

Corresponding author / Адреса кореспонденції

Boiko Dmytro Ivanovych / Бойко Дмитро Іванович

Poltava State Medical University / Полтавський державний медичний університет

Address: Ukraine, 36011, Poltava, 23 Shevchenko str. / Адреса: Україна, 36011, м. Полтава, вул. Шевченка 23

Tel.: +380500143648 / Тел.: +380500143648

E-mail: d.boiko@pdmu.edu.ua

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 16.01.2024 / Стаття надійшла 16.01.2024 року
Accepted 01.05.2024 / Стаття прийнята до друку 01.05.2024 року

DOI 10.29254/2077-4214-2024-2-173-174-189

UDC 616.717.4–089.2–027.45(004.942)(477)

¹Buryanov O. A., ²Kvasha V. P., ¹Naumenko V. O., ²Karpinsky M. Yu., ²Yaresko O. V.**STUDY OF THE STRESS-DEFORMATION STATE OF MODELS OF THE HUMERUS IN CASE OF SUPRACONDYLAR TRANSVERSE FRACTURES IN CHILDREN AND ADOLESCENTS WITH DIFFERENT OPTIONS OF PERCUTANEOUS 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**

Fractures of the distal epimetaphysis of the humerus in children and adolescents are one of the most common injuries. Currently, there are two most common configurations for fixation of supracondylar fractures in children: a crossed spokes design and a design using 2 or 3 lateral spokes with their divergence in the coronal plane.

The aim is to compare the level of stresses in a model of the humerus with a supracondylar transverse fracture with different variants of percutaneous fixation under the influence of different loads.

A basic finite element model of the humerus was developed, based on which a model of a supracondylar transverse fracture was created. Two variants of osteosynthesis were modelled: two spokes placed crosswise and a bundle of three spokes. The models were subjected to tension, bending and twisting.

Cross fixation with two spokes provides a more even distribution of stresses in the bone elements of the humerus. Lateral fixation with three spokes minimises the medial epicondyle stress and doubles the lateral epicondyle stress. This is due to the unilateral passage of the spokes' bundle. At the same time, the medial epicondyle remains unfixed. At the same time, a more rigid fixation of the lateral epicondyle causes an increase in the stress level in the lateral epicondyle.

The study identified the advantages of the cross-fixation method with two spokes over the lateral method with three spokes for all load variants. The symmetrical arrangement of the spokes during cross fixation of bone fragments allows for an even distribution of the load between the epicondyles. It ensures a relatively low stress value in them. Unilateral passage of the spokes' bundle leads to a significant 2-2.5-fold increase in stresses on the epicondyle through which the fixation elements are passed. On the opposite epicondyle, the stresses, on the contrary, are reduced to a minimum, because the bone regenerant is too soft to resist any load, which can cause instability.

Key words: humerus, supracondylar fractures, osteosynthesis.

Connection of the publication with planned research works.

The work was performed within the research project «System of rehabilitation treatment of patients with musculoskeletal system injuries», state registration number 0119u101066.

Introduction.

Fractures of the distal epimetaphysis of the humerus in children and adolescents are one of the most common injuries, accounting for 16 to 50% of bone fractures in general and 50-80% of all intra-articular injuries of the upper extremity. Among the injuries of this location, supracondylar (3-18%) and transcondylar (57.5-70%) fractures predominate, mainly in children aged 6-7 years (range: one year four months to 12 years four months). The age at injury has a bimodal characteristic, with the first peak at about 1 year of age and the second peak at

about 4-5 years of age. With age, the proportion of such fractures decreases, and the types of fractures change [1, 2].

Depending on the type of fracture, the modern tactics of treating supracondylar fractures in paediatric practice receive sufficient attention, but there are a number of controversial issues [3, 4].

Among these issues, the configuration of internal fixation devices deserves special attention, as it has been debated over the past decades. To date, there are two most common configurations for fixation of supracondylar fractures in children and adolescents: a crossed spoke design and a design using 2 or 3 lateral spokes with their divergence in the coronal plane [5].

The prerequisite for developing and implementing lateral fixation of fragments as opposed to the crossed

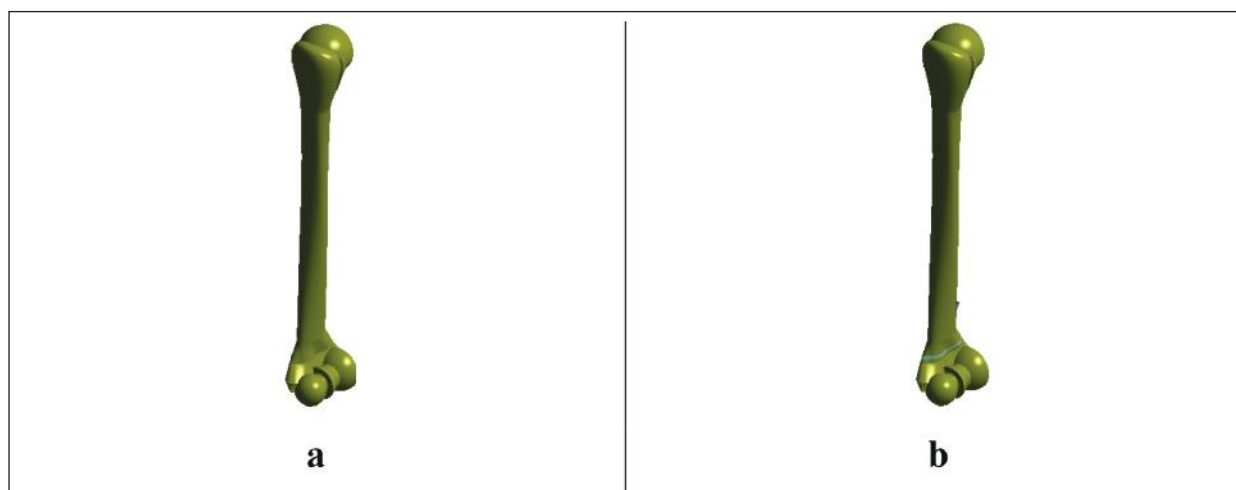


Figure 1 – Models of the humerus, where: a – basic (normal); b – with a supracondylar transverse fracture.

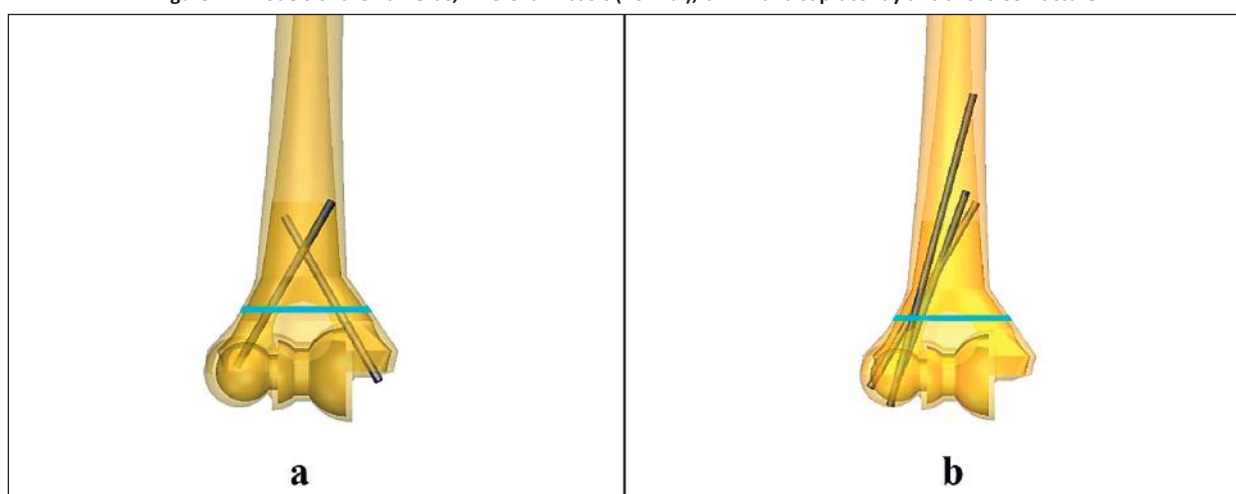


Figure 2 – Schemes of osteosynthesis, where: a – cross fixation (two spokes); b – lateral fixation (three spokes).

method is to reduce the risk of iatrogenic ulnar nerve damage during medial spiking or pinning.

Cross fixation provides a stable biomechanical structure characterised by greater torsional and bending stiffness compared to lateral fixation, although it increases the risk of ulnar nerve injury [6].

Therefore, establishing the advantages and disadvantages of these fixation methods is an urgent issue of modern orthopaedics in paediatric practice in supracondylar fractures of the humerus.

The aim of the study.

To compare the level of stresses in a model of humerus with a transverse supracondylar fracture with different variants of percutaneous fixation under the influence of different loads.

Object and research methods.

In the Biomechanics Laboratory of the State Institution «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine», a basic finite element model of the humerus was developed [7] (fig. 1a), based on which a model of a supracondylar transverse fracture was created (fig. 1b).

On a model with a supracondylar fracture, two variants of osteosynthesis were simulated: two spokes placed crosswise (cross fixation – CF) (fig. 2a) and a bundle of three spokes (lateral fixation – LF) (fig. 2b).

The material was assumed to be homogeneous and isotropic. A 10-node tetrahedron with quadratic approx-

imation was chosen as a finite element. The mechanical properties of biological tissues (cortical and cancellous bone) for mathematical modelling were selected from the literature [8-11]. Since the interfragment regenerant acquires strength from 0 to the value of cortical bone over a long period, the minimum value of the elastic modulus was chosen, which is achieved at the initial stage of bone fusion, allows the transfer of loads between model fragments and does not significantly affect the stresses in its bone and metal elements. The material of the metal elements is titanium. The mechanical characteristics of artificial materials were chosen according to the technical literature [12]. The following characteristics were used for analysis: E – elastic modulus (Young's modulus), ν – Poisson's ratio. Data on the mechanical characteristics of the materials are given in table 1.

The stress-strain state of the models was studied under tensile, bending, and twisting loads.

Table 1 – Mechanical characteristics of the materials used in the modelling

Material	Young's modulus, MPa	Poisson's ratio
Cortical bone	18350	0,3
Spongy bone	1040	0,3
Interfragment regenerant	1,0	0,45
Surgical steel AISI 316L	200000	0,30

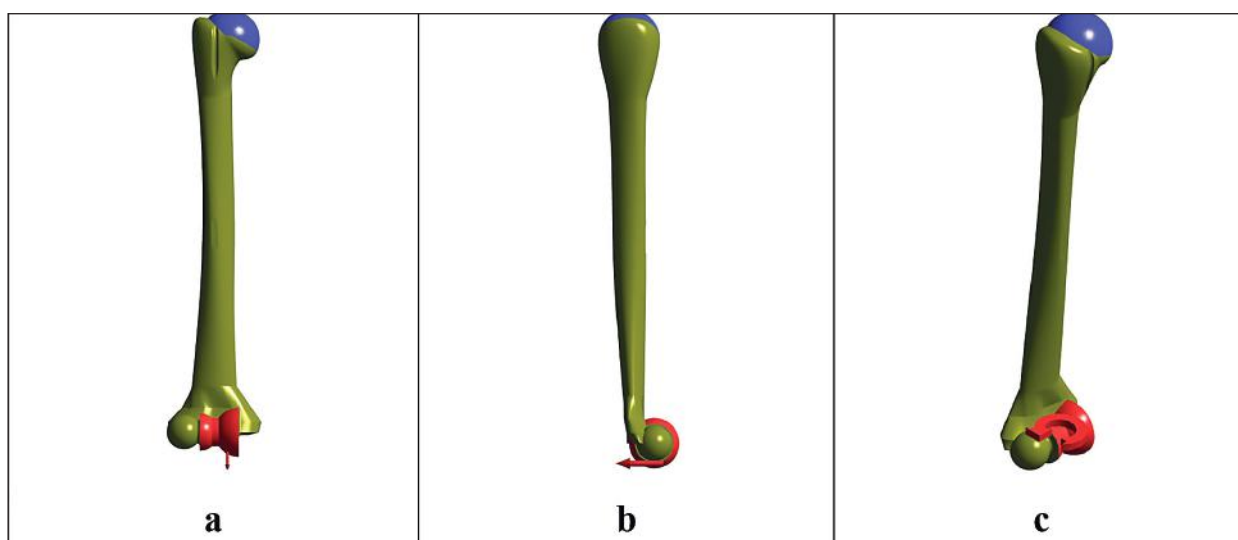


Figure 3 – Loading diagrams of the model, where: a – tensile; b – bending; c – twisting.

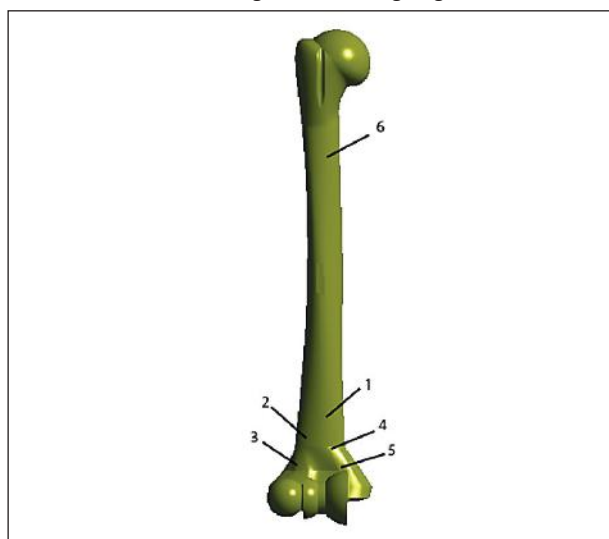


Figure 4 – Control points.

Tension is a load that acts along the longitudinal axis of the bone. This load can be either compressive or tensile. In this case, the stress values in the model do not depend on the direction of the applied load (compression or tension) because the absolute stress values de-

pend only on the magnitude of the applied force. In this study, a tensile load of 100 N was applied to the distal end of the humerus (**fig. 3a**).

Under bending load, a force of 50 N was applied from front to back and applied to the distal end of the humerus (**fig. 3b**).

During twisting loading, a torque of 2 N/m was applied to the distal end of the bone (**fig. 3c**).

The humeral head was rigidly fixed for all types of loading.

To compare the stress values in models with different osteosynthesis schemes and under different loads, 6 control points on the humerus were selected. In addition, the maximum stress value on the spokes was recorded.

The location of the control points is shown in **fig. 4**.

The maximum stress level in bone elements and metal structures was recorded. The model was built in SolidWorks [13]. The stress-strain state of the models was calculated using ANSYS [14].

Research results and their discussion.

Tensile/compression. The first stage of the study was to investigate the stress-strain state of the humerus models under the influence of a longitudinal axial tensile

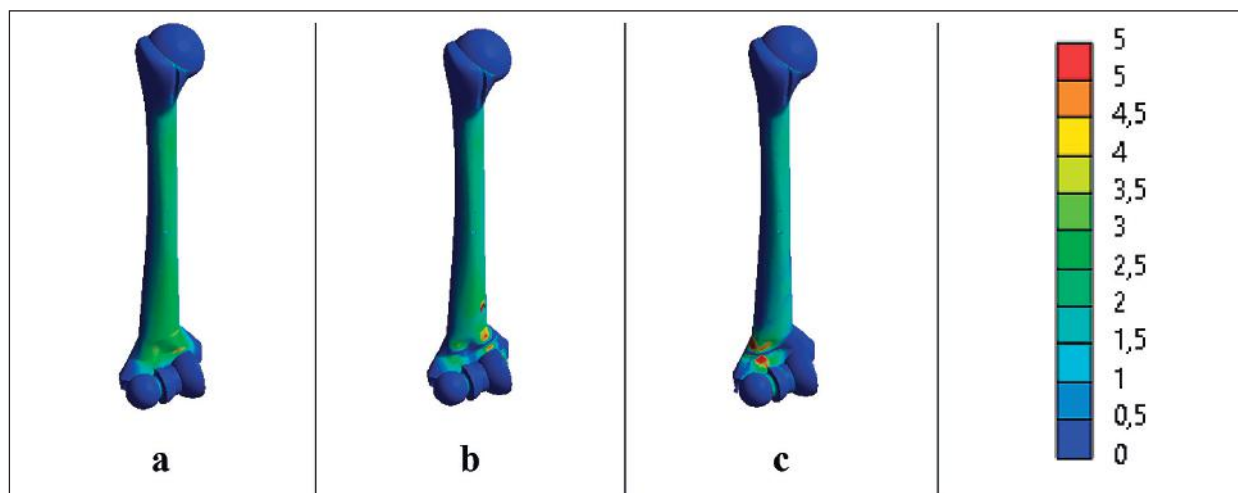


Figure 5 – Stress distribution in bone elements of humerus models under tensile load, where: a – normal; b – cross fixation of transverse fracture with 2 spokes; c – lateral fixation of transverse fracture with 3 spokes.

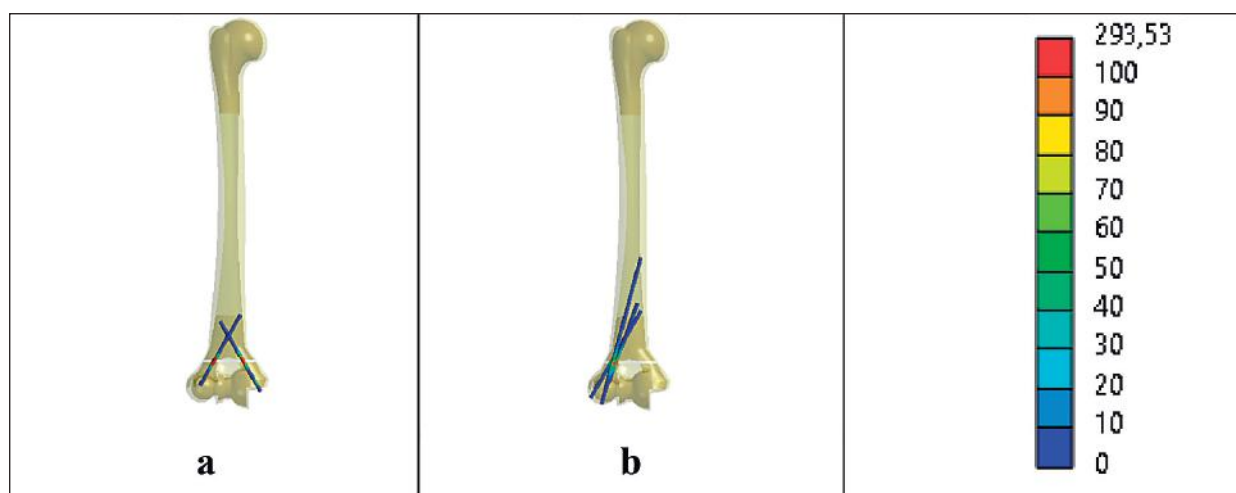


Figure 6 – Stress distribution in the spokes of humerus models under tensile load, where: a – cross fixation with 2 spokes; b – lateral fixation with 3 spokes.

load. The stress distribution in the bone elements of the models is shown in **fig. 5**.

The modelling results showed that under a tensile load in an intact humerus, the maximum stresses of 4.1 MPa occur in the medial epicondyle, and the minimum stresses of 2.4 MPa occur in the upper third of the diaphysis.

In the presence of a transverse fracture of the CF with two spokes, an increase in the level of stresses in the medial epicondyle to 5.4 MPa and 6.1 MPa above and below the fracture line, respectively, is observed. In addition, a stress increase to 3.3 MPa, compared to the norm, was detected in the lateral epicondyle below the fracture line. In control points 1, 2 and 6, on the contrary, the stress level decreases, reaching a minimum of 2.2 MPa in the upper third of the diaphysis. LF with three spokes leads to a decrease in the stress level in the medial epicondyle to 0.2 MPa and 0.5 MPa above and below the fracture line, respectively. At the same time, the stresses in the lateral epicondyle increase significantly and are determined at 6.4 MPa above the fracture line and 8.8 MPa below this line.

The distribution of stresses in the spokes under different fixation options is shown in **fig. 6**.

In the case of CF of a transverse supracondylar fracture with two spokes, the maximum stresses in metal structures occur along the fracture line and reach 247.6 MPa. In the case of three-spoke LF, their stress level does

Table 2 – Stress values at the control points of the models under tensile load

Control points	Stress, MPa		
	norm	2 spokes	3 spokes
1	2,8	2,6	1,8
2	3,7	3,3	6,4
3	2,7	3,3	8,8
4	3,5	5,4	0,2
5	4,1	6,1	0,5
6	2,4	2,2	2,1
Spokes		247,6	130,6

not exceed 130.6 MPa, which is due to an increase in the total area of their cross-section compared to two-spoke osteosynthesis.

Data on the stress values at the control points of the models are given in **table 2**.

A visual representation of the ratio of stress values at the test points of the humerus models with a supracondylar transverse fracture under tensile load is shown in **fig. 7**.

As shown in the diagrams, in the case of CF of a transverse humeral epicondylar fracture with two spokes, a more even distribution of stresses in the bone elements of the humerus is ensured. In the case of three-spoke LF under tensile load, the stress in the medial epicondyle is reduced to a minimum, and the level in the lateral epicondyle is doubled. This is due to the unilateral pas-

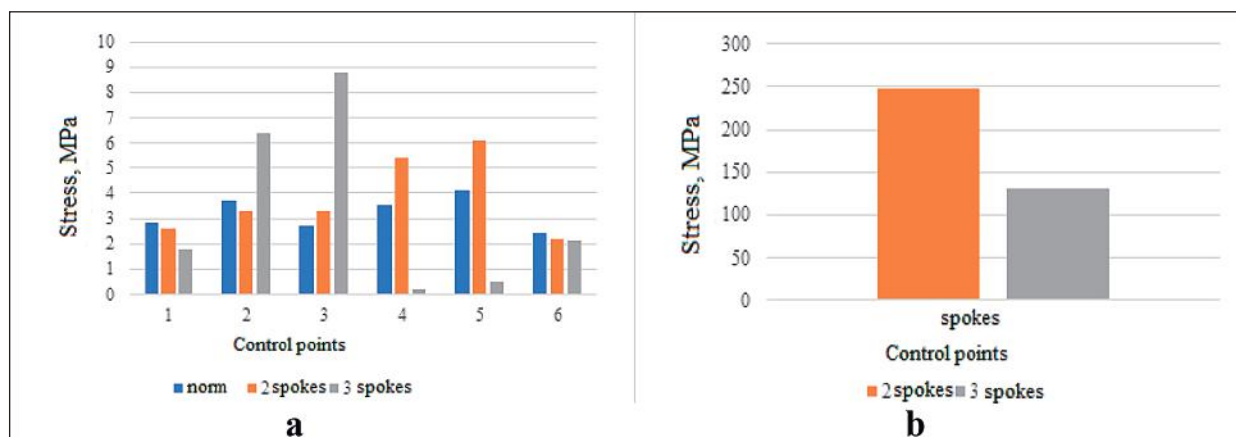


Figure 7 – Diagrams of stress values at the control points of models of the humerus with a transverse supracondylar fracture under tensile load, where: a – in bone elements; b – in spokes.

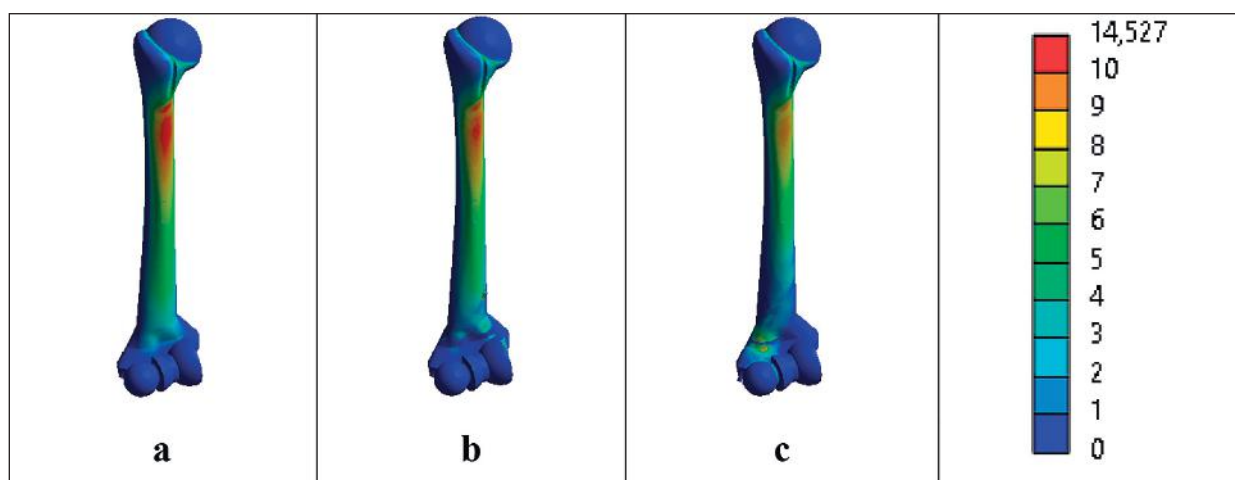


Figure 8 – Stress distribution in bone elements of humerus models under bending load, where: a – normal; b – with a transverse fracture with cross fixation with 2 spokes; c – with a transverse fracture with lateral fixation with 3 spokes.

sage of the spokes' bundle. At the same time, the medial epicondyle remains unfixed and, accordingly, the loads are practically not transferred to it. The bone regenerant is too soft to prevent the movement of the distal fragment. At the same time, more rigid fixation of the lateral epicondyle than in the variant with two crossed spokes causes an increase in the level of stress in the lateral epicondyle. The total size of the cross-sectional area of the spokes' bundle in the LF provides a twofold lower stress level in them compared to the CF.

Bending. The next stage of the work was to study the stress-strain state of the humerus model under the influence of a bending load. The stress distribution in the bone elements of the models is shown in fig. 8.

Table 3 – Stress values at the control points of the humerus models under the influence of bending load

Control points	Stress, MPa		
	norm	2 spokes	3 spokes
1	4,5	2,9	2,4
2	2,8	3,0	9,0
3	2,0	1,9	10,9
4	2,2	4,5	0,1
5	2,2	3,0	0,3
6	10,8	10,4	9,5
Spokes		244,7	258,8

Under bending loads of an intact humerus, the stresses reach a maximum value of 10.8 MPa in the upper third of the diaphysis. In the lower third, the stresses are determined at 4.5 MPa, and the stresses on the epicondyles are distributed evenly in the range from 2.0 MPa to 2.8 MPa. In the presence of a supracondylar transverse fracture with two spokes CF, compared to the normal model, a decrease in the stress level in the humerus diaphysis to 10.4 MPa in the upper third and 2.9 MPa in the lower third was determined. An increase in stress level was noted on the epicondyles above and below the fracture line, which reached a maximum of 4.5 MPa on the medial epicondyle above the fracture line. LF of three spokes reduces the stress level on the medial epicondyle to a minimum – to 0.1 MPa and 0.3 MPa above and below the fracture line, respectively. At the same time, the stresses on the lateral epicondyle increase significantly and reach 9.0 MPa above the fracture line and 10.9 MPa below it, which is associated with the asymmetric arrangement of the spokes.

The stress distribution in the spokes of the models under bending load is shown in fig. 9.

Under bending loads, the maximum stress level in the spokes of 258.8 MPa is determined at the LF of the supracondylar transverse fracture. In the case of CF with two spokes, their stress level is lower – 244.7 MPa,

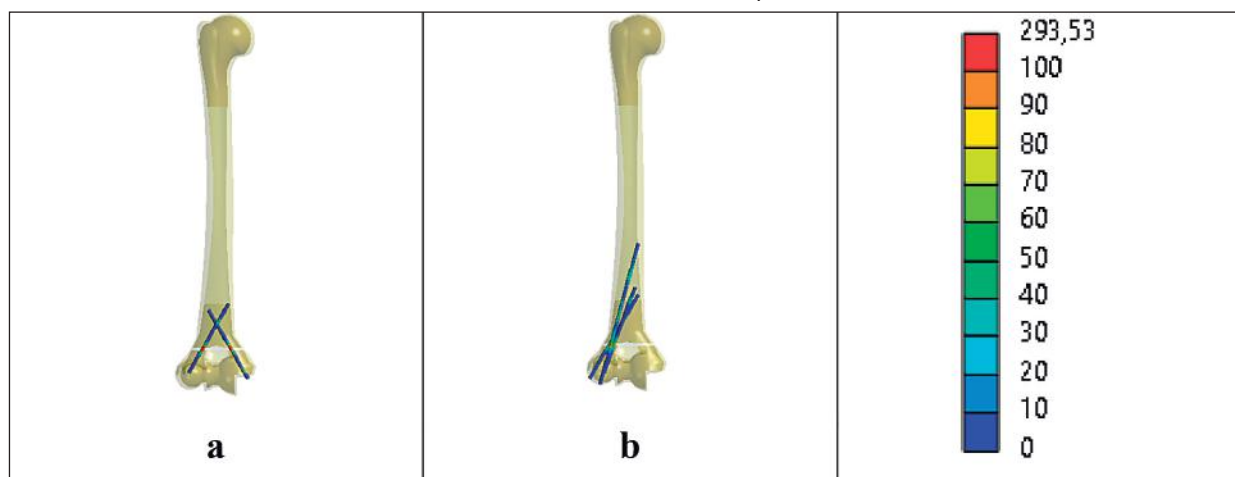


Figure 9 – Stress distribution in the spokes of humerus models under bending load, where: a – cross fixation with 2 spokes; b – lateral fixation with 3 spokes.

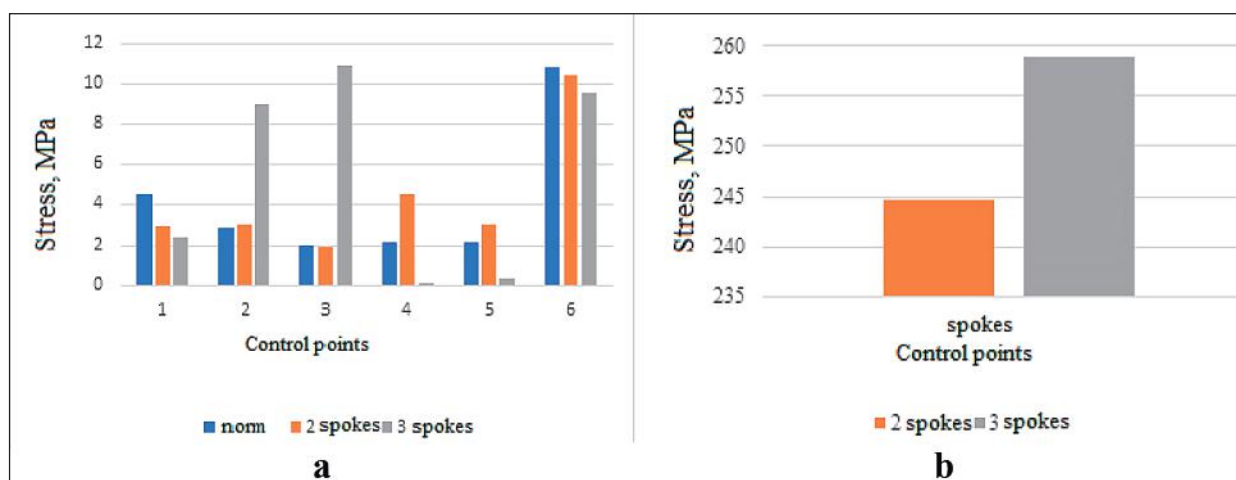


Figure 10 – Diagrams of stress values at the control points of models of the humerus with a supracondylar transverse fracture under bending load, where: a – in bone elements; b – in spokes.

which indicates favour for the symmetrical fixation of fragments in counteracting bending load.

Table 3 provides data on the stress values at the control points of the humerus models under bending loads.

For a visual comparison of the stress level at the control points of the humerus models with a supracondylar transverse fracture under bending load, the diagram shown in **fig. 10**.

This diagram shows that two-spoke CF results in a more even distribution of stresses between the humeral epicondyles along the fracture line.

Twisting. At the last stage of the work, the stress-strain state of the humerus models under twisting load was investigated. **Fig. 11** gives an idea of the stress distribution in the bone elements of the model.

The study of the stress-strain state of the model of an intact humerus under twisting loading determined that the minimum stresses of 4.9 MPa occurred in the upper third of the diaphysis, and the maximum stresses were 8.0 MPa in the upper part of the medial epicondyle and 8.2 MPa in the lower part of the lateral epicondyle. In the model with a transverse supracondylar fracture with two-spoke CF, the maximum stress of 10.6 MPa occurs on the medial epicondyle above and below the fracture line. In the diaphysis, the stresses decrease to 5.7 MPa in the lower third and 4.6 MPa in the upper third. With three-spoke LF, the stress level significantly increases

to 33.3 MPa on the lateral epicondyle, but on the medial epicondyle, the stresses decrease to a minimum of 0.7 MPa above the fracture line and do not exceed 2.4 MPa below it, which is again a consequence of unilateral placement of fixation elements.

The stress distribution in the spokes under different variants of osteosynthesis is shown in **fig. 12**.

Under twisting loads with both fixation options, the maximum stress values in the spokes are determined at the fracture line. The values of these stresses are also affected by the symmetry of the fixation elements. Thus, the maximum stress level in the spokes with CF does not exceed 76.5 MPa, which is 2.5 times lower than in the model with LF.

Table 4 – Stress values at the control points of the models under twisting load

Control points	Stress, MPa		
	norm	2 spokes	3 spokes
1	6,7	5,7	5,0
2	7,7	8,8	33,2
3	8,2	7,9	33,3
4	8,0	10,6	0,7
5	6,5	10,6	2,4
6	4,9	4,6	3,5
Spokes		76,5	188,8

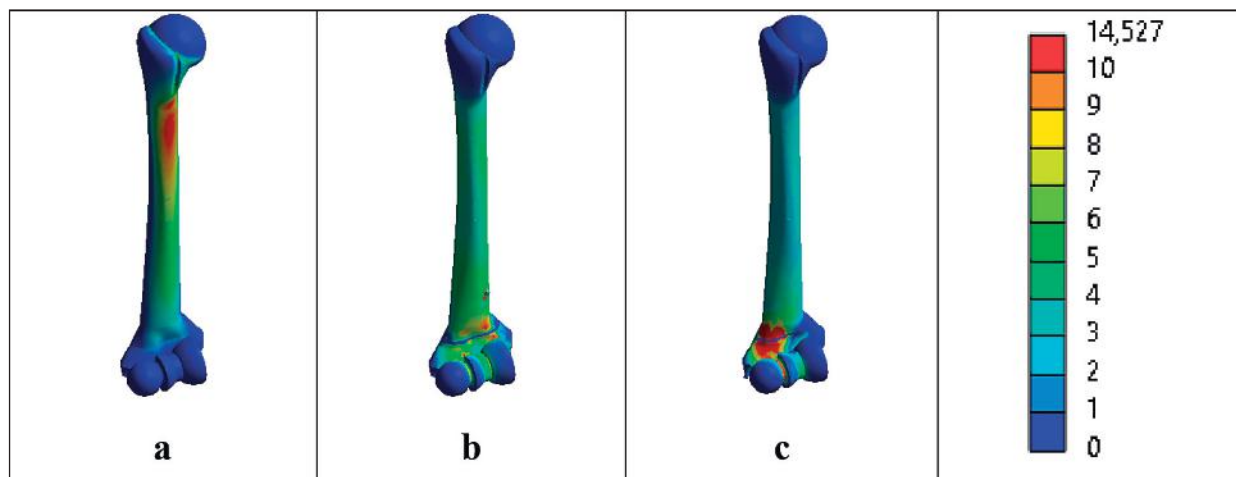


Figure 11 – Stress distribution in the bone elements of the humerus models under twisting loading, where: a – normal; b – with a transverse fracture and cross fixation with 2 cross spokes; c – with a transverse fracture and lateral fixation with 3 spokes.

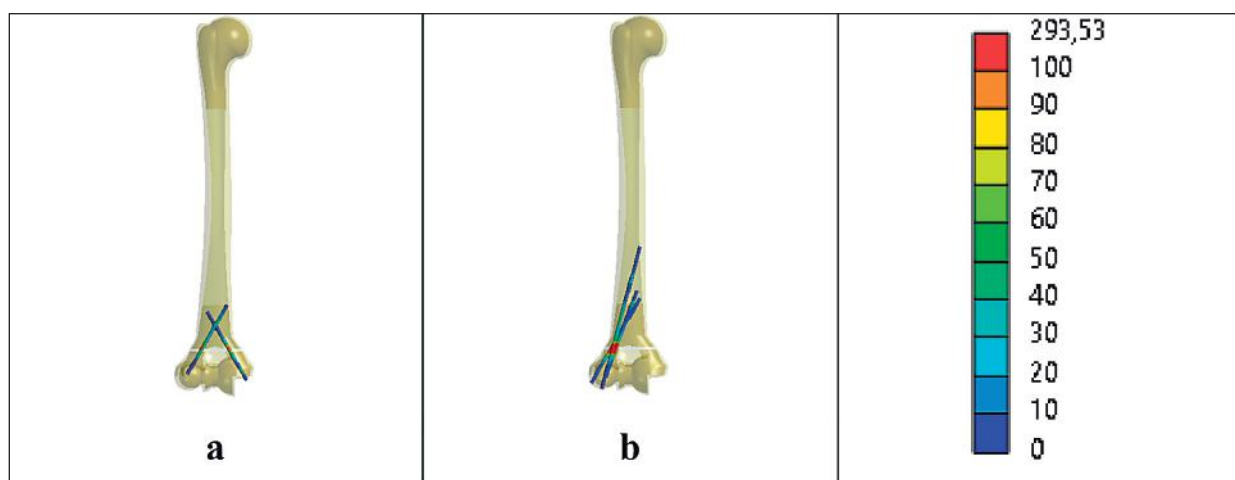


Figure 12 – Stress distribution in the spokes of the humerus models under twisting load, where: a – cross fixation with 2 spokes; b – lateral fixation with 3 spokes.

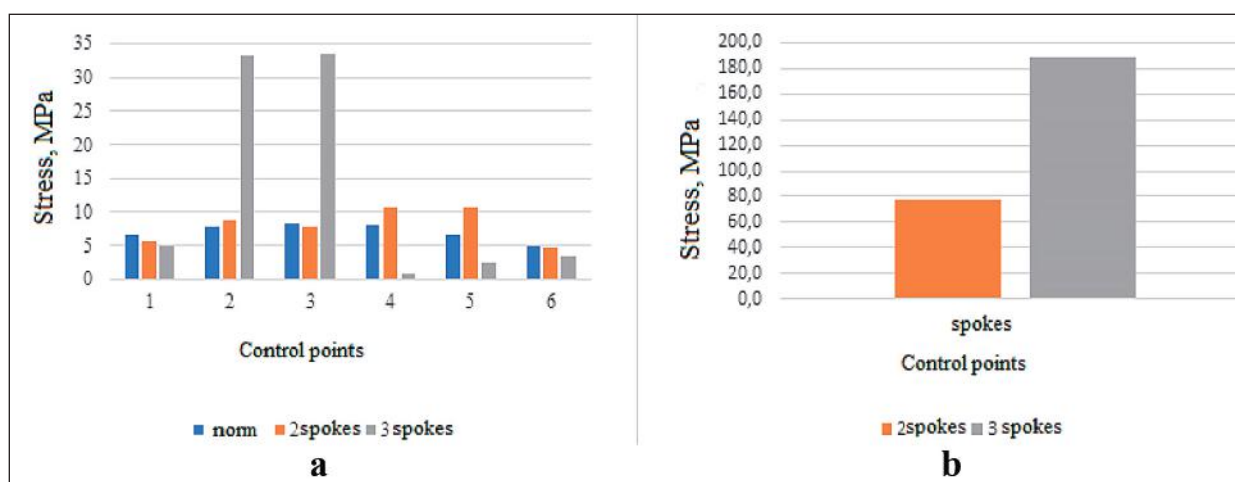


Figure 13 – Diagrams of stress values at the control points of models of the humerus with a supracondylar transverse fracture under twisting load, where: a – in bone elements; b – in spokes.

The data on the stress values at the control points of the humerus models under the twisting load are given in table 4.

The diagrams in figure 13 allow for a visual comparison of the stresses in the bone elements and spokes of the models that occur under twisting loading.

The diagrams show that CF with two crossed spokes allows for an even distribution of stresses in the bone tissue. The asymmetrical arrangement of LF with the bundle of three spokes leads to a significant increase in the stress level on the medial epicondyle through which the spokes are passed and to a minimum of stress on the opposite epicondyle. All of this indicates the advantages of the symmetrical passage of the spokes through both condyles when counteracting twisting loads.

Conclusions.

The mathematical modelling of the humerus with a transverse supracondylar fracture has determined the advantages of the method of cross-fixation with two

spokes over the lateral method of three spokes under all load conditions. The symmetrical spokes arrangement during bone fragments' cross-fixation allows for an even distribution of the load between the epicondyles. It ensures a relatively low-stress value for them. One-sided passage of the spokes' bundle leads to a significant 2-2.5-fold increase in stresses on the epicondyle through which the fixation elements are passed. On the opposite epicondyle, the stresses, on the contrary, decrease to a minimum because the bone regenerant is too soft to resist any load, which can cause instability.

Prospects for further research.

This article is part of an extensive study on osteosynthesis of supracondylar humerus fractures. In the future, it is planned to model osteosynthesis for other types of such fractures.

ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ МОДЕЛЕЙ ПЛЕЧОВОЇ КІСТКИ ПРИ НАДВИРОСТКОВИХ ПОПЕРЕЧНИХ ПЕРЕЛОМАХ У ДІТЕЙ ТА ПІДЛІТКІВ ПРИ РІЗНИХ ВАРІАНТАХ ЧЕРЕЗШКІРНОЇ ФІКСАЦІЇ¹Національний 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

Переломи дистального епіметафізу плечової кістки у дітей та підлітків є однією з найпоширеніших травм. На сьогоднішній день існують дві найпоширеніші конфігурації щодо фіксації надвиросткових переломів у дітей: конструкція з перехрещеними шпильками та конструкція з використанням 2 або 3 латеральних шпиль з їх дивергенцією у коронарній площині.

Мета - порівняти рівень напружень в моделі плечової кістки з надвиростковим поперечним переломом при різних варіантах черезшкірної фіксації під впливом різних навантажень.

Розроблена базова скінчено-елементна модель плечової кістки, на основі якої створили модель надвиросткового поперечного перелому. Моделювали два варіанти остеосинтезу: двома шпильками, розташованими навхрест та пучком з трьох шпиль. Моделі навантажували на розтягнення, згинання та скручування.

При перехресній фіксації двома шпильками забезпечується більш рівномірний розподіл напружень в кісткових елементах плечової кістки. При латеральній фіксації трьома шпильками знижується до мінімуму напруження в медіальному надвиростку і вдвічі підвищується їх рівень на латеральному. Це пов'язане з одностороннім проведенням пучка шпиль. При цьому медіальний надвиросток залишається нефіксованим. В той же час, більш жорстка фіксація латерального надвиростка викликає підвищення рівня напружень в латеральному надвиростку.

Проведене дослідження визначило переваги способу перехресної фіксації двома шпильками над латеральним способом з трьох шпиль при всіх варіантах навантаження. Симетричне розташування шпиль при фіксації фрагментів кістки навхрест дозволяє рівномірно розподілити навантаження між надвиростками і забезпечити відносно невелику величину напружень в них. Одностороннє проведення пучка шпиль призводить до значного в 2-2,5 рази підвищення напружень на надвиростку через який проведені фіксуючі елементи. На протилежному надвиростку напруження навпаки знижуються до мінімуму, тому що кістковий регенерат виявляється занадто м'яким, щоб протидіяти будь-якому навантаженню, що може стати причиною нестабільності.

Ключові слова: плечова кістка, надвиросткові переломи, остеосинтез.

Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.

Робота виконана в рамках НДР «Система відновлювального лікування пацієнтів з пошкодженнями опорно-рухового апарату», № державної реєстрації 0119u101066.

Вступ.

Переломи дистального епіметафізу плечової кістки у дітей та підлітків є однією з найпоширеніших травм, які складають від 16 до 50% серед переломів кісток в цілому та 50-80% від усіх внутрішньосуглобових пошкоджень верхньої кінцівки. Серед пошкоджень даної локалізації преважують надвиросткові (3-18%) та черезвиросткові переломи (57,5-70%) переважно у дітей віком 6-7 років (діапазон: від одного року чотирьох місяців до 12 років чотирьох місяців). Вік на момент травми має бімодальну характеристику з першим піком приблизно у віці 1 року та другим – приблизно у віці 4-5 років. З віком частка таких переломів зменшується, а типи переломів змінюються [1, 2].

Сучасній тактиці лікування надвиросткових переломів у педіатричній практиці, в залежності від типу перелому, приділяється достатня увага, однак існує цілий ряд дискусійних питань [3, 4].

Серед цих питань, особливу увагу заслуговує конфігурація розташування внутрішніх фіксуючих конструкцій, яка є предметом дебатів протягом останніх десятиліть. На сьогоднішній день існують дві найпоширеніші конфігурації щодо фіксації надвиросткових переломів у дітей та підлітків: конструкція з перехрещеними шпильками та конструкція з використанням 2 або 3 латеральних шпиль з їх дивергенцією у коронарній площині [5].

Передумовою для розробки та впровадження латеральної фіксації відламків на протипагу перехресному способу є зменшення ризику ятрогенного пошкодження ліктьового нерва під час проведення медіальної шпильки або штифта.

Перехресна фіксація забезпечує стабільну біомеханічну конструкцію, яка характеризується більш суттєвою жорсткістю на скручування та згинання порівняно з латеральною, хоча збільшує ризик травмування ліктьового нерва [6].

Тому, встановлення переваг та недоліків цих способів фіксації є актуальним питанням сучасної ортопедії в педіатричній практиці при надвиросткових переломах плечової кістки.

Мета дослідження.

Порівняти рівень напружень в моделі плечової кістки з надвиростковим поперечним переломом

при різних варіантах черезшкірної фіксації під впливом різних навантажень.

Об'єкт і методи дослідження.

В лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» була розроблена базова скінчено-елементна модель плечової кістки [7] (рис. 1а), на основі якої створили модель надвиросткового поперечного перелому (рис. 1б).

На моделі з надвиростковим переломом моделювали два варіанти остеосинтезу: двома шпильками, розташованими навхрест (перехресна фіксація – ПФ) (рис. 2а) та пучком з трьох шпиль (латеральна фіксація – ЛФ) (рис. 2б).

При моделюванні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент обрано 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні властивості біологічних тканин (кортикальна та губчаста кістка) для математичного моделювання обрано за даними літератури [8-11]. Так як міжуламковий регенерат набуває міцності від 0 до значення кортикальної кістки тривалий період, було обрано мінімальне значення модуля пружності, яке досягається на початковому етапі зрощення кістки, дозволяє передавати навантаження між фрагментами моделі і не має суттєвого впливу на величини напружень в її кісткових і металевих елементах. Матеріал елементів металокопункцій – титан. Механічні характеристики

Таблиця 1 – Механічні характеристики матеріалів, використаних при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга, МПа	Коефіцієнт Пуассона
Кортикальна кістка	18350	0,3
Губчаста кістка	1040	0,3
Міжуламковий регенерат	1,0	0,45
Хірургічна сталь AISI 316L	200000	0,30

ки штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [12]. Для аналізу використовували такі характеристики, як E – модуль пружності (модуль Юнга), ν – коефіцієнт Пуассона. Дані про механічні характеристики матеріалів наведено в табл. 1.

Напружено-деформований стан моделей досліджували під впливом навантаження на розтягнення, згинання та скручування.

Розтягнення це навантаження, що діє вздовж поздовжньої осі кістки. Таке навантаження може бути, як стискаючим, так і розтягуючим. В даному випадку величини напружень в моделі не залежать від напрямку прикладеного навантаження (стиснення або розтягування) тому, що абсолютні значення напружень залежать тільки від величини діючої сили. В даному дослідженні до дистального кінця плечової кістки прикладали розтягуюче навантаження величиною 100 Н (рис. 3а).

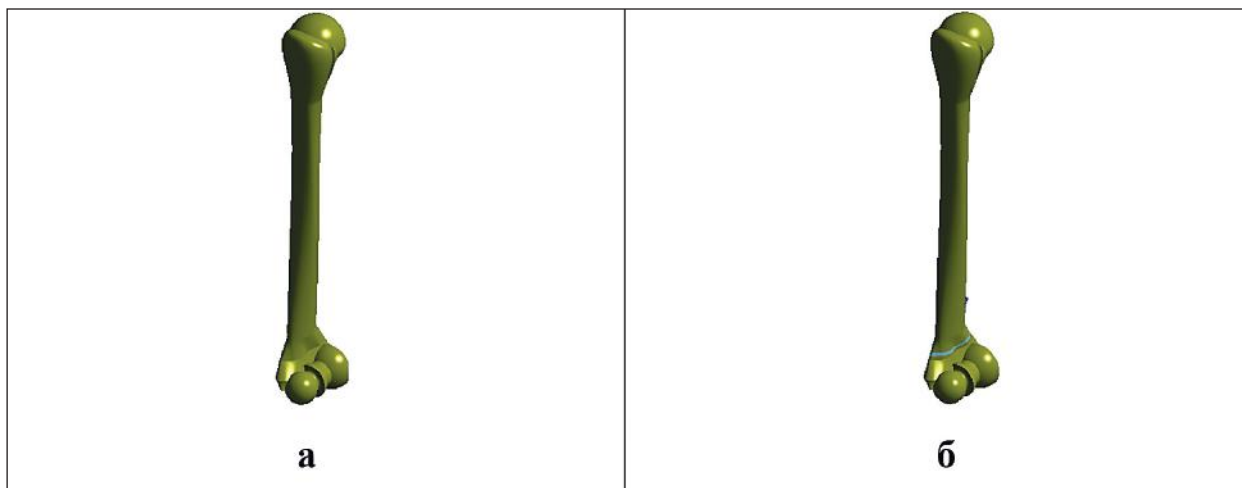


Рисунок 1 – Моделі плечової кістки, де: а – базова (норма); б – з надвиростковим поперечним переломом.

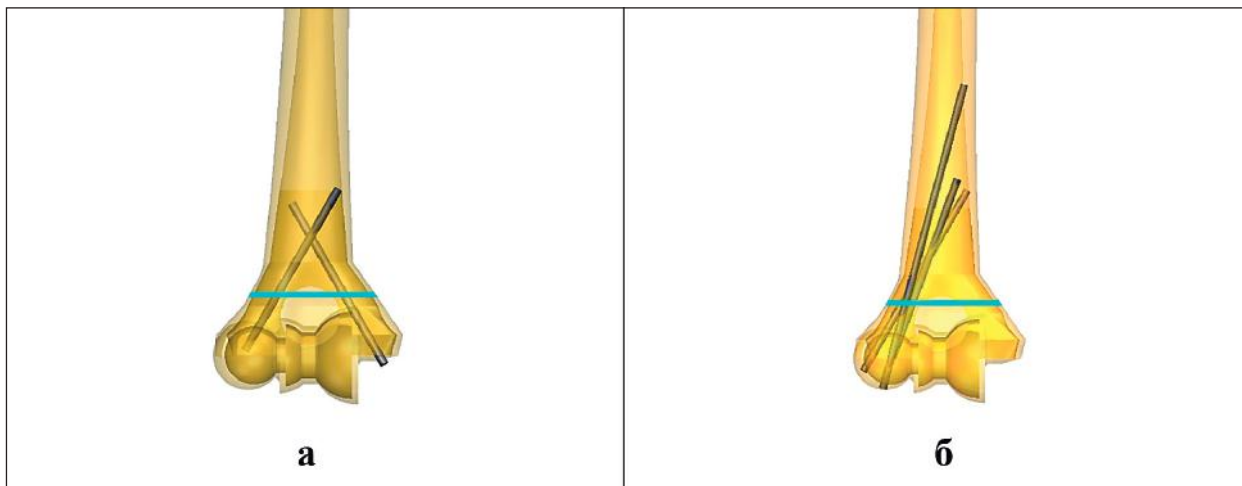


Рисунок 2 – Схеми остеосинтезу, де: а – перехресна фіксація (двома шпильками); б – латеральна фіксація (три шпильці).

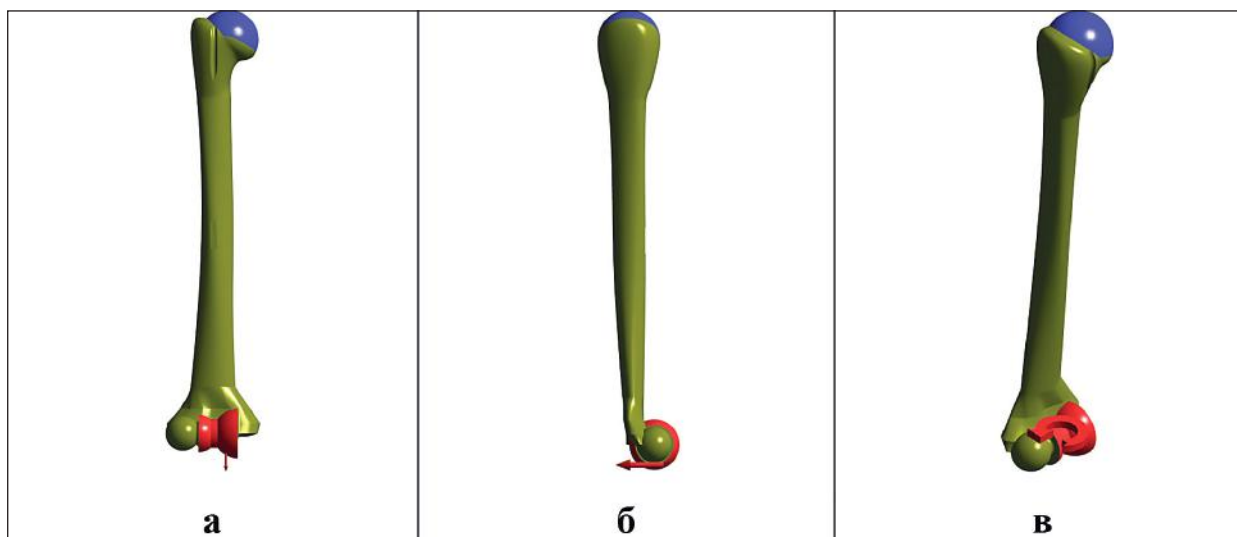


Рисунок 3 – Схеми навантаження моделі, де: а – на розтягнення; б – на згинання; в – на скручування.

При навантаженні на згинання дія сили величиною 50 Н була спрямована спереду-назад і прикладена до дистального кінця плечової кістки (рис. 3б).

При навантаженні на скручування, до дистального кінця кістки прикладали крутний момент величиною 2 Н/м (рис. 3в).

Головка плечової кістки при всіх видах навантаження була жорстко закріплена.

Для порівняння величин напружень в моделях з різними схемами остеосинтезу і при різних навантаженнях було обрано 6 контрольних точок на плечовій кістці. Окрім того, реєстрували максимальне значення напружень на шпичках. Схема розташування контрольних точок наведена на рис. 4.

Реєстрували максимальний рівень напружень в кісткових елементах та на металевих конструкціях. Побудову моделі здійснювали в програмі SolidWorks [13]. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням програми ANSYS [14].

Результати дослідження та їх обговорення.

Розтягнення/стискування. Першим етапом роботи проводили дослідження напружено-деформованого стану моделей плечової кістки під впливом подовжнього осьового навантаження на розтягнення.

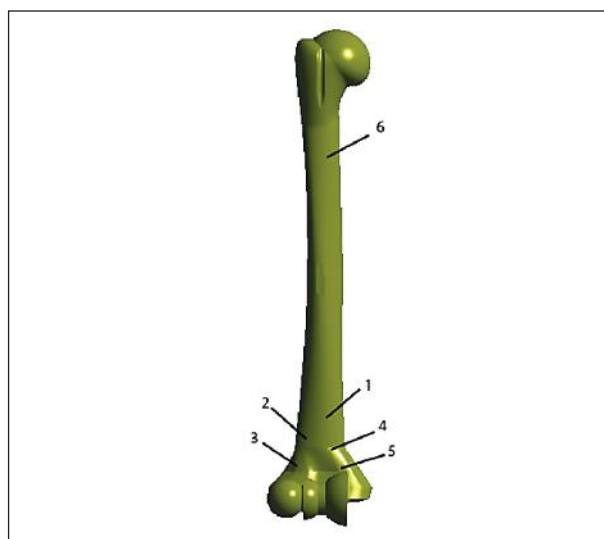


Рисунок 4 – Контрольні точки.

Розподіл напружень в кісткових елементах моделей наведено на рис. 5.

Результати моделювання показали, що під впливом розтягуючого навантаження в неушкодженій плечовій кістці максимальні за величиною напружен-

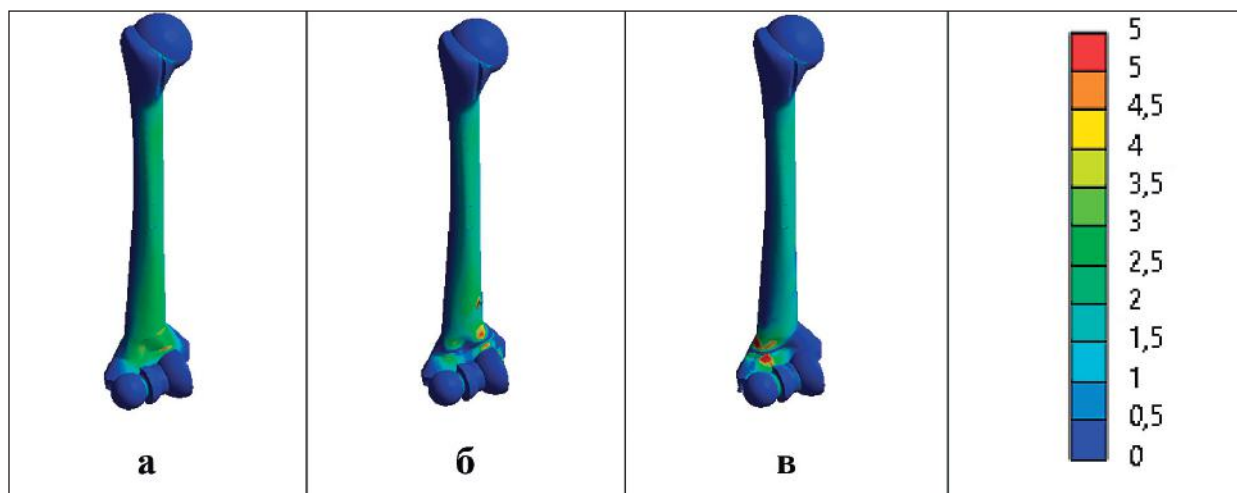


Рисунок 5 – Розподіл напружень в кісткових елементах моделей плечової кістки під впливом розтягуючого навантаження, де: а – в нормі; б – перехресна фіксація поперечного перелому 2 шпичками; в – латеральна фіксація поперечного перелому 3 шпичками.

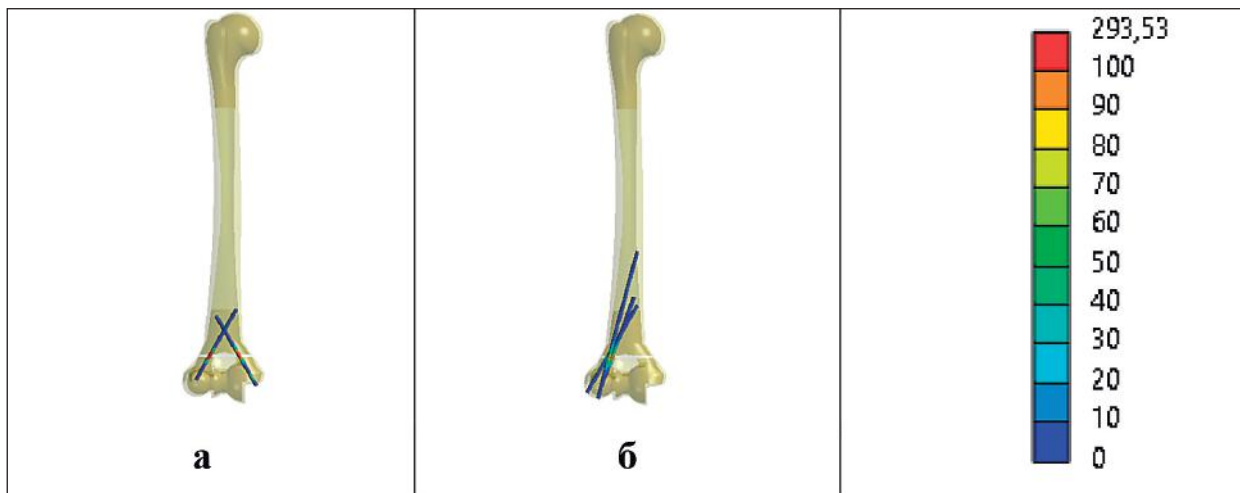


Рисунок 6 – Розподіл напружень в шпичках моделей плечової кістки під впливом розтягуючого навантаження, де: а – перехресна фіксація 2 шпичками; б – латеральна фіксація 3 шпичками.

Таблиця 2 – Величини напружень в контрольних точках моделей під впливом навантаження на розтягнення

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	норма	2 спиці	3 спиці
1	2,8	2,6	1,8
2	3,7	3,3	6,4
3	2,7	3,3	8,8
4	3,5	5,4	0,2
5	4,1	6,1	0,5
6	2,4	2,2	2,1
Шпичі		247,6	130,6

ня 4,1 МПа виникають в медіальному надвиростку, мінімальні 2,4 МПа – в верхній третині діяфізу.

При наявності надвиросткового поперечного перелому ПФ двома шпичками спостерігається підвищення рівня напружень в медіальному надвиростку до позначок 5,4 МПа і 6,1 МПа вище та нижче лінії перелому, відповідно. Також, підвищення величини напружень до 3,3 МПа, в порівнянні з нормою, визначено в латеральному надвиростку нижче лінії перелому. В контрольних точках 1,2 і 6, навпаки, рівень напружень знижується набуваючи мінімуму 2,2 МПа у верхній третині діяфізу. ЛФ з трьома шпичками, призводить до зниження рівня напружень в медіальному надвиростку до позначок 0,2 МПа і 0,5 МПа вище і нижче лінії перелому, відповідно. В той же час на-

пруження в латеральному надвиростку значно зростають і визначаються на відмітках 6,4 МПа вище лінії перелому і 8,8 МПа нижче цієї лінії.

Розподіл напружень в шпичках при різних варіантах фіксації наведено на **рис. 6**.

При ПФ поперечного надвиросткового перелому двома шпичками, максимальні напруження в металевих конструкціях виникають по лінії перелому і сягають позначки 247,6 МПа. При ЛФ трьома шпичками – рівень напружень в них не перевищує позначки 130,6 МПа, що зумовлено підвищенням сумарною площі їх перетину в порівнянні з остеосинтезом двома шпичками.

Дані про величини напружень в контрольних точках моделей наведені в **табл. 2**.

Наочне уявлення про співвідношення величин напружень в контрольних точках моделей плечової кістки з надвиростковим поперечним переломом під впливом розтягуючого навантаження представлено на **рис. 7**.

Як представлено на діаграмах, при ПФ поперечного надвиросткового перелому плечової кістки двома шпичками забезпечується більш рівномірний розподіл напружень в кісткових елементах плечової кістки. При ЛФ трьома шпичками під впливом розтягуючого навантаження знижується до мінімуму напруження в медіальному надвиростку і вдвічі підвищується їх рівень на латеральному. Це пов'язане з

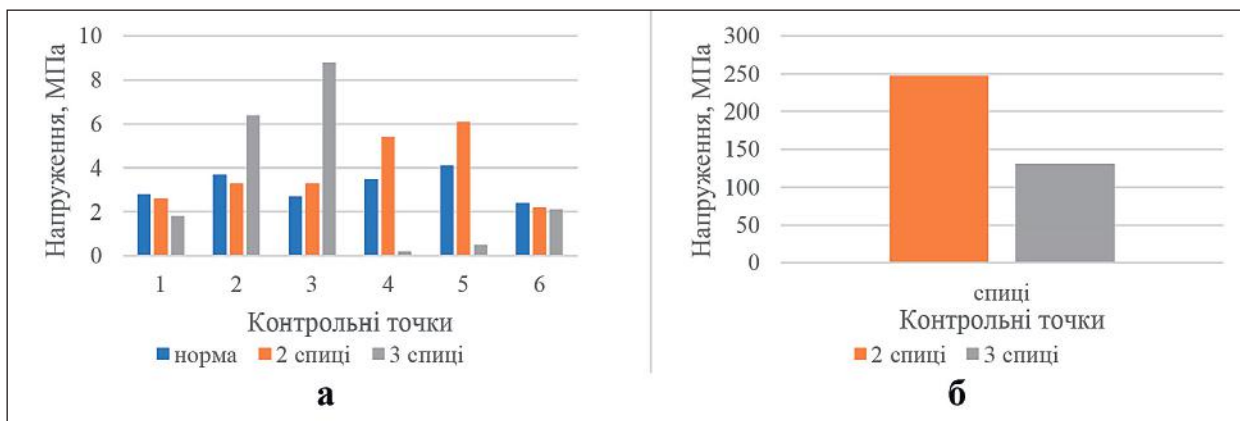


Рисунок 7 – Діаграми величин напружень в контрольних точках моделей плечової кістки з поперечним надвиростковим переломом під впливом розтягуючого навантаження, де: а – в кісткових елементах; б – в шпичках.

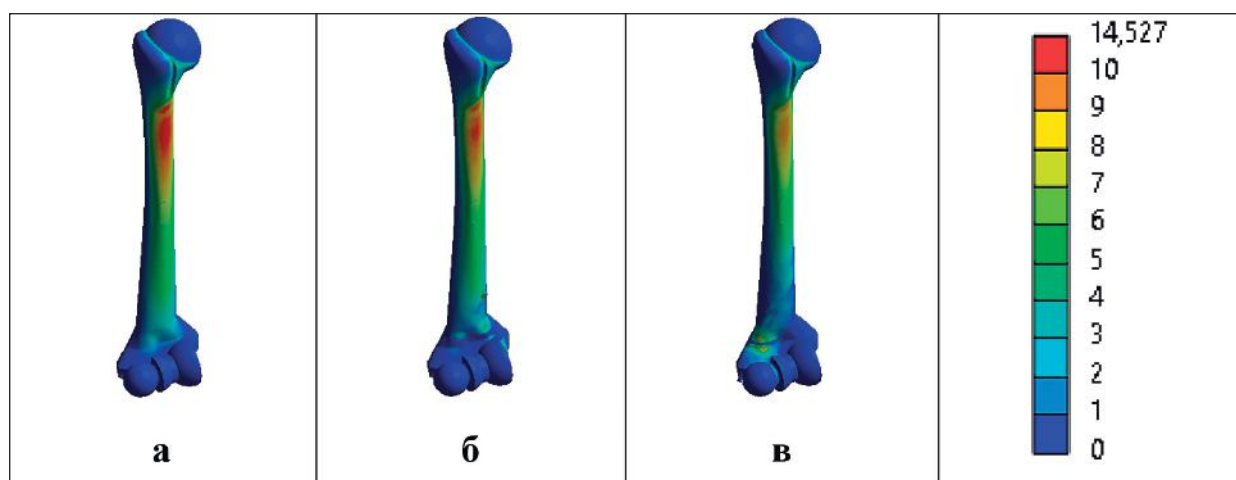


Рисунок 8 – Розподіл напружень в кісткових елементах моделей плечової кістки під впливом згинаючого навантаження, де: а – в нормі; б – з поперечним переломом з перехресною фіксацією 2 спицями; в – з поперечним переломом з латеральною фіксацією 3 спицями.

однорічним проведенням пучка спиць. При цьому медіальний надвиросток залишається нефіксованим і, відповідно, навантаження на нього практично не передаються. Кістковий регенерат для цього виявляється занадто м'яким, щоб запобігати переміщенню дистального фрагменту. В той же час, більш жорстка фіксація латерального надвиростка, ніж у варіанті з двома спицями навхрест, викликає підвищення рівня напружень в латеральному надвиростку. Сумарна величина площі перетину пучка спиць при ЛФ забезпечує вдвічі нижчий рівень напружень в них, в порівнянні з ПФ.

Згинання. Наступним етапом роботи було вивчення напружено-деформованого стану моделі плечової кістки під впливом навантаження на згинання. Розподіл напружень в кісткових елементах моделей наведено на рис. 8.

При навантаженні на згинання неушкодженої плечової кістки напруження набувають максимального значення 10,8 МПа у верхній третині діафіза. В нижній третині напруження визначаються на позначці 4,5 МПа, напруження на надвиростках розподіляються рівномірно в межах від 2,0 МПа до 2,8 МПа. При наявності надвиросткового поперечного перелому при ПФ двома спицями, в порівнянні з моделлю в нормі, визначали зниження рівня напружень в діафізі

плечової кістки до 10,4 МПа у верхній третині і до 2,9 МПа – в нижній. На надвиростках вище і нижче лінії перелому відмічали підвищення рівня напружень, який набував максимуму 4,5 МПа на медіальному надвиростку вище лінії перелому. ЛФ із трьох спиць дозволяє знизити до мінімуму рівень напружень на медіальному надвиростку – до 0,1 МПа і 0,3 МПа вище і нижче лінії перелому, відповідно. При цьому на латеральному надвиростку напруження значно зростають і сягають позначок 9,0 МПа вище лінії перелому і 10,9 МПа нижче неї, що пов'язане з несиметричним розташуванням спиць.

Таблиця 3 – Величини напружень в контрольних точках моделей плечової кістки під впливом навантаження на згинання

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	норма	2 спиці	3 спиці
1	4,5	2,9	2,4
2	2,8	3,0	9,0
3	2,0	1,9	10,9
4	2,2	4,5	0,1
5	2,2	3,0	0,3
6	10,8	10,4	9,5
Spokes		244,7	258,8

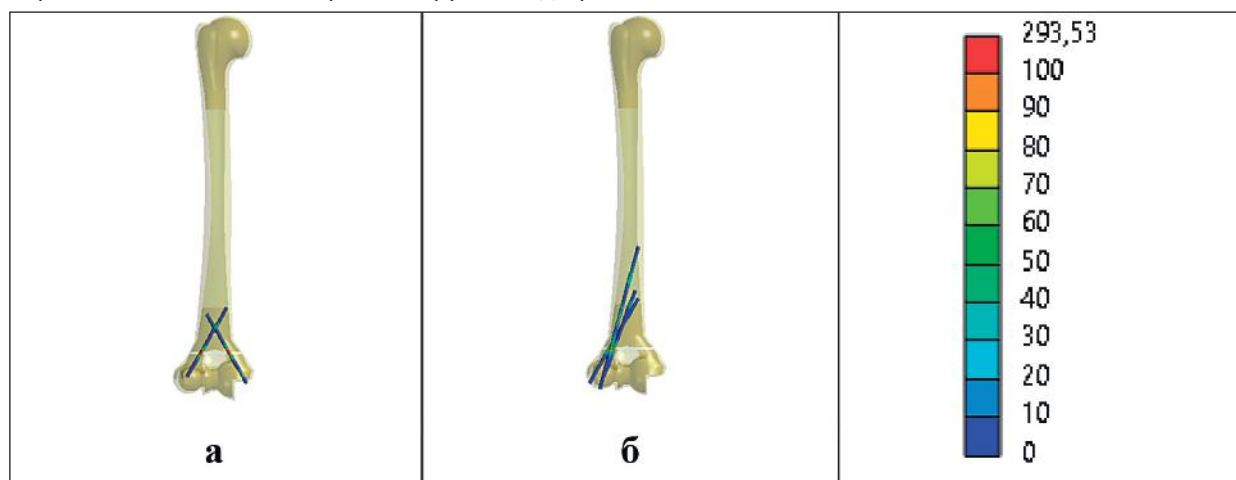


Рисунок 9 – Розподіл напружень в спицях моделей плечової кістки під впливом згинаючого навантаження, де: а – перехресна фіксація 2 спицями; б – латеральна фіксація 3 спицями.

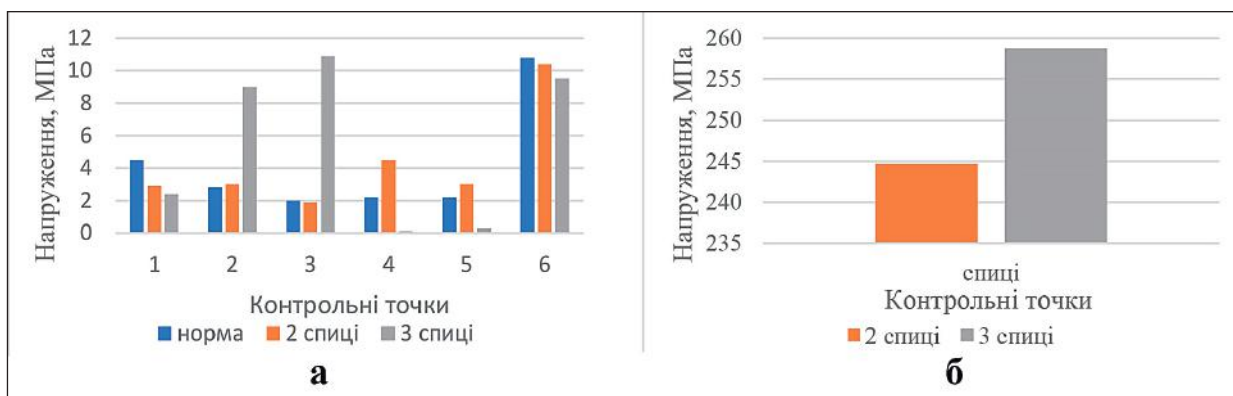


Рисунок 10 – Діаграми величин напружень в контрольних точках моделей плечової кістки з надвиростковим поперечним переломом під впливом згинаючого навантаження, де: а – в кісткових елементах; б – в шпичках.

Розподіл напружень в шпичках моделей при навантаженні на згинання наведено на **рис. 9**.

При навантаженні на згинання максимальний рівень напружень в шпичках 258,8 МПа визначається при ЛФ надвиросткового поперечного перелому. При ПФ двома спицями рівень їх напружень є нижчим – 244,7 МПа, що свідчить на користь симетричної фіксації фрагментів в протидії згинаючому навантаженню.

Дані про величини напружень в контрольних точках моделей плечової кістки при навантаженні на згин наведені в **табл. 3**.

Для наочного порівняння рівня напружень в контрольних точках моделей плечової кістки з надвиростковим поперечним переломом під впливом згинаючого навантаження побудована діаграма, яка наведена на **рис. 10**.

Таблиця 4 – Величини напружень в контрольних точках моделей під впливом навантаження на скручування

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	норма	2 спиці	3 спиці
1	6,7	5,7	5,0
2	7,7	8,8	33,2
3	8,2	7,9	33,3
4	8,0	10,6	0,7
5	6,5	10,6	2,4
6	4,9	4,6	3,5
Шпичі		76,5	188,8

Наведена діаграма показує, що ПФ двома шпичками зумовлює більш рівномірний розподіл напружень між надвиростками плечової кістки вздовж лінії перелому.

Скручування. На останньому етапі роботи досліджували напружено-деформований стан моделей плечової кістки під впливом навантаження на скручування. Отримати уявлення про розподіл напружень в кісткових елементах моделі можна за допомогою **рис. 11**.

Дослідження напружено-деформованого стану моделі неушкодженої плечової кістки під впливом навантаження на скручування визначило, що мінімальні за величиною напруження 4,9 МПа виникають у верхній третині діафіза, а максимальні – 8,0 МПа у верхній частині медіального надвиростка та 8,2 МПа в нижній частині латерального. В моделі з поперечним надвиростковим переломом при ПФ двома спицями максимум напружень 10,6 МПа виникає на медіальному надвиростку, вище і нижче лінії перелому. При цьому в діафізі напруження знижуються до 5,7 МПа в нижній третині та до 4,6 МПа в верхній. При ЛФ трьома шпичками значно підвищується рівень напружень до 33,3 МПа на латеральному надвиростку, але на медіальному напруження знижуються до мінімуму 0,7 МПа вище лінії перелому і не перевищують 2,4 МПа нижче неї, що знову ж є наслідком однобічного встановлення фіксуючих елементів.

Розподіл напружень в шпичках при різних варіантах остеосинтезу представлено на **рис. 12**.

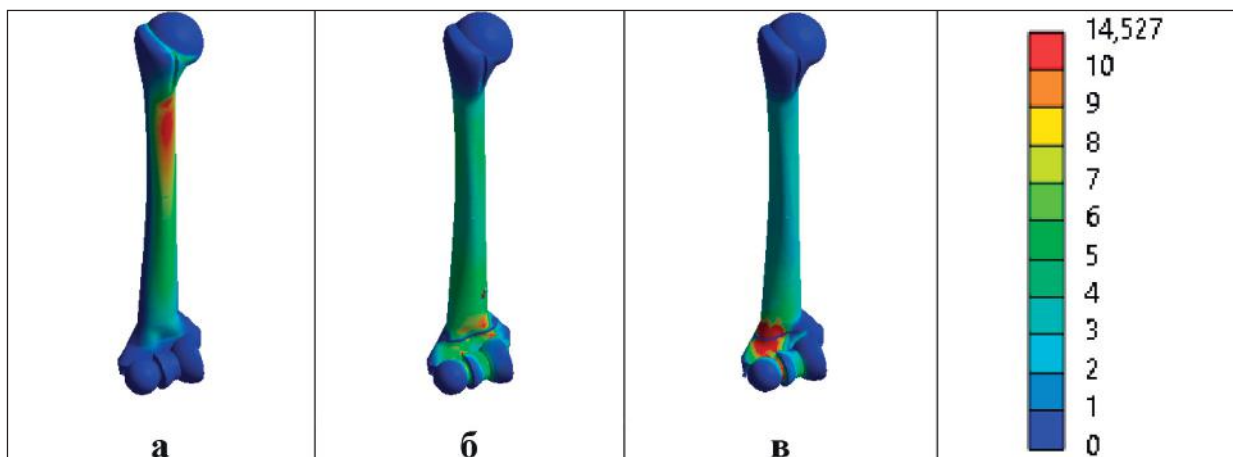


Рисунок 11 – Розподіл напружень в кісткових елементах моделей плечової кістки під впливом навантаження на скручування, де: а – в нормі; б – з поперечним переломом та перехресною фіксацією 2 шпичками навхрест; в – з поперечним переломом та латеральною фіксацією з 3 шпичками.

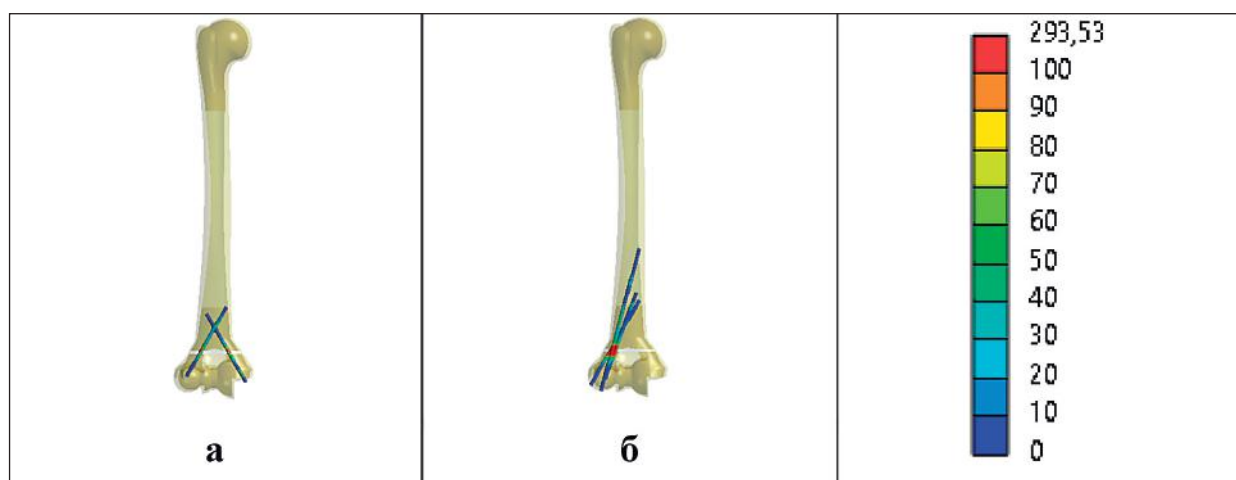


Рисунок 12 – Розподіл напружень в спицях моделей плечової кістки під впливом навантаження на скручування, де: а – перехресна фіксація 2 спицями; б – латеральна фіксація 3 спицями.

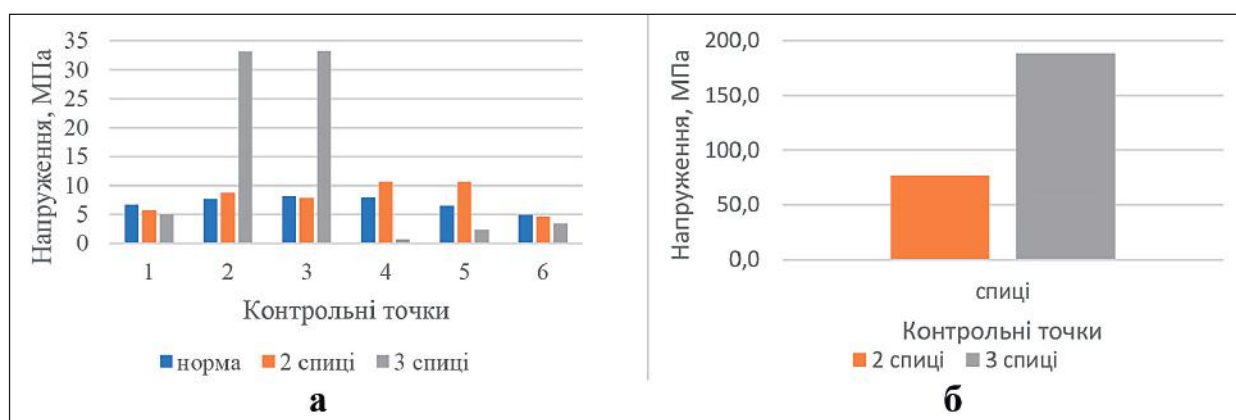


Рисунок 13 – Діаграми величин напружень в контрольних точках моделей плечової кістки з надвиростковим поперечним переломом під впливом навантаження на скручування, де: а – в кісткових елементах; б – в спицях.

При навантаженнях на скручування при обох варіантах фіксації максимальні значення напружень в спицях визначаються на лінії перелому. На величини цих напружень також впливає симетричність розташування фіксуючих елементів. Так максимальний рівень напружень в спицях при ПФ не перевищує позначки 76,5 МПа, що в 2,5 рази нижче ніж в моделі з ЛФ.

Дані про величини напружень в контрольних точках моделей плечової кістки під впливом навантаження на скручування наведені в **табл. 4**.

Діаграми, які наведено на **рисунку 13** дозволяють наочно порівняти величини напружень в кісткових елементах і спицях моделей, які виникають під впливом навантаження на скручування.

Як показано на діаграмах, ПФ двома спицями навхрест дозволяє рівномірно розподіляти напруження в кістковій тканині. Асиметричне розташування пучка з трьох спиць ЛФ веде до значного підвищення рівня напружень на медіальному надвиростку, через який проведені спиці, та до зниження до мінімуму напружень на протилежному надвиростку. Все це свідчить про переваги симетричного проведення спиць через обидва виростка при протидії навантаженням на скручування.

Висновки.

Математичне моделювання плечової кістки з надвиростковим поперечним переломом визначило переваги способу перехресної фіксації двома спицями над латеральним способом з трьох спиць при всіх варіантах навантаження. Симетричне розташування спиць при фіксації фрагментів кістки навхрест дозволяє рівномірно розподілити навантаження між надвиростками і забезпечити відносно невелику величину напружень в них. Однобічне проведення пучка спиць призводить до значного в 2-2,5 рази підвищення напружень на надвиростку через який проведені фіксуючі елементи. На протилежному надвиростку напруження навпаки знижуються до мінімуму, тому що кістковий регенерат виявляється занадто м'яким, щоб протидіяти будь-якому навантаженню, що може стати причиною нестабільності.

Перспективи подальших досліджень.

Дана стаття є частиною великого дослідження, присвяченого остеосинтезу надвиросткових переломів плечової кістки. В подальшому планується моделювання остеосинтезу при інших типах таких переломів.

References / Література

1. Santos IA, Crus MAF, Souza RC, Barreto LVF, Monteiro AF, Rezende LGRA. Epidemiology of Supracondylar Fractures of the Humerus in Children. Archives of health investigation. 2024;13(1):18-23. DOI: [10.21270/archi.v13i1.6324](https://doi.org/10.21270/archi.v13i1.6324).
2. Mubarak FS, Mohamed Anzar MA, Kanagratnam K. Descriptive Study on Epidemiology, Clinical Presentation, Treatment, and Outcome of Supracondylar Fractures Treated in a Base Hospital of Sri Lanka: A Single-Center Study. Cureus. 2023;15(6):e40494. DOI: [10.7759/cureus.40494](https://doi.org/10.7759/cureus.40494).
3. Zaidman M, Eidelman M, Abu-Dalu K, Kotlarsky P. Pediatric Supracondylar Fracture of the Humerus with Sideward Displacement. Surg. Tech. Dev. 2023;12(3):107-118. DOI: [10.3390/std12030010](https://doi.org/10.3390/std12030010).
4. Duffy S, Flannery O, Gelfer Y, Monsell F. Overview of the contemporary management of supracondylar humeral fractures in children. Eur J Orthop Surg Traumatol. 2021;31(5):871-881. DOI: [10.1007/s00590-021-02932-2](https://doi.org/10.1007/s00590-021-02932-2).
5. Lin-Guo, Zhang XN, Yang JP, Wang Z, Qi Y, Shan-Zhu, et al. A systematic review and meta-analysis of two different managements for supracondylar humeral fractures in children. J Orthop Surg Res. 2018;13:141. DOI: [10.1186/s13018-018-0806-1](https://doi.org/10.1186/s13018-018-0806-1).
6. Xing B, Dong B, Che X. Medial-lateral versus lateral-only pinning fixation in children with displaced supracondylar humeral fractures: a meta-analysis of randomized controlled trials. Journal of Orthopaedic Surgery and Research. 2023;18:43. DOI: [10.1186/s13018-023-03528-8](https://doi.org/10.1186/s13018-023-03528-8).
7. Tyazhelov OA, Karpins'kyi MYU, Karpins'ka OD, Subbota IA, Khadri Vadyd. Doslidzhennya mekhanichnykh vlastyvostey osteosyntezy metafizarnykh perelomiv plechovoyi kistky na matematychniy modeli. Ortopedyya, travmatolohyya y protezyrovanye. 2011;1:35-39. DOI: [10.15674/0030-59872011135-39](https://doi.org/10.15674/0030-59872011135-39). [in Ukrainian].
8. Cowin SC. Bone Mechanics Handbook. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press; 2001. 980 p.
9. 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).
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. Kipa OA, Lytovchenko VO, Karpynskyi MYU. Vybir fiksatora dlya osteosyntezy perelomiv plechovoyi kistky u postrazhdalych z poeydnanoyu torakal'noyu travmoyu. Medytsyna s'ohodni i zavtra. 2014;4:97-100. [in Ukrainian].
12. 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).
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.

ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ МОДЕЛЕЙ ПЛЕЧОВОЇ КІСТКИ ПРИ НАДВИРОСТКОВИХ ПОПЕРЕЧНИХ ПЕРЕЛОМАХ У ДІТЕЙ ТА ПІДЛІТКІВ ПРИ РІЗНИХ ВАРІАНТАХ ЧЕРЕЗШКІРНОЇ ФІКСАЦІЇ

Бур'янов О. А., Кваша В. П., Науменко В. О., Карпінський М. Ю., Ярьсько О. В.

Резюме. Вступ. Переломи дистального епіметафізу плечової кістки у дітей та підлітків є однією з найпоширеніших травм, які складають від 16 до 50% серед переломів кісток в цілому. На сьогоднішній день існують дві найпоширеніші конфігурації щодо фіксації надвиросткових переломів у дітей та підлітків: конструкція з перехресними шпильками та конструкція з використанням 2 або 3 латеральних шпиль з їх дивергенцією у коронарній площині. Встановлення переваг та недоліків цих способів фіксації є актуальним питанням сучасної ортопедії в педіатричній практиці.

Мета. Порівняти рівень напружень в моделі плечової кістки з надвиростковим поперечним переломом при різних варіантах черезшкірної фіксації під впливом різних навантажень.

Об'єкт і методи дослідження. Розроблена базова скінчено-елементна модель плечової кістки, на основі якої створили модель надвиросткового поперечного перелому. Моделювали два варіанти остеосинтезу: двома шпильками, розташованими навхрест та пучком з трьох шпиль. Напружено-деформований стан моделей досліджували під впливом навантаження на розтягнення, згинання та скручування.

Результати дослідження та їх обговорення. Результати моделювання показали, що під впливом розтягуючого навантаження і перехресної фіксації двома шпильками спостерігається підвищення рівня напружень в медіальному надвиростку до позначок 5,4 МПа і 6,1 МПа вище та нижче лінії перелому, відповідно. Латеральна фіксація з трьома шпильками, призводить до зниження рівня напружень в медіальному надвиростку до позначок 0,2 МПа і 0,5 МПа вище і нижче лінії перелому. В той же час напруження в латеральному надвиростку значно зростають і визначаються на відмітках 6,4 МПа вище лінії перелому і 8,8 МПа нижче цієї лінії. При навантаженнях на згинання і перехресній фіксації відмічали підвищення рівня напружень, до 4,5 МПа на медіальному надвиростку вище лінії перелому. Латеральна фіксація із трьох шпиль дозволяє знизити рівень напружень на медіальному надвиростку до 0,1 МПа і 0,3 МПа вище і нижче лінії перелому. При цьому на латеральному надвиростку напруження зростають до позначок 9,0 МПа вище лінії перелому і 10,9 МПа нижче неї. Дослідження моделі під впливом навантаження на скручування визначило, що при перехресній фіксації двома шпильками максимум напружень 10,6 МПа виникає на медіальному надвиростку. При латеральній фіксації трьома шпильками значно підвищується рівень напружень до 33,3 МПа на латеральному надвиростку, але на медіальному напруження знижуються до мінімуму 0,7 МПа.

Висновки. Проведене дослідження визначило переваги способу перехресної фіксації двома шпильками над латеральним способом з трьох шпиль при всіх варіантах навантаження. Симетричне розташування шпиль при фіксації фрагментів кістки навхрест дозволяє рівномірно розподілити навантаження між надвиростками і забезпечити відносно невелику величину напружень в них. Однобічне проведення пучка шпиль призводить до значного в 2-2,5 рази підвищення напружень на надвиростку через який проведені фіксуючі елементи. На протилежному надвиростку напруження навпаки знижуються до мінімуму, тому що кістковий регенерат виявляється занадто м'яким, щоб протидіяти будь-якому навантаженню, що може стати причиною нестабільності.

Ключові слова: плечова кістка, надвиросткові переломи, остеосинтез

STUDY OF THE STRESS-DEFORMATION STATE OF MODELS OF THE HUMERUS IN CASE OF SUPRACONDYLAR TRANSVERSE FRACTURES IN CHILDREN AND ADOLESCENTS WITH DIFFERENT OPTIONS OF PERCUTANEOUS FIXATION

Buryanov O. A., Kvasha V. P., Naumenko V. O., Karpinsky M. Yu., Yaresko O. V.

Abstract. *Introduction.* Fractures of the distal epimetaphysis of the humerus in children and adolescents are one of the most common injuries, accounting for 16 to 50% of all bone fractures. To date, there are two most common configurations for fixation of supracondylar fractures in children and adolescents: a design with crossed spokes and a design using 2 or 3 lateral spokes with their divergence in the coronal plane. Establishing the advantages and disadvantages of these methods of fixation is an urgent issue of modern orthopedics in pediatric practice.

Aim. To compare the stress level in the model of the humerus with a supracondylar transverse fracture with different options of percutaneous fixation under the influence of different loads.

Object and research methods. A basic finite-element model of the humerus was developed, on the basis of which a model of a supracondylar transverse fracture was created. Two variants of osteosynthesis were modeled: with two spokes arranged crosswise and a bundle of three spokes. The stress-strain state of the models was studied under the influence of tensile, bending and twisting loads.

Research results and their discussion. The simulation results showed that under the influence of tensile load and cross-fixation with two spokes, there is an increase in the stress level in the medial epicondylum to 5.4 MPa and 6.1 MPa above and below the fracture line, respectively. Lateral fixation with three spokes leads to a decrease in the stress level in the medial epicondyle to 0.2 MPa and 0.5 MPa above and below the fracture line. At the same time, the stresses in the lateral epicondyle increase significantly and are determined at 6.4 MPa above the fracture line and 8.8 MPa below this line. During bending and cross-fixation loads, an increase in the stress level was noted, up to 4.5 MPa on the medial epicondylum above the fracture line. Lateral fixation of three points allows to reduce the stress level on the medial epicondylum to 0.1 MPa and 0.3 MPa above and below the fracture line. At the same time, on the lateral epicondyle, stresses increase to 9.0 MPa above the fracture line and 10.9 MPa below it. The study of the model under the influence of torsional load determined that during cross-fixation with two needles, the maximum stress of 10.6 MPa occurs on the medial condyle. With lateral fixation with three spokes, the level of stress significantly increases to 33.3 MPa on the lateral epicondylum, but on the medial stress decreases to a minimum of 0.7 MPa.

Conclusions. The conducted study determined the advantages of the method of cross fixation with two spokes over the lateral method with three spokes in all load variants. Symmetrical arrangement of spokes when fixing bone fragments crosswise allows to evenly distribute the load between the epicondyles and ensure a relatively small amount of stress in them. One-sided conduction of a bundle of spokes leads to a significant 2-2.5 times increase in stress on the condyle through which the fixing elements are passed. On the opposite condyle, stresses are reduced to a minimum, because the bone regenerate is too soft to resist any load, which can cause instability.

Key words: humerus, supracondylar fractures, osteosynthesis

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

Buryanov O. A.: <https://orcid.org/0000-0002-2174-1882>^FKvasha V. P.: <https://orcid.org/0000-0002-7444-6289>^ANaumenko V. O.: <https://orcid.org/0000-0002-3228-3450>^{BE}Karpinsky M. Yu.: <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>^DYaresko O. V.: <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>^B

Conflict of interest / Конфлікт інтересів:

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

Corresponding author / Адреса для кореспонденції

Karpinsky Mykhailo Yuriyovych / Карпінський Михайло Юрійович

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

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

Tel.: +3800675714863 / Тел.: +3800675714863

E-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

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

Received 20.01.2024 / Стаття надійшла 20.01.2024 року
Accepted 01.05.2024 / Стаття прийнята до друку 01.05.2024 року