

STRESSED AND DEFORMED STATE OF THE ACROMIOCLAVICULAR JOINT IN CASE OF DAMAGE TO THE INFERIOR ACROMIOCLAVICULAR LIGAMENT AND VARIOUS METHODS OF FIXATION¹Bogomolets National Medical University (Kyiv, Ukraine)²Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine (Kharkiv, Ukraine)

vlkvash@ukr.net

In case of dislocations of the acromial end of the clavicle (AEC), its stabilisation is achieved in two ways: clavicle – coracoid process, clavicle – acromion process. Fixation of the AEC to the acromion of the scapula is a priority.

Aim: to conduct a comparative analysis of fixation of the acromial end of the clavicle by Weber, hook plate and the proposed construction by studying the stress-strain state of the acromioclavicular joint in case of damage to the inferior acromioclavicular ligament with different methods of fixation.

A finite element model of the acromioclavicular joint was constructed. The damage to the inferior acromioclavicular ligament and fixation of the AEC were modelled in three ways: by Weber, hook plate, and the proposed construction.

All types of fixators provide approximately the same level of stress in the bone elements of the model, but with Weber fixation, the stresses in the areas of contact with the wire on the AEC and on the acromion process of the scapula increase several times, which can cause bone destruction. The best distribution of stresses in both the bone elements of the model and the intact ligaments is provided by a hinge-type fixator. It is also the best by the criterion of minimising the value of relative deformations. The Weber fixation allows the reduction of the relative deformations of intact ligaments below the level of the model without fixation, but the stress distribution indicators in this model call into question the feasibility of using this technique. The hook plate fixator occupies an intermediate position relative to all the studied parameters.

Weber fixation of the acromial end of the clavicle provides good results in terms of stress levels and relative deformations in intact ligaments but leads to a several-fold increase in the stress level on the AEC and acromion process of the scapula. The fixator of the proposed construction provides the best result, both in terms of stress distribution in the model elements and the value of relative deformations in intact ligaments. The hook plate fixation occupies an intermediate position in terms of all the studied parameters.

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) are a relatively common traumatic injury of the locomotion and support apparatus and, according to various authors, account for 3% to 26.1% of dislocations of other locations and about 10% in the structure of acute shoulder girdle injuries, ranking third after dislocations of the shoulder and forearm. They occur mainly in men of young, most able-bodied age, which determines the social significance of this injury [1].

Competing metal structures to provide fixation are the hook plate, proposed by Fade G. E., Scullion J. E. (2002) [2] and the Weber method (tension band wiring) [3].

Each method of using metal structures has its advantages and disadvantages.

The reasons for unsatisfactory results of surgical treatment of dislocations of the acromial end of the clavicle using the Weber method are the violation of the integrity of the wire and pins, destruction of the acromion process of the scapula and the acromial end of the

clavicle, and migration of the pins, which are due to the mechanical properties of these structures [4].

Among the disadvantages of using a hook plate are shoulder pain, bone destruction, especially in the area of the acromion process, and subacromial conflict [5].

The disadvantages of modern fixation structures adversely affect treatment results, requiring the development of newer means.

The aim of the study.

To conduct a comparative analysis of the fixation of the acromial end of the clavicle by Weber, hook plate and the proposed construction by studying the stress-strain state of the acromioclavicular joint in case of damage to the inferior acromioclavicular ligament (lig. acromioclavicular inferior) with different methods of fixation.

Object and research methods.

A finite-element model of the AEC, 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 (fig. 1).

In the present study, we modelled damage to the ligaments of the acromioclavicular joint, namely the inferior acromioclavicular ligament (fig. 2).

For each variant of ligament injury of ACJ, fixation of the acromial end of the clavicle (AEC) was modelled

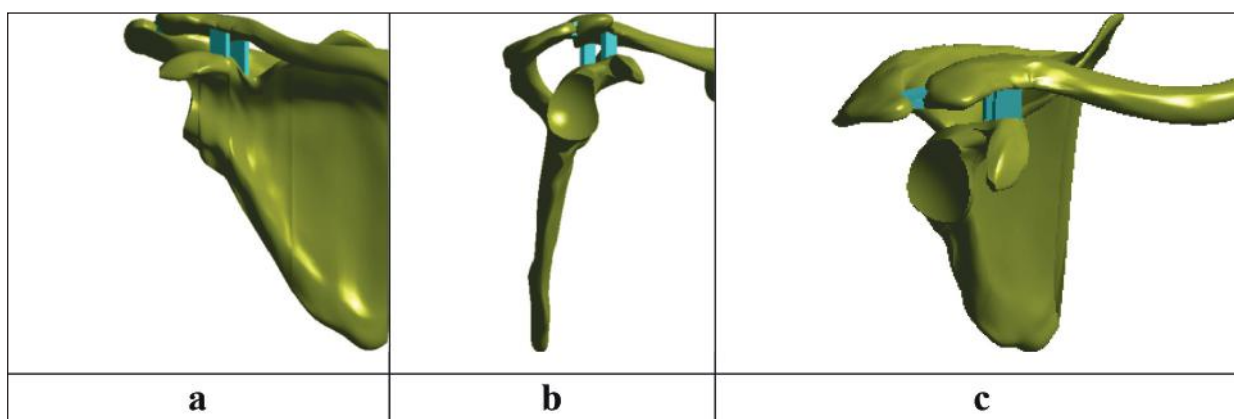


Figure 1 – Model of the humeral scapular joint, where: a – frontal view; b – sagittal view; c – top view.

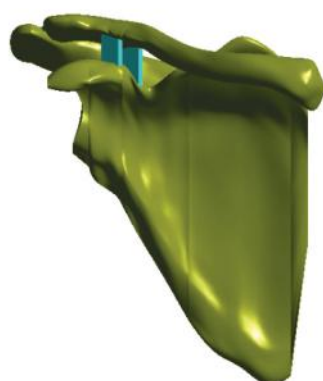


Figure 2 – Variants of the model with damage to the inferior acromioclavicular ligament.

infraspinatus combined – 55.6 N [12]. The loading diagram of the model is shown in **figure 4**.

To compare the stress values in the elements of the models with different damages and fixation options, control points were selected. The location of the control points is shown in **figure 5** and **table 2**.

The maximum stress level in the ligaments, bone elements and metal structures was recorded. In addition, the values of relative deformations in the ligaments were studied. The model was built in SolidWorks [13]. The stress-strain state of the models was calculated using ANSYS [14].

Research results.

In the first stage of the study, we analysed the stress-strain state of the model without damaging the ligamentous apparatus. The normal stress distribution in the bone elements of the model is shown in **figure 6**.

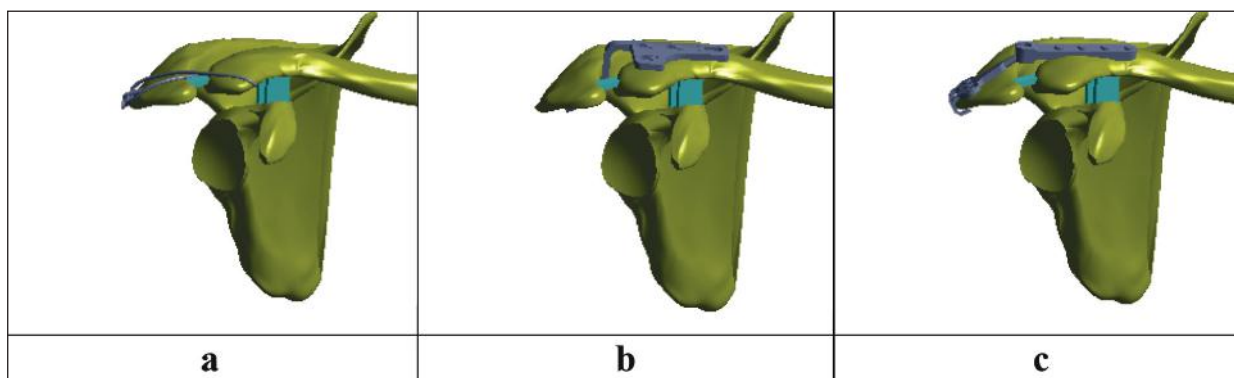


Figure 3 – Models with fixation of the acromial end of the clavicle, where: a – according to Weber; b – with a hook plate fixator; c – with a fixator of the proposed construction.

in three ways: by Weber, hook plate, and the proposed construction [6] (**fig. 3**).

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 [7, 8, 9, 10, 11]. The characteristics 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 extremity is abducted at an angle of 90° . Forces were applied to the models to simulate muscle action: middle deltoid muscle – 173.4 N, anterior deltoid muscle – 121.9 N, posterior deltoid muscle – 371, 3 N, supraspinatus – 190.7 N, subscapularis – 1029.8 N,



Figure 4 – Model load diagram.

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 made it possible to determine that, under conditions of intact ACJ ligaments, abduction of the upper extremity causes stresses in the model elements that reach a maximum value of 81.8 MPa in the middle part of the clavicle and a minimum stress level of 3.0 MPa is observed at its sternal end. On the scapula, the most stressed 32.5 MPa is found at the edge of its notch, with the minimum stress of 11.2 MPa occurring along its medial edge. Among the ligaments, the highest stress level was recorded on the lig. trapezoideum – 50.6 MPa, the lowest on the lig. acromioclaviculare superior – 39.5 MPa.

The second stage of the study was to investigate changes in the stress-strain state of the model as a result of damage to the ACJ ligaments. The pattern of stress distribution in the model with damage

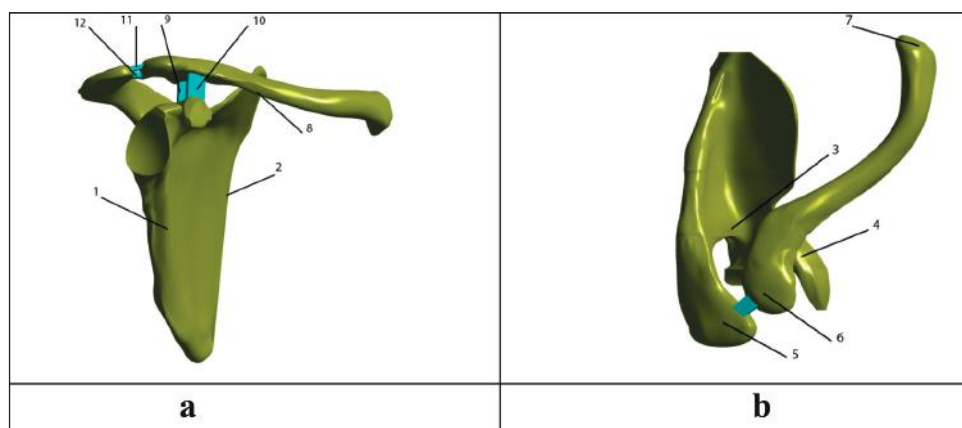


Figure 5 – Location of control points: a – front view; b – top view.

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)	

to the lig. acromioclaviculare inferior is shown in **fig. 7**.

Rupture of the lig. acromioclaviculare inferior leads to an increase in the stress level in all model elements. Among the bone elements, the maximum stress level of 81.8 MPa is determined in the clavicle body, and the minimum stress level is 4.3 MPa at its sternal end. In the scapula, the stresses reach a maximum of 42.5 MPa along the edge of the notch. The minimum stresses of 11.5 MPa are determined along its medial edge. Compared to the undamaged model, the stress level at all intact ligaments increases significantly. The lig. acromioclaviculare superior is the most stressed ligament, with a stress level of 95.1 MPa. In the ligaments of the coracoclavicular complex, the maximum stress level is much lower and is determined at 52.9 MPa and 71.3 MPa for lig. conoideum and lig. trapezoideum, respectively.

The distribution of stresses in the bone elements of the model in the case of lig. acromioclaviculare inferior injury with AEC fixation according to Weber is shown in **figure 8**.

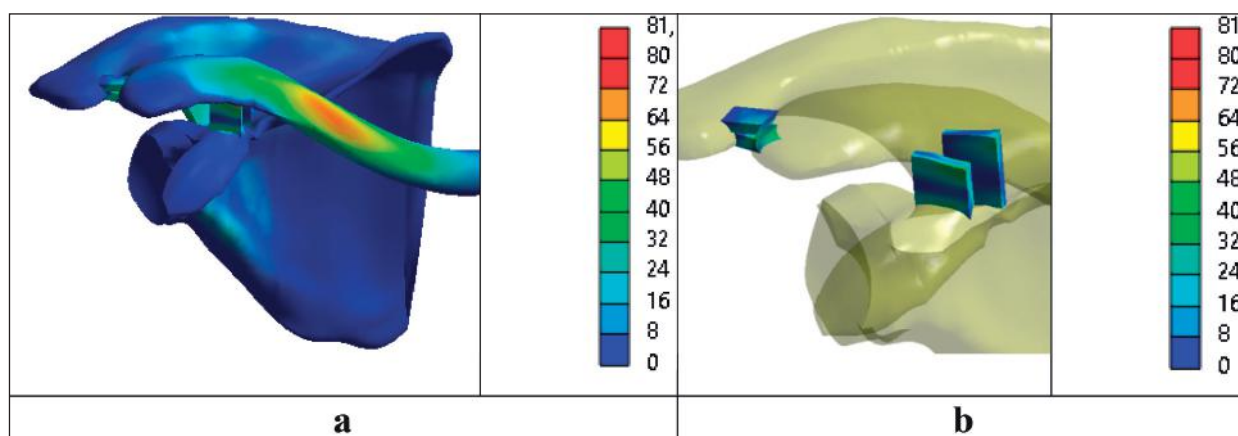


Figure 6 – Normal stress distribution in model elements, where: a – in bone elements; b – in ligaments.

The use of a steel wire for fixation of the AEC allows shifting part of the load from the ligaments to the wire and, as a result, reduces the stress level in almost all control points of the model, except for the AEC and the acromial process of the scapula, where the presence of a thin wire leads to a significant increase in stress to 174.6 MPa and 300.7 MPa, respectively. The wire itself also experiences significant stresses of 582.2 MPa, which exceed the tensile strength of the surgical steel from which it is made, which may cause its rupture. However, this allows to reduce the stresses on the ligaments of the coracoclavicular complex below the level of stresses in the model without damage, namely, on the lig. conoideum to 28.1 MPa, on the lig. trapezoideum to 38.2 MPa. Stresses in the lig. acromioclaviculare superior were determined at 60.0 MPa, which is lower than in the model with damage to the lig. acromioclaviculare inferior without fixation, but higher than in the normal model.

Fig. 9 shows the distribution of stresses in the bone elements of the model with damage to the lig. acromioclaviculare inferior at fixation with an AEC hook plate.

Compared to the undamaged model, the hook plate reduces the stress level in almost all model control points. The stress distribution in the scapula is fairly even, ranging from 11 MPa along the medial edge to 34.5 MPa along the edge of the notch. Stresses in all parts of the clavicle are also reduced. At the same time, the plate itself is very stressed (391.0 MPa), and among the fixation screws, the medial one is the most stressed (138.8 MPa), but these values do not approach critical levels. All this reduces the stress

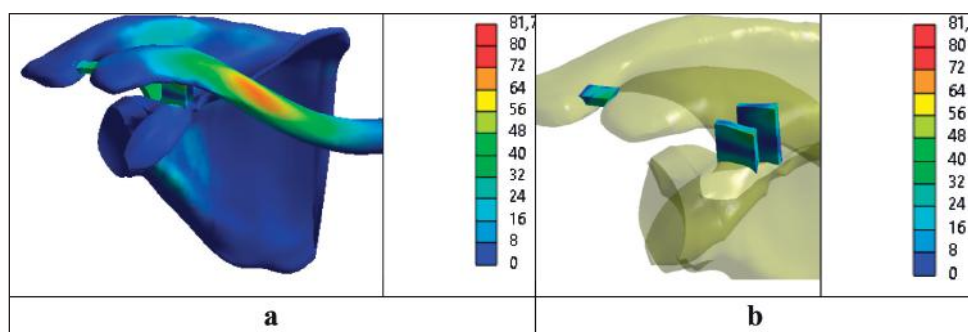


Figure 7 – Stress distribution in the elements of the model with damage to the lig. acromioclaviculare inferior, where: a – in bone elements; b – in ligaments.

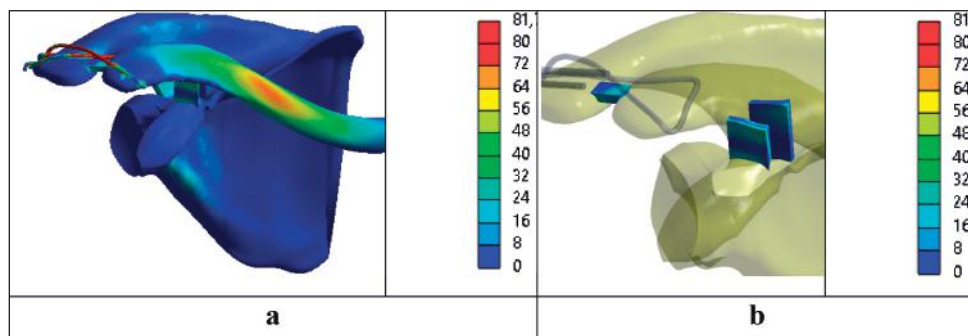


Figure 8 – Stress distribution in the elements of the model with damage to the lig. acromioclaviculare inferior at Weber fixation of the acromial end of the clavicle, where: a – in bone elements; b – in ligaments.

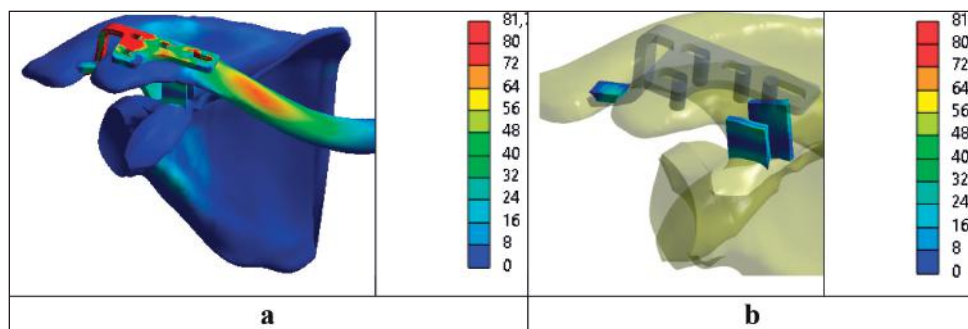


Figure 9 – Stress distribution in the elements of the model with damage to the lig. acromioclaviculare inferior during fixation of the acromial end of the clavicle with a hook plate fixator, where: a – in bone elements; b – in ligaments.

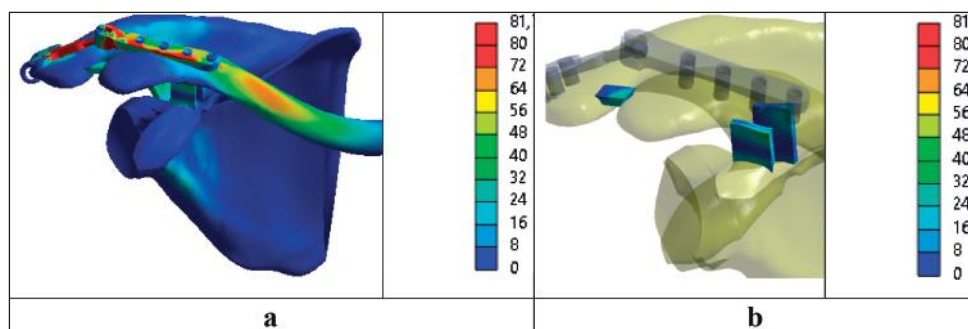


Figure 10 – Stress distribution in the elements of the model with damage to the lig. acromioclaviculare inferior when fixing the acromial end of the clavicle with the proposed construction, where: a – in bone elements; b – in ligaments.

level in intact ligaments compared to the model without fixation.

The stress-strain state of the model with damage to the lig. acromioclaviculare inferior after fixation of the acromial end of the clavicle with the proposed construction is shown in figure 10.

The proposed fixator allows to obtain a minimum level of stress in the clavicle compared to other fixators,

Table 3 – Stress values in the control points of the model with damage to the lig. acromioclaviculare inferior at different variants of fixation of the acromial end of the clavicle

Control points		Stress, MPa				
		norm	without fixation	by Weber	hook plate	hinge
Scapula	1	19,3	20,2	20,9	20,4	21,3
	2	11,2	11,5	10,6	11,6	9,4
	3	32,5	42,5	29,8	34,5	34,7
	4	28,2	25,1	21,9	20,7	24,0
	5	27,9	25,7	300,7	26,6	33,9
Clavicle	6	21,2	35,6	174,6	26,6	23,7
	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	52,9	28,1	43,8	38,6
	10	50,6	71,3	38,2	46,0	47,7
	11	39,5	95,1	60	62,5	37,2
	12	48,2				

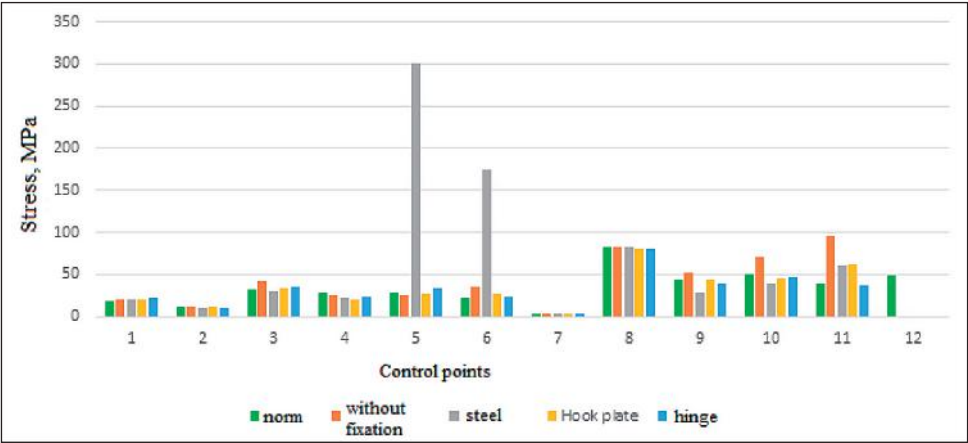


Figure 11 – Diagram of stress values at the control points of the model with damage to the lig. acromioclaviculare inferior in different variants of fixation of the acromial end of the clavicle.

but in the scapula, there is a decrease in the level of stress along its medial edge, the edge of the notch and on the coracoid process, and at the same time an increase along the lateral edge and on the acromion process compared to the model without fixation. The plate on the fixator itself was the most stressed – 393.9 MPa and 312.6 MPa at the scapula and clavicle, respectively. It should also be noted that articular fixation reduces the level of stresses on all intact ligaments below the level of the normal model, with the minimum stress value determined in the lig. acromioclaviculare superior,

Table 4 – Stress values in the elements of the metal structures of the model in case of damage to the lig. acromioclaviculare inferior with different variants of fixation of the acromial end of the clavicle

Variants of fixation	Stress, MPa								
	wire	front spoke	back spoke	plate	lateral screws	medial screws	plate scapula	palte clavicle	screws on scapula
by Weber	582,0	131,2	277,8						
hook plate				391,0	319,0	138,8			
hinge							393,9	312,6	59,7

even though it is the only one working in the acromioclavicular joint in this case.

Table 3 shows the data on the values of maximum stresses at the control points of models with damage to the lig. acromioclaviculare inferior in different variants of fixation of the acromial end of the clavicle.

Comparative stress values at the control points of the model with damage to the lig. acromioclaviculare inferior under different variants of AEC fixation are shown in **figure 11**.

The diagram above suggests that all types of fixators for lig. acromioclaviculare inferior injury produces approximately the same stress level in the model's bone elements. The exception is Weber fixation, in which the stresses on the AEC and the acromial process of the scapula increase several times, which may cause bone destruction in the area of contact with metal elements. The fixator of the proposed construction provides the lowest level of stresses in the ligaments, especially in the affected ACJ.

The data on the stresses in the elements of the metal structures of the model with damage to the lig. acromioclaviculare inferior under different variants of AEC fixation are given in **table 4**.

As for the fixators themselves, the Weber fixation method showed the worst results in terms of the stresses that occur in the steel wire and reach critical values of the tensile strength of the surgical steel from which it is made, which can cause wire rupture and, as a result, loss of stability of the ACJ.

The last stage of the work was to study the values of relative deformations in the ligaments of the models in the normal state and case of damage to the lig. acromioclaviculare inferior, 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 damage to the lig. acromioclaviculare inferior without fixation of the acromial end of the clavicle is shown in **fig. 12**.

The study showed that in normal abduction of the upper extremity, the maximum relative deformities of 19% are experienced by the lig. trapezoideum, and the minimum 12% by the lig.acromioclaviculare superior. Relative deformities of lig. conoideum and lig. acromioclaviculare inferior are determined at 13% and 14%, respectively. When the lig. acromioclaviculare inferior is damaged, all the loads arising in the ACJ are taken by lig. acromioclaviculare superior, which leads to a significant increase in its relative deformation to 29%. The deformities of the ligaments of the coracoclavicular complex increase slightly

to 16% of the lig. conoideum and 19% of the lig. trapezoideum.

Consider how the values of relative deformities of intact ligaments are affected by fixation of the acromial end of the clavicle. The distribution of relative deformities in models with different variants of fixation of the acromial end of the clavicle in case of damage to the lig. acromioclaviculare inferior is shown in fig. 13.

The use of Weber fixation allows for reducing the relative deformities of all intact ligaments. In this case, the deformities of the ligaments of the coracoclavicular complex are reduced below the normal model values and are determined at 9% and 12% for lig. conoideum and lig. trapezoideum, respectively. The relative deformities of the lig. acromioclaviculare superior, although also significantly reduced, are determined at 20%.

The use of the hook plate fixator also allows to reduce the level of relative deformities in the ligaments of the coracoclavicular complex below the level of the normal model, although it falls short of the Weber fixation variant, namely up to 13% – at the lig. conoideum and up to 14% – at the lig. trapezoideum. At the same time, the deformities of the lig. acromioclaviculare superior do not exceed 19%.

The best results were obtained using the proposed hinge-type fixator, which allows the reduction of the relative deformities on all intact ligaments below the level of the normal model. Data on the maximum values of relative deformations in the ligaments of the models are given in table 5.

The diagram shown in fig. 14 provides a visual representation of the ratio of relative deformations in the ligaments of the models in case of damage to the lig. acromioclaviculare inferior.

The study's results show that the proposed hinge-type fixator showed the best results in minimising the magnitude of relative deformities in the ligaments of

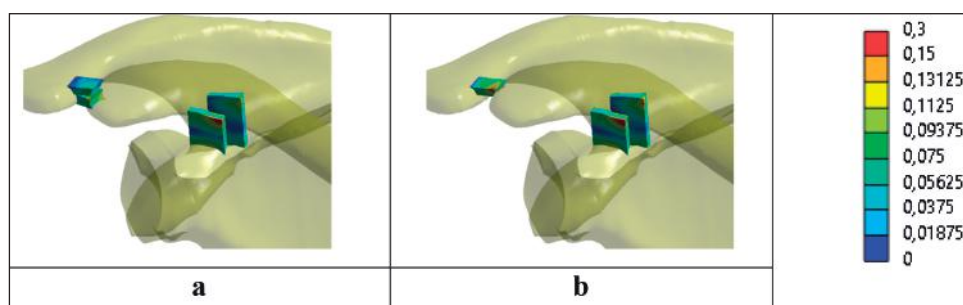


Figure 12 – Distribution of relative deformations in the ligaments of the model: a – normal; b – with damage to the lig. acromioclaviculare inferior without fixation.

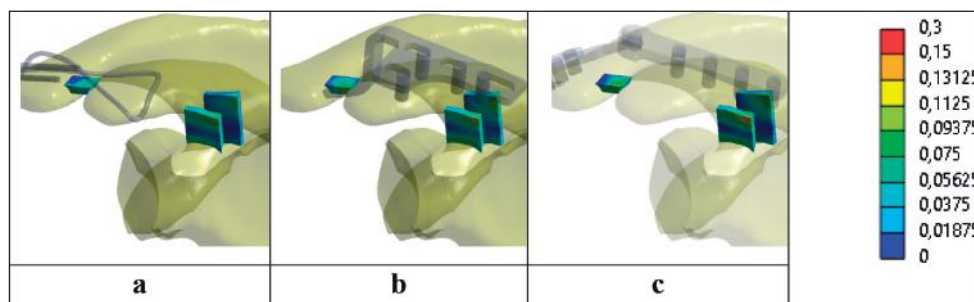


Figure 13 – Distribution of relative deformations in models with injury of lig. acromioclaviculare inferior: a – Weber fixation; b – hook plate fixation; c – fixation of the proposed construction.

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

Control points	Relative deformation, %				
	norm	without fixation	by Weber	hook plate	hinge
lig. conoideum	13	16	9	13	12
lig. trapezoideum	19	19	12	14	13
lig. acromioclaviculare superior	12	29	20	19	11
lig. acromioclaviculare inferior	14				

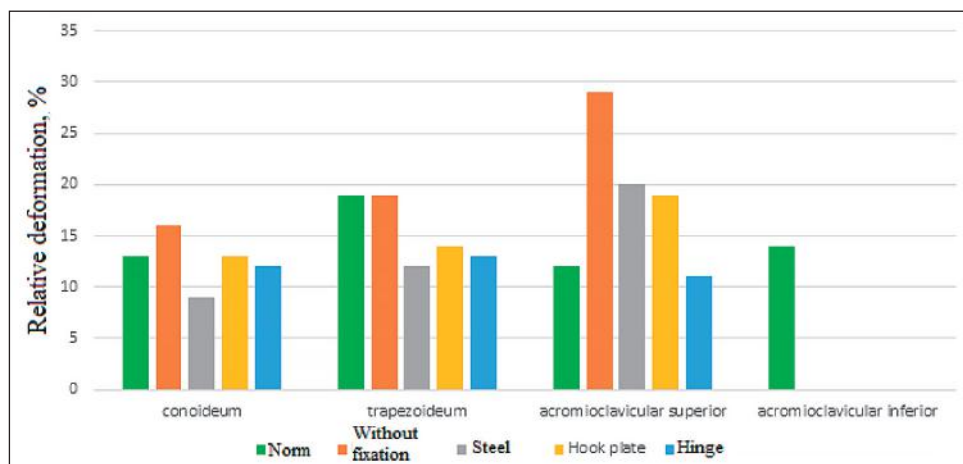


Figure 14 – Diagram of relative deformations in the ligaments of the models with damage to the lig. acromioclaviculare inferior.

the acromioclavicular complex in case of damage to the lig. acromioclaviculare inferior. The greatest ligament deformities occur with hook plate fixation, although lower than those of the model without fixation.

Discussion of the research results.

As a result of the study, it was found that all types of fixators in case of damage to the lig. acromioclaviculare inferior allow obtaining approximately the same stress level in the model's bone elements. The exception is

Weber fixation, in which the stresses on the AEC and the acromial process of the scapula increase several times, which may cause bone destruction in the area of contact with metal elements. The hinge-type fixator provides the best stress distribution both in the bone elements of the model and a sufficiently low level of stress in the intact ligaments. Regarding stress values in the model elements, the hook plate has good performance in case of isolated ligament injuries and occupies an intermediate position in terms of all studied parameters.

According to the criterion of minimising the magnitude of relative deformities in the ligaments of the acromioclavicular complex in case of damage to the lig. acromioclaviculare inferior, the proposed hinge-type fixator showed the best results. The greatest ligament deformities occur with hook plate fixation, although lower than the model without fixation. Although Weber fixation also allows the reduction of the level of relative deformities of intact ligaments below the level of the model without fixation, and in the ligaments of the coracoclavicular complex even below the normal model, the stress distribution in this model calls into question the feasibility of using this technique.

Conclusions.

Weber fixation of the acromial end of the clavicle provides good results in terms of reducing the level of stresses and relative deformations in intact ligaments but leads to a several-fold increase in the level of stresses on the AEC and acromial process of the scapula. The stress level in the wire during abduction of the extremity in case of damage to individual ligaments is close to the tensile strength of the surgical steel from which it is made, which can cause wire rupture and, as a result, loss of ACJ stability.

The fixator of the proposed construction provides the best result, both by the criterion of stress distribution in the model elements and by the value of relative deformations in intact connections.

The hook plate fixator occupies an intermediate position according to all the studied indicators and can be the method of choice in case of injury of lig. acromioclaviculare inferior.

Prospects for further research.

The stress-strain state of the acromioclavicular joint is planned to be studied in case the ligaments of the coracoclavicular complex are damaged.

DOI 10.29254/2077-4214-2024-1-172-330-344

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.

НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНІЙ СТАН НАДПЛЕЧОВО-КЛЮЧИЧНОГО СУГЛОБА ПРИ УШКОДЖЕННІ НИЖНЬОЇ НАДПЛЕЧОВО-КЛЮЧИЧНОЇ 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)

vlkvash@ukr.net

При вивихах акроміального кінця ключиці (АКК) його стабілізація реалізується двома шляхами: ключиця – дзюбоподібний відросток, ключиця – акроміальний відросток. Фіксація АКК до акроміального відростку лопатки є пріоритетною.

Мета: провести порівняльний аналіз фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією, шляхом вивчення напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior при різних способах фіксації.

Побудована скінчено-елементна модель надплечово-ключичного суглоба. Моделювали ушкодження lig. claviculo-асоасроміале inferior, а також фіксацію АКК трьома способами: за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією.

Всі типи фіксаторів забезпечують приблизно однаковий рівень напружень в кісткових елементах моделі, але при фіксації за Вебером напруження в зонах контакту з дротом на АКК та на акроміальному відростку лопатки збільшуються в декілька разів, що може бути причиною руйнування кісткової тканини. Найкращий розподіл напружень, як в кісткових елементах моделі, так і в неушкоджених зв'язках забезпечує фіксатор шарнірного типу. Він же є кращим і за критерієм мінімізації величини відносних деформацій. Знизити рівень відносних деформацій неушкоджених зв'язок нижче рівня моделі без фіксації дозволяє фіксація за Вебером, але показники розподілу напружень в даній моделі ставлять під питання доцільність використання цієї методики. Проміжне положення за всіма дослідженими показниками займає фіксатор hook plate.

Фіксація акроміального кінця ключиці за Вебером забезпечує гарні результати за критерієм рівня напружень і відносних деформацій в неушкоджених зв'язках, але призводить до підвищення в кілька разів рівня напружень на АКК та акроміальному відростку лопатки. Фіксатор запропонованої конструкції забезпечує найкращий результат, як за критерієм розподілу напружень в елементах моделі, так і за величиною відносних деформацій в неушкоджених зв'язках. Фіксатор hook plate займає проміжне положення за всіма дослідженими показниками.

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) є доволі поширеним травматичним пошкодженням апарату руху та опори і за даними різних авторів складають від 3% до 26,1% від вивихів інших локалізацій і біля 10% в структурі гострих пошкоджень плечового поясу, займаючи третє місце після вивихів плеча та передпліччя. Зустрічаються переважно у чоловіків молодого, найбільш працездатного віку, що зумовлює соціальну значимість даного пошкодження [1].

Конкуруючими металевими конструкціями для забезпечення фіксації є гачкоподібна пластина – hook plate, запропонована Fade G. E., Scullion J. E. (2002) [2] та спосіб Вебера (tension band wiring) [3].

Кожний спосіб застосування металевих конструкцій має свої переваги та недоліки.

Чинниками незадовільних результатів оперативного лікування вивихів акроміального кінця ключиці при застосуванні способу Вебера є порушення цілісності дроту та шпиль, руйнація акроміального відростка лопатки та акроміального кінця ключиці, міграція шпиль, які зумовлені механічними властивостями даних конструкцій [4].

Серед недоліків використання hook plate: біль в плечі, руйнація кісткової тканини особливо в ділянці акроміального відростка та субакроміальний кон-

НКС, яка складалася з лопатки, ключиці та зв'язок надплечово-ключичного та дзьобо-ключичного комплексів (рис. 1).

В даному дослідженні моделювали ушкодження зв'язок надплечово-ключичного суглобу, а саме lig. acromioclaviculare inferior (рис. 2).

При кожному варіанті ушкодження зв'язок НКС моделювали фіксацію акроміального кінця ключиці (АКК) трьома способами: за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією [6] (рис. 3).

При моделюванні матеріал вважали однорідним та ізотропним. В якості скінченого елементу був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні властивості матеріалів відібрано з джерел літератури [7, 8, 9, 10, 11]. 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 дельтовидного м'язу (middle deltoid) – 173,4 Н, передня порція дельтовидного м'язу (anterior deltoid) – 121,9 Н, середня порція дельтовидного м'язу (posterior deltoid) – 371,3 Н, надостистий м'яз (supraspinatus) – 190,7 Н, підлопатковий м'яз (subscapularis) – 1029,8 Н, підостистий м'яз (infraspinatus combined) – 55,6 Н [12]. Схема навантаження моделі наведена на рисунку 4.

Для порівняння величин напружень в елементах моделей з різними ушкодженнями та варіантами фіксації були обрані контрольні точки. Схема розта-

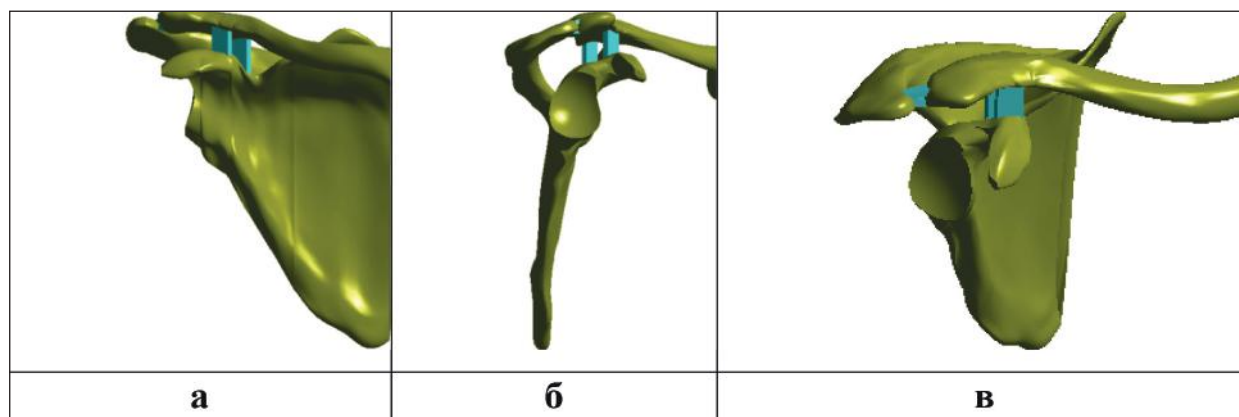


Рисунок 1 – Модель плече-лопаткового зчленування, де: а – вид у фронтальній площині; б – сагітальній; в – вид зверху.

флікт [5].

Недоліки сучасних фіксуючих конструкцій негативно впливають на результати лікування, що потребує розробку новітніх засобів.

Мета дослідження.

Провести порівняльний аналіз фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією, шляхом вивчення напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба при ушкодженні нижньої надплечово-ключичної зв'язки (lig. acromioclaviculare inferior) при різних способах фіксації.

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

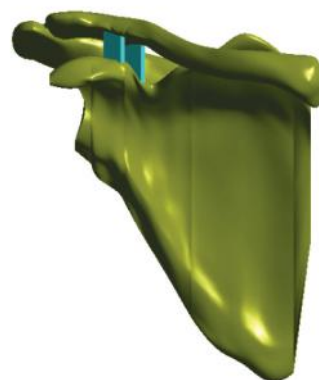


Рисунок 2 – Варіанти моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior.

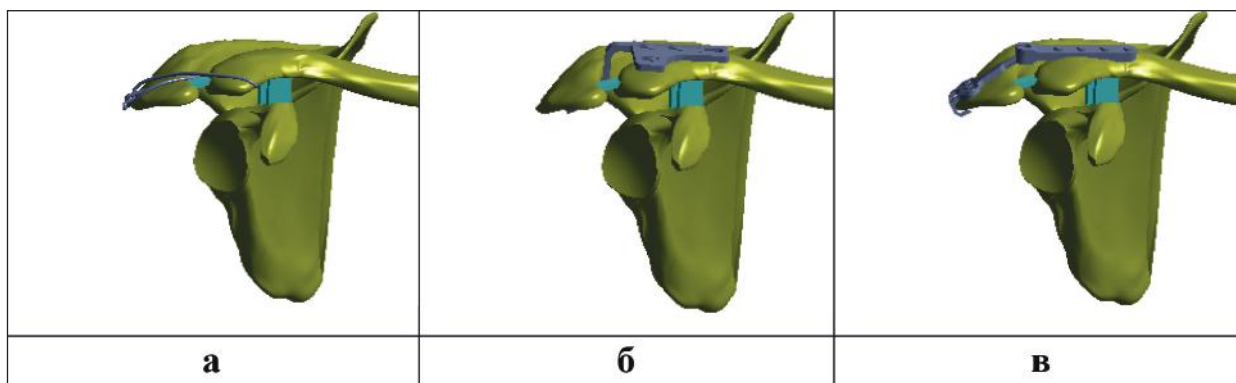


Рисунок 3 – Моделі з фіксацією акроміального кінця ключиці, де: а – за Вебером; б – фіксатором hook plate; в – фіксатором запропонованої конструкції.

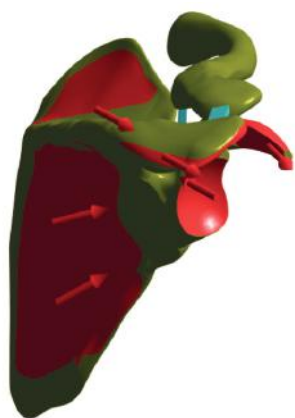


Рисунок 4 – Схема навантаження моделі.

Таблиця 1 – Механічні характеристики використаних матеріалів

Матеріал	Модуль пружності Юнга Е, МПа	Коеф. Пуасона, 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

шування контрольних точок наведена на **рисунку 5** 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. Побудову моделі здійснювали в програмі SolidWorks [13]. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням програми ANSYS [14].

Результати дослідження.

На першому етапі роботи був проведений аналіз напружено-деформованого стану моделі без ушкодження зв'язкового апарату.

Розподіл напружень в кісткових елементах моделі в нормі наведений на **рис. 6**.

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

Другим етапом роботи вивчали зміни напружено-деформованого стану моделі в результаті ушкодження зв'язок НКС. Картина розподілу напружень в моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior наведена на **рис. 7**.

Розрив lig. acromioclaviculare inferior призводить до підвищення рівня напружень у всіх елементах моделі. Серед кісткових елементів максимальний рівень напружень 81,8 МПа визначається в тілі ключиці, мінімальний – 4,3 МПа на її грудинному кінці. В лопатці напруження сягають максимуму 42,5 МПа по краю виїмки. Мінімальні напруження 11,5 МПа визначаються по її медіальному краю. В порівнянні з моделлю без ушкоджень, на всіх неушкоджених зв'язках рівень напружень значно зростає. Максимально напруженою визначається lig. acromioclaviculare superior – 95,1 МПа. В зв'язках дзубо-ключичного комплексу максимальний рівень напружень значно нижчий і

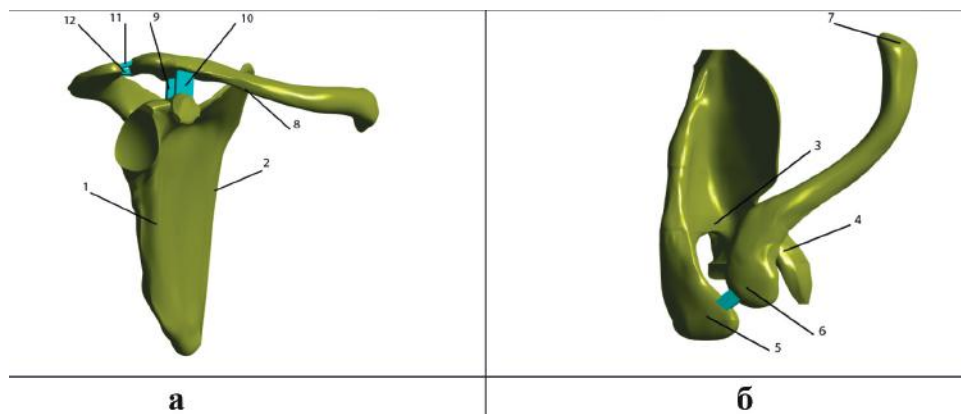


Рисунок 5 – Схема розташування контрольних точок: а – вид спереду; б – вид зверху.

визначається на позначках 52,9 МПа та 71,3 МПа для lig. conoideum та lig. trapezoideum, відповідно.

Розподіл напружень в кісткових елементах моделі при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior з фіксацією АКК за Вебером наведено на **рисунку 8**.

Використання серкляжного дроту для фіксації АКК дозволяє перекласти частину навантаження зі зв'язок на дріт, і, як наслідок, знизити рівень напружень практично у всіх контрольних точках моделі за винятком АКК та акроміального виростка лопатки, де наявність тонкого дроту призводить до значного підвищення напружень до 174,6 МПа та 300,7 МПа, відповідно. Сам дріт також зазнає значні напруження 582,2 МПа, які перевищують межу міцності хірургічної сталі з якої він виготовлений, що може бути причиною його розриву. Однак, це дозволяє знизити напруження на зв'язках дзубо-ключичного зчленування нижче рівня напружень в моделі без ушкоджень, а саме на lig. conoideum до 28,1 МПа, на lig. trapezoideum до 38,2 МПа. Напруження в lig. acromioclaviculare

Таблиця 2 – Контрольні точки

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

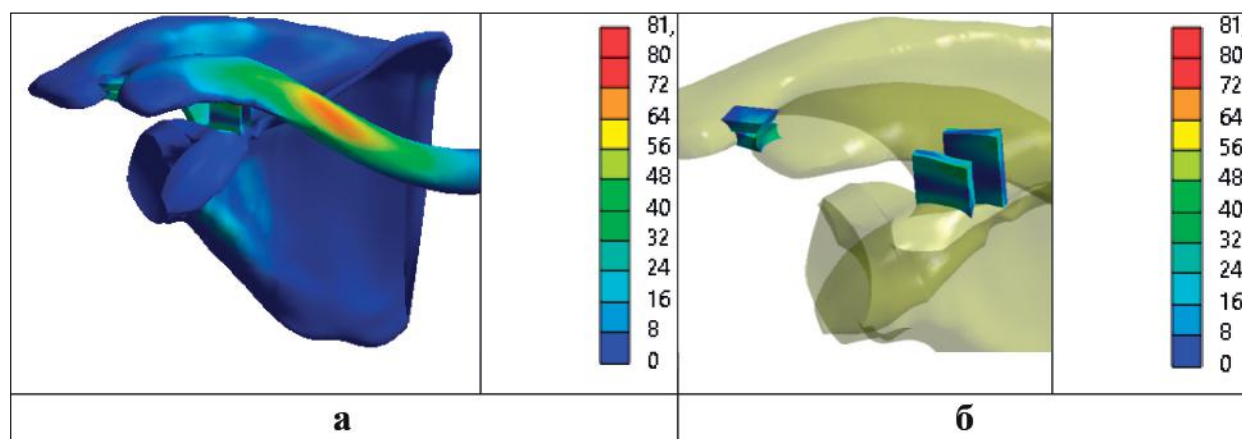


Рисунок 6 – Розподіл напружень в елементах моделі в нормі, де: а – в кісткових елементах; б – в зв'язках.

superior визначаються на рівні 60,0 МПа, що нижче за модель з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior без фіксації, але вище ніж в моделі в нормі.

На **рис. 9** наведено розподіл напружень в кісткових елементах моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior при фіксації АКК hook plate.

В порівнянні з моделлю без ушкоджень hook plate дозволяє знизити рівень напружень практично в усіх контрольних точках моделі. При цьому розподіл напружень в лопатці достатньо рівний від 11, МПа по медіальному краю

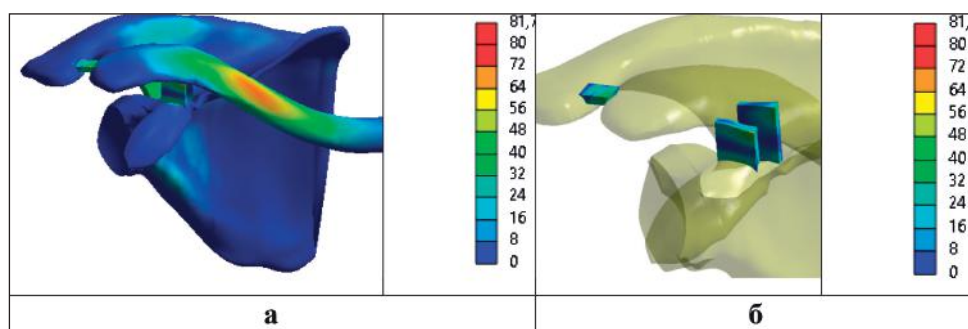


Рисунок 7 – Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior, де: а – в кісткових елементах; б – в зв'язках.

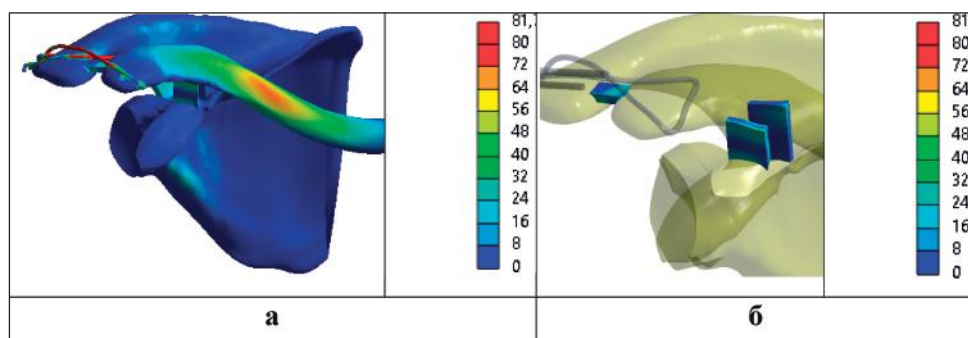


Рисунок 8 – Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior при фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, де: а – в кісткових елементах; б – в зв'язках.

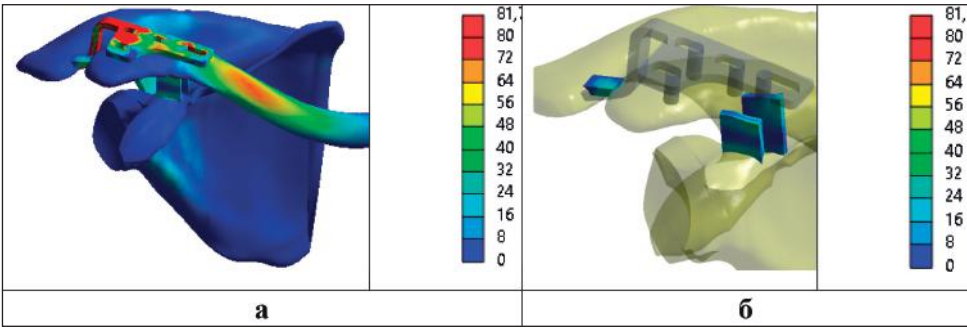


Рисунок 9 – Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням lig. acromioclavicular inferior при фіксації акроміального кінця ключиці фіксатором hook plate, де: а – в кісткових елементах; б – в зв’язках.

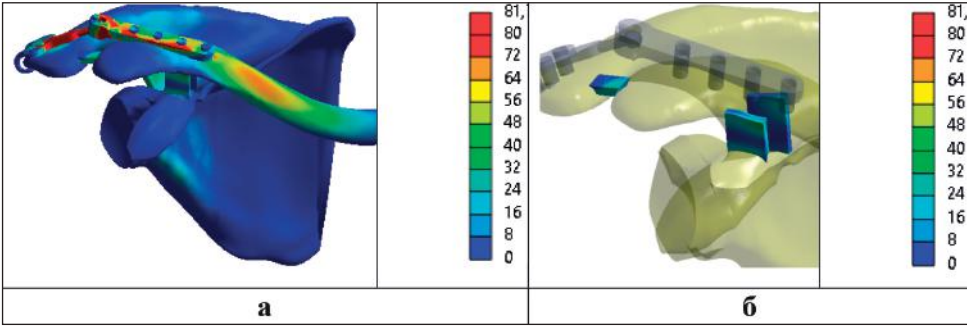


Рисунок 10 – Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням lig. acromioclavicular inferior при фіксації акроміального кінця ключиці запропонованою конструкцією, де: а – в кісткових елементах; б – в зв’язках.

Таблиця 3 – Величини напружень в контрольних точках моделі з ушкодженням lig. acromioclavicular inferior при різних варіантах фіксації акроміального кінця ключиці

Контрольні точки		Напруження, МПа				
		норма	без фіксації	за Вебером	hook plate	шарнір
Лопатка	1	19,3	20,2	20,9	20,4	21,3
	2	11,2	11,5	10,6	11,6	9,4
	3	32,5	42,5	29,8	34,5	34,7
	4	28,2	25,1	21,9	20,7	24,0
	5	27,9	25,7	300,7	26,6	33,9
Ключиця	6	21,2	35,6	174,6	26,6	23,7
	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	52,9	28,1	43,8	38,6
	10	50,6	71,3	38,2	46,0	47,7
	11	39,5	95,1	60	62,5	37,2
	12	48,2				

до 34,5 МПа по краю виїмки. Також знижуються напруження в усіх частинах ключиці. При цьому, сама пластина виявляється дуже напруженою 391,0 МПа, а серед фіксуючих гвинтів найбільш напруженим є медіальний – 138,8 МПа, але ці показники не наближуються до критичних позначок. Все це дозволяє знизити рівень напружень в неушкоджених зв’язках в порівнянні з моделлю без фіксації.

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

Запропонований фіксатор дозволяє отримати мінімальний рівень напружень в ключиці в порівнянні з іншими фіксаторами, але в лопатці спостерігається

зниження рівня напружень по її медіальному краю, краю виїмки і на дзюбоподібному виростку та одночасно підвищується по латеральному краю і на акроміальному виростку в порівнянні з моделлю без фіксації. На самому фіксаторі найбільш напруженою виявилися пластина – 393,9 МПа і 312,6 МПа на лопатці та ключиці, відповідно. Також слід відмітити, що шарнірна фіксація дозволяє знизити рівень напружень на всіх неушкоджених зв’язках нижче рівня моделі в нормі, при цьому мінімальне значення напружень визначається саме в lig. acromioclavicular superior не зважаючи на те, що вона в даному випадку працює одна в надплечово-ключичному суглобі.

Дані про величини максимальних напружень в контрольних точках моделей з ушкодженням lig. acromioclavicular inferior при різних варіантах фіксації акроміального кінця ключиці наведені в **таблиці 3**.

Порівняльні величини напружень в контрольних точках моделі з ушкодженням lig. acromioclavicular inferior при різних варіантах фіксації АКК представлені на **рисунку 11**.

Наведена діаграма дозволяє стверджувати, що всі типи фіксаторів при ушкодженні lig. acromioclavicular inferior дозволяють отримати приблизно однаковий рівень напружень в кісткових елементах моделі. Винятком є фіксація за Вебером, при якому напруження на АКК та на акроміальному виростку лопатки збільшуються в декілька разів, що може бути причиною руйнування кісткової тканини в зоні контакту з металевими елементами. Найнижчий рівень напружень в зв’язках, особливо в ураженому НКС, забезпечує фіксатор запропонованої конструкції.

Дані про величини напружень в елементах металевих конструкцій моделі з ушкодженням lig. acromioclavicular inferior при різних варіантах фіксації АКК наведені в **таблиці 4**.

Що стосується самих фіксаторів, то метод фіксації за Вебером показав найгірший результати с точки зору величин напружень, які виникають в серкляжному дроті і набувають критичних показників межі міцності хірургічної сталі з якої він виготовляється, що може стати причиною розриву дроту і, як наслідок, втрати стабільності НКС.

Останнім етапом роботи вивчали величини відносних деформацій в зв’язках моделей в нормі та при ушкодженні lig. acromioclavicular inferior, а також при всіх варіантах фіксації акроміального кінця

ключиці. Картина розподілу відносних деформацій в зв'язках на моделі в нормі та при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior без фіксації акроміального кінця ключиці наведена на рис. 12.

Проведене дослідження показало, що в нормі при відведенні верхньої кінцівки максимальні відносні деформації 19 % випробує lig. trapezoideum, мінімальні 12% – lig. acromioclaviculare superior. Відносні деформації lig. conoideum та lig. acromioclaviculare inferior визначаються на рівні 13% та 14%, відповідно. При ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior всі навантаження, які виникають в НКС бере на себе lig. acromioclaviculare superior, що призводить до значного збільшення її відносної деформації до 29%. Деформації зв'язок дзубо-ключичного зчленування збільшуються незначно до 16% lig. conoideum та до 19% lig. trapezoideum.

Розглянемо, як впливає на величини відносних деформацій неушкоджених зв'язок фіксація акроміального кінця ключиці. Розподіл відносних деформацій в моделях з різними варіантами фіксації акроміального кінця ключиці при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior наведено на рис. 13.

Застосування фіксації за Вебером дозволяє знизити відносні деформації всіх неушкоджених зв'язках. При цьому деформації зв'язок дзубо-ключичного зчленування знижуються нижче показників моделі в нормі, і визначаються на рівні 9% та 12% для lig. conoideum і та lig. trapezoideum, відповідно. Відносні деформації lig. acromioclaviculare superior хоча також, значно знижуються і визначаються на позначці 20%.

Використання фіксатора hook plate також дозволяє знизити рівень відносних

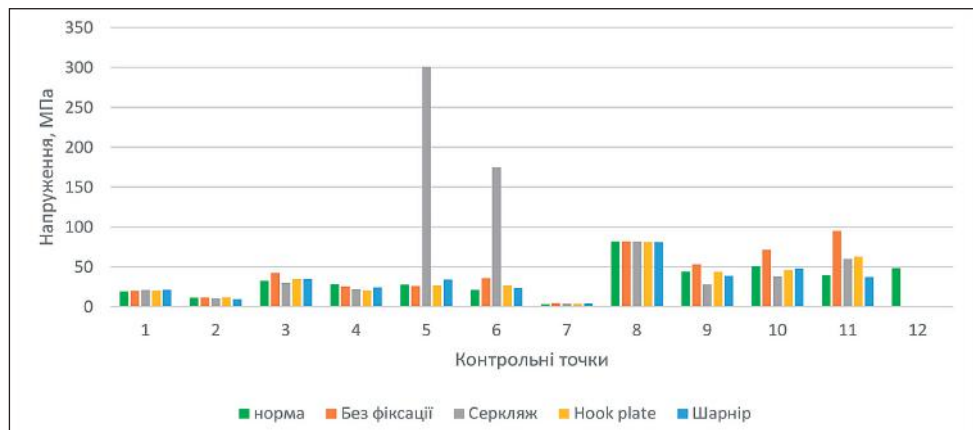


Рисунок 11 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior при різних варіантах фіксації акроміального кінця ключиці.

Таблиця 4 – Величини напружень в елементах металевих конструкцій моделі при пошкодженні lig. acromioclaviculare inferior при різних варіантах фіксації акроміального кінця ключиці

Варіанти фіксації	Напруження, МПа								
	дріт	шпилька передня	шпилька задня	пластина	латеральні гвинти	медіальні гвинти	пластина лопатка	пластина ключиця	гвинти на лопатці
за Вебером	582,0	131,2	277,8						
hook plate				391,0	319,0	138,8			
шарнір							393,9	312,6	59,7

деформацій в зв'язках дзубо-ключичного зчленування нижче рівня моделі в нормі, хоча і не дотягує до варіанту фіксації за Вебером, а саме до 13% – на lig. conoideum і до 14% – на lig. trapezoideum. При цьому деформації lig. acromioclaviculare superior не перевищують позначки 19%.

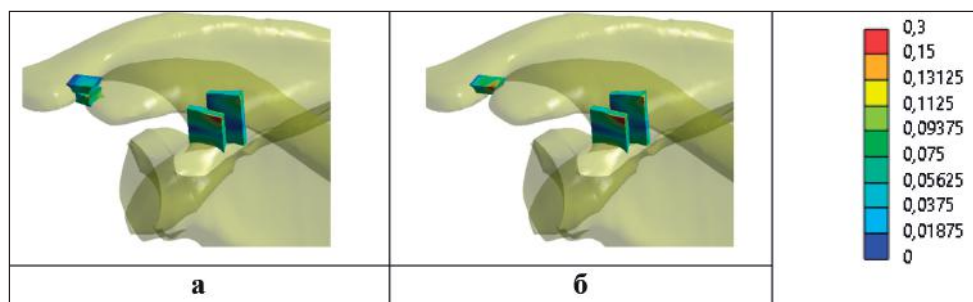


Рисунок 12 – Розподіл відносних деформацій в зв'язках моделі: а – в нормі; б – при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior без фіксації.

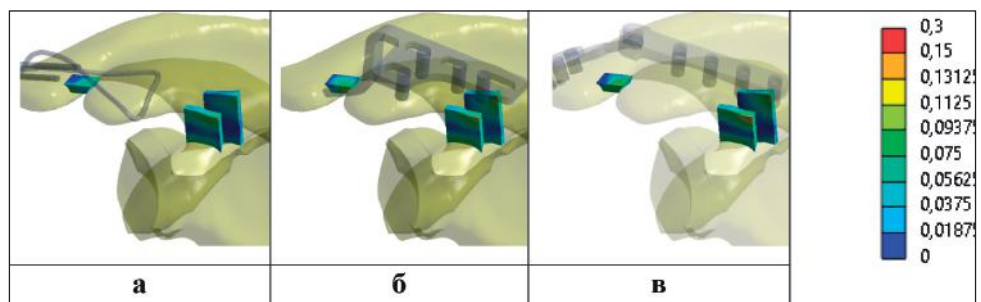


Рисунок 13 – Розподіл відносних деформацій в моделях при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior: а – фіксація за Вебером; б – фіксатор hook plate; в – фіксатор запропонованої конструкції.

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

Контрольні точки	Відносна деформація, %				
	норма	без фіксації	за Вебером	hook plate	шарнір
lig.conoideum	13	16	9	13	12
lig.trapezoideum	19	19	12	14	13
lig. acromioclaviculare superior	12	29	20	19	11
lig. acromioclaviculare inferior	14				

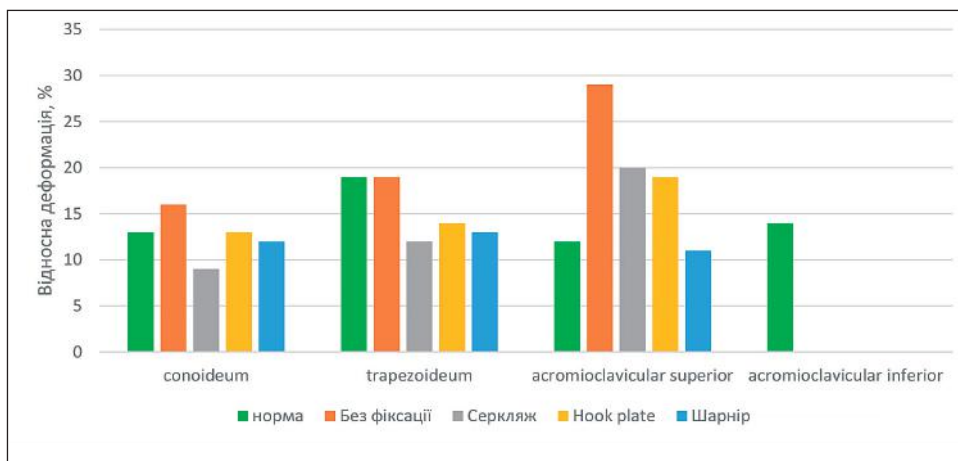


Рисунок 14 – Діаграма величин відносних деформацій в зв'язках моделей при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior.

Найкращі результати визначені при використанні запропонованого фіксатора шарнірного типу, який дозволяє знизити показники відносних деформацій на всіх неушкоджених зв'язках нижче рівня моделі в нормі. Дані про максимальні величини відносних деформацій в зв'язках моделей наведені в табл. 5.

Наочне уявлення про співвідношення величин відносних деформацій в зв'язках моделей при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior можна за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 14.

За результатами дослідження можна стверджувати, що за критерієм мінімізації величини відносних деформацій в зв'язках ключично-лопаткового зчленування при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior кращі результати показав запропонований фіксатор шарнірного типу. Найбільші деформації зв'язках виникають при фіксації пластиною hook plate, хоча вони і нижче рівня показників моделі без фіксації.

Обговорення результатів дослідження.

В результаті проведених досліджень встановлено, що всі типи фіксаторів при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior дозволяють отримати приблизно однаковий рівень напружень в кісткових елементах моделі. Винятком є фіксація за Вебером, при якому напруження на АКК та на акроміальному відростку лопатки збільшуються в декілька разів, що може бути причиною руйнування кісткової тканини в зоні контакту з металевими елементами. Фіксатор

шарнірного типу забезпечує найкращий розподіл напружень, як в кісткових елементах моделі, так і досить низький рівень напружень в неушкоджених зв'язках. Hook plate, з точки зору величин напружень в елементах моделі, має непогані показники при відокремлених ушкодженнях зв'язок і займає проміжне положення за всіма дослідженими показниками.

За критерієм мінімізації величини відносних деформацій в зв'язках ключично-лопаткового зчленування при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior кращі результати

показав запропонований фіксатор шарнірного типу. Найбільші деформації зв'язках виникають при фіксації пластиною hook plate, хоча вони і нижче рівня показників моделі без фіксації. Хоча фіксація за Вебером також дозволяє знизити рівень відносних деформацій неушкоджених зв'язок нижче рівня моделі без фіксації, а в зв'язках дзьобо-ключичного зчленування навіть нижче показників моделі в нормі,

але показники розподілу напружень в даній моделі ставлять під питання доцільність використання цієї методики.

Висновки.

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

Фіксатор запропонованої конструкції забезпечує найкращий результат, як за критерієм розподілу напружень в елементах моделі, так і за величиною відносних деформацій в неушкоджених зв'язках.

Фіксатор hook plate займає проміжне положення за всіма дослідженими показниками і може бути методом вибору при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior.

Перспективи подальших досліджень.

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

References / Література

1. Buryanov O, Kvasha V, Chekushyn D, Naumenko V. Analiz viddalenykh rezul'tativ operatyvnoho likuvannya vyvykhiv akromial'noho kintsya klyuchytsi. *Travma*. 2021;22(6):4-9. DOI: doi.org/10.22141/1608-1706. [in Ukrainian].
2. 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 Musculoskelet Disord*. 2022;23:42. DOI: [10.1186/s12891-021-04987-y](https://doi.org/10.1186/s12891-021-04987-y).
3. Ozan F, Gök S, Okur KT, Altun İ, Kahraman M, Günay AE, et al. 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).
4. Fosseer 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 Biomed*. 2021;92(5):e2021325. DOI: [10.23750/abm.v92i5.10678](https://doi.org/10.23750/abm.v92i5.10678).
5. Xu D, Shi Y, Luo P, Wang W, Guo W, Lou W, et al. Influential factors of subacromial impingement syndrome after hook plate fixation for acromioclavicular joint dislocation. A retrospective study. *Medicine (Baltimore)*. 2021;100(23):e26333. DOI: [10.1097/MD.00000000000026333](https://doi.org/10.1097/MD.00000000000026333).
6. Bur'yanov OA, Kvasha VP, Marts'okha AV, Chekushyn DA, vynakhidnyky; Natsional'nyy medychyny universytet imeni O.O.Bohomol'tsya, patentovlasnyk. Pozasuhlobovyy dynamichnyy fiksator pry vyvykhakh akromial'noho kintsya klyuchytsi. Patent Ukrainy №12472. 2018 Kvit 25. [in Ukrainian].
7. Cowin SC. *Bone Mechanics Handbook*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press; 2001. 980 s.
8. 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).
9. 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).
10. 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).
11. Karpinsky M, Yaresko O, Pavlenko K, Topor V, Uvarova O, Popov O. Mathematical modeling of options for osteosynthesis of middle third clavicle fractures. *OTP*. 2014;(4):5-13. DOI: [10.15674/0030-5987201445-13](https://doi.org/10.15674/0030-5987201445-13).
12. 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.
13. Rao SS. *The Finite Element Method in Engineering*. Waltham: Butterworth-Heinemann; 2017. 782 p.
14. Kurowski PM. *Engineering Analysis with COSMOSWorks 2007. Mission*. SDC Publications; 2007. 263 p.

НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНІЙ СТАН НАДПЛЕЧОВО-КЛЮЧИЧНОГО СУГЛОБА ПРИ УШКОДЖЕННІ НИЖНЬОЇ НАДПЛЕЧОВО-КЛЮЧИЧНОЇ ЗВ'ЯЗКИ І РІЗНИХ СПОСОБАХ ФІКСАЦІЇ

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

Резюме. Вступ. Фіксація акроміального кінця ключиці (АКК) до акроміального відростку лопатки є пріоритетною. Конкуруючими металевими конструкціями для забезпечення є гачкоподібна пластина – hook plate та спосіб Вебера. Суттєвими недоліками при застосуванні способу фіксації за Вебером є міграція шпиль та порушення цілісності шпиль та дроту.

Мета: провести порівняльний аналіз фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, hook plate та запропонованою конструкцією, шляхом вивчення напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба при ушкодженні lig. acromioclavicular inferior і різних способах фіксації.

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

Результати. В результаті проведених досліджень встановлено, що всі типи фіксаторів дозволяють отримати приблизно однаковий рівень напружень в кісткових елементах моделі. Винятком є фіксація за Вебером, при якому напруження на АКК та на акроміальному відростку лопатки збільшуються в декілька разів, що може бути причиною руйнування кісткової тканини в зоні контакту з металевими елементами. Фіксатор шарнірного типу забезпечує найкращий розподіл напружень, як в кісткових елементах моделі, так і досить низький рівень напружень в неушкоджених зв'язках. Hook plate, з точки зору величин напружень в елементах моделі, має непогані показники при відокремлених ушкодженнях зв'язок і займає проміжне положення за всіма дослідженими показниками. За критерієм мінімізації величини відносних деформацій в зв'язках ключично-лопаткового зчленування показав запропонований фіксатор шарнірного типу. Найбільші деформації зв'язках виникають при фіксації пластиною hook plate. Хоча фіксація за Вебером дозволяє знизити рівень відносних деформацій неушкоджених зв'язок нижче рівня моделі без фіксації, а в зв'язках дзубо-ключичного зчленування навіть нижче показників моделі в нормі, але показники розподілу напружень в даній моделі ставлять під питання доцільність використання цієї методики.

Висновки. Фіксація акроміального кінця ключиці за Вебером забезпечує гарні результати з точки зору зниження рівня напружень і відносних деформацій в неушкоджених зв'язках, але призводить до підвищення в кілька разів рівня напружень на АКК та акроміальному відростку лопатки. Рівень напружень в дроті при відведенні кінцівки при ушкодженні окремих зв'язок впритул наближається до межі міцності хірургічної сталі, з якої він виготовлений, що може бути причиною розриву дроту і, як наслідок, втрати стабільності НКС. Фіксатор запропонованої конструкції забезпечує найкращий результат, як за критерієм розподілу напружень в елементах моделі, так і за величиною відносних деформацій в неушкоджених зв'язках. Фіксатор hook plate займає проміжне положення за всіма дослідженими показниками і може бути методом вибору при ушкодженні lig. acromioclavicular inferior.

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

STRESSED AND DEFORMED STATE OF THE ACROMIOCLAVICULAR JOINT IN CASE OF DAMAGE TO THE INFERIOR ACROMIOCLAVICULAR LIGAMENT AND VARIOUS METHODS OF FIXATION

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

Abstract. *Introduction.* Fixation of the acromial end of the clavicle to the acromial process of the scapula is a priority. Competing metal constructions for securing are the hook plate and the Weber method. Significant disadvantages when using the Weber fixation method are the migration of the tips and the violation of the integrity of the tips and the wire.

Purpose: to conduct a comparative analysis of fixation of the acromial end of the clavicle according to Weber, hook plate and the proposed construction, by studying the stressed-deformed state of the clavicular-acromial joint in case of damage to the lig. acromioclaviculare inferior and different methods of fixation.

Object and research methods. A finite-element model of the clavicular-acromial joint was constructed. Damage to the claviculo-acromiale inferior ligament was modeled as well as fixation of AEC in three ways: according to Weber, hook plate and the proposed construction.

The results. As a result of the conducted research, it was established that all types of fixators allow obtaining approximately the same level of stress in the bone elements of the model. An exception is Weber's fixation, in which the stress on the acromial end of the clavicle and the acromial condyle of the scapula increases several times, which can be the cause of the destruction of bone tissue in the area of contact with metal elements. The hinge-type fixator provides the best stress distribution, both in the bone elements of the model, and a fairly low level of stress in intact ligaments. The Nook plate, from the point of view of stress values in the elements of the model, has good indicators for isolated ligament injuries and occupies an intermediate position in terms of all the investigated indicators. According to the criterion of minimization of the magnitude of relative deformations in the ligaments of the clavicle-scapular articulation, the proposed hinge type fixator showed. The largest deformations of the ligaments occur during fixation with a hook plate. Although fixation according to Weber allows you to reduce the level of relative deformations of intact ligaments below the level of the model without fixation, and in the ligaments of the clavicular joint even below the parameters of the normal model, the indicators of stress distribution in this model call into question the feasibility of using this technique.

Conclusions. Fixation of the acromial end of the clavicle according to Weber provides good results in terms of reducing the level of stresses and relative deformations in intact ligaments, but leads to a several-fold increase in the level of stresses on the acromial end of the clavicle and the acromial condyle of the scapula. The level of stress in the wire when the limb is abducted when individual ligaments are damaged closely approaches the strength limit of the surgical steel from which it is made, which may be the reason for the wire breaking and, as a result, loss of stability of the clavicular-acromial joint. The fastener of the proposed design provides the best result, both according to the criterion of stress distribution in the elements of the model, and according to the magnitude of relative deformations in undamaged ligaments. The hook plate fixator occupies an intermediate position according to all the studied indicators and can be the method of choice for lig damage. acromioclaviculare inferior.

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

Kvasha Volodymyr Petrovych / Кваша Володимир Петрович

Bogomolets National Medical University / Національний медичний університет імені О.О. Богомольця

Ukraine, 01601, Kyiv, 13 Taras Shevchenko Blvd. / Адреса: Україна, 01601, м. Київ, бульвар Тараса Шевченка

13

Tel.: 0503816557 / Тел.: 0503816557

E-mail: vlkvash@ukr.net

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 статистичний аналіз, D – написання статті, E – критичний огляд, F – остаточне затвердження статті.

Received 10.09.2023 / Стаття надійшла 10.09.2023 року
Accepted 23.02.2024 / Стаття прийнята до друку 23.02.2024 року