

ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION IN THE ACROMIOCLAVICULAR JOINT IN CASE OF TRAPEZOID LIGAMENT INJURY AND DIFFERENT METHODS OF FIXATION¹Bogomolets National Medical University (Kyiv, Ukraine)²Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine (Kharkiv, Ukraine)

korab.karpinsky9@gmail.com

The stabilisation of the acromial end of the clavicle (AEC) in case of its dislocation is realised by using a hook-shaped plate and the Weber method, each of which has its own advantages and disadvantages. There is no solid evidence base for changes in the stress-strain state of the acromioclavicular joint depending on the variant of ligament damage and fixation methods, which leads to a subjective choice of fixation structure.

Aim: to conduct a comparative analysis of the stress-strain state of the acromioclavicular joint in case of trapezoid ligament (lig. trapezoideum) injury and fixation of the acromial end of the clavicle by Weber, hook plate and the proposed construction.

A finite-element model of the acromioclavicular joint (ACJ) was constructed. We simulated the damage to the lig. trapezoideum and fixation of the AEC in three ways: by Weber, hook plate, and the proposed construction.

The best results, in terms of reducing the level of stress in the intact ligaments, are provided by Weber fixation, but this method leads to a significant increase in the level of stress on the AEC and the acromial process of the scapula, which can lead to bone destruction. Another negative factor is an increase in the stress level in the wire to the tensile strength of surgical steel. It can lead to the breakage of the sintered wire and loss of stability of the ACJ. The hinge-type fixator provides the best stress distribution, both in the bone elements of the model and in the intact ligaments.

Fixation of the AEC by Weber provides the lowest level of stresses and relative deformations in the intact ligaments but leads to an increase in the level of stresses on the acromial process of the scapula and AEC several times. The level of stress in the sintered wire in the conditions of lig. trapezoideum injury exceeds the tensile strength of surgical steel, which can cause wire rupture and loss of ACJ stability. The hook plate fixator occupies an intermediate position, both in terms of stress level and relative deformations in the ligaments. The fixator of the proposed construction provides the best distribution of stresses in the bone elements of the model, as well as a sufficiently low level of stresses and the magnitude of relative deformations in the intact ligaments.

Key words: acromioclavicular joint, ligaments, fixation.

Connection of the publication with planned research works.

The work was performed within the framework of the research project "Development of methods of rational treatment of gunshot fractures of extremities based on the study of tissue regeneration", state registration number 0123U104220.

Introduction.

According to the literature, dislocations of the acromial end of the clavicle (AEC) occur in 3% to 26.1% of the total dislocations of other locations and about 10% of all shoulder girdle injuries [1].

The static stabilisers, namely the clavicular-acromial complex (superior and inferior acromioclavicular ligaments) and the coracoclavicular complex (trapezoid and conoid ligaments) are essential in stabilising the AEC. The debate about their role and proportion in stabilising the AEC has been going on for almost a century. It has led to significant controversy regarding the nature of reconstructive and restorative surgery [2].

Fixation of the AEC to the acromial process of the scapula is a priority. Competing metal constructions for fixation are the hook plate [3] and the Weber method [4].

Each construction has its advantages and disadvantages [5]. To date, there is no significant evidence base for studying the stress-strain state of the acromioclavicular joint in case of damage to different ligaments and

fixation methods, leading to a subjective choice of fixation construction.

All of this leads to further study of the design features of the most commonly used fixators and the development of newer devices.

The aim of the study.

To conduct a comparative analysis of the stress-strain state of the acromioclavicular joint in case of trapezoid ligament (lig. trapezoideum) injury and fixation of the acromial end of the clavicle by Weber, hook plate and the proposed construction.

Object and research methods.

A finite-element model of the acromioclavicular joint (ACJ), consisting of the scapula, clavicle, and ligaments of the acromioclavicular and coracoclavicular complexes, was built in the biomechanics laboratory of Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine [6]. In the present study, we modelled damage to the ligaments of the coracoclavicular complex, namely the lig. trapezoideum (fig. 1).

For each variant of damage to the ligaments of the coracoclavicular complex, fixation of the acromial end of the clavicle (AEC) was modelled in three ways: by Weber, hook plate, and the proposed construction [7] (fig. 2).

In the modelling, the material was assumed to be homogeneous and isotropic. A 10-node tetrahedron with quadratic approximation was chosen as a finite element. The mechanical properties of the materials were selected from the literature [8, 9, 10, 11, 12]. The characteris-

tics used (E – Young's modulus of elasticity, ν – Poisson's ratio) are given in **table 1**.

The study modelled the loads acting on the ACJ when the upper limb was abducted at an angle of 90° . Forces were applied to the models that simulated the action of the muscles: the middle portion of the deltoid muscle – 173.4 N, the anterior portion of the deltoid muscle – 121.9 N, the middle portion of the deltoid muscle – 371.3 N, the supraspinatus muscle – 190.7 N, the subscapularis muscle – 1029.8 N, and the subspinatus muscle – 55.6 N [13]. The loading diagram of the model is shown in **fig. 3**.

Control points were selected to compare the stress values in the elements of models with different damages and fixation options. **Figure 4** and **table 2** show the control points' location.

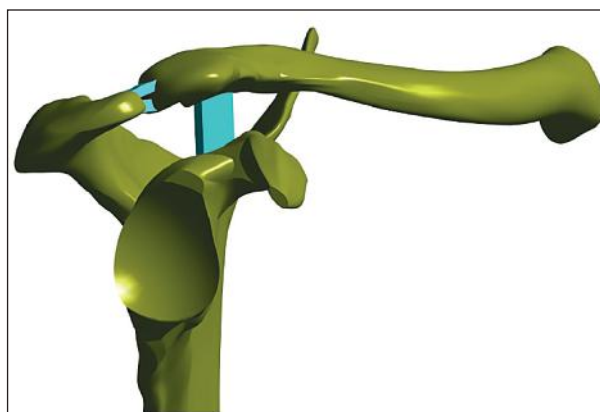


Figure 1 – Variants of the model with damage to the lig. trapezoideum.

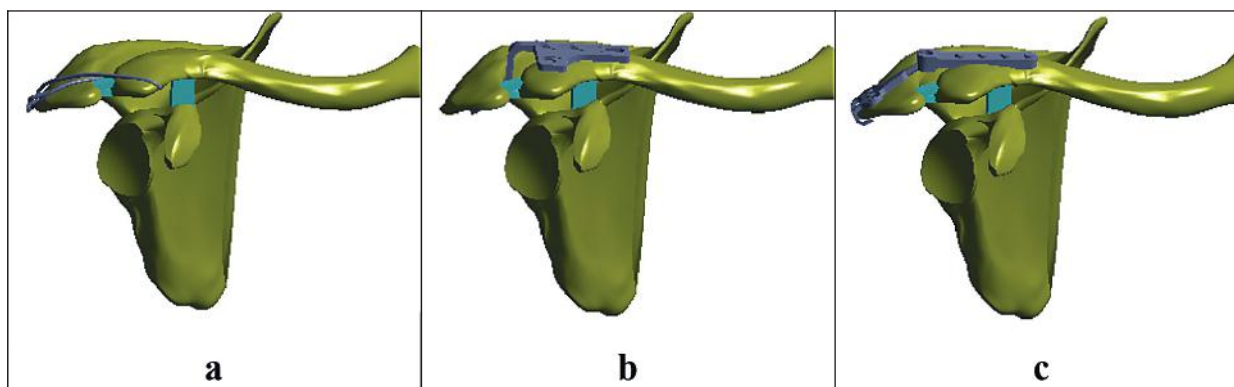


Figure 2 – Models with fixation of the acromial end of the clavicle, where:
a – according to Weber; b – with a hook plate fixator; c – with a fixator of the proposed construction.

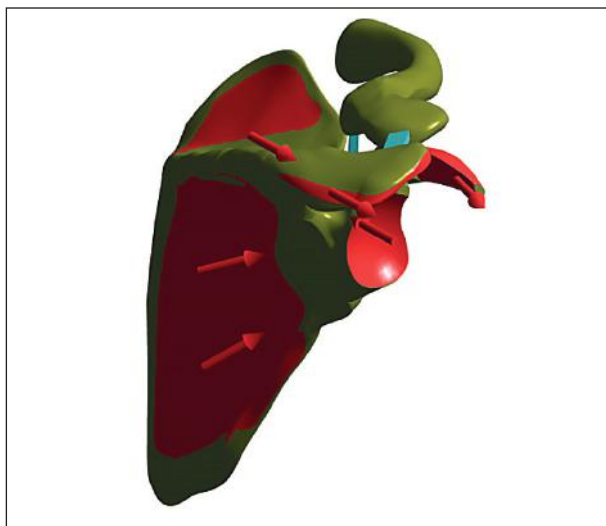


Figure 3 – Model load diagram.

The maximum stress level in ligaments, bone elements, and metal constructs was recorded. In addition, the values of relative deformations in the ligaments were studied. The simulation results were compared with the model of the acromioclavicular joint, the stress-strain state of which was studied in our previous work [6]. The model was built in SolidWorks [14]. The stress-strain state of the models was calculated using ANSYS [15].

Research results.

At the first stage, we studied changes in the stress-strain state of the model due to damage to the coraco-

Table 1 – Mechanical characteristics of the used materials

Material	Young's modulus of elasticity E , MPa	Poisson's ratio, ν	Strength limit, MPa
Cortical bone	18350,0	0,3	170,0
Spongy bone	1040,0	0,3	10,0
Ligaments	330,0	0,4	
Cartilage	5,58	0,44	
Surgical steel AISI 316L	200000	0,30	505,0

clavicular complex ligaments. The stress distribution in the model with damage to the lig. trapezoideum is shown in **fig. 5**.

Table 2 – Control points

Control points	Anatomical area	Model element
1	lateral border	scapula
2	medial border	
3	suprascapular notch	
4	coracoid process	
5	acromion process	
6	acromial end	clavicle
7	sternal end	
8	body	
9	conoid (lig. conoideum)	ligaments
10	trapezoid (lig. trapezoideum)	
11	superior acromioclavicular ligament (lig. acromioclaviculare superior)	
12	inferior acromioclavicular ligament (lig. acromioclaviculare inferior)	

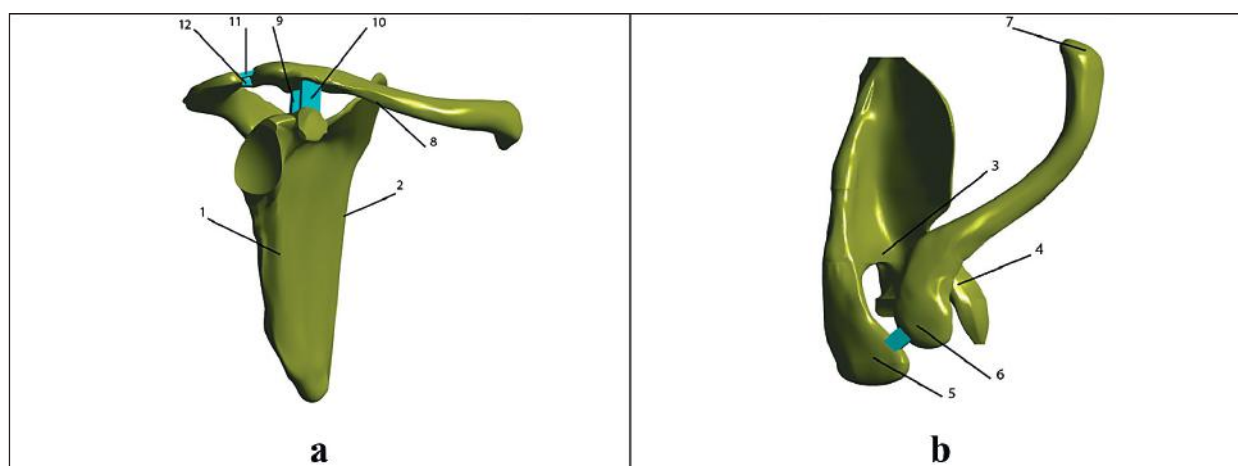


Figure 4 – Location of control points: a – front view; b – top view.

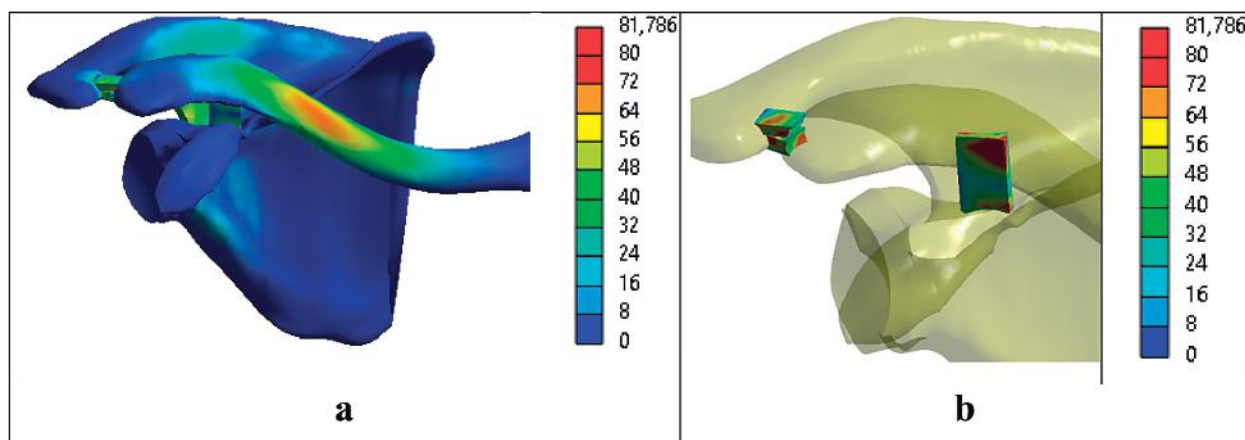


Figure 5 – Stress distribution in the elements of the model with damage to the lig. trapezoideum, where: a – in bone elements; b – in ligaments.

Tearing of the lig. trapezoideum during abduction of the limb increases stress level at the clavicle ends to 4.4 MPa at the sternal and 63.1 MPa at the acromial ends. In the middle part, the stresses do not change. On the scapula, there is an increase in the stress level at all test points, which reaches a maximum of 60.2 MPa at its acromial process. The stresses on all intact ligaments increased and reached a maximum of 109.4 MPa on the lig. conoideum and 106.3 MPa on the lig. acromioclavicularis superior.

Fig. 6 shows the distribution of stresses in the bone elements of the model and ligaments in the case of the

trapezoid ligament injury with AEC fixation according to Weber.

Compared to the normal model, Weber fixation leads to a 10-fold increase in the stress level on the AEC – up to 221.7 MPa and on the acromial process of the scapula – up to 344.9 MPa. At the same time, a slight decrease in the level of stress is detected along its medial border and on the coracoid process. Stresses on the intact ligaments also decrease almost to the normal level and do not exceed 56.5 MPa on the lig. acromioclavicularis inferior.

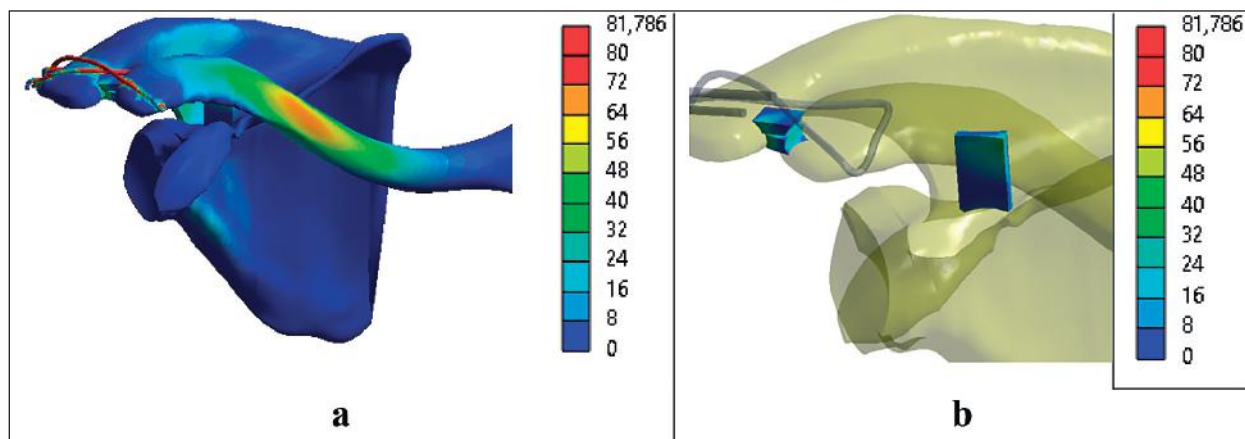


Figure 6 – Stress distribution in the elements of the model with damage to the lig. trapezoideum during Weber fixation of the acromial end of the clavicle, where: a – in bone elements; b – in ligaments.

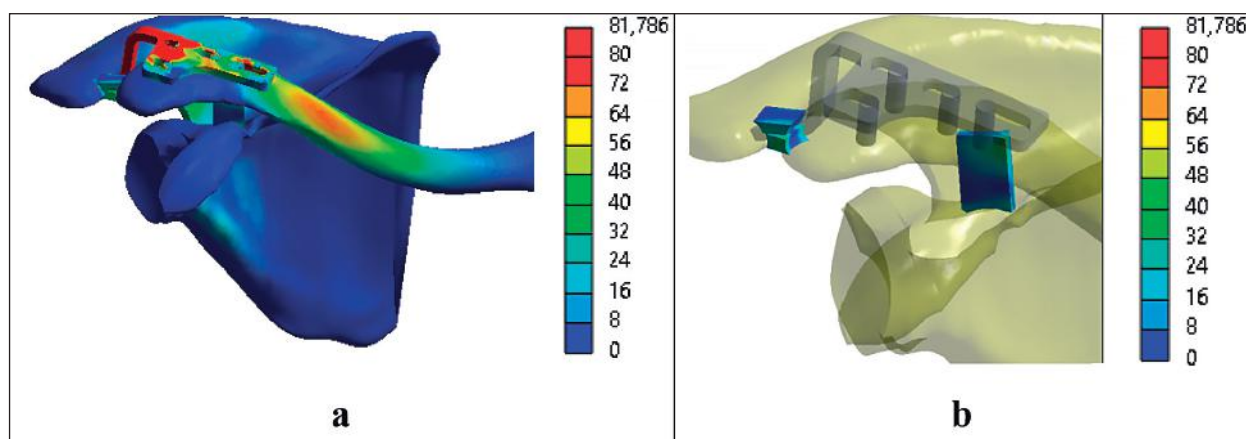


Figure 7 – Stress distribution in the elements of the model with damage to the lig. trapezoidum during fixation of the AEC with a hook plate fixator, where: a – in bone elements; b – in ligaments.

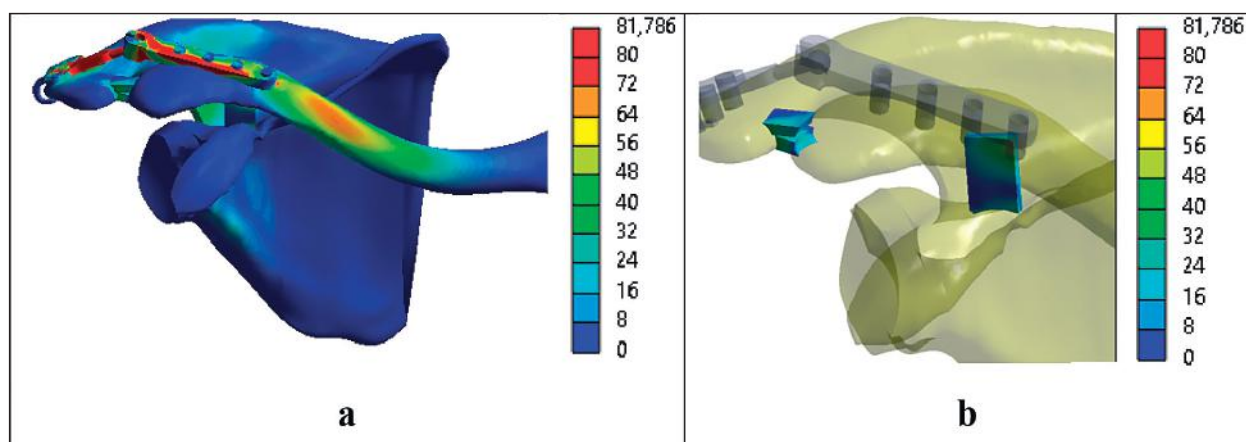


Figure 8 – Stress distribution in the elements of the model with damage to the lig. trapezoidum at AEC fixation with the proposed construction, where: a – in bone elements; b – in ligaments.

The stresses in the ligaments are reduced due to the load being borne by the elements of the metal constructions. Thus, the stresses on the spikes are determined at 268.1 MPa and 358.6 MPa on the front and back spikes, respectively. The situation is much worse with the wire, where the stresses reach 711.6 MPa, which exceeds the tensile strength of surgical steel – 505.0 MPa, which can lead to wire rupture and loss of stability of the ACJ.

Fig. 7 shows the distribution of stresses in the bone elements and ligaments of the model with damage to the lig. trapezoidum during fixation of the AEC with a hook plate.

Our studies have shown that the use of a hook plate in the case of lig. trapezoidum injury allows for the reduction of the level of stress in all intact ligaments of the model, with stresses on lig. acromioclaviculare superior, decreasing below the level of the normal model. However, it is worth noting that the stresses on other ligaments are determined higher than in the model with Weber fixation, namely 54.0 MPa on lig. acromioclaviculare inferior and 63.0 MPa on lig. conoideum. There is also a decrease in the level of stress in the bone elements of the model. Thus, the stress level in the scapula does not exceed 43.7 MPa at its acromial process, and along the medial border and on the coracoid process, it decreases even below the normal values of the model.

As for the metal construction, the stresses in its sections do not reach critical values and get a maximum of 452.0 MPa in the plate. Stresses on the lateral screw are determined at 344.3 MPa, and on the medial screw – 146.7 MPa.

Fig. 8 shows the stress-strain state of the model with damage to the lig. trapezoidum during fixation of the AEC with the proposed construction.

Compared to the model without fixation, the hinge-type fixator reduces the stress level in almost all control points of the model. At the acromial end of the clavicle,

Table 3 – Stress values in the control points of the model with lig. trapezoidum damage at different variants of AEC fixation

Control points		Stress, MPa				
		norm	without fixation	by Weber	hook plate	hinge
Scapula	1	19,3	19,8	20,8	21,1	21,3
	2	11,2	12,0	10,7	9,2	9,0
	3	32,5	49,1	33,7	38,3	41,0
	4	28,2	45,5	26,2	28,1	28,1
	5	27,9	60,2	344,9	43,7	46,5
Clavicle	6	21,2	63,1	221,7	36,8	35,2
	7	3,0	4,4	3,8	3,4	3,8
	8	81,8	81,8	81,8	81,2	81,0
Ligaments	9	44,0	109,4	49,1	63,0	75,1
	10	50,6				
	11	39,5	106,3	45,1	38,7	45,3
	12	48,2	71,4	56,5	54,0	44,1

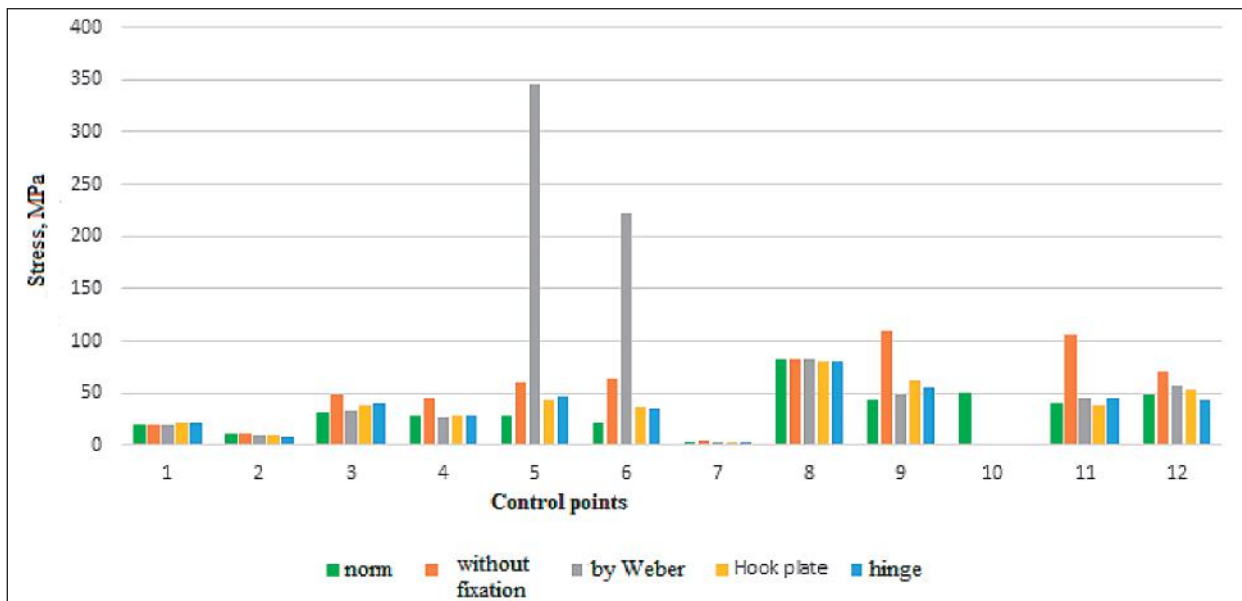


Figure 9 – Diagram of stress values at the control points of the model with damage to the lig. trapezoideum under different variants of AEC fixation.

Table 4 – Stress values in the elements of the metal constructions of the model in case of damage to the lig. trapezoideum with different variants of AEC fixation

Variants of fixation	Stress, MPa							
	wire	front spoke	back spoke	plate	lateral screws	medial screws	plate scapula	palte clavicle
by Weber	711,6	268,1	358,6					
hook plate				452,0	344,3	146,7		
hinge							437,4	234,4

the stress level of 35.2 MPa is the lowest of all fixation options. Stresses in the ligaments reach a maximum value of 55.1 MPa at the lig. conoideum, while the ligaments of the clavicular-acromial joint are loaded evenly, as evidenced by their stress level – 45.3 MPa and 44.1 MPa at the lig. acromioclaviculare superior and lig. acromioclaviculare inferior, respectively. Among the metal construction elements, the most stressed are the plates – 437.4 MPa and 234.4 MPa on the scapula and clavicle, respectively. The stresses on the fixation screws do not exceed 150.2 MPa on the clavicle and 86.3 MPa on the acromial process.

Table 3 gives the data on the values of maximum stresses at the control points of the models with damage

to the lig. trapezoideum under different variants of AEC fixation.

Comparative stress values at the control points of the model with lig. trapezoideum damage under different variants of AEC fixation are shown in **fig. 9**.

All variants of AEC fixation in the case of lig. trapezoideum injury allow for reducing the level of stress in the bone elements of the model, as well as in the intact ligaments. The exception is Weber fixation, which leads to a 10-fold increase

in the stress level on the AEC and acromial process of the scapula. It is because the load between these parts is transmitted through the wire, which has a small diameter and, as a result, a small area of contact with the bone tissue.

The data on the stresses in the elements of the metal constructions of the model with damage to the lig. trapezoideum under different variants of AEC fixation is given in **table 4**.

Thus, the maximum stresses on the sintered wire in case of damage to the lig. trapezoideum occur during limb abduction and reach 711.6 MPa, which exceeds the tensile strength of 505.0 MPa of surgical steel and may cause its rupture.

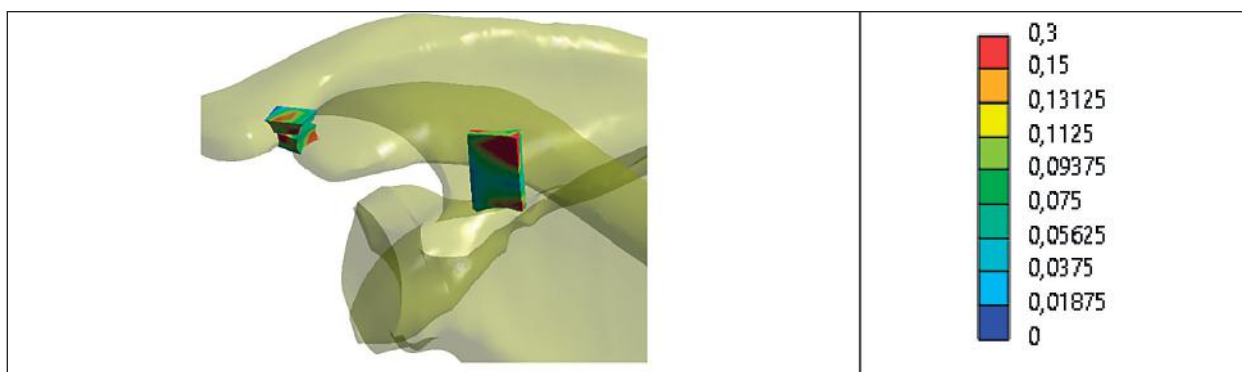


Figure 10 – Distribution of relative deformations in the ligaments of the model in case of lig. trapezoideum injury without fixation.

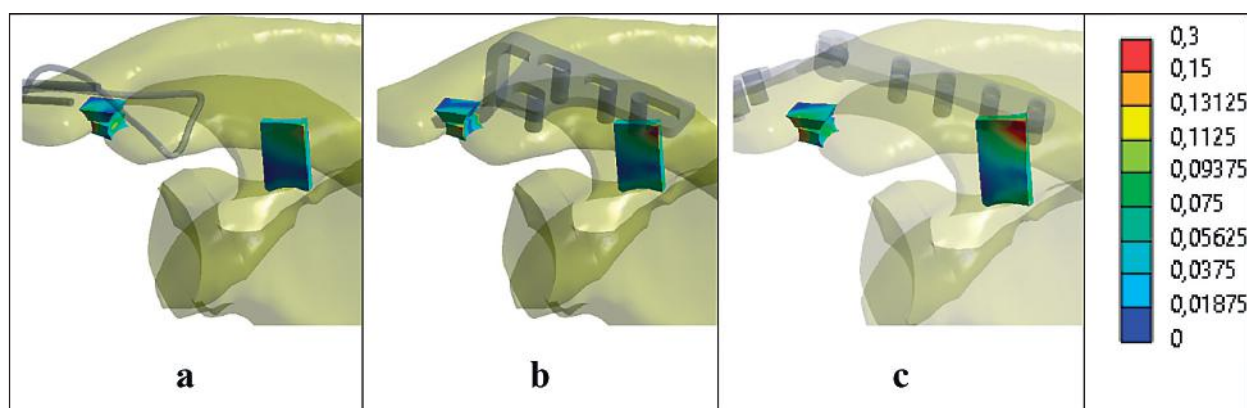


Figure 11 – Distribution of relative deformities in models with lig. trapezoideum injury:
a – Weber fixation; b – hook plate fixation; c – fixation of the proposed construction.

The last stage of the work was to study the values of relative deformations in the ligaments of the models in normal conditions and with damage to the lig. trapezoideum, as well as in all variants of fixation of the acromial end of the clavicle. The distribution pattern of relative deformations in the ligaments on the model in normal conditions and with lig. trapezoideum injury without AEC fixation is shown in **fig. 10**.

Relative deformities of the lig. conoideum and lig. acromioclaviculare inferior are determined at the level of 13% and 14%, respectively. When the lig. trapezoideum is damaged, all the loads arising in the coracoclavicular joint are taken by the lig. conoideum, which leads to a significant increase in its relative deformation to 33%. Deformations of the ligaments of the acromioclavicular joint also increase to 32% of the lig. acromioclaviculare superior and 22% of the lig. acromioclaviculare inferior.

Let's consider the effect of AEC fixation on the values of relative deformities of intact ligaments. The distribution of relative deformities in models with different vari-

Table 5 – Maximum values of relative deformations in the ligaments of the models with lig. trapezoideum injury

Control points	Relative deformation, %				
	norm	without fixation	by Weber	hook plate	hinge
lig.conoideum	13	33	14	19	22
lig.trapezoideum	19				
lig. acromioclaviculare superior	12	32	13	12	16
lig. acromioclaviculare inferior	14	22	17	16	14

ants of AEC fixation in case of lig. trapezoideum injury is shown in **fig. 11**.

The use of Weber fixation allows reducing the relative deformities of all intact ligaments, which are determined at 14% for the lig. conoideum. The maximum relative deformation of 17% is determined on the lig. acromioclaviculare inferior.

The hook plate fixator reduces the relative deformations of the lig. acromioclaviculare superior to the normal model index – 12%; relative deformations of the lig. acromioclaviculare inferior and lig. conoideum are determined at the levels of 16% and 19%, respectively.

On the contrary, the hinge-type fixator reduces the relative deformities of the lig. acromioclaviculare inferior to the normal level of 14% but leaves the relative

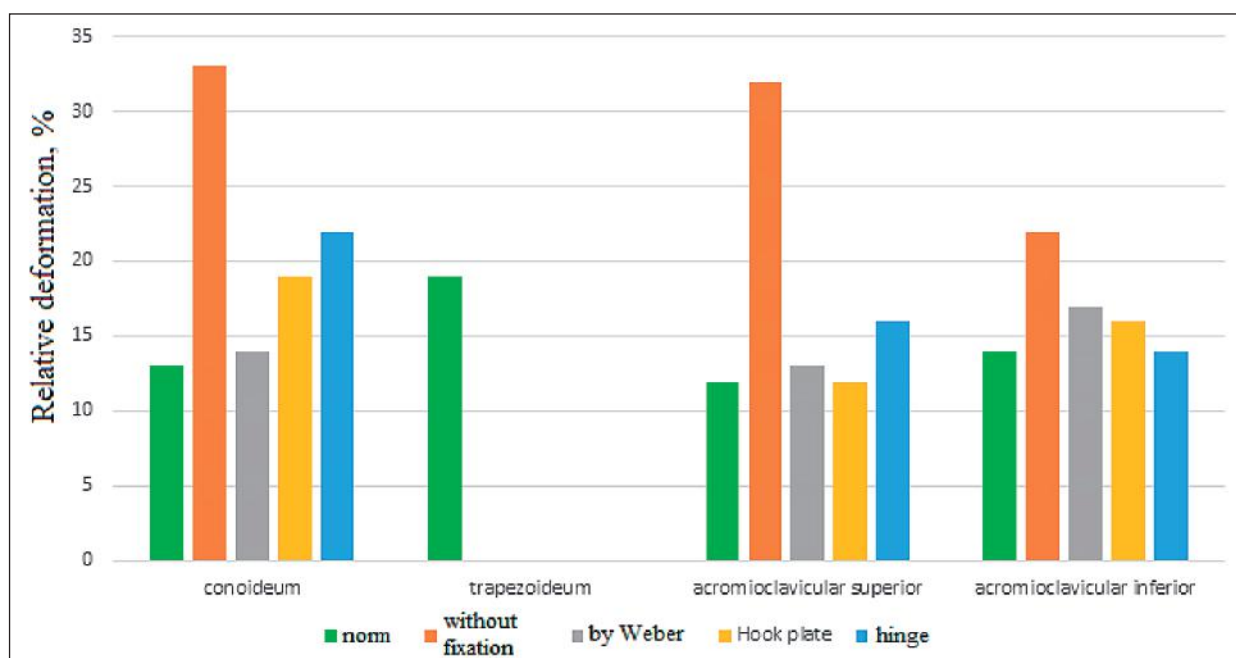


Figure 12 – Diagram of relative deformations in the ligaments of the models with lig. trapezoideum injury.

deformities of the lig. conoideum at a rather high level of 22%.

Table 5 provides data on the maximum values of relative deformities in the ligaments of the models.

The diagram (**fig. 12**) shows the ratio of the relative deformations in the ligaments of the models in the case of lig. trapezoideum injury.

The study's results showed that it is impossible to unequivocally prefer any method of fixation of the clavicle-scapular joint in case of damage to the lig. trapezoideum according to the criterion of minimising the value of relative deformations in the ligaments.

Discussion of the research results.

As a result of the studies, it was found that in case of damage to the ligaments of the acromioclavicular complex, the best results in reducing the stress level in the intact ligaments are provided by the fixation of the AEC by Weber. However, this fixation method leads to an increase in the stress level on the acromial process of the scapula and AEC several times. It is because the load between these parts is transmitted through a wire that has a small diameter and, as a result, a small contact area with the bone tissue. Such a level of stress in the contact area between the wire and bone tissue can lead to the latter's destruction. The second negative factor against using this method of fixation is that when the upper limb is abducted in conditions of damage to individual ligaments, the stress level in the wire exceeds the tensile strength of the surgical steel from which it is made. It can lead to the rupture of the sintered wire and loss of stability of the ACJ. A partial solution to this problem can be using titanium wire, the tensile strength of which is

twice that of surgical steel, but the problem of bone destruction by the wire will remain.

The fixator of the proposed construction provides the best distribution of stresses in the bone elements of the model and a relatively low level of stresses in the intact ligaments. The hook plate fixator occupies a middle position regarding stress levels and relative deformations in the ligaments.

The analysis of the relative deformations in the clavicle-scapular joint ligaments in the conditions of lig. trapezoideum injury showed the absence of a clear advantage of any fixation method.

Conclusions.

1. AEC fixation by Weber provides the lowest level of stresses and relative deformations in intact ligaments but leads to an increase in the level of stresses on the acromial process of the scapula and AEC several times. The stress level in the sintered wire during limb abduction in the setting of lig. trapezoideum injury exceeds the tensile strength of surgical steel, which can cause wire rupture and loss of ACJ stability.

2. The hook plate fixator occupies an intermediate position regarding stress levels and relative deformations in the ligaments.

3. The fixator of the proposed construction provides the best distribution of stresses in the bone elements of the model, as well as a sufficiently low level of stresses and the magnitude of relative deformations in intact ligaments.

Prospects for further research.

It is planned to study the stress-strain state of the acromioclavicular joint in case of damage to the lig. conoideum and both ligaments of the coracoclavicular joint.

DOI 10.29254/2077-4214-2024-2-173-190-204

УДК 616.71-007.44:612.015.1

¹Бур'янов О. А., ¹Кваша В. П., ¹Чекушин Д. А., ¹Задніченко М. О., ²Карпінський М. Ю., ²Яресько О. В.

АНАЛІЗ РОЗПОДІЛУ НАПРУЖЕНЬ В НАДПЛЕЧОВО-КЛЮЧИЧНОМУ СУГЛОБІ ПРИ УШКОДЖЕННІ ТРАПЕЦІЄПОДІБНОЇ ЗВ'ЯЗКИ І РІЗНИХ СПОСОБАХ ФІКСАЦІЇ

¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця (м. Київ, Україна)

²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» (м. Харків, Україна)

korab.karpinsky9@gmail.com

Стабілізація акроміального кінця ключиці (АКК) при його вивихах реалізується шляхом використання гачкоподібної пластини та способу Вебера, кожен з яких має власні переваги та недоліки. Відсутність вазомої доказової бази щодо змін напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба в залежності від варіанту ушкодження зв'язок та способів фіксації, що зумовлює суб'єктивний вибір фіксуючої конструкції.

Мета: провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба при ушкодженні трапецієподібної зв'язки (lig. trapezoideum) і фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією.

Побудована скінчено-елементна модель надплечово-ключичного суглоба (НКС). Моделювали ушкодження lig. trapezoideum, а також фіксацію АКК трьома способами: за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією.

Найкращі результати, з точки зору зниження рівня напружень в неушкоджених зв'язках, забезпечує фіксація АКК за Вебером, але цей метод веде до значного підвищення рівня напружень на АКК та акроміальному відростку лопатки, що може призводити до руйнування кісткової тканини. Іншим негативним фактором є підвищення рівня напружень в дроті до межі міцності хірургічної сталі. Це може стати причиною розриву серкляжного дроту і втрати стабільності НКС. Фіксатор шарнірного типу забезпечує найкращий розподіл напружень, як в кісткових елементах моделі, так і в неушкоджених зв'язках.

Фіксація АКК за Вебером забезпечує найнижчий рівень напружень і відносних деформацій в неушкоджених зв'язках, але призводить до підвищення рівня напружень на акроміальному виростку лопатки та АКК в кілька разів. Рівень напружень в серкляжному дроті в умовах ушкодження lig. trapezoideum перевищує межу міцності хірургічної сталі, що може стати причиною розриву дроту і втрати стабільності НКС. Фіксатор hook plate займає проміжну позицію, як за рівнем напружень, так і за величиною відносних деформацій в зв'язках. Фіксатор запропонованої конструкції забезпечує найкращий розподіл напружень в кісткових елементах моделі, а також досить низький їх рівень і величину відносних деформацій в неушкоджених зв'язках.

Ключові слова: надплечово-ключичний суглоб, зв'язки, фіксація.

Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.

Робота виконана в рамках НДР «Розробити методи раціонального лікування вогнепальних переломів кінцівок на підставі вивчення процесу регенерації тканин» № держреєстрації 0123U104220.

Вступ.

Вивихи акроміального кінця ключиці (АКК) за даними літературних джерел зустрічаються від 3% до 26,1% випадків від загальної кількості вивихів інших локалізацій і близько 10% серед всіх пошкоджень плечового поясу [1].

Велике значення в стабілізації АКК належить статичним стабілізаторам, а саме ключично-акроміальному комплексу (верхня та нижня ключично-акроміальні зв'язки) та ключично-дзубоподібному комплексу (трапецієподібна та конусоподібна зв'язки). Дискусія, про їх роль та питому вагу в стабілізації АКК продовжується майже століття та зумовлює суттєві протиріччя стосовно характеру реконструктивно-відновлювальних оперативних втручань [2].

Фіксація АКК до акроміального відростку лопатки є пріоритетною. Конкуруючими металевими конструкціями для забезпечення є гачкоподібна пластина – hook plate [3] та спосіб Вебера [4].

Кожна з конструкцій має свої переваги та недоліки [5]. На сьогоднішній день не має вагомої доказової бази щодо вивчення напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба при ушкодженні різних зв'язок та різних способів фіксації, що зумовлює суб'єктивний вибір фіксуючої конструкції.

Все це зумовлює подальше вивчення конструктивних особливостей найбільш вживаних фіксаторів та розробку новітніх засобів.

Мета дослідження.

Провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба при ушкодженні трапецієподібної зв'язки (lig. trapezoideum) і фіксації акроміального кінця ключиці

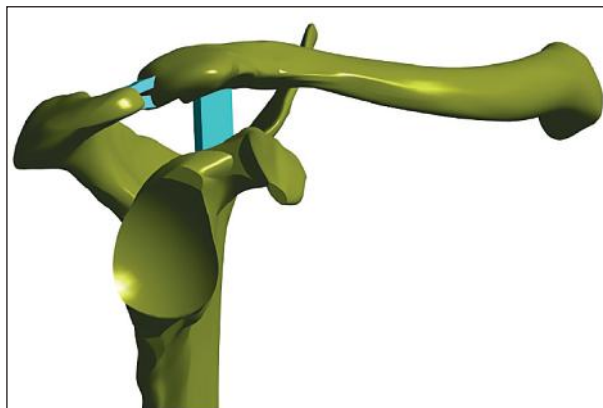


Рисунок 1 – Варіанти моделі з ушкодженням lig. trapezoideum.

за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією.

Об'єкт і методи дослідження.

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» була побудована скінчено-елементна модель надплечово-ключичного суглоба (НКС), яка складалася з лопатки, ключиці та зв'язок надплечово-ключичного та дзубо-ключичного комплексів [6]. В даному дослідженні моделювали ушкодження зв'язок надплечово-дзубоподібного комплексу, а саме lig. trapezoideum (рис. 1).

При кожному варіанті ушкодження зв'язок надплечово-дзубоподібного комплексу моделювали фіксацію акроміального кінця ключиці (АКК) трьома способами: за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією [7] (рис. 2).

При моделюванні матеріал вважали однорідним та ізотропним. В якості скінченого елемента був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні властивості матеріалів відібрано з джерел літератури [8, 9, 10, 11, 12]. Виконано

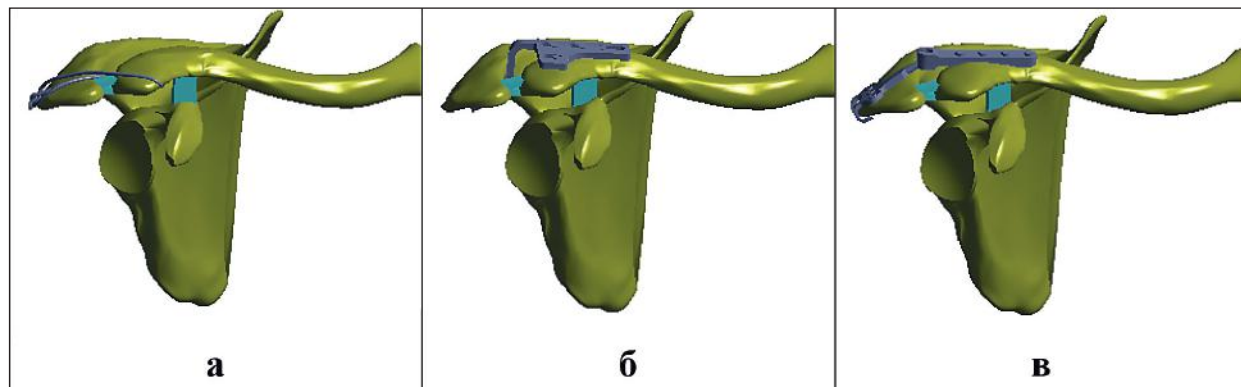


Рисунок 2 – Моделі з фіксацією акроміального кінця ключиці, де:

а – за Вебером; б – фіксатором hook plate; в – фіксатором запропонованою конструкцією.

Таблиця 1 – Механічні характеристики використаних матеріалів

Матеріал	Модуль пружності Юнга E, МПа	Коеф. Пуассона, ν	Межа міцності, МПа
Кортикальна кістка	18350,0	0,3	170,0
Губчаста кістка	1040,0	0,3	10,0
Зв'язки	330,0	0,4	
Хрящ	5,58	0,44	
Хірургічна сталь AISI 316L	200000	0,30	505,0

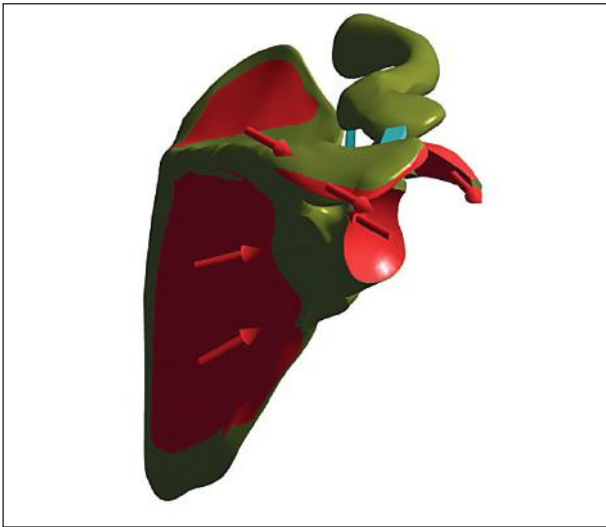


Рисунок 3 – Схема навантаження моделі.

ристані характеристики (E – модуль пружності Юнга, ν – коефіцієнт Пуассона) наведені в табл. 1.

При проведенні дослідження моделювали навантаження, які діють на НКС суглоб при відведенні верхньої кінцівки на кут 90° . До моделей прикладали сили, які імітували дію м'язів: середня порція дельтоподібного м'язу – 173,4 Н, передня порція дельтоподібного м'язу – 121,9 Н, середня порція дельтоподібного м'язу – 371,3 Н, надостистий м'яз – 190,7 Н, підлопатковий м'яз – 1029,8 Н, підостистий м'яз – 55,6 Н [13]. Схема навантаження моделі наведена на рис. 3.

Для порівняння величин напружень в елементах моделей з різними ушкодженнями та варіантами фіксації були обрані контрольні точки. Схема розташування контрольних точок наведена на рис. 4 і табл. 2.

Таблиця 2 – Контрольні точки

Контрольні точки	Анатомічна ділянка	Елемент моделі
1	латеральний край	лопатка
2	медіальний край	
3	виїмка лопатки	
4	дзюбоподібний відросток	
5	акроміальний відросток	ключиця
6	акроміальний кінець	
7	грудинний кінець	
8	тіло	зв'язки
9	конічна (lig. conoideum)	
10	трапецеєподібна (lig. trapezoideum)	
11	верхня надплечово-ключична (lig. acromioclaviculare superior)	
12	lig. acromioclaviculare inferior	

Реєстрували максимальний рівень напружень в зв'язках, кісткових елементах та на металевих конструкціях. Окрім того, вивчали величини відносних деформацій в зв'язках. Порівняння результатів моделювання здійснювали з моделлю надплечово-ключичного суглоба, напружено-деформований стан якої досліджували в нашій попередній роботі [6]. Побудову моделі здійснювали в програмі SolidWorks [14]. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням програми ANSYS [15].

Результати дослідження.

На першому етапі роботи вивчали зміни напружено-деформованого стану моделі в результаті ушкодження зв'язок ключичного-дзюбоподібного комплексу. Розподіл напружень в моделі з ушкодженням lig. trapezoideum наведена на рис. 5.

Розрив lig. trapezoideum при відведенні кінцівки призводить до підвищення рівня напружень на кінцях ключиці до 4,4 МПа на грудинному та до 63,1 МПа на акроміальному. В середній частині величина напружень не змінюється. На лопатці спостерігається підвищення рівня напружень у всіх контрольних точках, які набувають максимуму 60,2 МПа на її акроміальному відростку. Напруження на всіх неушкоджених зв'язках зростають і сягають максимуму 109,4 МПа на lig. conoideum та 106,3 МПа на lig. acromioclaviculare superior.

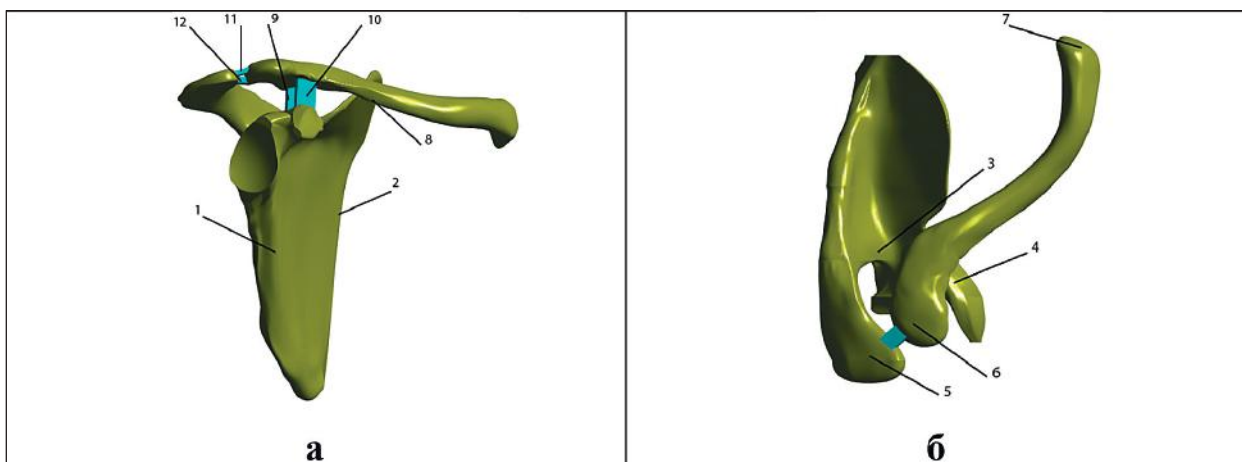


Рисунок 4 – Схема розташування контрольних точок: а – вид спереду; б – вид зверху.

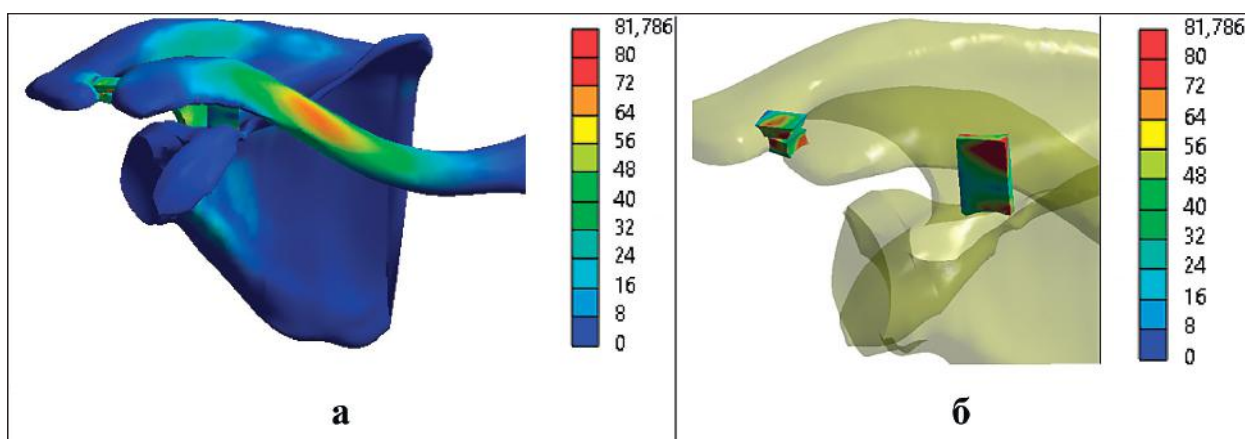


Рисунок 5 – Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням lig. trapezoideum, де: а – в кісткових елементах; б – в зв'язках.

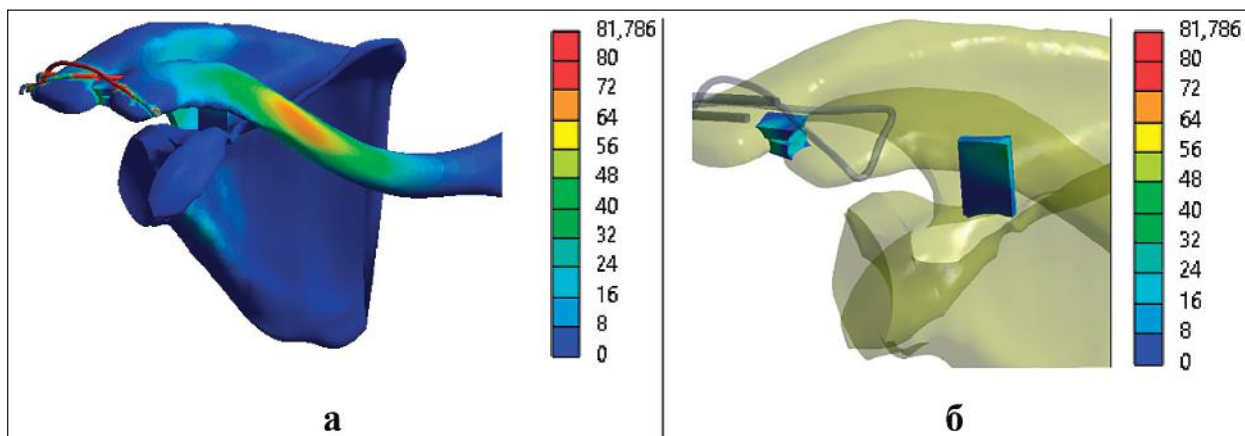


Рисунок 6 – Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням lig. trapezoideum при фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, де: а – в кісткових елементах; б – в зв'язках.

Розподіл напружень в кісткових елементах моделі і зв'язках при ушкодженні lig. trapezoideum з фіксацією АКК за Вебером наведено на **рис. 6**.

В порівнянні з моделлю в нормі, фіксація за Вебером призводить до підвищення в 10 разів рівня напружень на АКК – до 221,7 МПа та на акроміальному виростку лопатки – до 344,9 МПа. При цьому по її медіальному краю та на дзьобоподібному відростку визначається незначне зниження рівня напружень. Напруження на неушкоджених зв'язках теж знижуються, практично, до рівня норми і не перевищують позначки 56,5 МПа на lig. acromioclaviculare inferior.

Зниження величини напружень в зв'язках відбувається за рахунок того, що навантаження сприймають на себе елементи металевої конструкції. Так напруження на шпичах визначаються на рівні 268,1 МПа і 358,6 МПа на передній і задній шпичах, відповідно. Значно гірше виглядає ситуація саме з дротом, в якому напруження сягають позначки 711,6 МПа, що перевищує межу міцності хірургічної сталі – 505,0 МПа, що може призвести до розриву дроту та втрати стабільності НКС.

На **рис. 7** наведено розподіл напружень в кісткових елементах та зв'язках моделі з ушкодженням lig. trapezoideum при фіксації АКК фіксатором hook plate.

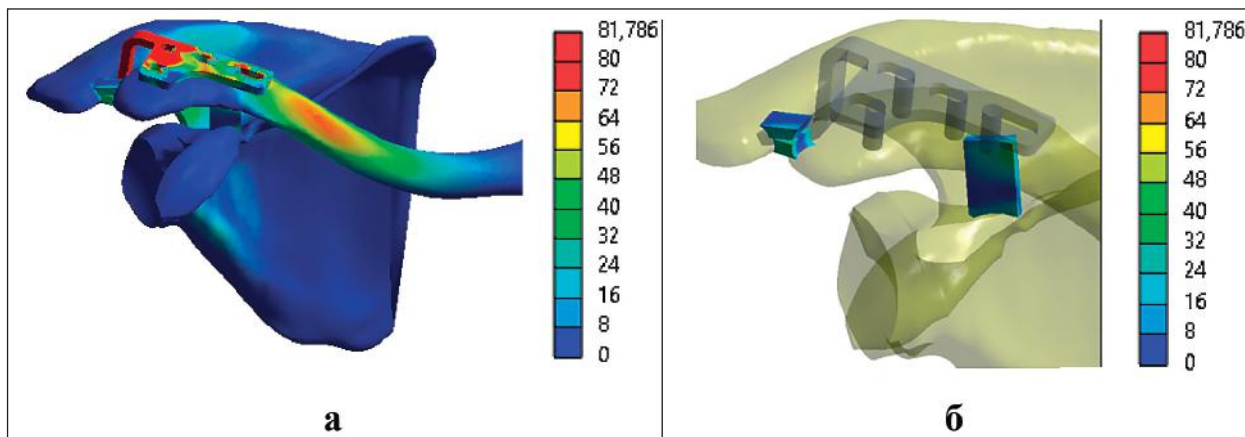


Рисунок 7 – Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням lig. trapezoideum при фіксації АКК фіксатором hook plate, де: а – в кісткових елементах; б – в зв'язках.

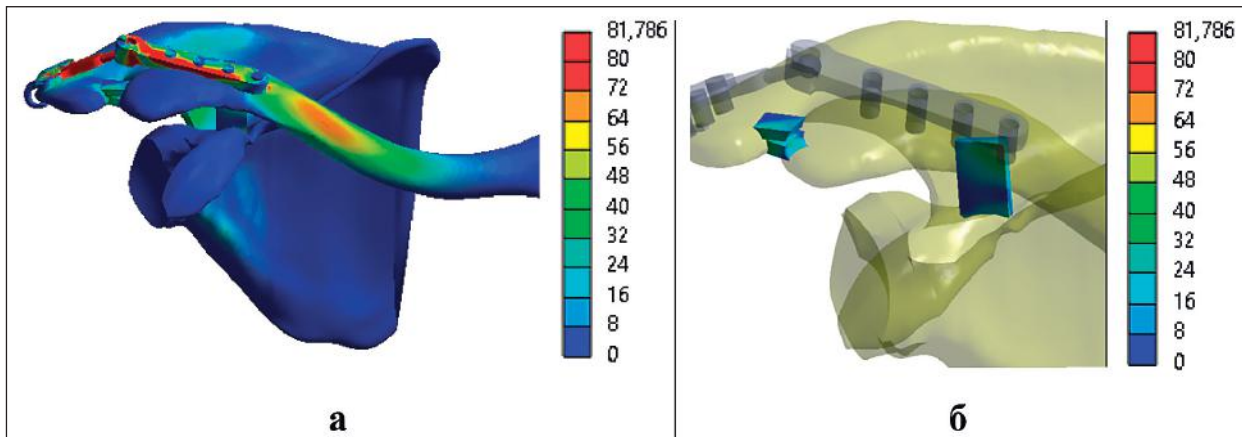


Рисунок 8 – Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням lig. trapezoideum при фіксації АКК запропонованою конструкцією, де: а – в кісткових елементах; б – в зв'язках.

Таблиця 3 – Величини напружень в контрольних точках моделі з ушкодженням lig. trapezoideum при різних варіантах фіксації АКК

Контрольні точки		Напруження, МПа				
		норма	без фіксації	за Вебером	hook plate	шарнір
Лопатка	1	19,3	19,8	20,8	21,1	21,3
	2	11,2	12,0	10,7	9,2	9,0
	3	32,5	49,1	33,7	38,3	41,0
	4	28,2	45,5	26,2	28,1	28,1
	5	27,9	60,2	344,9	43,7	46,5
Ключиця	6	21,2	63,1	221,7	36,8	35,2
	7	3,0	4,4	3,8	3,4	3,8
	8	81,8	81,8	81,8	81,2	81,0
Зв'язки	9	44,0	109,4	49,1	63,0	75,1
	10	50,6				
	11	39,5	106,3	45,1	38,7	45,3
	12	48,2	71,4	56,5	54,0	44,1

Проведені дослідження показали, що використання hook plate при ушкодженні lig. trapezoideum дозволяє знизити рівень напружень у всіх неушкоджених зв'язках моделі, причому на lig. acromioclaviculare superior напруження знижуються нижче рівня моделі в нормі. Але доцільно відмітити, що напруження на інших зв'язках визначаються вище ніж

в моделі з фіксацією за Вебером, а саме 54,0 МПа на lig. acromioclaviculare inferior та 63,0 МПа на lig. conoideum. Також спостерігається зниження рівня напружень в кісткових елементах моделі. Так рівень напружень в лопатці не перевищує позначки 43,7 МПа на її акроміальному відростку, а по медіальному краю та на дзюбоподібному відростку знижується навіть нижче показників моделі в нормі.

Стосовно металевої конструкції, то напруження її ділянок не набувають критичних значень і сягають максимуму 452,0 МПа в пластині. Напруження на латеральному гвинті визначаються на позначці 344,3 МПа, на медіальному – 146,7 МПа.

Напружено-деформований стан моделі з ушкодженням lig. trapezoideum при фіксації АКК запропонованою конструкцією, наведено на **рис. 8**.

В порівнянні з моделлю без фіксації, фіксатор шарнірного типу дозволяє знизити рівень напружень практично у всіх контрольних точках моделі. При цьому на акроміальному кінці ключиці рівень напружень 35,2 МПа визначається найнижчим за всі варіанти фіксації. Напруження в зв'язках сягають

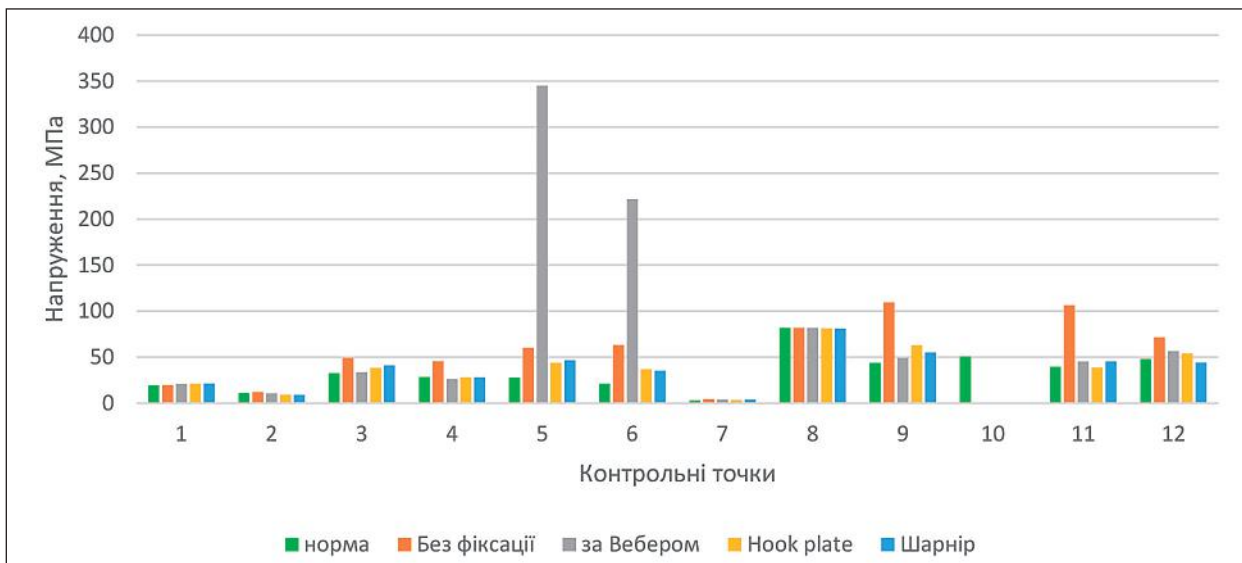


Рисунок 9 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з ушкодженням lig. trapezoideum при різних варіантах фіксації АКК.

максимального значення 55,1 МПа на lig. conoideum, при цьому зв'язки ключично-акроміального з'єднання навантажені рівномірно, про що свідчить рівень напружень в них – 45,3 МПа та 44,1 МПа на lig. acromioclaviculare superior та на lig. acromioclaviculare inferior, відповідно. Серед елементів металевої конструкції найбільш напруженими визначаються пластини – 437,4 МПа і 234,4 МПа на лопатці та ключиці, відповідно. Напруження на фіксуючих гвинтах не перевищують позначок 150,2 МПа на ключиці та 86,3 МПа на акроміальному відростку.

Дані про величини максимальних напружень в контрольних точках моделей з ушкодженням lig. trapezoideum при різних варіантах фіксації АКК наведені в **табл. 3**.

Порівняльні величини напружень в контрольних точках моделі з ушкодженням lig. trapezoideum при різних варіантах фіксації АКК представлені на **рис. 9**.

Всі варіанти фіксації АКК при ушкодженні lig. trapezoideum дозволяють знизити рівень напружень в кісткових елементах моделі, а також в неушкоджених зв'язках. Виняток складає фіксація за Вебером, яка призводить до підвищення рівня напружень на АКК та акроміальному виростку лопатки в 10 разів. Це пов'язано з тим, що навантаження між цими відділами передається завдяки дроту, який має невеликий діаметр і, як наслідок малу площу контакту з кістковою тканиною.

Дані про величини напружень в елементах металевої конструкції моделі з ушкодженням lig. trapezoideum при різних варіантах фіксації АКК наведені в **табл. 4**.

Таким чином, максимальні напруження на серйозному дроті при ушкодженні lig. trapezoideum припадають під час відведення кінцівки і сягають позначки 711,6 МПа, що перевищує межу міцності 505,0 МПа хірургічної сталі, і може стати причиною його розриву.

Останнім етапом роботи вивчали величини відносних деформацій в зв'язках моделей в нормі та при ушкодженні lig. trapezoideum, а також при всіх варіантах фіксації акроміального кінця ключиці. Картина розподілу відносних деформацій в зв'язках на моделі в нормі та при ушкодженні lig. trapezoideum без фіксації АКК наведена на **рис. 10**.

Таблиця 4 – Величини напружень в елементах металевих конструкцій моделі при пошкодженні lig. trapezoideum при різних варіантах фіксації АКК

Варіанти фіксації	Напруження, МПа									
	дріт	шпиль передня	шпиль задня	пластина	латеральні гвинти	медіальні гвинти	пластина лопатка	пластина ключиця	гвинти на лопатці	гвинти на ключиці
за Вебером	711,6	268,1	358,6							
hook plate				452,0	344,3	146,7				
шарнір							437,4	234,4	86,3	150,2

Відносні деформації lig. conoideum та lig. acromioclaviculare inferior визначаються на рівні 13% та 14%, відповідно. При ушкодженні lig. trapezoideum всі навантаження, які виникають в ключично-дзубоподібному зчленуванні бере на себе lig. conoideum, що призводить до значного збільшення її відносної деформації до 33%. Деформації зв'язок ключично-акроміальному зчленуванні також збільшуються до 32% lig. acromioclaviculare superior та до 22% lig. acromioclaviculare inferior.

Розглянемо вплив засобів фіксації АКК на величини відносних деформацій неушкоджених зв'язок. Розподіл відносних деформацій в моделях з різними варіантами фіксації АКК при ушкодженні lig. trapezoideum наведено на **рис. 11**.

Застосування фіксації за Вебером дозволяє знизити відносні деформації всіх неушкоджених зв'язок і визначаються на рівні 14% для lig. conoideum. Максимальний рівень відносних деформацій 17% визначається на lig. acromioclaviculare inferior.

Фіксатор hook plate дозволяє знизити рівень відносних деформацій lig. acromioclaviculare superior до показника моделі в нормі – 12%, відносні деформації lig. acromioclaviculare inferior та lig. conoideum визначаються на рівні 16% і 19%, відповідно.

Фіксатор шарнірного типу, навпаки, знижує до рівня норми 14% відносні деформації lig. acromioclaviculare inferior, але залишає на досить високому рівні 22% відносні деформації lig. conoideum.

Дані про максимальні величини відносних деформацій в зв'язках моделей наведені в **табл. 5**.

Співвідношення величин відносних деформацій в зв'язках моделей при ушкодженні lig. trapezoideum представлено діаграмою (**рис. 12**).

Результати проведеного дослідження показали неможливість однозначного надання переваги будь-якому методу фіксації ключично-лопаткового зчленування при ушкодженні lig. trapezoideum за

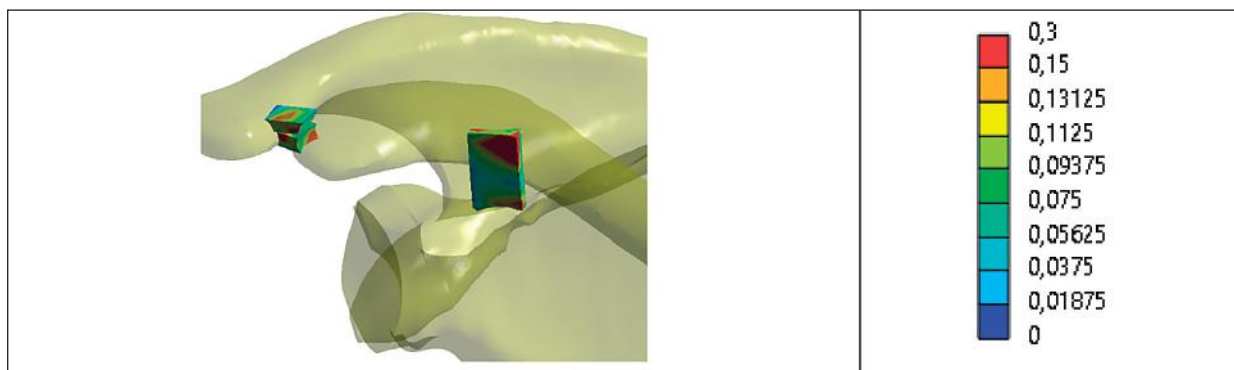


Рисунок 10 – Розподіл відносних деформацій в зв'язках моделі при ушкодженні lig. trapezoideum без фіксації.

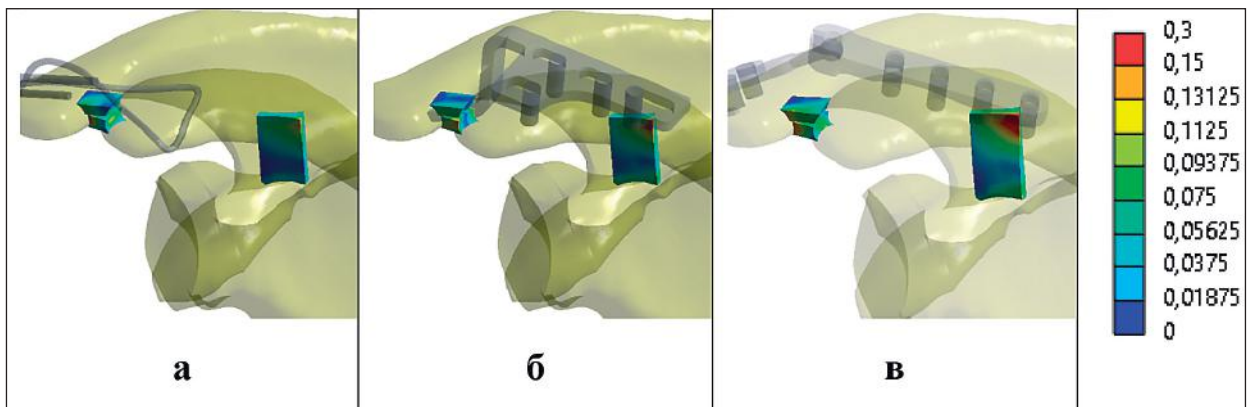


Рисунок 11 – Розподіл відносних деформацій в моделях при ушкодженні lig. trapezoideum: а – фіксація за Вебером; б – фіксатор hook plate; в – фіксатор запропонованої конструкції.

Таблиця 5 – Максимальні величини відносних деформацій в зв'язках моделей при ушкодженні lig. trapezoideum

Контрольні точки	Відносна деформація, %				
	норма	без фіксації	за Вебером	hook plate	шарнір
lig.conoideum	13	33	14	19	22
lig.trapezoideum	19				
lig. acromioclaviculare superior	12	32	13	12	16
lig. acromioclaviculare inferior	14	22	17	16	14

критерієм мінімізації величини відносних деформацій в зв'язках.

Обговорення результатів дослідження.

В результаті проведених досліджень встановлено, що при ушкодженні зв'язок надплечово-ключичного комплексу найкращі результати з точки зору зниження рівня напружень в неушкоджених зв'язках забезпечує фіксація АКК за Вебером. Однак, цій метод фіксації веде до підвищення рівня напружень на акроміальному виростку лопатки та АКК в кілька разів. 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 приводити до руйнування останньої. Другим негативним фактором, який свідчить проти використання даного методу фіксації є те, що при відведенні верхньої кінцівки в

умовах ушкодження окремих зв'язок рівень напружень в дроті перевищує межу міцності хірургічної сталі, з якої він виготовлений. Це може стати причиною розриву серкляжного дроту і втрати стабільності НКС. Частковим рішенням цієї проблеми може стати використання дроту з титану, межа міцності якого в двічі перевищує хірургічну сталь, але проблема руйнування кісткової тканини дротом все одно залишиться.

Фіксатор запропонованої конструкції забезпечує найкращий розподіл напружень в кісткових елементах моделі та досить низький їх рівень в неушкоджених зв'язках. Фіксатор hook plate займає середню позицію, як за рівнем напружень, так і за величиною відносних деформацій в зв'язках.

Аналіз величини відносних деформацій в зв'язках ключично-лопаткового зчленування в умовах ушкодження lig. trapezoideum показав відсутність однозначної переваги будь-якого методу фіксації.

Висновки.

Фіксація АКК за Вебером забезпечує найнижчий рівень напружень і відносних деформацій в неушкоджених зв'язках, але призводить до підвищення рівня напружень на акроміальному виростку лопатки

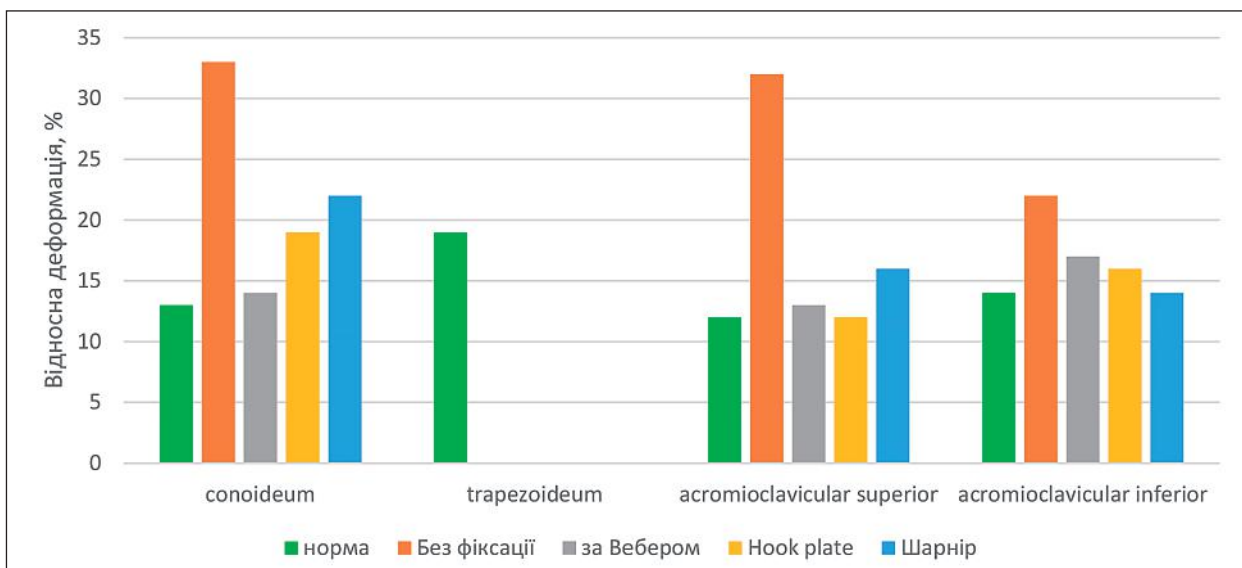


Рисунок 12 – Діаграма величин відносних деформацій в зв'язках моделей при ушкодженні lig. trapezoideum.

та АКК в кілька разів. Рівень напружень в серкляжно-мудроті при відведенні кінцівки в умовах ушкодження lig. trapezoideum перевищує межу міцності хірургічної сталі, що може стати причиною розриву дроту і втрати стабільності НКС.

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

Фіксатор запропонованої конструкції забезпечує найкращий розподіл напружень в кісткових елементах моделі, а також досить низький їх рівень і величину відносних деформацій в неушкоджених зв'язках.

Перспективи подальших досліджень.

Планується дослідження напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглобу при ушкодженні lig. conoideum та обох зв'язок дзьобо-ключичного зчленування.

References / Література

- Buryanov O, Kvasha V, Chekushyn D, Naumenko V. Analiz viddalenykh rezul'tativ operatyvnoho likuvannya vyvykhiv akromial'noho kintsya klyuchytsi. Travma. 2022;22(6):4-9. DOI: [10.22141/1608-1706](https://doi.org/10.22141/1608-1706). [in Ukrainian].
- Sobolevskiy Y, Burjanov O, Kvasha V, Chekushyn D, Omelchenko T, Kovalchuk D. Anatomical and biomechanical role of static stabilizers of the acromioclavicular joint. Wiadomosci Lekarskie Medical Advances. 2023;LXXVI(12):2607-2613. DOI: [10.36740/WLek202312109](https://doi.org/10.36740/WLek202312109).
- Fosser M, Camporese A. Operative treatment of acute acromioclavicular joint dislocations graded Rockwood III-V: a retrospective and comparative study between three different surgical techniques. Acta bio-medica: Atenei Parmensis. 2021;92(5):e2021325. DOI: [10.23750/abm.v92i5.10678](https://doi.org/10.23750/abm.v92i5.10678).
- Oh HS, Kim S, Hyun JH, Kim MS. Effect of subacromial erosion shape on rotator cuff and clinical outcomes after hook plate fixation in type 5 acromioclavicular joint dislocations: a retrospective cohort study. BMC musculoskeletal disorders. 2022;23(1):42. DOI: [10.1186/s12891-021-04987-y](https://doi.org/10.1186/s12891-021-04987-y).
- Ozan F, Gök S, Okur KT, Altun İ, Kahraman M, Günay AE, et al. Midterm Results of Tension Band Wiring Technique for Acute Rockwood Type III Acromioclavicular Joint Dislocation. Cureus. 2020;12(12):e12203. DOI: [10.7759/cureus.12203](https://doi.org/10.7759/cureus.12203).
- Bur'yanov OA, Kvasha VP, Chekushyn DA, Zadnichenko MO, Karpins'kyy MYU, Yares'ko OV. Napruzhenno-deformovanyy stan nadplechovo-klyuchichnoho suhloba pry ushkodzhenni nyzhn'oyi nadplechovo-klyuchichnoyi zv'yazky i riznykh sposobakh fiksatsiyi. Visnyk problem biolohiyi i medytsyny. 2024;1(172):330-344. DOI: [10.29254/2077-4214-2024-1-172-330-344](https://doi.org/10.29254/2077-4214-2024-1-172-330-344). [in Ukrainian].
- Bur'yanov OA, Kvasha VP, Marts'okha AV, Chekushyn DA, vynakhidnyky; Natsional'nyy medychnyy universytet imeni O.O.Bohomol'tsya, patentovlasnyk. Pozasuhlobovy dynamichnyy fiksator pry vyvykhakh akromial'noho kintsya klyuchytsi. Patent Ukrainy №12472. 2018 Kvit 25. [in Ukrainian].
- Cowin SC. Bone Mechanics Handbook. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press; 2001. 980 s.
- Boccaccio A, Pappalettere C. Theoretical Biomechanics. Prague: IntechOpen; 2011. Chapter, Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics; p. 21-48. DOI: [10.5772/19420](https://doi.org/10.5772/19420).
- Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. J Mech Behav Biomed Mater. 2008;1(1):30-42. DOI: [10.1016/j.jmbbm.2007.07.001](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2007.07.001).
- Woo SL, Abramowitch SD, Kilger R, Liang R. Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. Journal of Biomechanics. 2006;39:1-20. DOI: [10.1016/j.jbiomech.2004.10.025](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.025).
- Karpinsky M, Yaresko O, Pavlenko K, Topor V, Uvarova O, Popov O. Matematychnye modelyuvannya variantiv osteosyntezy klyuchytsi za yiyi perelomiv u seredniy tretyni. Orthopaedics Traumatology and Prosthetics. 2014;(4):5-13. DOI: [10.15674/0030-5987201445-13](https://doi.org/10.15674/0030-5987201445-13). [in Ukrainian].
- Chang YW, Hughes RE, Su FC, Itoi E, An KN. Prediction of muscle force involved in shoulder internal rotation. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2000;9(3):188-195.
- Rao SS. The Finite Element Method in Engineering. Waltham: Butterworth-Heinemann; 2017. 782 p.
- Kurowski PM. Engineering Analysis with COSMOSWorks 2007. Mission: SDC Publications; 2007. 263 p.

АНАЛІЗ РОЗПОДІЛУ НАПРУЖЕНЬ В НАДПЛЕЧОВО-КЛЮЧИЧНОМУ СУГЛОБІ ПРИ УШКОДЖЕННІ ТРАПЕЦІЄ-ПОДІБНОЇ ЗВ'ЯЗКИ І РІЗНИХ СПОСОБАХ ФІКСАЦІЇ

Бур'янов О. А., Кваша В. П., Чекушин Д. А., Задніченко М. О., Карпінський М. Ю., Яресько О. В.

Резюме. Вступ. При оперативному втручанні стабілізація акроміального кінця ключиці (АКК) при його вивахах реалізується шляхом використання гачкоподібної пластини (hook plate) та способу Вебера (tension band wiring), кожен з яких має власні переваги та недоліки. Відсутність вагомої доказової бази щодо змін напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба в залежності від варіанту ушкодження зв'язок та способів фіксації, що зумовлює суб'єктивний вибір фіксуючої конструкції.

Мета: провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба при ушкодженні трапецієподібної зв'язки (lig. trapezoideum) і фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією.

Об'єкт і методи. Побудована скінчено-елементна модель надплечово-ключичного суглоба (НКС). Моделювали ушкодження lig. trapezoideum, а також фіксацію АКК трьома способами: за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією.

Результати. Найкращі результати, з точки зору зниження рівня напружень в неушкоджених зв'язках, забезпечує фіксація АКК за Вебером, але цей метод веде до підвищення рівня напружень на АКК та акроміальному відростку лопатки в кілька разів, що може призводити до руйнування кісткової тканини. Другим негативним фактором є підвищення рівня напружень в дроті при відведенні кінцівки при ушкодженні окремих зв'язок до межі міцності хірургічної сталі. Це може стати причиною розриву серкляжного дроту і втрати стабільності НКС. Фіксатор шарнірного типу забезпечує найкращий розподіл напружень, як в кісткових елементах моделі, так і в неушкоджених зв'язках. Фіксатор hook plate займає середню позицію, як за рівнем напружень, так і за величиною відносних деформацій в зв'язках.

Висновки. Фіксація АКК за Вебером забезпечує найнижчий рівень напружень і відносних деформацій в неушкоджених зв'язках, але призводить до підвищення рівня напружень на акроміальному відростку лопатки та АКК в кілька разів. Рівень напружень в серкляжному дроті при відведенні кінцівки в умовах ушкодження lig. trapezoideum перевищує межу міцності хірургічної сталі, що може стати причиною розриву дроту і втрати стабільності НКС. Фіксатор hook plate займає проміжну позицію, як за рівнем напружень, так і за величиною відносних деформацій в зв'язках. Фіксатор запропонованої конструкції забезпечує найкращий розподіл на-

пружень в кісткових елементах моделі, а також досить низький їх рівень і венличину відносних деформацій в неушкоджених зв'язках.

Ключові слова: надплечово-ключичний суглоб, зв'язки, фіксація.

ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION IN THE ACROMIOCLAVICULAR JOINT IN CASE OF TRAPEZOID LIGAMENT INJURY AND DIFFERENT METHODS OF FIXATION

Buryanov O. A., Kvasha V. P., Chekushyn D. A., Zadnichenko M. O., Karpinsky M. Yu., Yaresko O. V.

Abstract. *Introduction.* During operative intervention, stabilization of the acromial end of the clavicle (AEC) in case of dislocations is realized by using a hook plate and Weber's method (tension band wiring), each of which has its own advantages and disadvantages. The lack of a strong evidence base regarding changes in the stress-deformed state of the acromioclavicular joint depending on the type of ligament damage and methods of fixation, which leads to the subjective choice of the fixation structure.

Aim: to conduct a comparative analysis of stress-deformed state of the acromioclavicular joint in case of damage to the trapezoid ligament (lig. trapezoideum) and fixation of the acromial end of the clavicle according to Weber, hook plate and the proposed construction.

Object and methods. A finite-element model of the acromioclavicular joint (ACJ) was constructed. Damage to the trapezoid ligament was modeled as well as fixation of ACC in three ways: according to Weber, hook plate and the proposed design.

The results. The best results, from the point of view of reducing the level of stress in intact ligaments, are provided by fixing the AEC according to Weber, but this method leads to an increase in the level of stress on the AEC and the acromial process of the scapula several times, which can lead to the destruction of bone tissue. The second negative factor is an increase in the level of tension in the wire when the limb is abducted when individual ligaments are damaged to the strength limit of surgical steel. This can lead to the rupture of the cerclage wire and the loss of stability of the ACJ. The hinge-type fixator provides the best distribution of stresses, both in the bony elements of the model and in intact ligaments. The hook plate retainer occupies an average position, both in terms of the level of stress and the magnitude of the relative deformations in the ligaments.

Conclusions. Fixation of the AEC according to Weber provides the lowest level of stresses and relative deformations in intact ligaments, but leads to an increase in the level of stresses on the acromial condyle of the scapula and AEC several times. The level of tension in the cerclage wire during abduction of the limb in conditions of trapezoid ligament damage exceeds the strength limit of surgical steel, which can cause wire breakage and loss of stability of the ACJ. The hook plate retainer occupies an intermediate position, both in terms of the level of stress and the amount of relative deformations in the ligaments. The fixator of the proposed design ensures the best distribution of stresses in the bone elements of the model, as well as a rather low level of them and a small amount of relative deformations in intact ligaments.

Key words: acromioclavicular joint, ligaments, fixation.

ORCID and contributionship / ORCID кожного автора та їх внесок до статті:

Buryanov O. A.: <https://orcid.org/0000-0002-2174-1882> ^F

Kvasha V. P.: <https://orcid.org/0000-0002-7444-6289> ^A

Chekushyn D. A.: <https://orcid.org/0000-0002-1151-4803> ^B

Zadnichenko M. O.: <https://orcid.org/0009-0002-1077-3421> ^E

Karpinsky M. Yu.: <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610> ^D

Yaresko O. V.: <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964> ^B

Conflict of interest / Конфлікт інтересів:

The authors declare no conflict of interest. / Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Corresponding author / Адреса для кореспонденції

Karpinsky Mykhailo Yuriyovych / Карпінський Михайло Юрійович

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine / ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України»

Ukraine, 61024, Kharkiv, 80 Pushkinskaya str. / Адреса: Україна, 61024, м. Харків, вул. Пушкінська 80

Tel.: +3800675714863 / Тел.: +3800675714863

E-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

A – Work concept and design, B – Data collection and analysis, C – Responsibility for statistical analysis, D – Writing the article, E – Critical review, F – Final approval of the article. / A – концепція роботи та дизайн, B – збір та аналіз даних, C – відповідальність за статичний аналіз, D – написання статті, E – критичний огляд, F – остаточне затвердження статті.

Received 15.01.2024 / Стаття надійшла 15.01.2024 року
Accepted 01.05.2024 / Стаття прийнята до друку 01.05.2024 року