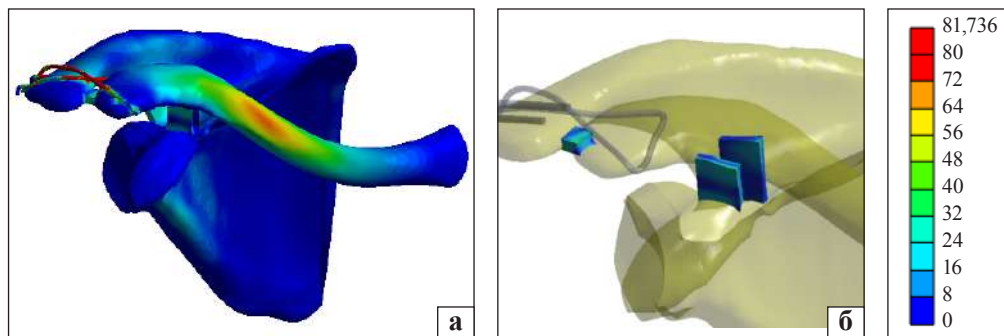
Порівняльні величини напружень у контрольних точках моделі з ушкодженням *lig. acromioclavicular superior* за різних варіантів фіксації АКК подано на рисунку 11.



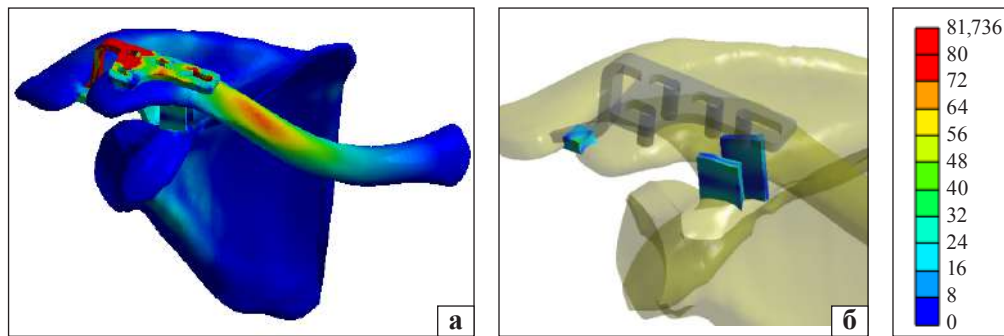
**Рис. 6.** Розподіл напружень в елементах моделі в нормі: а — кісткові елементи; б — зв'язки



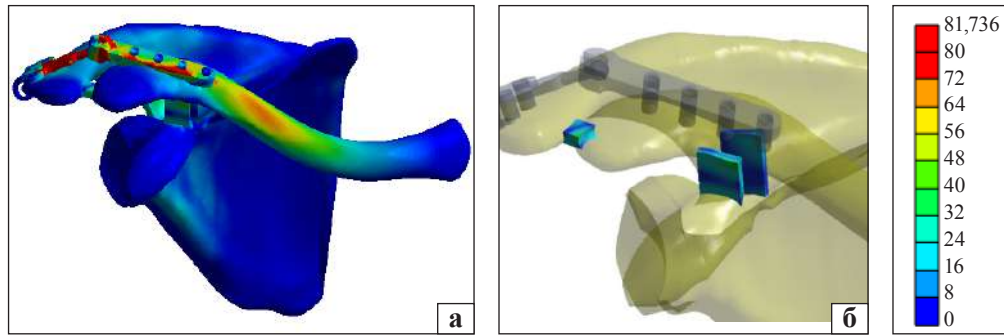
**Рис. 7.** Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням *lig. acromioclavicular superior*: а — кісткові елементи; б — зв'язки



**Рис. 8.** Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням *lig. acromioclavicular superior* за умов фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером: а — кісткові елементи; б — зв'язки



**Рис. 9.** Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням *lig. acromioclavicular superior* за фіксації акроміального кінця ключиці фіксатором *hook plate*: а — кісткові елементи; б — зв'язки



**Рис. 10.** Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням *lig. acromioclavicular superior* за фіксації акроміального кінця ключиці запропонованою конструкцією: а — кісткові елементи; б — зв'язки

Таблиця 3

**Величини напружень у контрольних точках моделі з ушкодженням *lig. acromioclavicular superior* за різних варіантів фіксації акроміального кінця ключиці**

Анатомічна ділянка	Контрольна точка	Напруження, МПа				
		норма	без фіксації	за Вебером	hook plate	шарнір
Лопатка	1	19,3	20,6	21,2	20,5	20,2
	2	11,2	10,9	9,7	11,1	9,0
	3	32,5	35,0	30,2	32,3	35,7
	4	28,2	25,7	20,9	22,3	25,8
	5	27,9	25,5	218,4	27,6	28,2
Ключиця	6	21,2	36,5	175,5	26,9	29,1
	7	3,0	4,2	3,7	3,4	3,8
	8	81,8	81,8	81,8	81,2	81,0
Зв'язки	9	44,0	46,4	28,4	40,1	37,9
	10	50,6	67,3	36,9	44,0	49,5
	11	39,5	—	—	—	—
	12	48,2	73,0	53,4	64,3	53,0

Таблиця 4

**Величини напружень в елементах металевих конструкцій моделі при пошкодженні *lig. acromioclavicular superior* за різних варіантів фіксації акроміального кінця ключиці**

Варіант фіксації	Напруження, МПа									
	дріт	шпиця передня	шпиця задня	пластина	латеральні гвинти	медіальні гвинти	пластина лопатка	пластина ключиця	гвинти на лопатці	гвинти на ключиці
за Вебером	489,6	119,1	241,5	—	—	—	—	—	—	—
hook plate	—	—	—	355,5	223,9	141,9	—	—	—	—
шарнір	—	—	—	—	—	—	356,6	277,6	53,8	99,5

Усі варіанти фіксації акроміального кінця ключиці за ушкодження *lig. acromioclavicular superior* дозволяють знизити рівень напружень як в кісткових елементах моделі, так і в неушкоджених зв'язках. Виняток складає фіксація за Вебером, яка призводить до підвищення рівня напружень на АКК та акроміальному виростку лопатки в 5 разів. Через те, що навантаження між цими відділами передається завдяки дроту, який має невеличкий діаметр і, як наслідок, малу площу контакту з кістковою тканиною.

Дані про величини напружень в елементах металевих конструкцій моделі з ушкодженням *lig. acromioclavicular superior* за різних варіантів фіксації АКК наведено в таблиці 4.

Таким чином, максимальні напруження на серкляжний дріт за ушкодження *lig. acromioclavicular superior* припадають під час відведення кінцівки, що обумовлено малою площею його перетину.

Останнім етапом роботи вивчали величини відносних деформацій у зв'язках моделей в нормі та за ушкодження *lig. acromioclavicular superior*, а також у всіх варіантах фіксації АКК. Картина розподілу

відносних деформацій у зв'язках на моделі в нормі та за травмування *lig. acromioclavicular superior* без фіксації АКК наведена на рис. 12.

Проведене дослідження показало, що в нормі під час відведення верхньої кінцівки максимальні відносні деформації 19 % випробує *lig. trapezoideum*, мінімальні 12 % — *lig. acromioclavicular superior*. Відносні деформації *lig. conoideum* та *lig. acromioclavicular inferior* визначаються на рівні 13 та 14 %, відповідно. У разі ушкодження *lig. acromioclavicular superior* всі навантаження, які виникають у ключично-акроміальному зчленуванні бере на себе *lig. acromioclavicular inferior*, що призводить до значного збільшення її відносної деформації — до 22 %. Деформації зв'язок ключично-дзубоподібного зчленування збільшуються незначно — до 13 % *lig. conoideum* та до 20 % *lig. trapezoideum*.

Розглянемо як впливає на величини відносних деформацій неушкоджених зв'язок фіксація АКК. Розподіл відносних деформацій у моделях із різними варіантами фіксації АКК за травмування *lig. acromioclavicular superior* наведено на рис. 13.

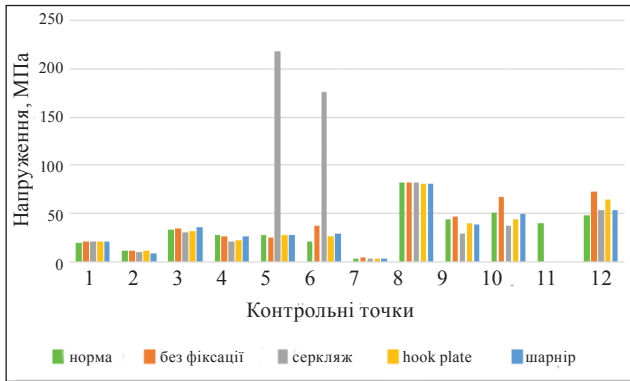


Рис. 11. Діаграма величин напружень у контрольних точках моделі з ушкодженням *lig. acromioclavicular superior* за різних варіантів фіксації акроміального кінця ключиці

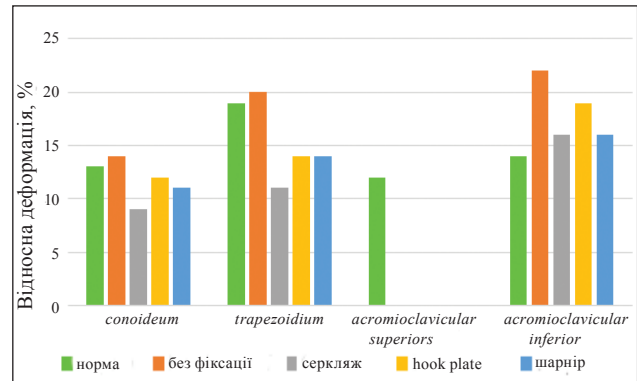


Рис. 14. Діаграма величин відносних деформацій у зв'язках моделей за ушкодження *lig. acromioclavicular superior*

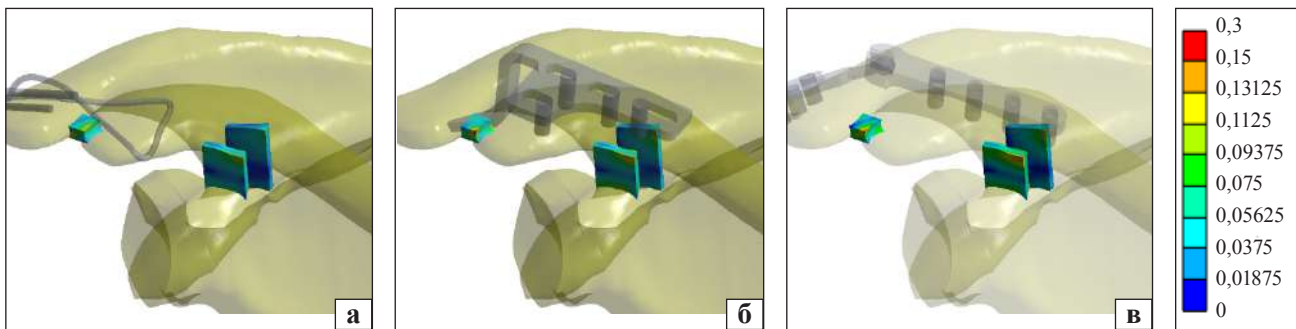
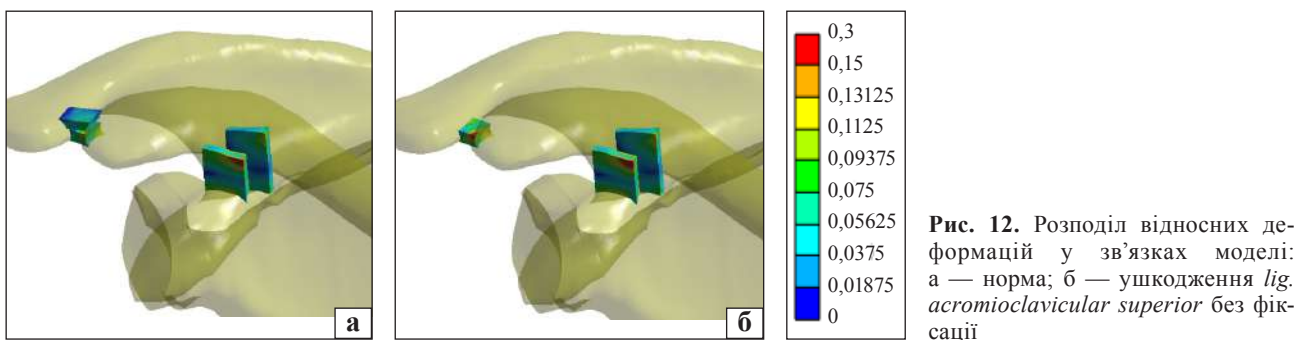


Рис. 13. Розподіл відносних деформацій в моделях за ушкодження *lig. acromioclavicular superior*: а — за Вебером; б — hook plate; в — запропонована конструкція

Застосування способу фіксації за Вебером дозволяє знизити відносні деформації всіх не-ушкоджених зв'язок. Водночас деформації зв'язок ключично-дзьобоподібного зчленування набувають показників нижче моделі в нормі і визначаються на рівні 9 та 11 % для *lig. conoideum* та *lig. trapezoideum* відповідно. Відносні деформації *lig. acromioclavicular inferior* хоча і не досягають показників норми, але також значно знижуються і визначаються на позначці 16 %. Значення максимальних величин відносних деформацій у зв'язках моделей наведено в табл. 5.

Наочне уявлення про співвідношення величин відносних деформацій у зв'язках моделей за ушкодження *lig. acromioclavicular superior* можна побачити за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 14.

Підсумовуючи зазначимо, що за критерієм мінімізації величини відносних деформацій у зв'язках ключично-лопаткового зчленування за ушкодження *lig. acromioclavicular superior* кращі результати показав метод фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером. Найбільші деформації у зв'язках виникають під час фіксації пластиною hook plate, хоча вони і нижче рівня показників моделі без фіксації.

Таблиця 5

**Максимальні величини відносних деформацій у зв'язках моделей за ушкодження *lig. acromioclavicular superior***

Контрольна точка	Відносна деформація, %				
	норма	без фіксації	за Вебером	hook plate	шарнір
<i>lig. conoideum</i>	13	14	9	12	11
<i>lig. trapezoideum</i>	19	20	11	14	14
<i>lig. acromioclavicular superior</i>	12	—	—	—	—
<i>lig. acromioclavicular inferior</i>	14	22	16	19	16

### Обговорення

У результаті виконаних досліджень доведено, що під час травмування зв'язок ключично-акроміального комплексу найкращі результати, з точки зору зниження рівня напружень у неушкоджених зв'язках, забезпечує фіксація АКК за Вебером. Проте цей спосіб призводить до підвищення у кілька разів рівня напружень на АКК та акроміальному відростку лопатки. Це зумовлено тим, що навантаження між цими відділами передається завдяки дроту, який має невеликий діаметр і, як наслідок, малу площу контакту з кістковою тканиною. Такий рівень напружень в зоні контакту дроту і кісткової тканини може спричинювати руйнування останньої. Другим негативним чинником, який свідчить проти використання цього методу фіксації є те, що рівень напружень в дроті під час відведення кінцівки за умов ушкодження окремих зв'язок наближається до межі міцності хірургічної сталі, з якої він виготовлений. Це може бути причиною розриву дроту і, як наслідок, втрати стабільності КАС.

Тримач шарнірного типу забезпечує найкращий розподіл напружень як у кісткових елементах моделі, так і досить низький у неушкоджених зв'язках за всіх варіантів травм. Фіксатор hook plate займає середню позицію як за рівнем напружень, так і за величиною відносних деформацій у зв'язках.

За критерієм мінімізації величини відносних деформацій у зв'язках ключично-лопаткового зчленування за ушкодження *lig. acromioclavicular superior* кращі результати показав метод фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, але найгірші показники величин напружень у кістковій тканині та серкляжному дроті зводять нанівець усі переваги цього методу. Найбільші деформації у зв'язках виникають за фіксації пластиною hook plate, хоча вони і нижче рівня показників моделі без фіксації. Тримач шарнірного типу запропонованої конструкції має найбільш збалансовані показники напружень і відносних деформацій

за відведення верхньої кінцівки в умовах ушкодження *lig. acromioclavicular superior*.

### Висновки

Фіксація акроміального кінця ключиці за Вебером забезпечує найкращі результати з точки зору зниження рівня напружень і відносних деформацій у неушкоджених зв'язках, але призводить до підвищення в кілька разів рівня напружень на АКК та акроміальному відростку лопатки. Рівень напружень в дроті під час відведення кінцівки за травмування окремих зв'язок наближається до межі міцності хірургічної сталі, з якої він виготовлений, що може бути причиною розриву дроту і, як наслідок, втрати стабільності КАС.

Тримач hook plate займає проміжну позицію, як за рівнем напружень, так і за величиною відносних деформацій у зв'язках.

Запропонована конструкція забезпечує найкращий розподіл напружень як у кісткових елементах моделі, так і досить низький рівень напружень і відносних деформацій у неушкоджених зв'язках.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

### Список літератури

- Buryanov, O. A., Kvasha, V. P., Chekushin, D. A., & Naumenko, V. O. (2021). Analysis of long-term results of surgical treatment of dislocations of the acromial end of the clavicle. *Trauma*, 22(6), 4-9. doi.org/10.22141/1608-1706. (in Ukrainian)
- Fade, G. E., & Scullion, J. E. (2002). Hook plate fixation for lateral-clavicular malunion. *AO Dialogue*, 15(1), 14-18.
- Judet, J. (1976). Les luxations acromioclaviculaires recentes. *Chirurgie*, 102(12), 1016-1019.
- Pan, X., Lv, R., Lv, M., & Zhang, D. (2020). TightRope vs clavicular hook plate for Rockwood III-V Acromioclavicular dislocations: A meta-analysis. *Orthopaedic Surgery*, 12(4), 1045-1052. https://doi.org/10.1111/os.12724
- Ozan, F., Guçk, S., Okur, K. T., Altun, İ., Kahraman, M., Grnay, A. E., & Yamak, K. (2020). Midterm results of tension band wiring technique for acute Rockwood type III Acromioclavicular joint dislocation. *Cureus*. 12(12): e12203. https://doi.org/10.7759/cureus.12203

6. Bur'yanov, O. A., Kvasha, V. P., Martysokha, A.V. & Chekushin, D. A. Patent No. 12472, UA MPK A61B17/56. Extra-articular dynamic fixator for dislocations of the acromial end of the clavicle; O.O. Bogomolets National Medical University. Application u201709326; 15.11.2017; 25.04.2018, Bul. No. 8. (in Ukrainian)
7. Cowin, S. C. (2001). Bone Mechanics Handbook. 2<sup>nd</sup> ed. Boca Raton: CRC Press.
8. Boccaccio, A., & Pappalettere, C. (2011). Mechanobiology of fracture healing: Basic principles and applications in orthodontics and orthopaedics. *Theoretical Biomechanics*. <https://doi.org/10.5772/19420>
9. Niinomi, M. (2008). Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 1(1), 30-42. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2007.07.001>
10. Berezovsky, V. A., & Kolotilov, N. N. (1990). Biophysical characteristics of human tissues. Directory. Kyiv: Naukova Dumka. (in russian)
11. Karpinsky, M., Yaresko, O., Pavlenko, K., Topor, V., Uvarova, O., & Popov, O. (2014). Mathematical modeling of options for osteosynthesis of middle third clavicle fractures. *ORTHO-PAEDICS, TRAUMATOLOGY and PROSTHETICS*, 0(4), 5. <https://doi.org/10.15674/0030-5987201445-13>
12. Chang, Y., Hughes, R. E., Su, F., Itoi, E., & An, K. (2000). Prediction of muscle force involved in shoulder internal rotation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 9(3), 188-195. <https://doi.org/10.1067/mse.2000.105135>
13. Rao, S. S. (2005). The Finite Element Method in Engineering: Elsevier Science
14. Kurowski, P. M. (2007). Engineering Analysis with COSMOSWorks 2007: SDC Publications

Стаття надійшла до редакції 20.02.2024

---

## STRESS-DEFORMED STATE OF THE ACROMIOCLAVICULAR JOINT IN CASE OF DAMAGE TO THE UPPER ACROMIOCLAVICULAR LIGAMENT SUPERIOR AND VARIOUS METHODS OF FIXATION

O. A. Buryanov <sup>1</sup>, V. P. Kvasha <sup>1</sup>, D. A. Chekushyn <sup>1</sup>, M. O. Zadnichenko <sup>1</sup>, M. Yu. Karpinsky <sup>2</sup>, O. V. Yaresko <sup>2</sup>

<sup>1</sup> Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

<sup>2</sup> Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Olexander Buryanov, MD, Prof. in Orthopaedics and Traumatology: [kaftraum@ukr.net](mailto:kaftraum@ukr.net)

✉ Volodymyr Kvasha, MD, Prof. in Orthopaedics and Traumatology: [vlkvash@ukr.net](mailto:vlkvash@ukr.net)

✉ Dmytro Chekushyn, MD: [xumuk0274@gmail.com](mailto:xumuk0274@gmail.com)

✉ Mykhailo Zadnichenko, MD, PhD: [kaftraum@ukr.net](mailto:kaftraum@ukr.net)

✉ Mykhailo Karpinsky: [korab.karpinsky9@gmail.com](mailto:korab.karpinsky9@gmail.com)

✉ Olexander Yaresko: [avyresko@gmail.com](mailto:avyresko@gmail.com)