

## ANALYSIS OF THE STRESS-STRAIN STATE OF THE TIBIAL MODEL IN CASE OF ITS FRACTURE IN THE MIDDLE THIRD WITH VARIOUS TYPES OF OSTEOSYNTHESIS UNDER CONDITIONS OF INCREASING BENDING LOAD

<sup>1</sup>Kharkiv National Medical University (Kharkiv, Ukraine)

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

korab.karpinsky9@gmail.com

Currently, there is an increase in bone fractures of the lower limb (47.3%). More than 50% of complications are related to the treatment of tibial bone fractures, which cause 27.9% of disabilities. The goal was to conduct a comparative analysis of the stress-strain state of models of the tibia with its fracture in the middle third with different options of osteosynthesis under the influence of bending load depending on the patient's weight. The model simulated a tibial fracture in the middle third and three types of osteosynthesis using an external fixation device (EFD), a bone plate, and an intramedullary rod. The models were studied at 700 N and 1200 N bending loads. Usually, under a bending load, the maximum stress magnitude is determined in the distal part of the tibia. When using EFD osteosynthesis, the maximum stress level is observed in the distal fragment of the tibia. The maximum stresses are determined in the fracture zone during osteosynthesis with a bone plate. Osteosynthesis with an intramedullary rod provides the lowest stress level in the fracture zone. An increase in the load value to 1200 N leads to a rise in the stress values in all model elements. The worst stress level indicators in the fracture zone and the metal structure were determined using a bone plate. With the help of EFD, osteosynthesis ensures a relatively low stress level in the fracture zone; it is worth noting the lowest stress level on the device itself. The lowest stress indicators in the fracture zone and the proximal fragment of the tibia are determined when using osteosynthesis with an intramedullary rod.

**Key words:** tibia, fracture, bend, osteosynthesis.

### Connection of the publication with planned research works.

The research was carried out with the scientific topic "Develop a complex of medical and organizational measures to improve the system of medical care for victims of traffic accidents", state registration number 0121U111742.

### Introduction.

Currently, there is an increase in bone fractures of the lower limb (47.3%), among which 45-56% are diaphyseal fractures of the leg bones [1, 2, 3].

According to the data of the medico-social expert commission of Kharkiv, more than 50% of complications were related to the treatment of bone fractures of the lower leg, which caused 27.9% of disability. All this determined the socio-economic significance of this issue [4].

The study of biomechanical features of the interaction of bone and means of osteosynthesis makes it possible to find optimal approaches to surgical treatment tactics [5].

### The aim of the study.

To conduct a comparative analysis of the stress-strain state of models of the tibia with its fracture in the middle third with different options of osteosynthesis under the influence of bending load depending on the patient's weight.

### Object and research methods.

The biomechanics laboratory of the Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine developed a basic finite-element model of the human lower leg [6]. The general appearance of the model is shown in **fig. 1**.

The model consists of the tibia, fibula bones, and foot bones. All joints between bone elements have a layer with the mechanical properties of cartilage tissue.

On the base model, a fracture of the tibia in the middle third and three types of osteosynthesis was simulated using an external fixation device (EFD), bone plate, and an intramedullary rod. The gap between bone fragments in the fracture zone was filled with an element imitating bone regeneration. The appearance of models with a fracture in the middle third of the tibia and various types of osteosynthesis are shown in **fig. 2**.

In our study, the material was assumed to be homogeneous and isotropic. A 10-node tetrahedron with a quadratic approximation was chosen as the final element. All the materials that made up the models were given appropriate mechanical properties, such as Young's modulus and Poisson's ratio. The mechanical properties of biological tissues were chosen according to the literature [7, 8, 9, 10]. The properties of metal structures were selected following the technical literature [11]. Data on the mechanical characteristics of the materials used in the simulation are given in the **table 1**.

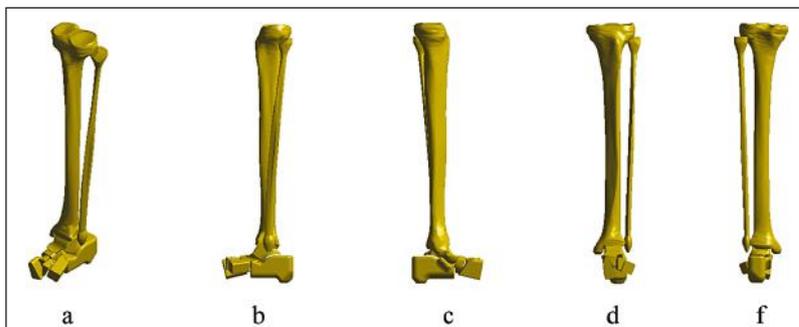


Figure 1 – Basic finite-element model of the lower leg: a – general view; b – view from the medial side; c – side view; d – front view; f – back view.

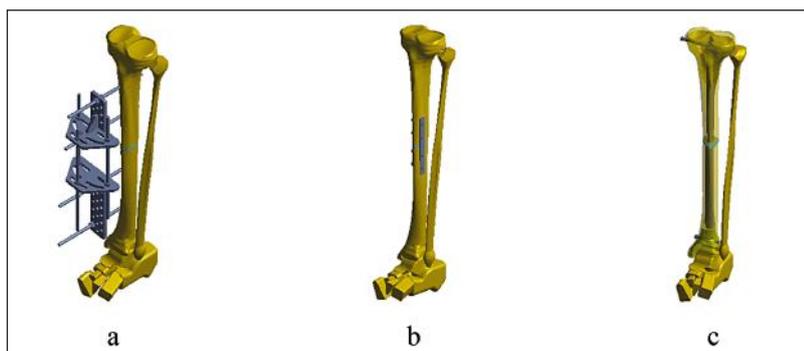


Figure 2 – Models of tibial fracture in the middle third with osteosynthesis: a – EFD; b – bony plate; c – intramedullary rod.

Table 1 – Mechanical characteristics of the materials in the simulation

Material	Young's modulus (E), MPa	Poisson's ratio, $\nu$
Cortical bone	18350	0,29
Spongy bone	330	0,30
Cartilaginous tissue	10,5	0,49
Bone regenerate	1,00	0,45
Titan VT-16	$1,1 \cdot 10^5$	0,2

All models were tested under a bending load of 700 N and 1200 N, corresponding to the patient's weight of 70 and 120 kg. The feet of the models were rigidly fixed. The loading scheme of the models is shown in **fig. 3**.

The maximum stress values were determined in the proximal and distal fragments of the tibia, in the fracture zone, in the metal structure, and on the fixing screws to compare the stress-strain state of the models.



Figure 3 – Model loading scheme.

The study of the models was carried out using the finite element method. Mises stress [12] was used as a criterion for assessing the stress-strain state of the models.

Modeling was carried out using the SolidWorks automated design system. Calculations of the stress-strain state of the models were performed using the CosmosM software complex [13].

**Research results and their discussion.**

At the first stage of the work, the stress-deformed state of the lower leg of the model with a fracture of the tibia in the middle third with various options of osteosynthesis under the influence of a bending load of 700 N was studied. The distribution of stresses in the model of the lower leg without a fracture is shown in **fig. 4**.

The simulation results showed that under average bending load, the maximum stresses of 9.6 MPa are determined in the distal part of the tibia. A minimum stress level of 1.5 MPa is recorded at the proximal end. In the middle third of the diaphysis of the tibia, stresses are determined at the mark of 5.2 MPa.

**Fig. 5** shows the pattern of stress distribution in the tibial model with a fracture of the tibia in the middle third and osteosynthesis of the EFD at a bending load of 700 N.

When using EFD osteosynthesis in the treatment of fractures of the tibia in the middle third and flexion loading of the limb with a patient weight of 70 kg, the maximum stress level of 5.7 MPa is observed in the distal fragment of the tibia. In the proximal section, the stresses do not exceed 3.2 MPa. The lowest stress level of 0.3 MPa is determined in the fracture zone. On the device itself, bending loads do not cause critical stress, determined at 89.3 MPa in the structural elements and 10.5 MPa on the extreme fixing rods.

Consider the stress-deformed state of the tibia model with a fracture of the tibia in the middle third and osteosynthesis with a bone plate under a bending load of 700 N, shown in **fig. 6**.

During osteosynthesis with a bone plate, the zone of maximum stress shifts to the fracture zone, where the stress reaches 34.6 MPa. The lowest

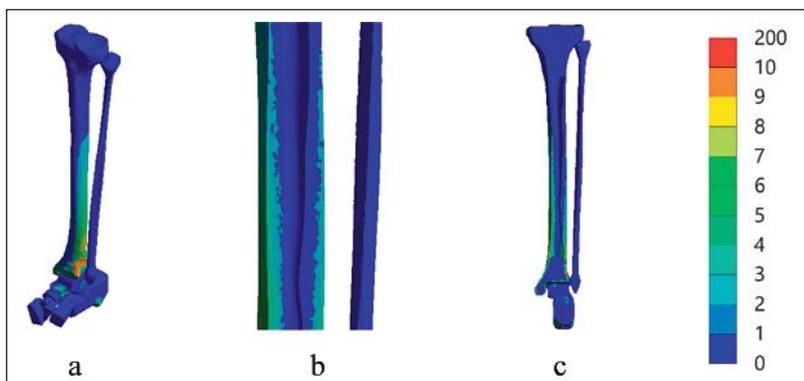


Figure 4 – The pattern of stress distribution in the normal shin model under a bending load of 700 N: a – general view; b – the middle of the diaphysis; c – section of the tibia.

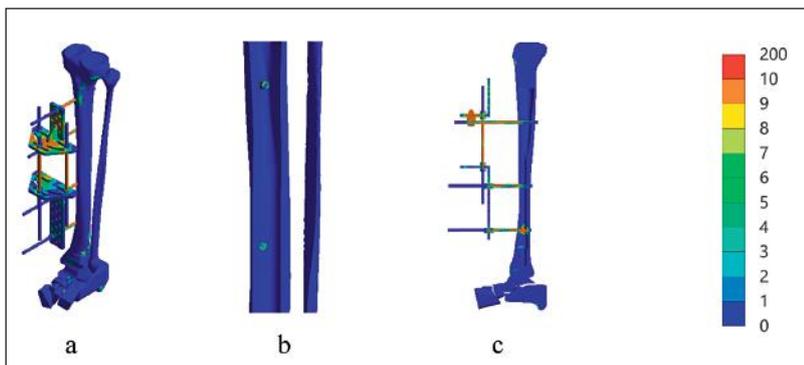


Figure 5 – Pattern of stress distribution in the model of the lower leg with a fracture of the tibia in the middle third and osteosynthesis of the EFD at a bending load of 700 N: a – general view; b – fracture zone; c – section of the tibia.

stress level of 1.7 MPa was registered in the proximal fragment of the tibia. In the distal fragment, stresses are determined at 9.1 MPa. On the fixing screws, the stresses are higher than during osteosynthesis of EFD and are determined at the mark of 15.2 MPa, but the plate itself is subjected to significant loads, as evidenced by the high level of stresses – 220.2 MPa.

Fig. 7 shows the distribution of stresses in the tibia model with a fracture of the tibia in the middle third and osteosynthesis with an intramedullary rod under a bending load of 700 N.

The model of the tibia with a fracture in the middle third with osteosynthesis with an intramedullary rod under the action of bending load provides the lowest stress level of 0.2 MPa in the fracture zone, as well as 0.8 MPa in the proximal fragment of the tibia. However, the stress in the distal fragment is higher than in other types of osteosynthesis – 13.1 MPa. Relatively high stresses of 181.4 MPa occur on the rod itself and on the fixing screws – 18.2 MPa.

The data on the maximum stress values in the elements of the lower leg models in the case of a tibial fracture with various options for osteosynthesis at a bending load of 700 N is presented in table 2.

**Table 2 – The value of the maximum stress in the elements of the lower leg models in the case of a tibial fracture with various options for osteosynthesis at a bending load of 700 N**

Part	Stress, MPa			
	norm	EFD	plate	rod
proximal	1,5	3,2	1,7	0,8
distal	9,6	5,7	9,1	13,1
fracture zone	5,2	0,3	34,6	0,2
construction		89,3	220,2	181,4
screws/rods		10,5	15,2	18,2

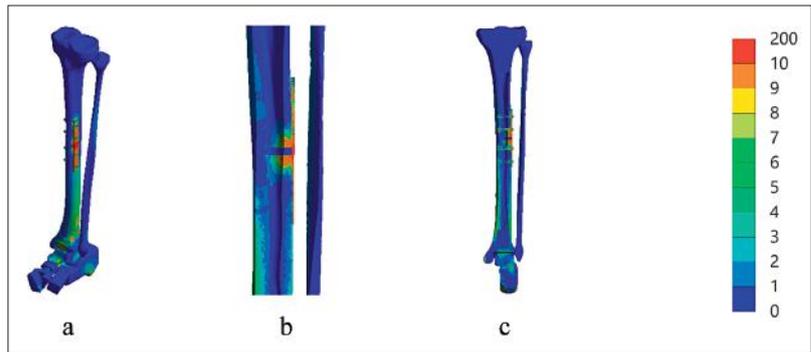


Figure 6 – Pattern of stress distribution in the tibia model with a fracture of the tibia in the middle third and osteosynthesis with a bone plate at a bending load of 700 N: a – general view; b – fracture zone; c – section of the tibia.

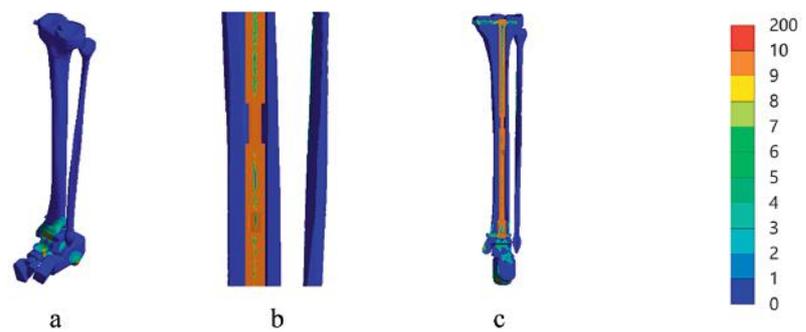


Figure 7 – Pattern of stress distribution in the model of the lower leg with a fracture of the tibia in the middle third and osteosynthesis with an intramedullary rod at a bending load of 700 N: a – general view; b – fracture zone; c – section of the tibia.

You can visually compare the stress values on different elements of the model of the lower leg with a tibial fracture with varying options of osteosynthesis under a compressive load of 700 N using the diagram shown in fig. 8.

As shown in the diagram, osteosynthesis of the tibial bone with a bone plate for fractures of the diaphysis in the middle third shows worse indicators of stress values under bending loads, precisely in the fracture zone, where the intramedullary rod and EFD ensure the stress level to the zero mark. It is also worth noting the highest level of tension on the plate itself.

Let's consider how models of osteosynthesis of the tibia behave when fractured in the middle third with an increase in the load to 1200 N, which corre-

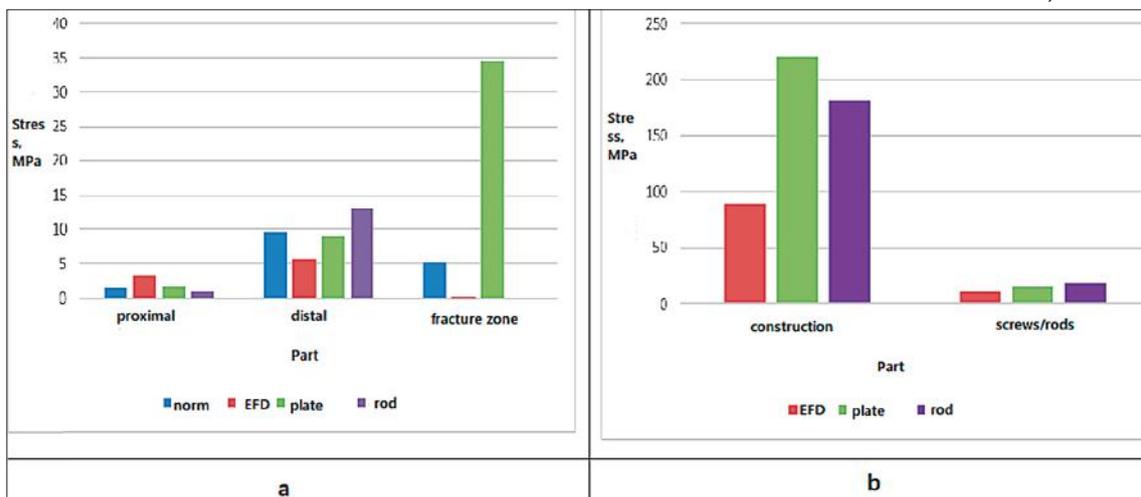


Figure 8 – Diagram of the maximum stress values in the elements of the lower leg models with a fracture of the tibia in the middle third with different options of osteosynthesis under a bending load of 700 N: a – in bone tissue; b – in structural elements.

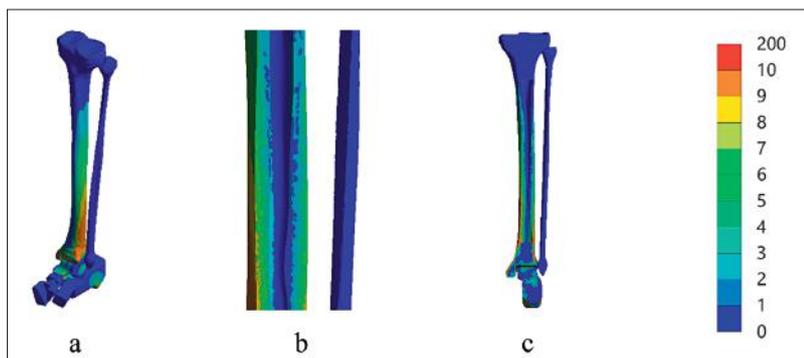


Figure 9 – Pattern of stress distribution in the normal lower leg model under a bending load of 1200 N: a – general view; b – fracture zone; c – section of the tibia.

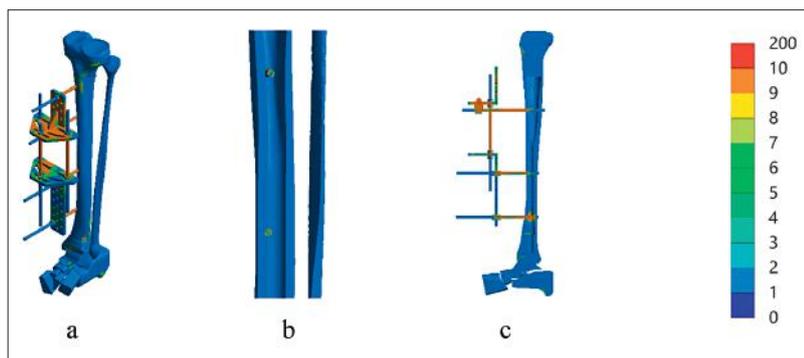


Figure 10 – Pattern of stress distribution in the model of the lower leg with a fracture of the tibia in the middle third and osteosynthesis of the EFD under a bending load of 1200 N: a – general view; b – fracture zone; c – section of the tibia.

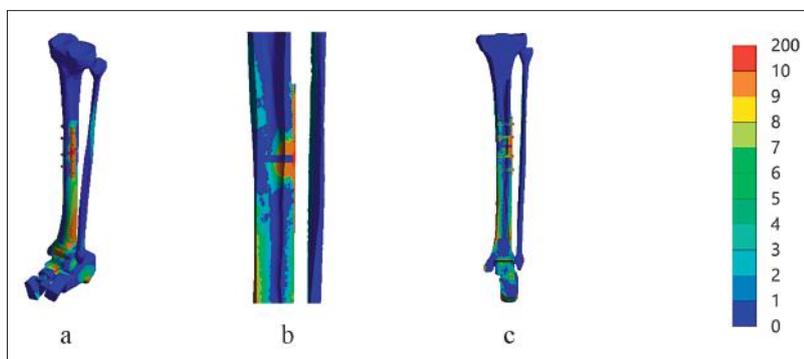


Figure 11 – Pattern of stress distribution in the tibia model with a fracture of the tibia in the middle third and osteosynthesis with a bone plate under a bending load of 1200 N: a – general view; b – fracture zone; c – section of the tibia.

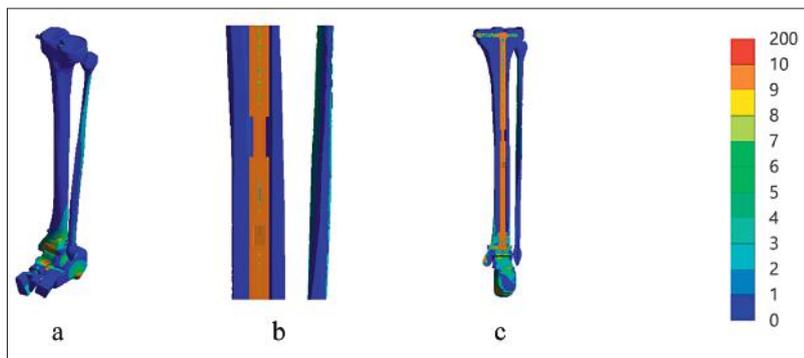


Figure 12 – Pattern of stress distribution in the tibia model with a fracture of the tibia in the middle third and osteosynthesis with an intramedullary rod under a bending load of 1200 N: a – general view; b – fracture zone; c – section of the tibia.

sponds to the patient’s weight of 120 kg. The stress distribution in the model without fracture is presented in **fig. 9**.

Increased load to 1200 N leads to increased stresses on all model elements. Thus, maximum stresses of 16.5 MPa are determined at the distal end of the tibia. At the proximal end, stresses are determined at a minimum of 2.6 MPa. In the middle third of the diaphysis of the tibia, the stress level is 8.9 MPa.

Let’s consider how an increase in load affects the model of the lower leg in the case of a fracture of the tibia in the middle third and osteosynthesis of the EFD. The stress-strain state of the model is shown in **fig. 10**.

When using EFD osteosynthesis in the treatment of fractures of the tibia in the middle third, an increase in the load on the limb to 1200 N causes an increase in the maximum stress level to 9.8 MPa in the distal fragment of the tibia. In the proximal part, stresses increase to 5.5 MPa. In the fracture zone, the amount of stress also increases but remains at a relatively low level – 0.5 MPa. A significant increase in the stress level up to 153.1 MPa is observed on the EFD elements and the extreme fixing rods – up to 18.0 MPa.

**Figure 11** shows the stress-deformed state of the tibia model with a fracture of the tibia in the middle third and osteosynthesis with a bone plate under a bending load of 1200 N.

Similar changes in the stress-strain state occur in the model with osteosynthesis with a bone plate. The zone of most significant stress remains at the fracture site, where the stress reaches 59.3 MPa. The stresses in the distal and proximal fragments of the tibia increase to 15.6 MPa and 2.9 MPa, respectively. On the fixing screws, the maximum stress values increase to 26.1 MPa, and even greater stresses occur in the periosteal plate – 377.4 MPa.

At the last stage, we will consider the stress distribution in the model of the lower leg with a fracture of the tibia in the middle third and osteosynthesis with an intramedullary rod at a bending load of 1200 N, shown in **fig. 12**.

The model of the tibia with its fracture in the middle third with osteosynthesis with an intramedullary rod responds to an increase in the bending load up to 1200 N in the same way as the previous models by increasing the stress level on all elements. Thus, in the distal and proximal fragments of the bone, the maximum stresses increase to 22.5 MPa and 1.4 MPa, respectively. In the fracture zone, stresses also in-

crease but remain very low at 0.3 MPa. The same is observed on the fixing screws, where the stress level does not exceed 31.2 MPa. The stress in the rod itself reaches 310.9 MPa.

Table 3 shows the values of the maximum stresses in the elements of the lower leg models in the case of a tibial fracture in the middle third with various options of osteosynthesis under a bending load of 1200 N.

For a more convenient comparison of the stress values on various elements of models of the lower leg with a tibial fracture and various options for osteosynthesis under a bending load of 1200 N, a diagram was constructed, shown in fig. 13.

As shown in the diagram, when the load on the lower leg increases, osteosynthesis with a bone plate shows the worst results in terms of stress distribution in the fracture zone.

**Table 3 – Values of the maximum stresses in the elements of the models of the lower leg in the case of the tibia fracture in the middle third with different options for osteosynthesis at a bending load of 1200 N**

Part	Stress, MPa			
	norm	EFD	plate	rod
proximal	2,6	5,5	2,9	1,4
distal	16,5	9,8	15,6	22,5
fracture zone	8,9	0,5	59,3	0,3
construction		153,1	377,4	310,9
screws/rods		18,0	26,1	31,2

For a visual representation of the changes in stress values in the elements of the tibia during its fracture in the middle third and various types of osteosynthesis de-

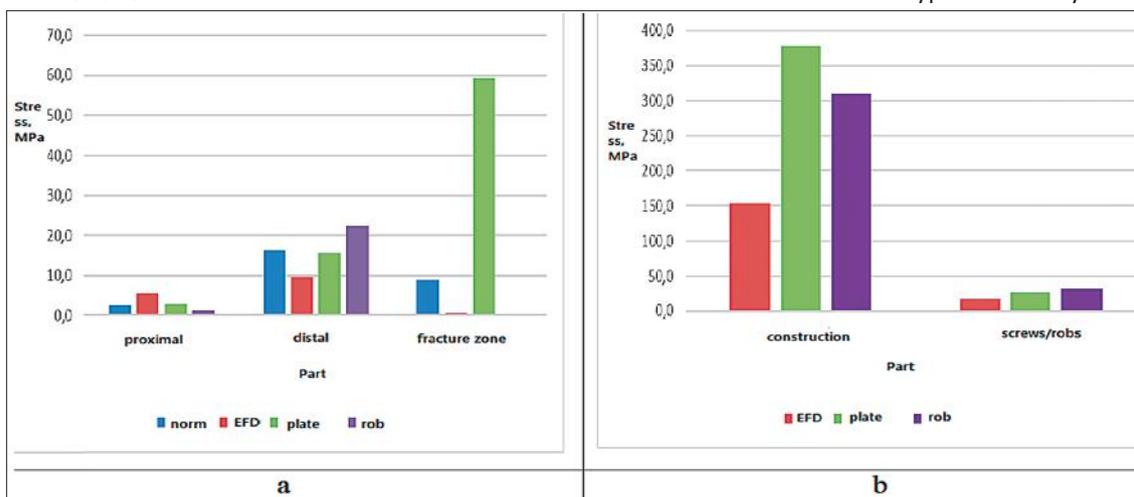


Figure 13 – Diagram of the maximum stress values in the elements of the lower leg models with a fracture of the tibia in the middle third with different options of osteosynthesis under a bending load of 1200 N: a – in bone tissue; b – in structural elements.

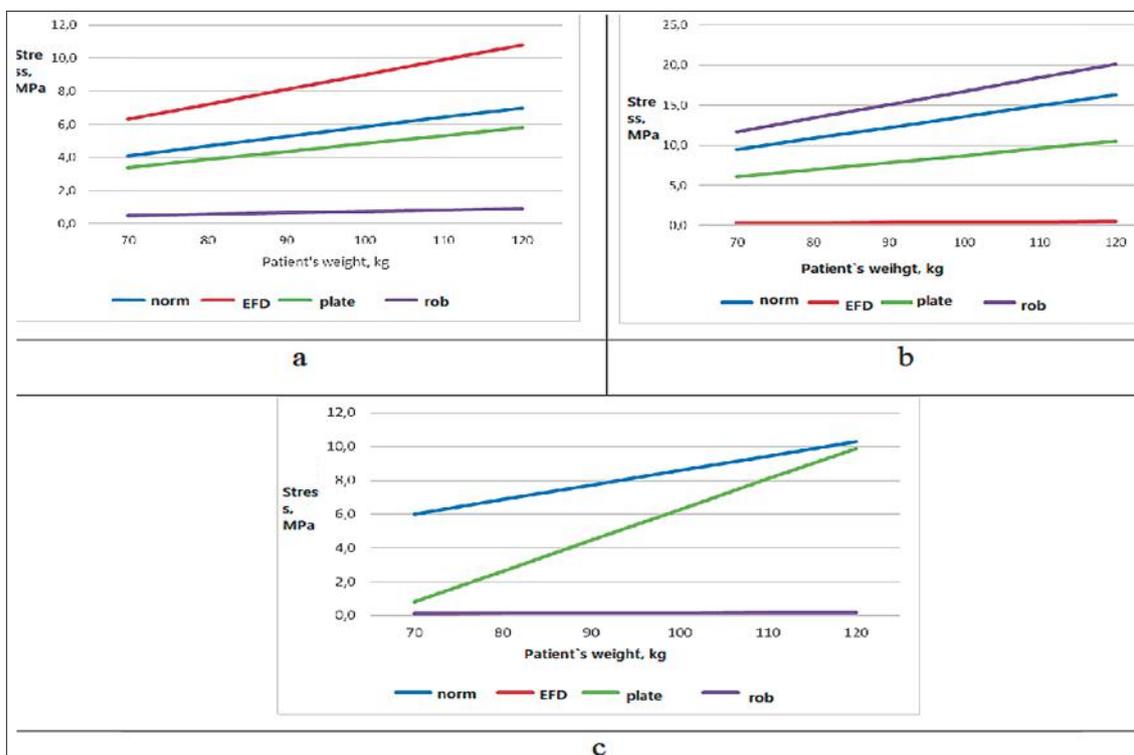


Figure 14 – Graphs of the dependence of stress values in the model of the tibia with its fracture in the middle third and various types of osteosynthesis on the patient's weight: a – in the proximal fragment; b – in the distal fragment; c – in the fracture zone.

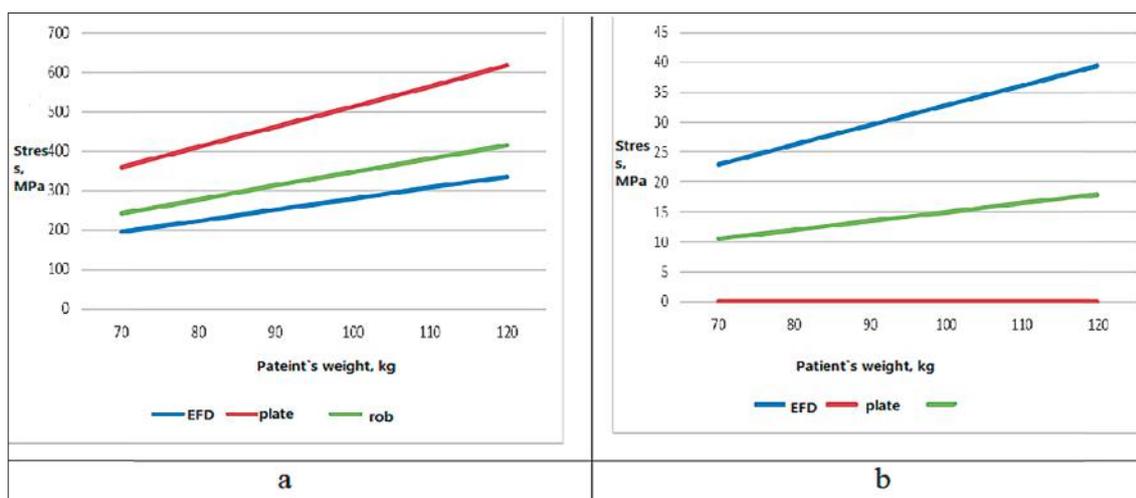


Figure 15 – Graph of the dependence of the amount of stress in the elements of metal structures and on the fixing screws in the model of the tibia with its fracture in the middle third and various types of osteosynthesis on the weight of the patient: a – in the elements of the structure; b – on fixing screws and rods.

pending on the patient’s weight, the graphs are shown in fig. 14.

As you can see, changes in the amount of stress in the bone tissue depending on the patient’s weight have a linear relationship. At the same time, the EFD and the intramedullary rod reduce stress values in the fracture zone below the level of indicators for intact bone. The periosteal plate shows significantly worse stress level indicators in the fracture zone and the distal part of the tibia. The highest stress level is determined in the model with EFD osteosynthesis in the proximal part.

The graphs are shown in fig. 15 demonstrate the dependence of stress values in elements of metal structures during osteosynthesis of a tibial bone with a fracture in the middle third, depending on the patient’s weight.

In the same way as in bone tissue, in metal structures, the stress values are directly proportional to the patient’s weight. The most significant stresses occur in the periosteal plate. On fixing screws and rods, the highest level of stress is determined when using an intramedullary rod, and the minimum – is when using EFD.

**Conclusions.**

1. The worst indicators of the stress level in the fracture zone (from 34.6 to 59.3 MPa) and the metal struc-

ture (from 220.2 to 377.4 MPa) were determined when using a bone plate. Early loads, in this case, can cause the bending of the plates and, as a result, incorrect fusion of tibial bone fragments.

2. Osteosynthesis, with the help of EFD, provides a relatively low stress level (from 0.3 to 0.5 MPa) in the fracture zone; it is worth noting the lowest stress level on the device itself (from 89.3 to 153.1 MPa).

3. The lowest values of stresses in the fracture zone (from 0.2 to 0.3 MPa) and in the proximal fragment of the tibia (from 0.8 to 1.4 MPa) are determined when using osteosynthesis with an intramedullary rod; the disadvantage of this type of osteosynthesis is a relatively high stress level on the rod itself (from 181.4 to 310.9 MPa) and on the fixing screws (from 18.2 to 31.2 MPa).

**Prospects for further research.**

In the future, studies of options for osteosynthesis of the lower leg bones in case of a fracture in the lower third are planned, depending on the patient’s weight. Similar studies are planned for the osteosynthesis of femur fractures. The research results contribute to the optimal choice of osteosynthesis tools for bone fractures of the lower limbs for patients with excess body weight.

DOI 10.29254/2077-4214-2022-4-167-223-236

УДК 6.718.5/.6-001.5-089.813:613.65]:004.492](045)

<sup>1</sup>Строєв М. Ю., <sup>1</sup>Березка М. І., <sup>1</sup>Григорук В. В., <sup>2</sup>Карпінський М. Ю., <sup>2</sup>Яресько О. В., <sup>2</sup>Суббота І. А.

**АНАЛІЗ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ МОДЕЛІ ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ ПРИ ЇЇ ПЕРЕЛОМІ В СЕРЕДНІЙ ТРЕТИНІ З РІЗНИМИ ВАРІАНТАМИ ОСТЕОСИНТЕЗУ В УМОВАХ ЗРОСТАЮЧОГО ЗГІНАЛЬНОГО НАВАНТАЖЕННЯ**

<sup>1</sup>Харківський національний медичний університет (м. Харків, Україна)

<sup>2</sup>ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенко НАМН України» (м. Харків, Україна)  
korab.karpinsky9@gmail.com

В даний час спостерігається зростання переломів кісток нижньої кінцівки (47,3%). Більше 50% ускладнень пов’язані з лікуванням переломів кісток гомілки, що спричинило 27,9% інвалідності. Метою було провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей великогомілкової кістки при її переломі в середній третині з різними варіантами остеосинтезу під впливом згинального навантаження залежно від ваги пацієнта. Модель імітувала перелом великогомілкової кістки в середній третині та три типи остеосинтезу з використанням апарату зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини та

інтрамедулярного стрижня. Моделі досліджувалися під впливом згинального навантаження 700 Н та 1200 Н. У нормі при згинальному навантаженні максимальні напруження величиною визначаються в дистальному відділі великогомілкової кістки. При використанні остеосинтезу АЗФ максимальний рівень напружень спостерігається в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. При остеосинтезі накістковою пластиною максимальні напруження визначаються в зоні перелому. Остеосинтез інтрамедулярним стрижнем забезпечує найнижчий рівень напружень в зоні перелому. Підвищення величини навантаження до 1200 Н призводить до підвищення величин напружень у всіх елементах моделі. Найгірші показники рівня напружень в зоні перелому та металевій конструкції визначені при використанні накісткової пластини. Остеосинтез за допомогою АЗФ забезпечує досить низький рівень напружень в зоні перелому, варто відзначити і найнижчий рівень напружень на самому апараті. Найнижчі показники напружень в зоні перелому і в проксимальному фрагменті великогомілкової кістки визначаються при використанні остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем.

**Ключові слова:** гомілка, перелом, згин, остеосинтез.

**Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.**

Дослідження були виконані в рамках НДР «Розробити комплекс медико-організаційних заходів з удосконалення системи медичної допомоги постраждалим в дорожньо-транспортних пригодах», номер держреєстрації 0121U111742.

**Вступ.**

В даний час спостерігається зростання переломів кісток нижньої кінцівки (47,3%), серед яких 45-56% становлять діафізарні переломи кісток гомілки [1, 2, 3].

Згідно з даними медико-соціальної експертної комісії м. Харкова, більше 50% ускладнень були пов'язані з лікуванням переломів кісток гомілки, що спричинило 27,9% інвалідності. Усе це зумовило соціально-економічне значення цього питання [4].

Вивчення біомеханічних особливостей взаємодії кістки та засобів остеосинтезу дозволяє знайти оптимальні підходи до тактики хірургічного лікування [5].

**Мета дослідження.**

Провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей великогомілкової кістки при її переломі в середній третині з різними варіантами остеосинтезу під впливом згинального навантаження залежно від ваги пацієнта.

**Об'єкт і методи дослідження.**

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів. ім. проф. М.І.Ситенко НАМН України» розроблено базову скінчено-елементну модель гомілки людини [6]. Загальний вигляд моделі показано на **рис. 1**.

Модель складається з великогомілкової і малогомілкової кісток та кісток стопи. Усі суглоби між кістковими елементами мають шар із механічними властивостями хрящової тканини.

На базовій моделі імітували перелом великогомілкової кістки в середній третині та три типи остеосинтезу з використанням апарату зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової платини та інтрамедулярного стрижня. Проміжок між кістковими уламками в зоні перелому був заповнений елементом, що імітує кістковий регенерат. Зовнішній вид моделей з переломом у середній третині великогомілкової кістки та різними видами остеосинтезу показані на **рис. 2**.

У нашому дослідженні матеріал вважався однорідним та ізотропним. Як кінцевий елемент, був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Усі матеріали, з яких склалися моделі, одержали відповідні механічні властивості, такі як модуль пружності Юнга та коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин було обрано згідно з літературою [7, 8, 9, 10]. Властивості металоконструкцій було обрано відповідно до технічної літератури [11]. Дані про механічні характеристики матеріалів, що використовуються в моделюванні наведені в **табл. 1**.

Всі моделі досліджували під впливом згинального навантаження 700 Н та 1200 Н, що відповідає вазі пацієнта 70 та 120 кг. Стопу моделей було жорстко закріплено. Схему навантаження моделей наведено на **рис. 3**.

Для порівняння напружено-деформованого стану моделей визначали максимальні значення напружень у проксимальному та дистальному фрагментах великогомілкової кістки, у зоні перелому, у металевій конструкції та на фіксуючих гвинтах.

Дослідження моделей проводили методом скінчених елементів. Як критерій оцінки напружено-деформованого стану моделей використовувалася напруга за Мізесом [12].

Моделювання проводили за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконані з використанням програмного комплексу CosmosM [13].

**Результати дослідження та їх обговорення.**

На першому етапі роботи вивчали напружено-деформований стан гомілки моделі з переломом великогомілкової кістки в середній третині з різними варіантами остеосинтезу під впливом згинального

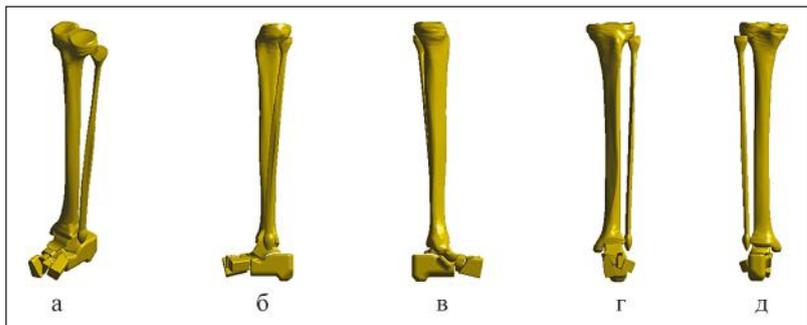


Рисунок 1 – Базова скінчено-елементна модель гомілки: а – загальний вигляд; б – вид з медіального боку; в – вид збоку; г – вид спереду; д – вид ззаду.



Рисунок 2 – Моделі перелому великогомілкової кістки в середній третині з остеосинтезом: а – АЗФ; б – накісткова пластина; в – інтрамедулярний стрижень.



Рисунок 3 – Схема навантаження моделей.

Таблиця 1 – Механічні характеристики матеріалів, які у моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, $\nu$
Кортикальна кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Титан BT-16	$1,1 \cdot 10^5$	0,2

навантаження 700 Н. Розподіл напружень у моделі гомілки без перелому наведено на **рис. 4**.

Результати моделювання показали, що в нормі при згинальному навантаженні максимальні напруження величиною 9,6 МПа визначаються в дистальному відділі великогомілкової кістки. На проксимальному кінці реєструється мінімальний рівень

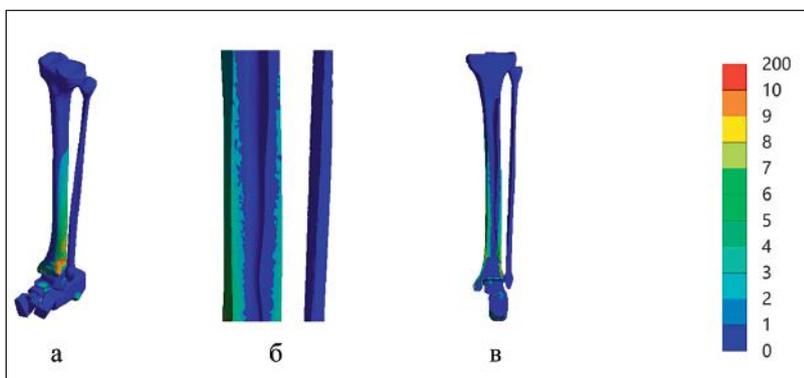


Рисунок 4 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки нормальна при згинальному навантаженні величиною 700 Н: а – загальний вигляд; б – середина діяфіза; в – переріз великогомілкової кістки.

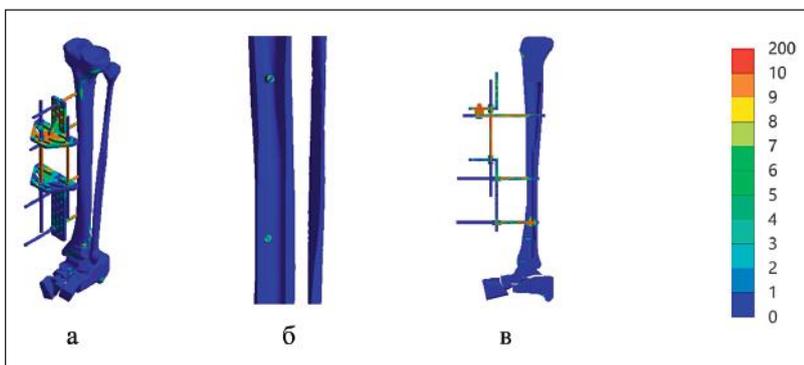


Рисунок 5 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезі АЗФ при згинальному навантаженні 700 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки.

напруги 1,5 МПа. У середній третині діяфіза великогомілкової кістки напруження визначаються на позначці 5,2 МПа.

На **рис. 5** наведена картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезі АЗФ при згинальному навантаженні величиною 700 Н.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів великогомілкової кістки в середній третині та згинальному навантаженні кінцівки вагою пацієнта 70 кг максимальний рівень напруги 5,7 МПа спостерігається в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруги не перевищують позначки 3,2 МПа. Найнижчий рівень напружень 0,3 МПа визначається в зоні перелому. На самому апараті згинального навантаження не викликають критичної напруги, яка визначається на рівні 89,3 МПа в елементах конструкції і 10,5 МПа на крайніх фіксуючих стрижнях.

Розглянемо напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині і остеосинтезом накістковою пластиною при згинальному навантаженні величиною 700 Н, який наведено на **рис. 6**.

При остеосинтезі накістковою пластиною зона максимальних напружень зміщується в зону перелому, де напруження сягають 34,6 МПа. Найнижчий рівень напружень 1,7 МПа зареєстрований у проксимальному фрагменті великогомілкової кістки. У дистальному фрагменті напруження визначаються на рівні 9,1 МПа. На фіксуючих гвинтах напруження вище, ніж при остеосинтезі АЗФ, і визначаються на позначці 15,2 МПа, але сама пластина зазнає значних навантажень, про що свідчить високий рівень напружень – 220,2 МПа.

На **рис. 7** відображено розподіл напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем під згинальним навантаженням величиною 700 Н.

Модель великогомілкової кістки при її переломі в середній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під дією згинального навантаження забезпечує найнижчий рівень напружень 0,2 МПа в зоні перелому, а також в проксимальному фрагменті великогомілкової кістки – 0,8 МПа. Однак у дистальному фрагменті напруження вище, ніж за інших видів остеосинтезу – 13,1 МПа. Досить високі напруження 181,4 МПа виначають і на самому стрижні, а також на гвинтах, що фіксують – 18,2 МПа.

Дані про максимальні значення напружень в елементах моделей гомілки при переломі великогомілкової кістки з різними варіантами остеосинтезу при згинальному навантаженні величиною 700 Н представлені в табл. 2.

Наочно порівняти значення напруги на різних елементах моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки з різними варіантами остеосинтезу при стисливому навантаженні 700 Н можна за допомогою діаграми, наведеної на рис. 8.

Як показано на діаграмі, остеосинтез великогомілкової кістки кістковою пластиною при переломах діафіза в

**Таблиця 2 – Величина максимальної напруги в елементах моделей гомілки при переломі великогомілкової кістки з різними варіантами остеосинтезу при згинальному навантаженні величиною 700 Н**

Відділ	Напруження, МПа			
	норма	АЗФ	пластина	стержень
проксимальний	1,5	3,2	1,7	0,8
дистальний	9,6	5,7	9,1	13,1
зона перелому	5,2	0,3	34,6	0,2
конструкція		89,3	220,2	181,4
гвинти/стрижні		10,5	15,2	18,2

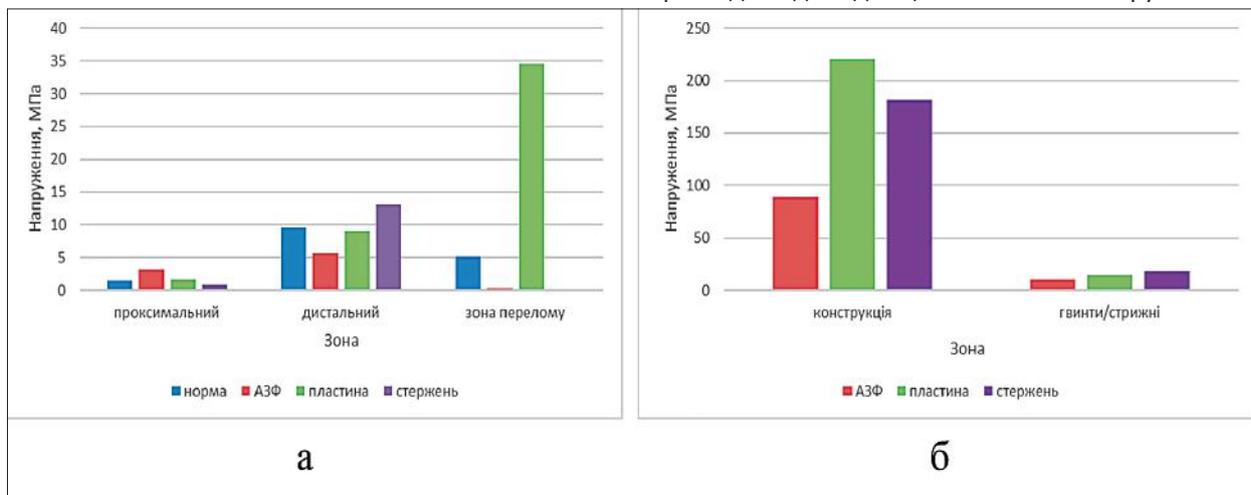


Рисунок 8 – Діаграма максимальних значень напружень в елементах моделей гомілки при переломі великогомілкової кістки в середній третині з різними варіантами остеосинтезу під згинальним навантаженням величиною 700 Н: а – в кістковій тканині; б – в елементах конструкції.

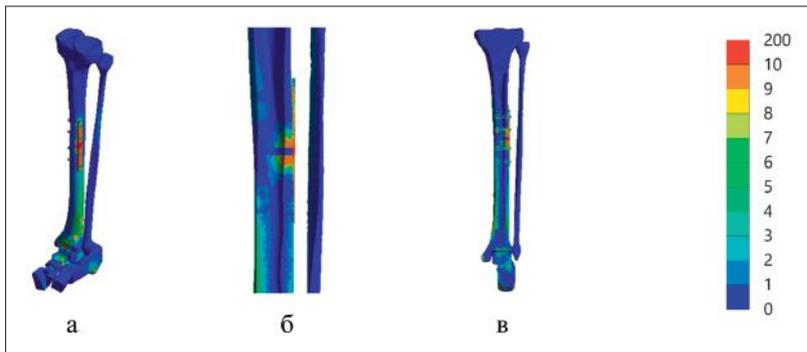


Рисунок 6 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезі накістковою пластиною при згинальному навантаженні 700 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки.

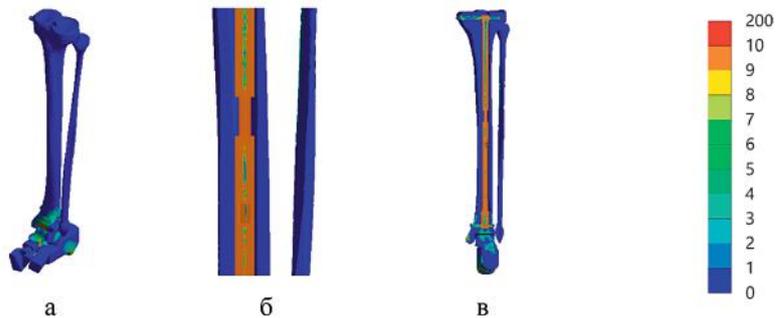


Рисунок 7 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем при згинальному навантаженні 700 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки.

середній третині показує гірші показники величин напружень при згинальних навантаженнях, саме в зоні перелому, там, де інтрамедулярний стрижень і АВФ забезпечують рівень напружень до нульової позначки. Варто відзначити і найвищий рівень напруги на самій пластині.

Розглянемо, як поведуться моделі остеосинтезу великогомілкової кістки при її переломі в середній третині зі збільшенням навантаження до 1200 Н, що відповідає вазі пацієнта 120 кг. Розподіл напруги у моделі без перелому представлено на рис. 9.

Підвищення величини навантаження до 1200 Н призводить до підвищення величин напружень на

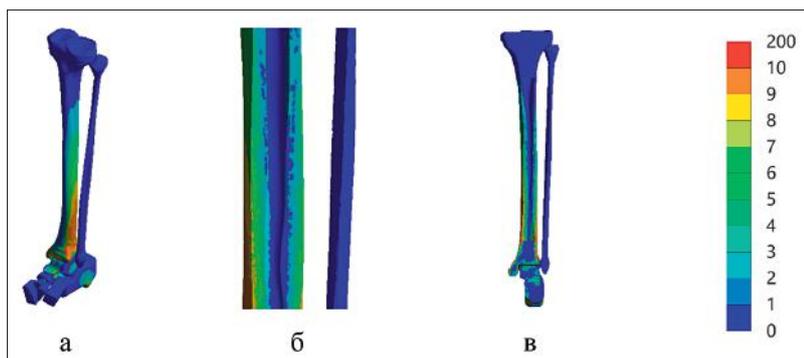


Рисунок 9 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки в нормі при згинальному навантаженні величиною 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки.

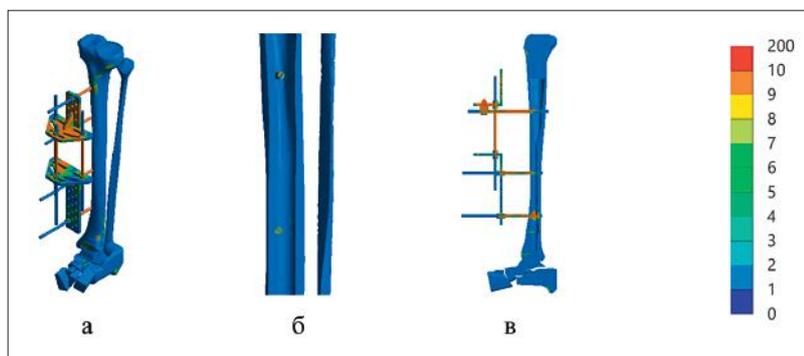


Рисунок 10 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезі АЗФ під згинальним навантаженням 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки.

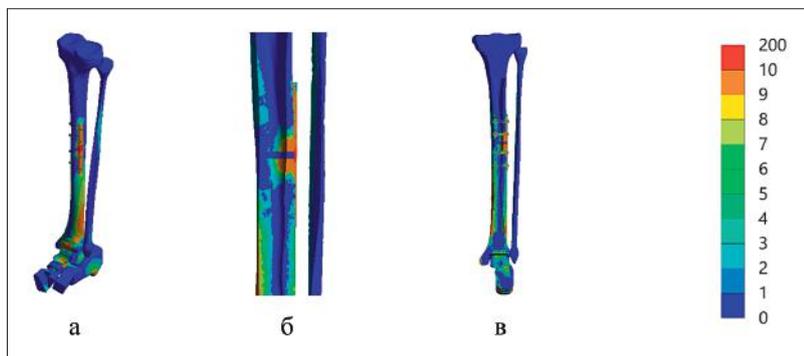


Рисунок 11 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезі накістковою пластиною під згинальним навантаженням 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки.

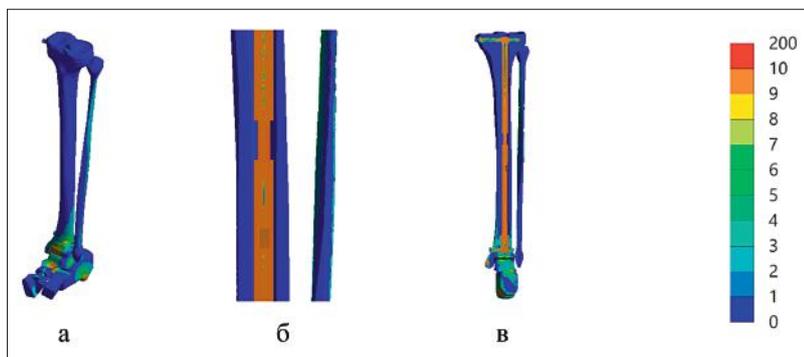


Рисунок 12 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем під згинальним навантаженням 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки.

всіх елементах моделі. Так, максимальні напруження величиною 16,5 МПа визначаються на дистальному кінці великогомілкової кістки. На проксимальному кінці напруження визначаються на мінімальному рівні 2,6 МПа. У середній третині діафіза великогомілкової кістки рівень напружень становить 8,9 МПа.

Розглянемо, як впливає збільшення навантаження на модель гомілки при переломі великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезі АЗФ. Напружено-деформований стан моделі показано на **рис. 10**.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів великогомілкової кістки в середній третині збільшення величини навантаження на кінцівку до 1200 Н викликає підвищення максимального рівня напружень до 9,8 МПа в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруги зростають до 5,5 МПа. У зоні перелому величина напружень також збільшується, але залишається досить низькому рівні – 0,5 МПа. Значне підвищення рівня напруги до 153,1 МПа спостерігається на елементах АЗФ і на крайніх фіксуючих стрижнях – до 18,0 МПа.

**Рисунок 11** відображає напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині і остеосинтезом накістковою пластиною під згинальним навантаженням величиною 1200 Н.

Аналогічні зміни напружено-деформованого стану відбуваються і в моделі з остеосинтезом накістковою пластиною. Зона найбільших напружень залишається на ділянці перелому, де напруження сягають позначки 59,3 МПа. Напруження в дистальному та проксимальному фрагментах великогомілкової кістки підвищуються до 15,6 МПа та 2,9 МПа відповідно. На фіксуючих гвинтах максимальні значення напружень зростають до позначки 26,1 МПа, ще більші напруження виникають у накістковій пластині – 377,4 МПа.

На останньому етапі розглянемо розподіл напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем при згинальному навантаженні величиною 1200 Н, наведене на **рис. 12**.

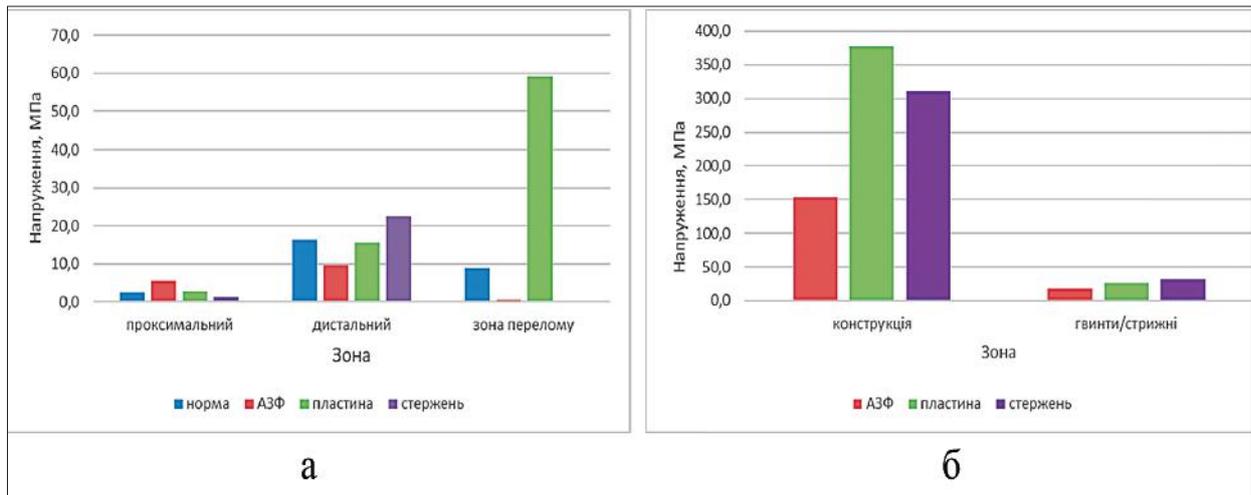
Моделі великогомілкової кістки при її переломі в середній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем реагує на підвищення зги-

наочного навантаження до 1200 Н так само, як і попередні моделі, підвищенням рівня напружень на всіх елементах. Так, у дистальному та проксимальному фрагментах кістки максимальні напруження збільшуються до 22,5 МПа та 1,4 МПа, відповідно. У зоні перелому напруження також підвищуються, але залишаються дуже низькими 0,3 МПа. Те саме спостерігається і на фіксуючих гвинтах, де рівень напружень не перевищує 31,2 МПа. Напруження в самому стрижні досягають позначки 310,9 МПа.

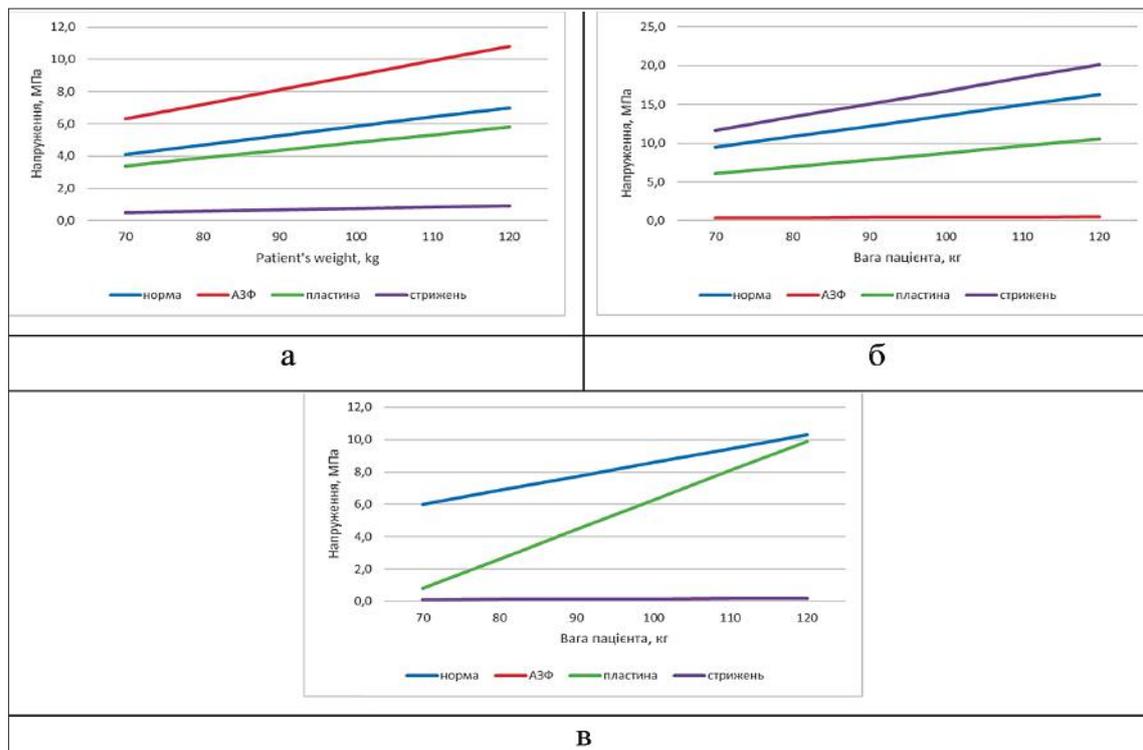
У табл. 3 наведені дані про значення максимальних напружень в елементах моделей голімки при переломі великогомілкової кістки в середній третині з різними варіантами остеосинтезу під згинальним навантаженням величиною 1200 Н.

**Таблиця 3 – Величини максимальних напружень в елементах моделей голімки при переломі великогомілкової кістки в середній третині з різними варіантами остеосинтезу при згинальному навантаженні величиною 1200 Н**

Відділ	Напруження, МПа			
	норма	АЗФ	пластина	стержень
проксимальний	2,6	5,5	2,9	1,4
дистальний	16,5	9,8	15,6	22,5
зона перелому	8,9	0,5	59,3	0,3
конструкція		153,1	377,4	310,9
гвинти/стрижні		18,0	26,1	31,2



**Рисунок 13 – Діаграма максимальних значень напружень в елементах моделей голімки при переломі великогомілкової кістки в середній третині з різними варіантами остеосинтезу під згинальним навантаженням величиною 1200 Н: а – в кістковій тканині; б – в елементах конструкції.**



**Рисунок 14 – Графіки залежності значень напружень в моделі великогомілкової кістки при її переломі в середній третині та різних видах остеосинтезу від ваги пацієнта: а – в проксимальному фрагменті; б – в дистальному фрагменті; в – в зоні перелому.**

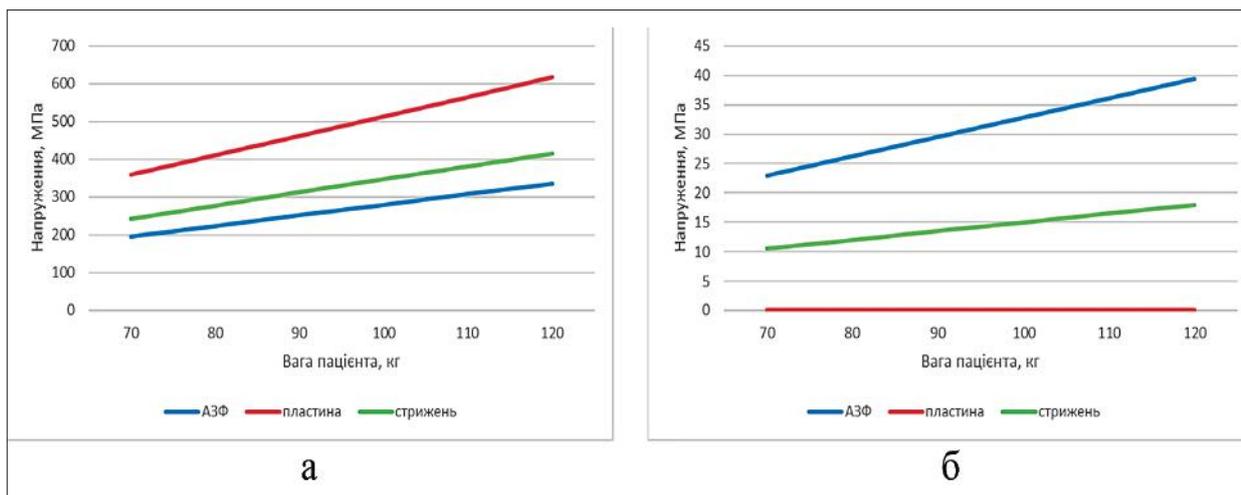


Рисунок 15 – Графік залежності величини напружень в елементах металоконструкцій та на фіксуючих гвинтах у моделі великогомілкової кістки при її переломі в середній третині та різних видів остеосинтезу від ваги пацієнта: а – в елементах конструкції; б – на фіксуючих гвинтах та стрижнях.

Для зручнішого порівняння значень напружень на різних елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки і різними варіантами остеосинтезу при згинальному навантаженні 1200 Н побудована діаграма, зображена на **рис. 13**.

Як показано на діаграмі, при збільшенні навантаження на гомілку остеосинтез накістковою пластиною показує найгірші результати з погляду розподілу напружень саме в зоні перелому.

Для наочного уявлення про зміни значень напружень в елементах великогомілкової кістки при її переломі в середній третині та різних видів остеосинтезу в залежності від ваги пацієнта були побудовані графіки, які наведені на **рис. 14**.

Як бачимо, зміни величин напружень в кістковій тканині в залежності від ваги пацієнта мають лінійну залежність. При цьому АЗФ та інтрамедулярний стрижень забезпечують зниження величин напружень в зоні перелому нижче рівня показників для неушкодженої кістки. Накісткова пластина показує значно гірші показники рівня напружень, як у зоні перелому, так і в дистальному відділі великогомілкової кістки. У проксимальному відділі найвищий рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом АЗФ.

Графіки, що показані на **рис. 15** демонструють залежність значень напружень в елементах металевих конструкцій при остеосинтезі великогомілкової кістки з переломом у середній третині залежно від ваги пацієнта.

Так само, як і в кістковій тканині, у металевих конструкціях величини напружень прямопропорційно залежать від ваги пацієнта. Найбільші напруження виникають у накістковій пластині. На фіксуючих гвин-

тах та стрижнях найвищий рівень напружень визначається при використанні інтрамедулярного стрижня, мінімальний – при використанні АЗФ.

#### Висновки.

1. Найгірші показники рівня напружень в зоні перелому (від 34,6 до 59,3 МПа) та металевої конструкції (від 220,2 до 377,4 МПа) визначені при використанні накісткової пластини. Ранні навантаження, в даному випадку, можуть стати причиною вигину пластин, і, як наслідок, неправильного зрощення фрагментів великогомілкової кістки.

2. Остеосинтез за допомогою АЗФ забезпечує досить низький рівень напруги (від 0,3 до 0,5 МПа) в зоні перелому, варто відзначити і найнижчий рівень напруги на самому апараті (від 89,3 до 153,1 МПа).

3. Найнижчі показники напружень в зоні перелому (від 0,2 до 0,3 МПа) та у проксимальному фрагменті великогомілкової кістки (від 0,8 до 1,4 МПа) визначаються при використанні остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем, недоліком даного виду остеосинтезу є досить високий рівень напружень на самому стрижні (від 181,4 до 310,9 МПа) і на фіксуючих гвинтах (від 18,2 до 31,2 МПа).

#### Перспективи подальших досліджень.

В подальшому плануються дослідження варіантів остеосинтезу кісток гомілки при їх переломі в нижній третині в залежності від ваги пацієнта. Аналогічні дослідження плануються і для остеосинтезу переломів стегнової кістки. Результати досліджень сприяють оптимальному вибору засобів остеосинтезу при переломах кісток нижніх кінцівок для пацієнтів з надлишковою масою тіла.

### References / Література

- Hayko HV, Kalashnikov AV, Boer VA. Dyafyzyarnye perelomy v strukture travmatyzma naselenyya Ukrainy. Tezy dopovidey XIV z'yizdu ortopediv-travmatolohiv Ukrainy; 2016 Zhovt 5-7; Odesa; 2016. s. 9-10.
- Ermolenko NA, Zarudna OI. Ozhyrinnya – problema suchasnosti. Medsestrynstvo. 2017;1:23-26. DOI: [10.11603/2411-1597.2016.1.7385](https://doi.org/10.11603/2411-1597.2016.1.7385). [in Ukrainian].
- Vsesvitnya orhanizatsiya okhorony zdorov'ya. Pytannya ozhyrinnya. [Internet]. Dostupno: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>. [in Ukrainian].
- Popsuyshapka OK, Lytyshko VO, Uzhehova OE, Pidhays'ka OO. Chastota uskladnen' pry likuvanni diafizarnykh perelomiv kintsivok za danymy kharkivs'koyi travmatolohichnoyi MSEK. Zbirnyk naukovykh prats' XVIII z'yizdu ortopediv travmatolohiv Ukrainy; 2019 Zhovt 9-11; Ivano-Frankivs'k; 2019. s. 53-54. DOI: [10.15674/0030-59872016162-71](https://doi.org/10.15674/0030-59872016162-71). [in Ukrainian].
- Lytyshko VO, Popsuyshapka OK, Yares'ko OV. Napruzhenno-deformovany stan fibryn-krov'yanoho z-hustku ta okistya v zoni diafizar-noho perelomu za riznykh umov z'yednannya vidlamkiv ta yoho vplyv na strukturnu orhanizatsiyu reheneratu. Ortopedyya, travmatolohyya y protezyrovanye. 2016;1:62-71. [in Ukrainian].

6. Karpyns'kyy M, Stroyev M, Berezka M, Hryhoruk V, Yares'ko O. Efektyvnist' protydyiy navantazhennyam na kruchennya riznykh varian-tiv osteosyntezy vidlamkiv homilky (za rezul'tatamy matematychnoho modelyuvannya). Ortopedyya, travmatolohyya y protezyrovanye. 2022;1-2:34-42. DOI: [10.15674/0030-598720221-234-42](https://doi.org/10.15674/0030-598720221-234-42). [in Ukrainian].
7. Berezovskyy VA, Kolotylov NN. Byofyzycheskye kharakterystyky tkaney cheloveka: spravochnyk. Kyiv: Naukova dumka; 1990. 224 s.
8. Vasyuk VL, Koval' OA, Karpyns'kyy MYU, Yares'ko OV. Matematychno modelyuvannya variantiv osteosyntezy perelomiv dystal'noho meta-epifiza velykohomilkovoyi kistky typu S1. Travma. 2019;20(1):37-46. DOI: [10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666](https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666). [in Ukrainian].
9. Korzh MO, Romanenko KK, Prozorovs'kyi DV, Karpyns'kyi MYU, Yares'ko OV. Matematychno modelyuvannya vplyvu deformatsiyi kis-tok homilky na navantazhennya suhlobiv nyzhn'oyi kintsivky. Travma. 2016;17(3):23-24. DOI: [10.22141/1608-1706.3.17.2016.75769](https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.17.2016.75769). [in Ukrainian].
10. Stoyko YV, Bets HV, Bets YH, Karpynskyy MYU. Analiz napryazhenno-deformyrovannoho sostoyannya dystal'noho otdela holeny y stopy pry povrezhdenyakh pilon v uslovyakh naruzhnoy fyksatsyy pry pomoshchy sterzhnevyykh apparatov. Travma. 2014;15(1):41-49. DOI: [10.22141/1608-1706.1.15.2014.81263](https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.15.2014.81263).
11. Gere JM, Timoshenko SP. Mechanics of Material. Boston: PWS Publishing Company; 1997. 912 p.
12. Zenkevych OK. Metod konechnykh elementov v tekhnike. Moskva: Myr; 1978. 519 s.
13. Alyamovskyy AA. SolidWorks/COSMOSWorks. Ynzhenernyy analiz metodom konechnykh elementov. Moskva: DMK Press; 2004. 432 s.

### АНАЛІЗ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ МОДЕЛІ ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ ПРИ ЇЇ ПЕРЕЛОМІ В СЕРЕДНІЙ ТРЕТИНІ З РІЗНИМИ ВАРІАНТАМИ ОСТЕОСИНТЕЗУ В УМОВАХ ЗРОСТАЮЧОГО ЗГІНАЛЬНОГО НАВАНТАЖЕННЯ

Строєв М. Ю., Березка М. І., Григорук В. В., Карпінський М. Ю., Яресько О. В., Суббота І. А.

**Резюме.** Вступ. В даний час спостерігається зростання переломів кісток нижньої кінцівки (47,3%), серед яких 45-56% становлять діафізарні переломи кісток гомілки. Згідно з даними медико-соціальної експертної комісії м. Харкова, більше 50% ускладнень були пов'язані з лікуванням переломів кісток гомілки, що спричи-нило 27,9% інвалідності.

**Мета.** Провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей великогомілкової кістки при її переломі в середній третині з різними варіантами остеосинтезу під впливом згинального навантаження залежно від ваги пацієнта.

**Об'єкт і методи дослідження.** Базова модель імітувала перелом великогомілкової кістки в середній тре-тині та три типи остеосинтезу з використанням апарату зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини та інтрамедулярного стрижня. Моделі досліджувалися під впливом згинального навантаження 700 Н та 1200 Н.

**Результати.** У нормі при згинальному навантаженні максимальні напруження величиною 9,6 МПа визна-чаються в дистальному відділі великогомілкової кістки. При використанні остеосинтезу АЗФ максимальний рівень напружень 5,7 МПа спостерігається в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. При остеосин-тезі накістковою пластиною зона максимальних напружень зміщується в зону перелому, де напруги сягають 34,6 МПа. Остеосинтез інтрамедулярним стрижнем забезпечує найнижчий рівень напружень 0,2 МПа в зоні перелому, а також у проксимальному фрагменті великогомілкової кістки – 0,8 МПа.

Підвищення величини навантаження до 1200 Н призводить до підвищення величин напружень у всіх еле-ментах моделі. При використанні остеосинтезу АЗФ збільшення навантаження до 1200 Н викликає підвищен-ня максимального рівня напруги до 9,8 МПа в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. Аналогічні зміни відбуваються і в моделі з остеосинтезом накістковою пластиною. Зона найбільшої напруги 59,3 МПа залишається на ділянці перелому. При остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем напруження в дистальному та проксимальному фрагментах кістки збільшуються до 22,5 МПа та 1,4 МПа відповідно.

**Висновки.** Найгірші показники рівня напружень в зоні перелому (від 34,6 до 59,3 МПа) та металевої кон-струкції (від 220,2 до 377,4 МПа) визначені при використанні накісткової пластини. Ранні навантаження, в даному випадку, можуть стати причиною вигину пластин, і, як наслідок, неправильного зрощення фрагментів великогомілкової кістки. Остеосинтез за допомогою АЗФ забезпечує досить низький рівень напружень (від 0,3 до 0,5 МПа) в зоні перелому, варто відзначити і найнижчий рівень напружень на самому апараті (від 89,3 до 153,1 МПа). Найнижчі показники напружень в зоні перелому (від 0,2 до 0,3 МПа) і в проксимальному фрагменті великогомілкової кістки (від 0,8 до 1,4 МПа) визначаються при використанні остеосинтезу інтраме-дулярним стрижнем, недовіком даного виду остеосинтезу можна вважати досить високий рівень напружень на самому стрижні (від 181,4 до 310,9 МПа) і на фіксуючих гвинтах (від 18,2 до 31,2 МПа).

**Ключові слова:** гомілка, перелом, згин, остеосинтез.

### ANALYSIS OF THE STRESS-STRAIN STATE OF THE TIBIAL MODEL IN CASE OF ITS FRACTURE IN THE MIDDLE THIRD WITH VARIOUS TYPES OF OSTEOSYNTHESIS UNDER CONDITIONS OF INCREASING BENDING LOAD

Stroev M. Yu., Berezka M. I., Grigoruk V. V., Karpinsky M. Yu., Yaresko A. V., Subbota I. A.

**Abstract.** Introduction. Currently, there is an increase in fractures of the bones of the lower limb (47.3%), among which 45-56% are diaphyseal fractures of the bones of the lower leg. According to the medical and social expert commission of Kharkov, more than 50% of complications were associated with the treatment of fractures of the bones of the lower leg, which caused 27.9% of disability.

**Target.** To conduct a comparative analysis of the stress-strain state of the tibial bone models in case of its frac-ture with various types of osteosynthesis under the influence of a bending load, depending on the patient's weight.

**Materials and methods.** The basic model simulated a fracture of the tibia in the middle third and three types of osteosynthesis using an external fixation device (EFD), an external platinum plate, and an intramedullary nail. The models were studied under the influence of a bending load of 700 N and 1200 N.

**Results.** Normally, with a bending load, the maximum stresses of 9.6 MPa are determined in the distal tibia. When using EFD osteosynthesis, the maximum stress level of 5.7 MPa is observed in the distal fragment of the tibia. During osteosynthesis with an extraosseous plate, the zone of maximum stresses shifts to the fracture zone, where

the stresses reach a value of 34.6 MPa. Osteosynthesis with an intramedullary nail provides the lowest stress level of 0.2 MPa in the fracture zone, as well as in the proximal fragment of the tibia – 0.8 MPa.

An increase in the load value to 1200 N leads to an increase in the stress values in all elements of the model. When using EFD osteosynthesis, an increase in load to 1200 N causes an increase in the maximum stress level to 9.8 MPa in the distal fragment of the tibia. Similar changes occur in the model with bone plate osteosynthesis. The zone of greatest stresses 59.3 MPa remains at the fracture site. During osteosynthesis with an intramedullary rod, the stresses in the distal and proximal bone fragments increase to 22.5 MPa and 1.4 MPa, respectively.

**Conclusions.** The worst indicators of the stress level in the fracture zone (from 34.6 to 59.3 MPa) and the metal structure (from 220.2 to 377.4 MPa) were determined using a bone plate. Early loads, in this case, can cause bending of the plates, and, as a result, incorrect fusion of the tibial fragments. Osteosynthesis using EFD provides a fairly low level of stress (from 0.3 to 0.5 MPa) in the fracture zone, it is worth noting the lowest level of stress on the device itself (from 89.3 to 153.1 MPa). The lowest stress values in the fracture zone (from 0.2 to 0.3 MPa) and in the proximal fragment of the tibia (from 0.8 to 1.4 MPa) are determined when osteosynthesis with an intramedullary nail is used, the disadvantage of this type of osteosynthesis can be considered a rather high stress level on the rod itself (from 181.4 to 310.9 MPa) and on the fixing screws (from 18.2 to 31.2 MPa).

**Key words:** lower leg, fracture, bend, osteosynthesis.

**ORCID and contribution / ORCID кожного автора та їх внесок до статті:**

Stroev M. Yu.: [0000-0002-0980-983X](https://orcid.org/0000-0002-0980-983X)<sup>A</sup>

Berezka M. I.: [0000-0003-4095-8494](https://orcid.org/0000-0003-4095-8494)<sup>E</sup>

Grigoruk V. V.: [0000-0002-8937-7802](https://orcid.org/0000-0002-8937-7802)<sup>E</sup>

Karpinsky M. Yu.: [0000-0002-3004-2610](https://orcid.org/0000-0002-3004-2610)<sup>D</sup>

Yaresko A. V.: [0000-0002-2037-5964](https://orcid.org/0000-0002-2037-5964)<sup>B</sup>

Subbota I. A.: [0000-0001-6222-5377](https://orcid.org/0000-0001-6222-5377)<sup>C</sup>

**Conflict of interest / Конфлікт інтересів:**

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

---

Corresponding author / Адреса для кореспонденції

Karpinsky Mykhaylo 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 Pushkinska str. / Адреса: Україна, 61024, м. Харків, вул. Пушкінська 80

Tel.: 0675714863 / Тел.: 0675714863

E-mail: [korab.karpinsky9@gmail.com](mailto:korab.karpinsky9@gmail.com)

---

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

*Received 16.06.2022 / Стаття надійшла 16.06.2022 року*  
*Accepted 08.11.2022 / Стаття прийнята до друку 08.11.2022 року*