

ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION IN THE ACROMIOCLAVICULAR JOINT IN CASE OF DAMAGE TO THE CONOID LIGAMENT AND DIFFERENT METHODS OF FIXATION**¹Bogomolets 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 most common methods of fixation for dislocations of the acromial end of the clavicle (AEC) are the hook plate and the Weber method using sintered wire. Due to the lack of clear knowledge about which method of fixation is the best, additional research is needed to determine the proportion of static stabilisers.

The study aimed to perform a comparative analysis of the stress-strain state of the acromioclavicular joint in case of conoid ligament (lig. conoideum) injury and fixation of the acromial end of the clavicle by Weber, hook plate and the proposed construction.

In the present study, we modelled the damage to the ligaments of the acromioclavicular complex, namely the lig. conoideum, and fixation of the acromial end of the clavicle in three ways: Weber, hook plate, and the proposed construction. The models were studied under loads acting on the acromioclavicular joint when the upper limb was abducted at an angle of 90°.

It has been established that in the case of lig. conoideum injury, the best results in reducing the stress level in the intact ligaments are provided by Weber fixation of the AEC. However, this fixation method leads to increased stresses in the wire to a level that exceeds the tensile strength of the surgical steel from which it is made. A partial solution to this problem may be using titanium wire, which has twice the tensile strength of surgical steel. The hinge-type fixator ensures the best distribution of stresses in the bone elements of the model and a fairly low level of stresses in intact ligaments. The hook plate fixator is in the middle position in terms of stress levels. Regarding relative deformations in the ligaments, it is inferior to all other fixation methods.

The Weber fixation of the acromial end of the clavicle provides the lowest level of stress in intact ligaments, but the level of stress in the sintered wire during abduction of the limb in conditions of lig. conoideum injury exceeds the tensile strength of surgical steel. The hook plate fixator occupies an intermediate position in stress level but is inferior to all other fixation methods in relative deformations in the ligaments. The hinge-type fixator provides the best distribution of stresses in the bone elements of the model, as well as a relatively low level of stresses and the magnitude of relative deformations in 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.

Dislocations of the acromial end of the clavicle (AEC) account for 3-26% of all dislocations and 10% of shoulder girdle injuries [1]. Static and dynamic stabilisers ensure the stability of the AEC. There is much controversy as to which of them plays the most important role in affecting the choice of surgical treatment methods [2].

The most common AEC fixation methods are the hook plate [3] and the Weber method using sintered wire [4].

Each of the fixation methods has advantages and disadvantages [5]. Currently, there is no clear evidence of which method is better, so the choice often depends on the surgeon's personal preferences. This necessitates further research into different methods of AEC fixation and their effect on the acromioclavicular joint.

The aim of the study.

To conduct a comparative analysis of the stress-strain state of the acromioclavicular joint in case of damage to the conoid ligament (lig. conoideum) 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 the 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 acromioclavicular complex, namely the lig. conoideum (**figure 1**).

We also modelled the fixation of the AEC in three ways: Weber, hook plate, and the proposed construction [7] (**figure 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 characteristics used (E – Young's modulus of elasticity, ν – Poisson's ratio) are given in **table 1**.

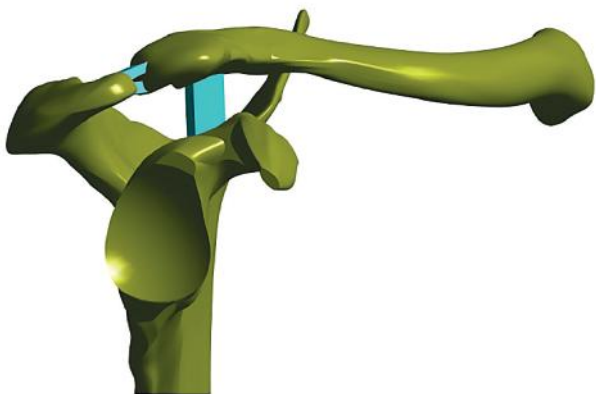


Figure 1 – Variants of the model with damage to the lig. conoideum.

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

The study modelled the loads acting on the ACJ when the upper limb was abducted to 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 mus-

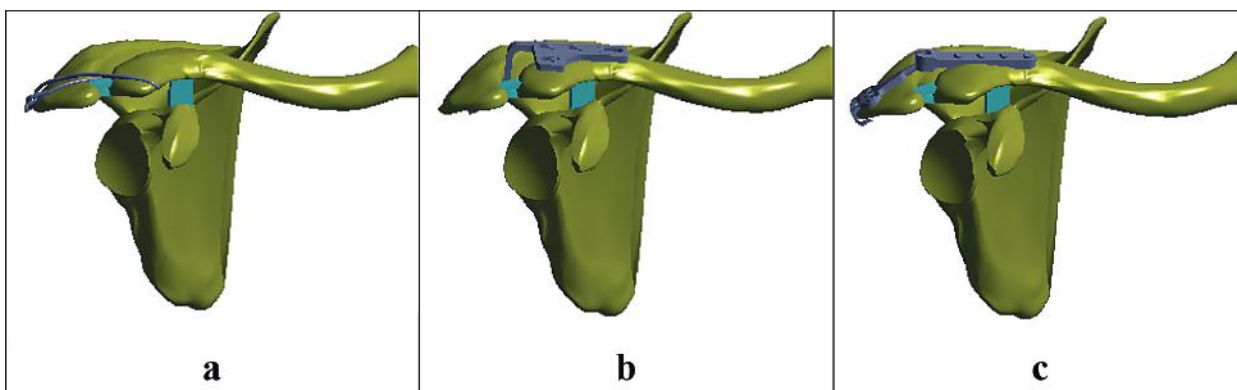


Figure 2 – Models with fixation of the acromial end of the clavicle, where: a – according to Weber; b – with a hook plate fixator; c – with a fixator of the proposed construction.

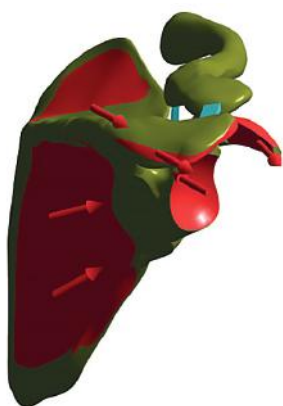


Figure 3 – Model load diagram.

cle – 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 subspinitus muscle – 55.6 N [13]. The loading diagram of the model is shown in figure 3.

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

The maximum stress level in ligaments, bone elements, and metal structures 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

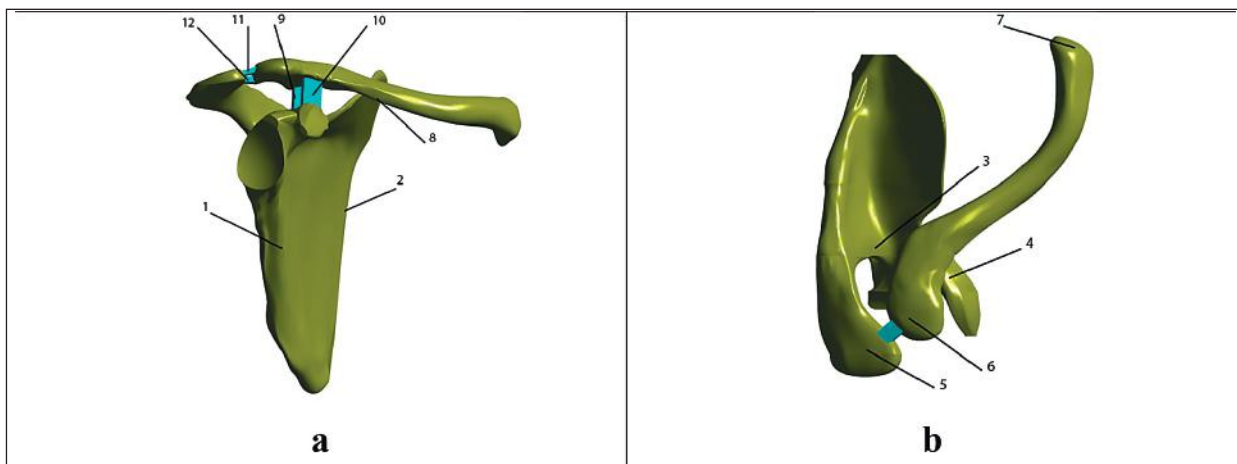


Figure 4 – Location of control points: a – front view; b – top view.

[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 as a result of damage to the coracoclavicular complex complex ligaments. The stress distribution in the model with damage to the lig. conoideum is shown in **figure 5**.

Abduction of the upper limb with damage to the lig. conoideum leads to an increase in stress levels at the sternal end of the clavicle to 4.3 MPa and at the acromial end to 63.0 MPa. In the middle part of the clavicle, the stresses remain unchanged. The scapula shows increased stress levels at all test points, with a maximum of 43.7 MPa at its acromion process. Stresses on all intact ligaments also increased, reaching a maximum of 110.8 MPa at the lig. acromioclavicular inferior and 94.0 MPa at the lig. trapezoideum.

The stress distribution in the bone elements of the model and ligaments in case of damage to the lig. conoideum with AEC fixation, according to Weber, is shown in **figure 6**.

Compared to the model without fixation, Weber fixation causes a significant increase in the stress level on the AEC to 203.5 MPa and 180.1 MPa on the acromion process of the scapula. At the same time, a slight decrease in the stress level is detected at its medial edge and on the coracoid process. Stresses on the intact liga-

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	lig. acromioclaviculare inferior	

ments also decrease and reach a maximum of 73.8 MPa on the lig. acromioclaviculare superior.

The decrease in the level of stress in the ligaments is due to the fact that the loads are transferred to the elements of the metal construction. Thus, the stresses on the spikes reach 266.0 MPa on the front spikes and 231.5 MPa on the back spikes. The situation is much worse with the wire, where the stresses reach 630.3 MPa, which exceeds the tensile strength of surgical steel (505.0 MPa). This can lead to wire rupture and, as a result, to the loss of stability of the ACJ.

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

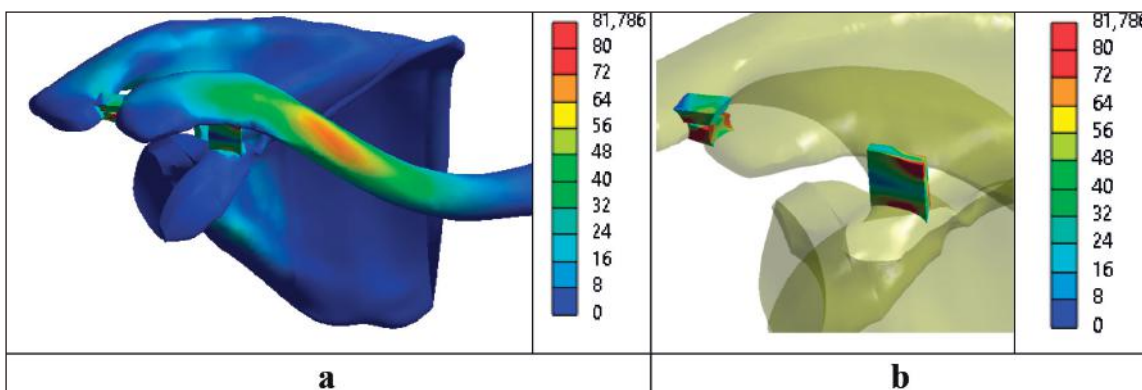


Figure 5 – Stress distribution in the elements of the model with damage to the lig. conoideum, where: a – in bone elements; b – in ligaments.

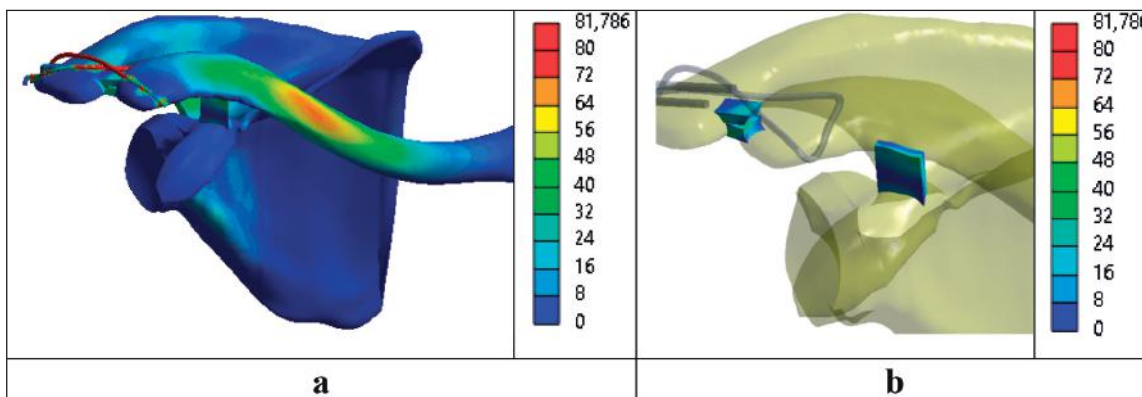


Figure 6 – Stress distribution in the elements of the model with damage to the lig. conoideum during Weber fixation of the acromial end of the clavicle, where: a – in bone elements; b – in ligaments.

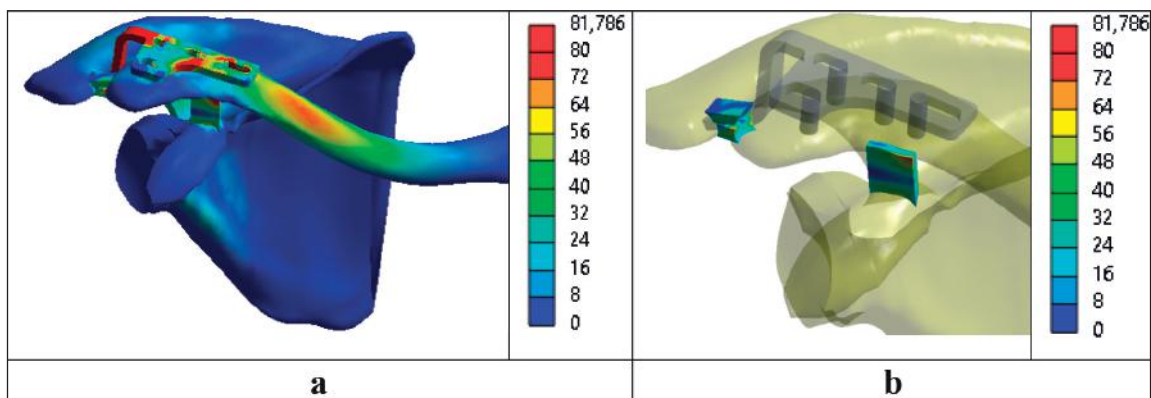


Figure 7 – Stress distribution in the elements of the model with damage to the lig. conoideum during fixation of the AEC with a hook plate fixator, where: a – in bone elements; b – in ligaments.

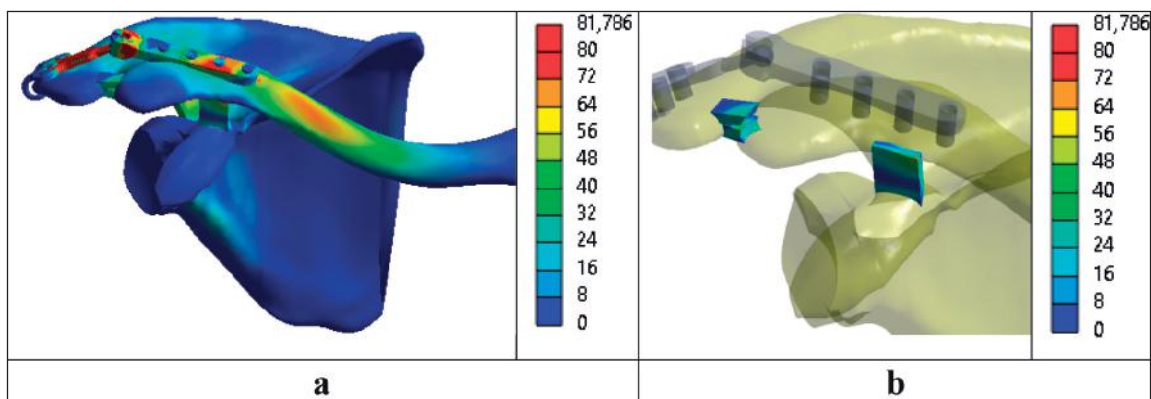


Figure 8 – Stress distribution in the elements of the model with damage to the lig. conoideum during fixation of the AEC with the proposed construction, where: a – in bone elements; b – in ligaments.

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

Control points	Stress, MPa					
	norm	without fixation	by Weber	hook plate	hinge	
Scapula	1	19,3	20,1	22,2	21,0	22,7
	2	11,2	10,0	9,6	9,4	10,3
	3	32,5	34,8	43,2	36,2	56,0
	4	28,2	42,4	23,6	45,9	31,7
	5	27,9	43,7	180,1	41,6	31,0
Clavicle	6	21,2	63,0	203,5	44,8	26,2
	7	3,0	4,3	3,7	3,4	3,8
	8	81,8	81,8	81,8	81,2	81,0
Ligaments	9	44,0				
	10	50,6	94,0	47,2	98,6	68,0
	11	39,5	85,3	73,8	67,3	35,3
	12	48,2	110,8	56,5	92,7	59,2

The studies have shown that the use of a hook plate in case of lig. conoideum injury, compared to the model without fixation, allows for reducing the level of stress in the ligaments of the clavicular-acromial joint, namely, on the lig. acromioclaviculare superior. The stress is reduced to 67.3 MPa and on the lig. acromioclaviculare inferior – 92.7 MPa. Stresses on the lig. trapezoideum slightly increased from 94.0 MPa to 98.6 MPa. In the bone elements of the model, a decrease in the level of stresses in the clavicle and on the coracoid process of the scapula is observed. In other control points of the scapula, the stresses slightly increase.

As for the metal construction, the stresses on its elements do not reach critical values and get a maximum of

305.0 MPa in the plate. Stresses on the lateral screw are determined at 148.4 MPa, and on the medial screw – 165.3 MPa.

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

Compared to the model without fixation, the hinge-type fixator allows the reduction of the level of stresses on all intact ligaments; the maximum value of 68.0 MPa is determined on the lig. trapezoideum, and the stresses on the lig. acromioclaviculare superior are reduced below the average level to 35.3 MPa. There is also a decrease in stress values, almost to the average level, in the clavicle and its acromion and coracoid processes.

Among the metal construction elements, the most stressed parts are 384.0 MPa and 187.0 MPa on the scapula and clavicle, respectively. On the fixation screws, the stresses do not exceed 74.2 MPa on the clavicle and 58.7 MPa on the acromion process.

The data of the maximum stresses at the control points of the models with lig. conoideum damage under different variants of AEC fixation are given in table 3.

Figure 9 shows comparative stress values at the control points of the model with lig. conoideum damage under different variants of AEC fixation.

All variants of AEC fixation in case of lig. conoideum injury allow to reduce the stress level 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 level of stress on the AEC and acromion process of the scapula. This is due to the fact that 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.

Table 4 gives the data on the stresses in the elements of the metal structures of the model with damage to the lig. conoideum under different variants of AEC fixation.

Thus, the maximum stresses on the sintered wire in case of damage to the lig. conoideum occur during abduction of the limb and reach 630.3 MPa, which exceeds the tensile strength of 505.0 MPa of surgical steel and can cause its rupture.

The last stage of the work was to study the values of relative deformations in the ligaments of the models in normal and injured lig. conoideum, as well as in all variants of AEC fixation. Figure 10 shows the distribution of relative deformations in the ligaments of the model in normal conditions and with lig. conoideum injury without AEC fixation.

In case of damage to the lig. conoideum and the absence of additional fixation, the relative deformities of the lig. acromioclaviculare superior and lig. acromioclaviculare inferior are determined at 24% and 33%, respectively. Relative deformities of lig. trapezoideum do not exceed 30%.

Figure 11 shows the distribution of relative deformities in models with different variants of AEC fixation in cases of lig. conoideum injury.

The use of Weber fixation allows to reduce the relative deformities of all intact ligaments and is determined at the level of 14% for lig. conoideum. The maximum level of relative deformation of 19% is determined on the lig. acromioclaviculare inferior.

The hook plate fixator, in comparison with the model without fixation, allows to reduce the level of relative deformities of the lig. acromioclaviculare superior to 20%, and the lig. acromioclaviculare inferior – to 28%. At the same time, the relative deformities of the lig. trapezoideum increase to 30%.

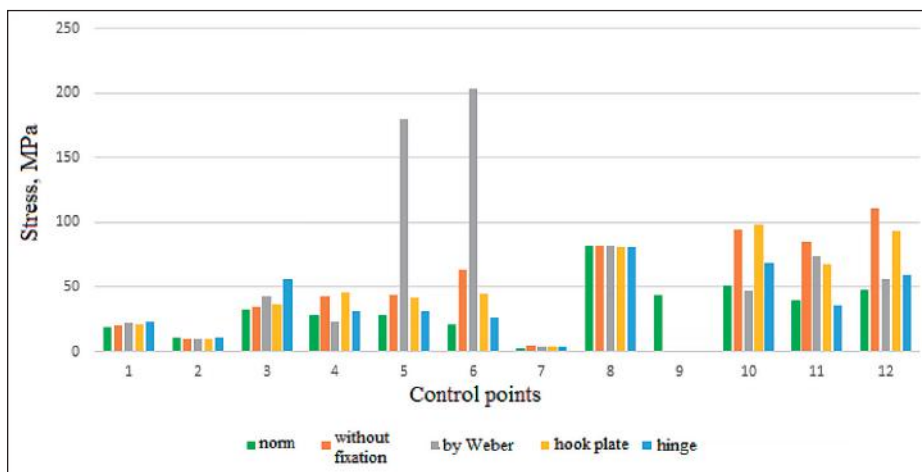


Figure 9 – Diagram of stress values at the control points of the model with damage to the lig. conoideum under different variants of AEC fixation.

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

Variants of fixation	Stress, MPa									
	wire	front spoke	back spoke	plate	lateral screws	medial screws	plate scapula	palte clavicle	screws on scapula	screws on clavicle
by Weber	630,3	266,0	231,5							
hook plate				305,2	148,4	165,3				
hinge							384,0	187,0	58,7	74,2

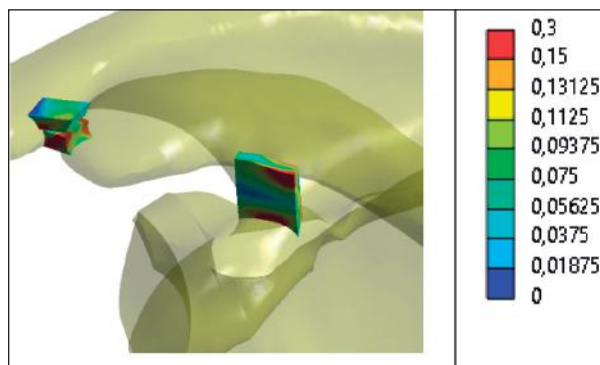


Figure 10 – Distribution of relative deformations in the ligaments of the model in case of lig. conoideum injury without fixation.

The hinge-type fixator reduces the relative deformities of the lig. acromioclaviculare superior below the average level to 10% but leaves the relative deformities of

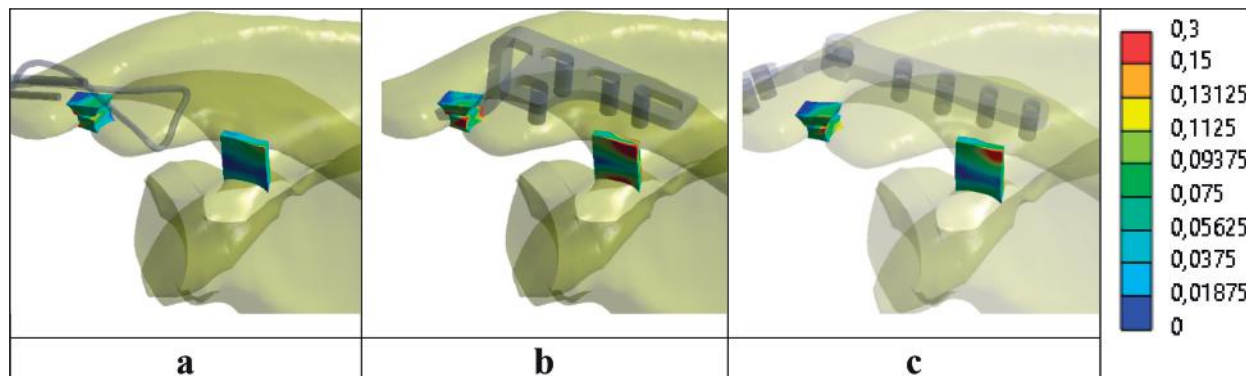


Figure 11 – Distribution of relative deformations in models with lig. conoideum injury: a – Weber fixation; b – hook plate fixation; c – fixation of the proposed construction.

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

Contol 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

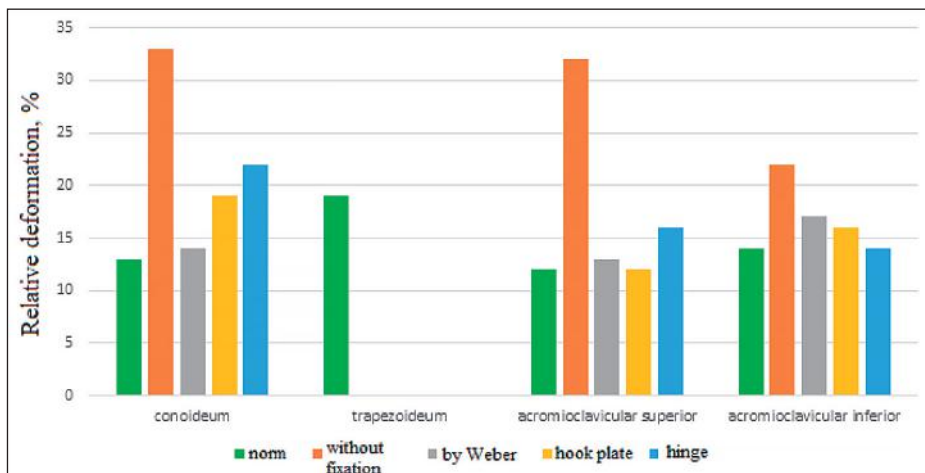


Figure 12 – Diagram of relative deformations in the ligaments of the models with damage to the lig. conoideum.

the lig. conoideum at a rather high level of 21% and 18% of the lig. acromioclaviculare inferior.

The data on the maximum values of relative deformities in the ligaments of the models are given in **table 5**.

The ratio of relative deformations in the ligaments of the models in the case of lig. conoideum injury is shown in the diagram (**figure 12**).

The study's results showed that, according to the criterion of minimising the value of relative deformations in the ligaments, fixation by Weber's method and the proposed hinge-type fixator showed approximately equal results, which makes it impossible to give an unambiguous preference to any of these methods.

Discussion of the research results.

As a result of the studies, it was found that in case of lig. conoideum injury, the best results in reducing the stress level in the intact ligaments are provided by

Weber fixation of the AEC. However, this fixation method leads to increased stresses in the wire to a level that exceeds the tensile strength of the surgical steel from which it is made. This can lead to the rupture of the sintered wire and loss of stability of the ACJ. A partial solution to this problem may be using titanium wire, the tensile strength of which is twice that of surgical steel.

The hinge-type fixator of the proposed construction provides the best distribution of stresses in the bone elements of the model and a sufficiently low level in intact ligaments. The hook plate fixator occupies an average position in terms of stress levels, and in terms of relative deformations in the ligaments, it loses to all other fixation methods.

Conclusions.

1. AEC fixation according to Weber provides the lowest level of stresses and relative deformations in intact ligaments, but the level

of stresses in the sintered wire during limb abduction in conditions of lig. conoideum 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 in terms of stress level, but is inferior to all other fixation methods regarding 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 fairly 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 both ligaments of the coracoclavicular joint.

DOI 10.29254/2077-4214-2024-3-174-243-256

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 КОНІЧНОЇ 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

Найбільш поширеними способами фіксації при вивихах акроміального кінця ключиці (АКК) є гачкоподібна пластина та метод Вебера з використанням серкляжного дроту. Через відсутність чітких знань про те, який спосіб фіксації є найкращим, необхідні додаткові дослідження щодо визначення питомої ваги статичних стабілізаторів.

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

В даному дослідженні моделювали ушкодження зв'язок надплечово-дзьобоподібного комплексу, а саме *lig. conoideum* та фіксацію акроміального кінця ключиці трьома способами: за Вебером, *hook plate* та запропонованою конструкцією. Моделі досліджували під впливом навантажень, які діють на надплечово-ключичний суглоб при відведенні верхньої кінцівки на кут 90°.

Встановлено, що при ушкодженні *lig. conoideum* найкращі результати з точки зору зниження рівня напружень в неушкоджених зв'язках забезпечує фіксація АКК за Вебером. Однак, цей метод фіксації призводить до підвищення напружень в дроті до рівня, який перевищує межу міцності хірургічної сталі, з якої він виготовлений. Частковим рішенням цієї проблеми може стати використання дроту з титану, межа міцності якого в двічі перевищує хірургічну сталь. Шарнірний фіксатор з забезпечує найкращий розподіл напружень в кісткових елементах моделі та досить низький їх рівень в неушкоджених зв'язках. Фіксатор *hook plate* займає середню позицію за рівнем напружень, а за величиною відносних деформацій в зв'язках програє всім іншим методам фіксації.

Фіксація акроміального кінця ключиці за Вебером забезпечує найнижчий рівень напружень в неушкоджених зв'язках, але рівень напружень в серкляжному дроті при відведенні кінцівки в умовах ушкодження *lig. conoideum* перевищує межу міцності хірургічної сталі. Фіксатор *hook plate* займає проміжну позицію за рівнем напружень, але за величиною відносних деформацій в зв'язках поступається всім іншим методам фіксації. Фіксатор шарнірного типу 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», № державної реєстрації 0123U104220.

Вступ.

Вивихи акроміального кінця ключиці (АКК) складають 3-26% від загальної кількості вивихів та 10% від травм плечового поясу [1]. Стабільність АКК забезпечується статичними та динамічними стабілізаторами. Існує багато суперечок щодо того, які з них відіграють найважливішу роль, що впливає на вибір способів оперативного лікування [2].

Найбільш поширеними методами фіксації АКК є гачкоподібна пластина [3] та метод Вебера з використанням серкляжного дроту [4].

Кожен з способів фіксації має свої переваги та недоліки [5]. Наразі не існує чітких доказів того, який спосіб кращий, тому його вибір часто залежить від особистих уподобань хірурга, що зумовлює необхідність подальших додаткових досліджень різних способів фіксації АКК та їх вплив на надплечово-ключичний суглоб.

Мета дослідження.

Провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба при ушкодженні конічної зв'язки (*lig. conoideum*) і фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, *hook plate* та запропонованою конструкцією.

Об'єкт і методи дослідження.

В 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 дзьобо-ключичного комплексів [6]. В даному дослідженні моделювали ушкодження зв'язок надплечово-дзьобоподібного комплексу, а саме *lig. conoideum* (рисунком 1).

Також моделювали фіксацію АКК трьома способами: за Вебером, *hook plate* та запропонованою конструкцією [7] (рисунком 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]. Використані характеристики (E – модуль пружності Юнга, ν – коефіцієнт Пуассона) наведені в таблиці 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 дельтоїдного м'язу – 173,4 Н, передня порція дельтоїдного м'язу – 121,9 Н, середня порція дельтоїдного 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 рисунку 3.

Для порівняння величин напружень в елементах моделей з різними ушкодженнями та варіантами

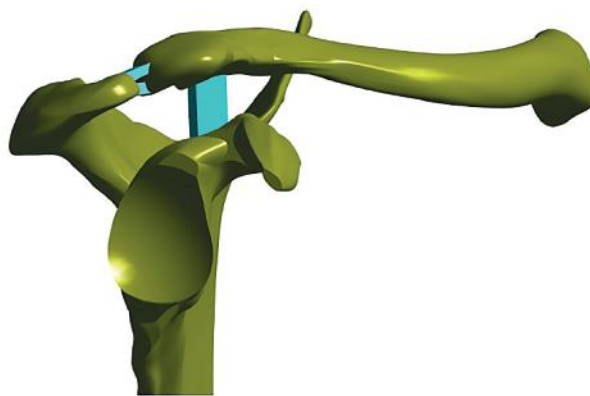


Рисунок 1 – Варіанти моделі з ушкодженням *lig. conoideum*.

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

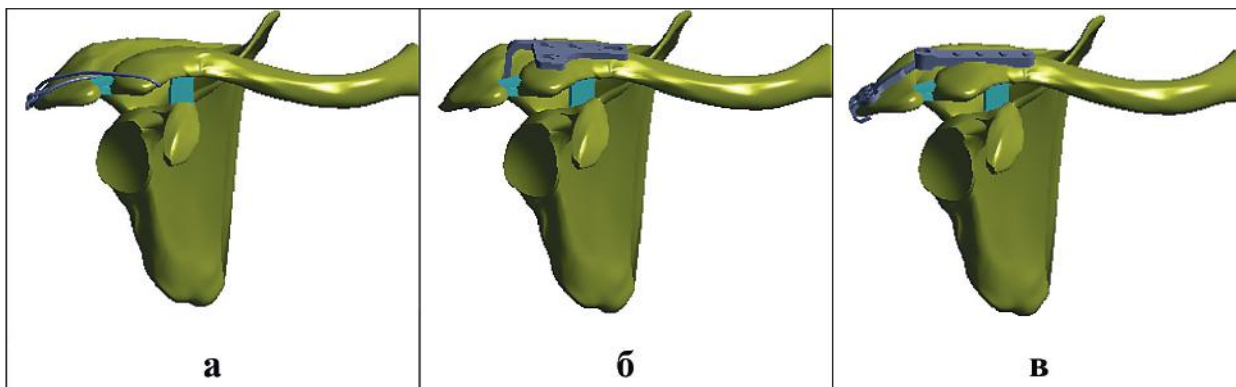


Рисунок 2 – Моделі з фіксацією акроміального кінця ключиці, де: а – за Вебером; б – фіксатором hook plate; в – фіксатором запропонованою конструкцією.

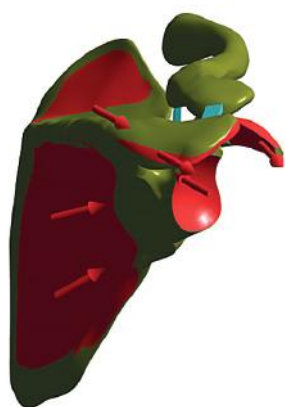


Рисунок 3 – Схема навантаження моделі.

Результати дослідження.

На першому етапі роботи вивчали зміни напружено-деформованого стану моделі в результаті ушкоджень зв'язок ключичного-дзьобоподібного комплексу. Розподіл напружень в моделі з ушкодженням lig. conoideum наведена на **рисунку 5**.

Відведенні верхньої кінцівки при пошкодженні lig. conoideum призводить до підвищення рівня напружень на грудинному кінці ключиці до 4,3 МПа та на акроміальному – до 63,0 МПа. В середній частині ключиці величина напружень залишається незмінною. На лопатці спостерігається зростання рівня напружень у всіх контрольних точках, з максимумом 43,7 МПа на її акроміальному відростку. Напруження на всіх непошкоджених зв'язках також збільшуються, досягаючи максимуму 110,8 МПа

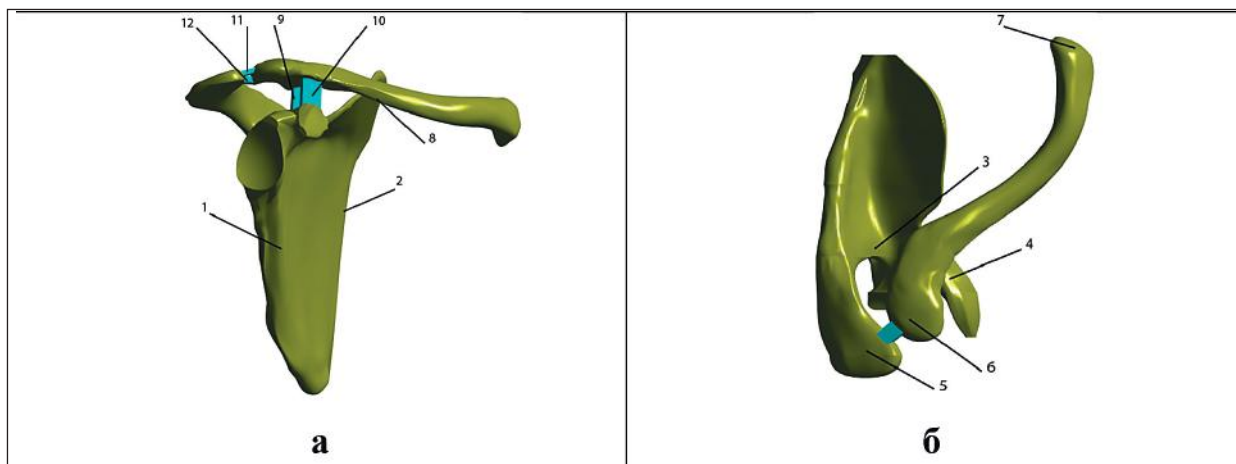


Рисунок 4 – Схема розташування контрольних точок: а – вид спереду; б - вид зверху.

фіксації були обрані контрольні точки. Схема розташування контрольних точок наведена на **рисунку 4** та в **таблиці 2**.

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].

на lig. acromioclaviculare inferior. та 94,0 МПа на lig. trapezoideum.

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

Фіксація за Вебером, в порівнянні з моделлю без фіксації, викликає значне зростання до 203,5 МПа рівня напружень на АКК та до 180,1 МПа на акроміальному виростку лопатки. При цьому на її медіальному краю та на дзьобоподібному відростку визначається незначне зниження рівня напружень. Напруження на неушкоджених зв'язках також знижуються, і набувають максимуму 73,8 МПа на lig. acromioclaviculare superior.

Зниження рівня напружень в зв'язках відбувається через те, що навантаження перкладаються на елементи металевої конструкції. Так, напруження на шпичках досягають 266,0 МПа на передній шпичці і 231,5 МПа на задній. Значно гірша ситуація з дротом, де напруження сягають 630,3 МПа, що перевищує межу міцності хірургічної сталі (505,0 МПа). Це може призвести до розриву дроту і, як наслідок, до втрати стабільності НКС.

На **рисунку 7** наведено розподіл напружень в кісткових елементах та зв'язках моделі з uszkodженням lig. conoideum при фіксації АКК hook plate.

Проведені дослідження показали, що використання hook plate при uszkodженні lig. conoideum, в порівнянні з моделлю без фіксації, дозволяє знизити рівень напружень в зв'язках ключично-акроміального зчленування, а саме на lig. acromioclaviculare superior напруження знижуються до 67,3МПа, а на lig. acromioclaviculare inferior – 92,7 МПа. Напруження на lig. trapezoideum незначно підвищуються від 94,0 МПа до 98,6 МПа. В кісткових елементах моделі спостерігається зниження рівня напружень в ключиці та на дзьобоподібному виростку лопатки. В інших контрольних точках лопатки напруження незначно підвищуються.

Стосовно металевої конструкції, то напруження на її елементах не набувають критичних значень і сягають максимуму 305,0 МПа в пластині. Напруження на латеральному гвинті визначаються на позначці 148,4 МПа, на медіальному – 165,3 МПа.

Таблиця 2 – Контрольні точки

Контрольні точки	Анатомічна ділянка	Елемент моделі
1	латеральний край	лопатка
2	медіальний край	
3	виймка лопатки	
4	дзьобоподібний відросток	
5	акроміальний відросток	
6	акроміальний кінець	ключиця
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	

Напружено-деформований стан моделі з uszkodженням lig. conoideum при фіксації АКК запропонованою конструкцією, наведено на **рисунку 8**.

В порівнянні з моделлю без фіксації, фіксатор шарнірного типу дозволяє знизити рівень напружень на всіх неушкоджених зв'язках, максимальне значення 68,0 МПа визначається на lig. trapezoideum, а напруження на lig. acromioclaviculare superior знижуються нижче рівня норми до 35,3 МПа. Також спостерігається зниження величин напружень, практично до рівня норми, в ключиці та на її акроміальному та дзьобоподібному виростках.

Серед елементів металевої конструкції найбільш напруженими визначаються частини – 384,0 МПа і 187,0 МПа на лопатці та ключиці, відповідно. На фіксуючих гвинтах напруження не перевищують позначки

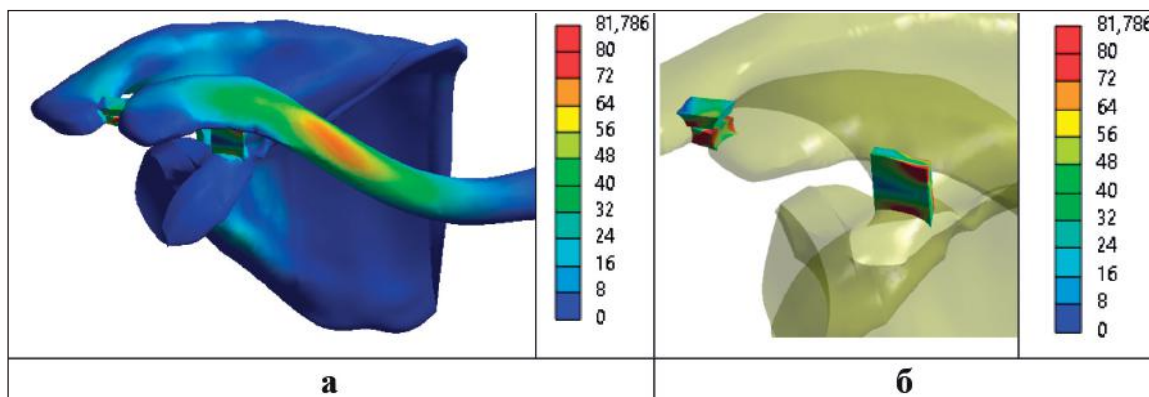


Рисунок 5 – Розподіл напружень в елементах моделі з uszkodженням lig. conoideum, де: а – в кісткових елементах; б – в зв'язках.

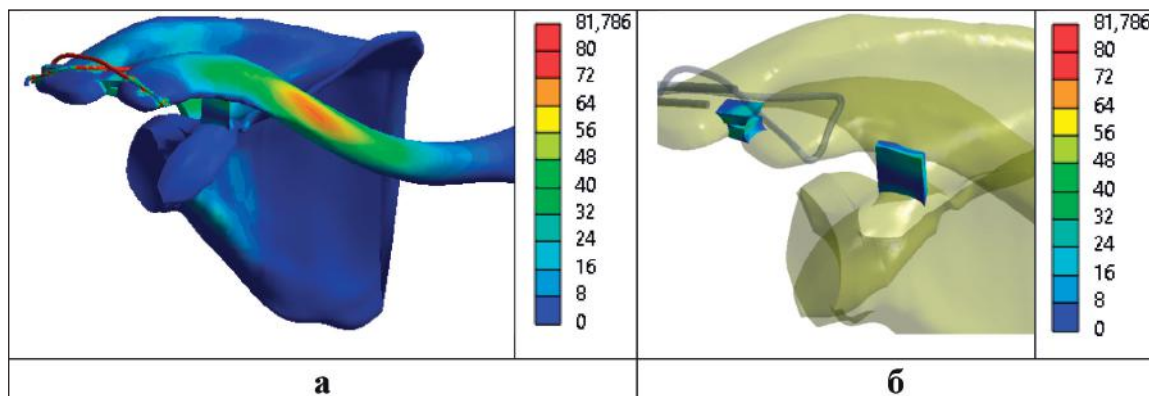


Рисунок 6 – Розподіл напружень в елементах моделі з uszkodженням lig. conoideum при фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, де: а – в кісткових елементах; б – в зв'язках.

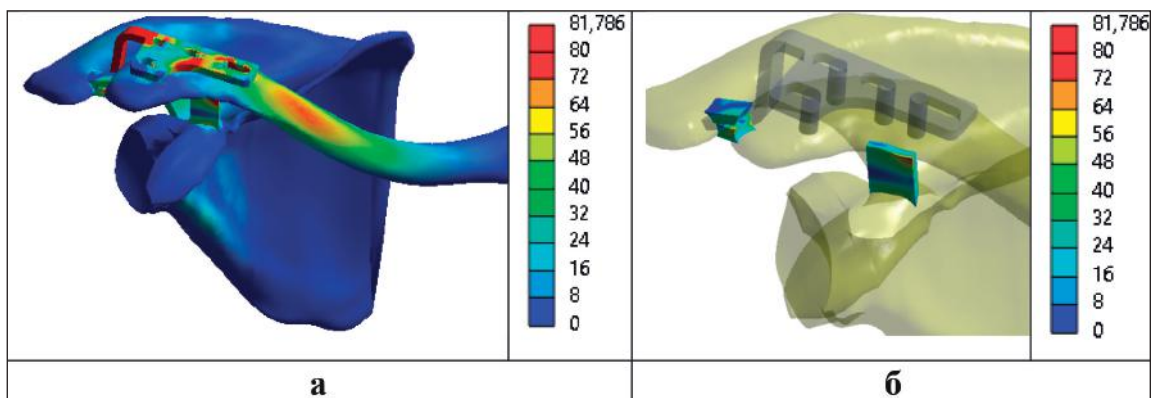


Рисунок 7 – Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням lig. conoideum при фіксації АКК фіксатором hook plate, де: а – в кісткових елементах; б – в зв'язках.

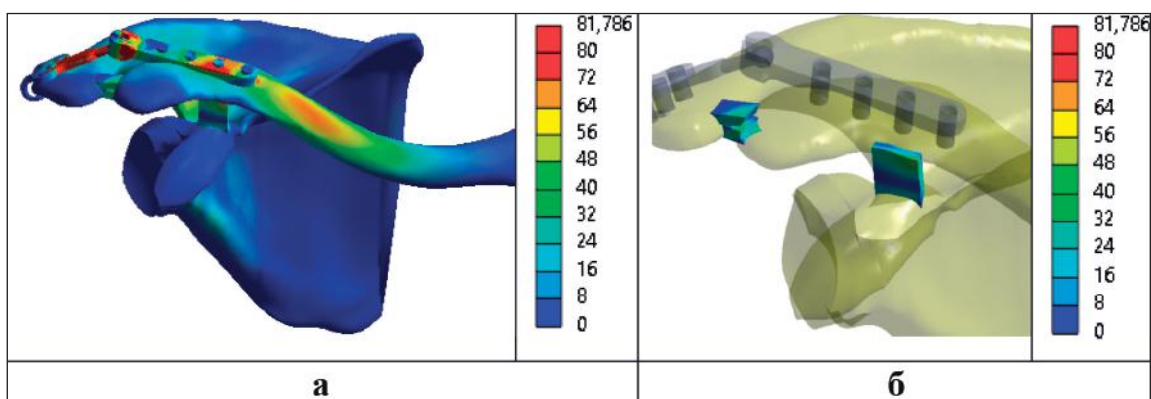


Рисунок 8 – Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням lig. conoideum при фіксації АКК запропонованою конструкцією, де: а – в кісткових елементах; б – в зв'язках.

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

Control points		Напруження, МПа				
		норма	без фіксації	за Вебером	hook plate	шарнір
Лопатка	1	19,3	20,1	22,2	21,0	22,7
	2	11,2	10,0	9,6	9,4	10,3
	3	32,5	34,8	43,2	36,2	56,0
	4	28,2	42,4	23,6	45,9	31,7
	5	27,9	43,7	180,1	41,6	31,0
Ключиця	6	21,2	63,0	203,5	44,8	26,2
	7	3,0	4,3	3,7	3,4	3,8
	8	81,8	81,8	81,8	81,2	81,0
Зв'язки	9	44,0				
	10	50,6	94,0	47,2	98,6	68,0
	11	39,5	85,3	73,8	67,3	35,3
	12	48,2	110,8	56,5	92,7	59,2

чок 74,2 МПа на ключиці та 58,7 МПа на акроміальному відростку.

Дані величин максимальних напружень в контрольних точках моделі з ушкодженням lig. conoideum при різних варіантах фіксації АКК наведені в таблиці 3.

Порівняльні величини напружень в контрольних точках моделі з ушкодженням lig. conoideum при різних варіантах фіксації АКК представлені на рисунку 9.

Всі варіанти фіксації АКК при ушкодженні lig. conoideum дозволяють

знижити 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 відростку 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 металевих конструкцій моделі з ушкодженням lig. conoideum при різних варіантах фіксації АКК наведені в таблиці 4.

Таким чином, максимальні напруження на серкляжному дроті при ушкодженні lig. conoideum припадають під час відведення кінцівки і сягають позначки 630,3 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

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

Варіанти фіксації	Напруження, МПа									
	дріт	шпильця передня	шпильця задня	пластина	латеральні гвинти	медіальні гвинти	пластина лопатка	пластина ключиця	гвинти на лопатці	гвинти на ключиці
за Вебером	630,3	266,0	231,5							
hook plate				305,2	148,4	165,3				
шарнір							384,0	187,0	58,7	74,2

та при ушкодженні lig. conoideum, а також при всіх варіантах фіксації АКК. Картина розподілу відносних деформацій в зв'язках на моделі в нормі та при ушкодженні lig. conoideum без фіксації АКК наведена на **рисунку 10**.

При пошкодженні lig. conoideum та відсутності додаткової фіксації відносні деформації lig. acromioclaviculare superior та lig. acromioclaviculare inferior визначаються на рівні 24% та 33%, відповідно. Відносні деформації lig. trapezoideum не перевищують 30%.

Розподіл відносних деформацій в моделях з різними варіантами фіксації АКК при ушкодженні lig. conoideum наведено на **рисунку 11**.

Застосування фіксації за Вебером дозволяє знизити відносні деформації всіх неушкоджених зв'язках і визначаються на рівні 14% для lig. conoideum. Максимальний рівень відносних деформацій 19% визначається на lig. acromioclaviculare inferior.

Фіксатор hook plate, в порівнянні з моделлю без фіксації, дозволяє знизити рівень відносних деформацій lig. acromioclaviculare superior до 20%, а lig. acromioclaviculare inferior – до 28%. В той же час відносні деформації lig. trapezoideum збільшуються до 30%.

Фіксатор шарнірного типу знижує відносні деформації lig. acromioclaviculare superior нижче рівня норми до 10%, але залишає на досить високому рівні 21% відносні деформації lig. conoideum та 18% lig. acromioclaviculare inferior.

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

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

Результати проведеного дослідження показали, що за критерієм мінімізації величини відносних деформацій в зв'язках фіксація за методом Вебера та запропонованим фіксатором шарнірного типу пока-

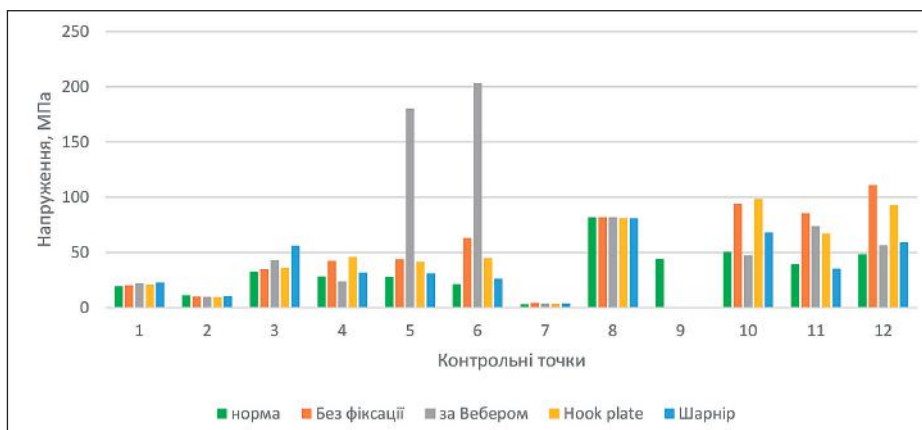


Рисунок 9 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з ушкодженням lig. conoideum при різних варіантах фіксації АКК.

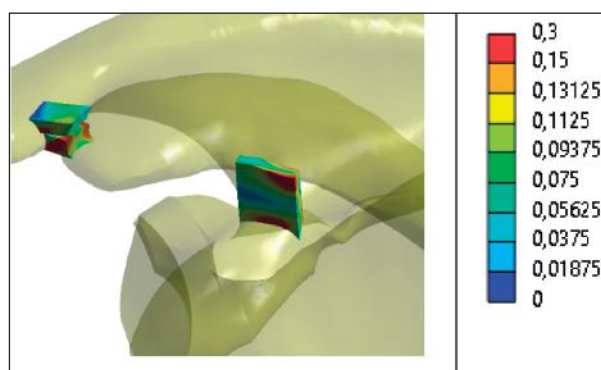


Рисунок 10 – Розподіл відносних деформацій в зв'язках моделі при ушкодженні lig. conoideum без фіксації.

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

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

зали приблизно рівні результати, що унеможливорює однозначне надання переваги будь-якому з цих методів.

Обговорення результатів дослідження.

В результаті проведених досліджень встановлено, що при ушкодженні lig. conoideum найкращі результати з точки зору зниження рівня напружень в неушкоджених зв'язках забезпечує фіксація АКК за

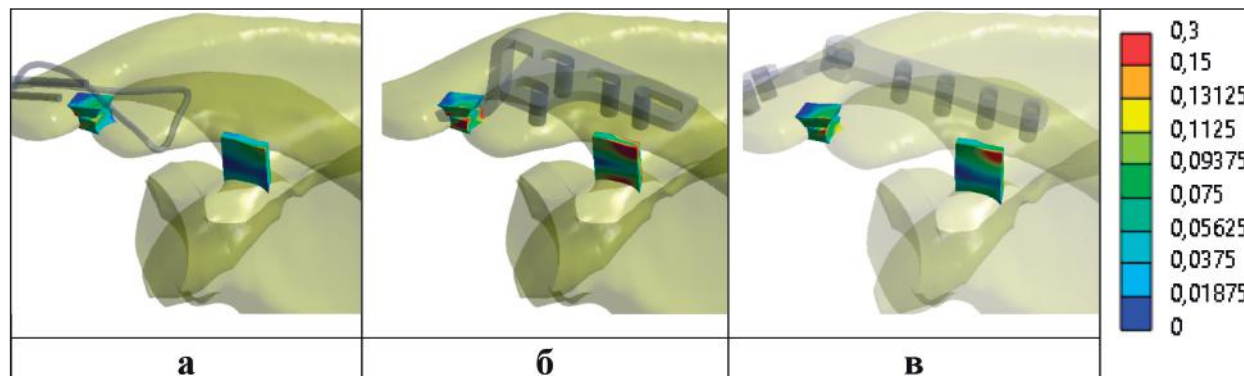


Рисунок 11 – Розподіл відносних деформацій в моделях при ушкодженні lig. conoideum: а – фіксація за Вебером; б – фіксатор hook plate; в – фіксатор запропонованої конструкції.

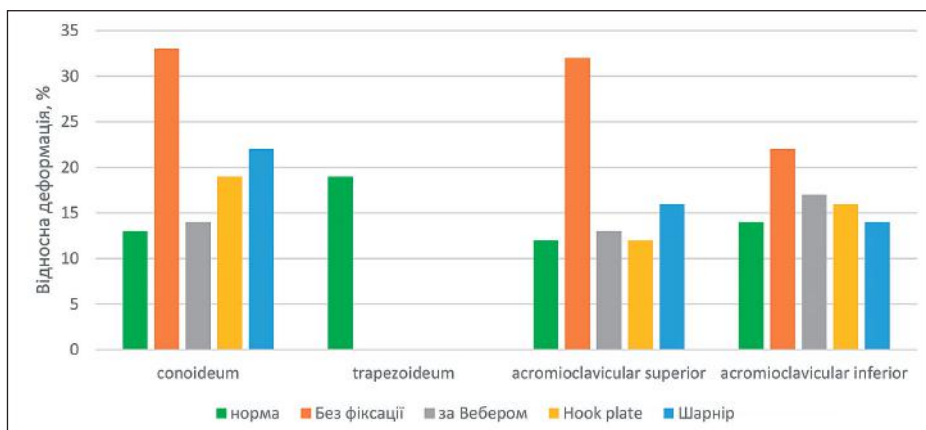


Рисунок 12 – Діаграма величин відносних деформацій в зв'язках моделей при ушкодженні lig. conoideum.

Вебером. Однак, цей метод фіксації веде до підвищення напружень в дроті до рівня, який 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.

Шарнірний 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 за рівнем напружень, а за величи-

ною відносних деформацій в зв'язках програє всім іншим способам фіксації.

Висновки.

1. Фіксація АКК за Вебером забезпечує найнижчий рівень напружень і відносних деформацій в неушкоджених зв'язках, але рівень напружень в серкляжному дроті при відведенні кінцівки в умовах ушкодження lig. conoideum перевищує межу міцності хірургічної сталі, що може стати причиною розриву дроту і втрати стабільності НКС.

2. Фіксатор hook plate займає проміжну позицію за рівнем напружень, але за величиною відносних деформацій в зв'язках поступається всім іншим методам фіксації.

3. 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 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 klyuchytisi. *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'kyu MYU, Yares'ko OV. Napruzhenno-deformovany stan nadplechovo-klyuchychnoho suhloba pry ushkozhenni nyzhn'oyi nadplechovo-klyuchychnoyi 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 klyuchytisi. 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. Matematychno modelyuvannya variantiv osteosyntezy klyuchytisi za yiyi perelomiv u serednyy treti. *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.
- Kuroski PM. *Engineering Analysis with COSMOSWorks 2007*. Mission: SDC Publications; 2007. 263 p.

АНАЛІЗ РОЗПОДІЛУ НАПРУЖЕНЬ В НАДПЛЕЧОВО-КЛЮЧИЧНОМУ СУГЛОБІ ПРИ УШКОДЖЕННІ КОНІЧНОЇ 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. Вивихи акроміального кінця ключиці трапляються досить часто, складаючи 3-26% від загальної кількості вивихів та 10% від травм плечового поясу. Найбільш поширеними методами фіксації є гач-

коподібна пластина та метод Вебера з використанням серкляжного дроту. Через відсутність чітких знань про те, який метод фіксації є найкращим, необхідні додаткові дослідження.

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

Об'єкт і методи дослідження. В даному дослідженні моделювали ушкодження зв'язок надплечово-дзьобоподібного комплексу, а саме lig. conoideum. Моделювали фіксацію акроміального кінця ключиці трьома способами: за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією. Моделі досліджували під впливом навантажень, які діють на надплечово-ключичний суглоб при відведенні верхньої кінцівки на кут 90°.

Результати. Відведенні верхньої кінцівки при наявності розриву lig. conoideum призводить до підвищення рівня напружень на грудинному кінці ключиці до 4,3 МПа та на акроміальному – до 63,0 МПа. На лопатці спостерігається зростання рівня напружень з максимумом 43,7 МПа на її акроміальному відростку. Напруження на зв'язках збільшуються до 110,8 МПа на lig. acromioclaviculare inferior та 94,0 МПа на lig. trapezoideum.

Фіксація за Вебером викликає значне зростання до 203,5 МПа рівня напружень на акроміальному кінці ключиці та до 180,1 МПа на акроміальному відростку лопатки. Напруження на неушкоджених зв'язках також знижуються до максимуму 73,8 МПа на lig. acromioclaviculare superior. Напруження на шпичках досягають 266,0 МПа на передній шпичці і 231,5 МПа на задній. Значно гірша ситуація з дротом, де напруження сягають 630,3 МПа, що перевищує межу міцності хірургічної сталі 505,0 МПа.

Використання hook plate дозволяє знизити напруження на lig. acromioclaviculare superior до 67,3 МПа, а на lig. acromioclaviculare inferior – 92,7 МПа. Напруження на lig. trapezoideum незначно підвищуються від 94,0 МПа до 98,6 МПа. Спостерігається зниження напружень в ключиці та на дзьобоподібному відростку лопатки.

Фіксатор шарнірного типу дозволяє знизити рівень напружень на всіх неушкоджених зв'язках, а напруження на lig. acromioclaviculare superior знижуються нижче рівня норми до 35,3 МПа. Також спостерігається зниження величин напружень, практично до рівня норми, в ключиці та на її акроміальному та дзьобоподібному відростках.

За результати проведеного дослідження показали, що за критерієм мінімізації величини відносних деформацій в зв'язках фіксація за методом Вебера та запропонованим фіксатором шарнірного типу показали приблизно рівні результати, що унеможливує однозначне надання переваги будь-якому з цих методів.

Висновки. Фіксація акроміального кінця ключиці за Вебером забезпечує найнижчий рівень напружень і відносних деформацій в неушкоджених зв'язках, але рівень напружень в серкляжному дроті при відведенні кінцівки в умовах ушкодження lig. conoideum перевищує межу міцності хірургічної сталі, що може стати причиною розриву дроту і втрати стабільності надплечово-ключичного суглоба. Фіксатор hook plate займає проміжну позицію за рівнем напружень, але за величиною відносних деформацій в зв'язках поступається всім іншим методам фіксації. 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.

ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION IN THE ACROMIOCLAVICULAR JOINT IN CASE OF DAMAGE TO THE CONOID LIGAMENT 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. Dislocations of the acromial end of the clavicle occur quite often, accounting for 3-26% of the total number of dislocations and 10% of shoulder girdle injuries. The most common methods of fixation are the hook plate and the Weber method using a cerclage wire. Due to the lack of clear knowledge about which fixation method is the best, more research is needed.

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

Object and research methods. In this study, damage to the ligaments of the acromioclavicular joint, namely lig. conoideum. Fixation of the acromial end of the clavicle was modeled in three ways: according to Weber, hook plate and the proposed construction. The models were studied under the influence of loads that act on the acromioclavicular joint when the upper limb is abducted to an angle of 90°.

The results. Abduction of the upper limb in the presence of a rupture of the lig. conoideum leads to an increase in the stress level at the sternal end of the clavicle to 4.3 MPa and at the acromial end to 63.0 MPa. An increase in stress level is observed on the scapula with a maximum of 43.7 MPa on its acromial process. The stresses on the ligaments increase to 110.8 MPa per lig. acromioclaviculare inferior and 94.0 MPa on lig. trapezoidum.

Fixation according to Weber causes a significant increase in stress level to 203.5 MPa on the acromial end of the clavicle and to 180.1 MPa on the acromial condyle of the scapula. The stresses on the intact ligaments also decrease to a maximum of 73.8 MPa per lig. acromioclaviculare superior. The stresses on the spokes reach 266.0 MPa on the front spoke and 231.5 MPa on the rear. The situation is much worse with the wire, where the stresses reach 630.3 MPa, which exceeds the strength limit of surgical steel of 505.0 MPa.

The use of a hook plate allows you to reduce the tension on the lig. acromioclaviculare superior to 67.3 MPa, and on lig. acromioclaviculare inferior – 92.7 MPa. Voltage on lig. trapezoideum slightly increase from 94.0 MPa to 98.6 MPa. There is a decrease in stress in the clavicle and on the beak-like condyle of the scapula.

The hinge-type fastener allows you to reduce the stress level on all intact ligaments, and the stress on lig. acromioclaviculare superior decrease below the normal level to 35.3 MPa. There is also a decrease in stress values, almost to the normal level, in the clavicle and on its acromial and beak-like processes.

According to the results of the conducted research, it was shown that according to the criterion of minimizing the amount of relative deformations in the ligaments, fixation according to the Weber method and the proposed hinge-type fixator showed approximately equal results, which makes it impossible to unambiguously give preference to any of these methods.

Conclusions. Fixation of the acromial end of the clavicle according to Weber provides the lowest level of stresses and relative deformations in intact ligaments, but the level of stresses in the cerclage wire during abduction of the limb in conditions of lig. conoideum damage exceeds the strength limit of surgical steel, which can cause wire breakage and loss of stability of the acromioclavicular joint. The hook plate fixator occupies an intermediate position in terms of stress level, but it is inferior to all other fixation methods in terms of relative deformations in ligaments. The fixator of the proposed design ensures the best distribution of stresses in the bone elements of the model, as well as a fairly low level and magnitude 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.: +380675714863 / Тел.: +380675714863

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 20.03.2024 / Стаття надійшла 20.03.2024 року
Accepted 26.08.2024 / Стаття прийнята до друку 26.08.2024 року