

STUDY OF THE STRESS DISTRIBUTION IN THE MODEL OF THE TIBIA WITH ITS FRACTURE IN THE LOWER THIRD WITH DIFFERENT OPTIONS OF OSTEOSYNTHESIS UNDER CONDITIONS OF INCREASING BENDING LOAD¹Kharkiv National Medical University (Kharkiv, Ukraine)²Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine (Kharkiv, Ukraine)korab.karpinsky9@gmail.com

Fractures of the lower leg bones make up a significant part of the traumatism structure. In the Kharkiv region in the period 2015-2018, lower leg fractures accounted for 19% of other traumatic injuries. More than 50% of complications after treatment of these fractures cause disability. The goal was to conduct a comparative analysis of the stress-strain state of models of the tibia with its fracture in the lower third with different options of osteosynthesis under the influence of bending load depending on the patient's weight. A tibial fracture in the lower third and three types of osteosynthesis were simulated using an external fixation device (EFD), a periosteal plate and an intramedullary rod. The models were loaded for bending with a force of 700 N, and 1200 N. Osteosynthesis with EFD and an intramedullary rod decreased stress values in the fracture zone below the level of indicators for an intact bone. The periosteal plate shows the highest stresses in the fracture zone and the distal tibial part. During osteosynthesis of the EFD, the highest stress level is determined in the proximal part. The periosteal plate will experience the most significant stresses than other metal structures. When using an intramedullary rod, the highest stress level on the fixing screws is determined, the minimum – when using EFD. When using a periosteal plate, the stress level in the fracture zone and the plate is equal to the strength limits of both tubular bones and stainless steel so that early loads can cause a fracture of the plates and non-union of tibial fragments. Osteosynthesis using EFD and an intramedullary rod ensures the lowest level of tension in the fracture zone.

Key words: lower leg, 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.

Fractures of the lower leg bones make up a significant part of the structure of injuries. From 2015 to 2018, closed fractures of the lower leg in the Kharkiv region accounted for 19% of other traumatic injuries; in Ukraine, this figure is 36%. More than 50% of complications are related to treating lower leg bone fractures, leading to long-term disability [1, 2]. Today, orthopaedic traumatologists use the basic principles of operative treatment of these fractures. Modern medical science offers modifications of standard methods and innovative options for the osteosynthesis of such injuries [3]. Due to its availability and relatively familiar technique of execution, three stable methods of surgical treatment are used in many medical institutions in Ukraine: external fixation devices in various modifications, periosteal osteosynthesis and blocking intramedullary osteosynthesis. As the number of cases of traumatized patients with diaphysis fractures of the lower leg in combination with overweight or obesity has increased in the last few decades, it was appropriate to conduct mathematical modelling and analysis of the stress-strain state of models of the tibia in the case of a fracture in the lower third with fixed options of osteosynthesis under the influence of bending load depending from the patient's weight [4, 5].

The aim of the study.

To carry out a comparative analysis of the stress-strain state of models of the tibia with its fracture in the lower 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 model consists of the tibia and fibula bones and the 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 lower third of the tibia and three types of osteosynthesis were simulated using an external fixation device (EFD), periosteal plate, and an intramedullary rod. The gap between bone fragments in the fracture zone was filled with an element imitating interfragmentary regenerate. The appearance of models with a fracture in the lower third of the tibia and various types of osteosynthesis are shown in **fig. 1**.

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 **table 1**.

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 [12].

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. The values of stresses obtained on osteosynthesis models were compared with those of a model with an intact tibia [13].

The study of the models was carried out using the finite element method. Mises stress [14] was used as a criterion for assessing the stress-strain state of the models.

Modelling 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 [15].

Research results and their discussion.

At the first stage of the work, the stress-deformed state of the model lower leg with a fracture of the tibia in the lower third with various options of osteosynthesis under the influence of a bending load of 700 N was studied. **Fig. 2** shows the stress distribution pattern in the model of the lower leg with a fracture of the tibia in the lower third and osteosynthesis of the EFD.

When using EFD osteosynthesis to treat fractures of the tibia in the lower third and flexion loading of the limb with a patient weight of 70 kg, the maximum stress level of 8.5 MPa is observed in the distal fragment of the tibia. In the proximal section, the stresses do not exceed 3.1 MPa. The lowest stress level of 0.2 MPa is determined in the fracture zone. The device's bending loads do not cause critical stresses, determined at 131.0 MPa in the structural elements and 46.3 MPa on the extreme fixing rods.

Let's consider the stress-deformed state of the lower leg model with a tibia fracture in the lower third and osteosynthesis with a periosteal plate under a bending load of 700 N, shown in **fig. 3**.

During osteosynthesis with a periosteal plate, the zone of maximum stress shifts to the fracture zone, where the stress reaches 128.5 MPa. This indicator is critical because it approaches the strength limit of tubular bones, which is determined from 147.0 MPa to 239.0 MPa. The proximal

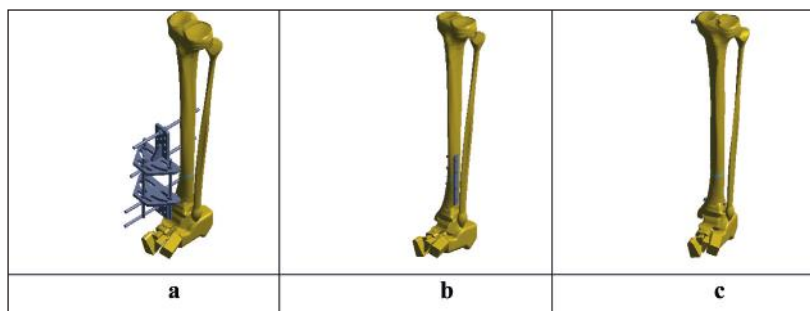


Figure 1 – Models of tibial fracture in the lower third with osteosynthesis: a – EFD; b – periosteal plate; c – intramedullary rod.

Table 1 – Mechanical characteristics of the model materials

Material	Young's modulus (E), MPa	Poisson's ratio, ν
Cortical bone	18350	0,29
Spongy bone	330	0,30
Cartilaginous tissue	10,5	0,49
Interfragmentary regenerate	1,00	0,45
Titan VT-16	1,1·10 ⁵	0,2

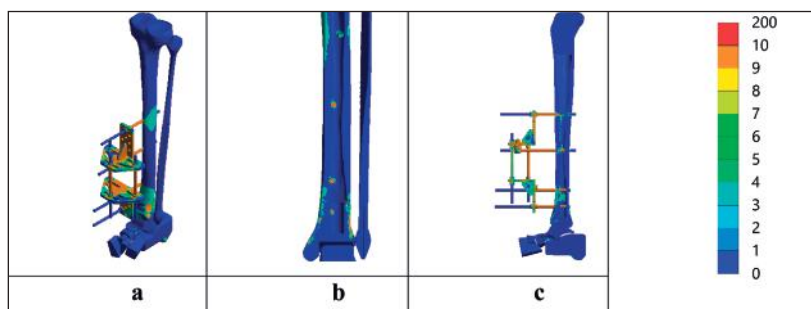


Figure 2 – Pattern of stress distribution in the lower leg model with tibial fracture in the lower third and EFD osteosynthesis under a bending load of 700 N: a – general view; b – fracture zone; c – section of the tibia.

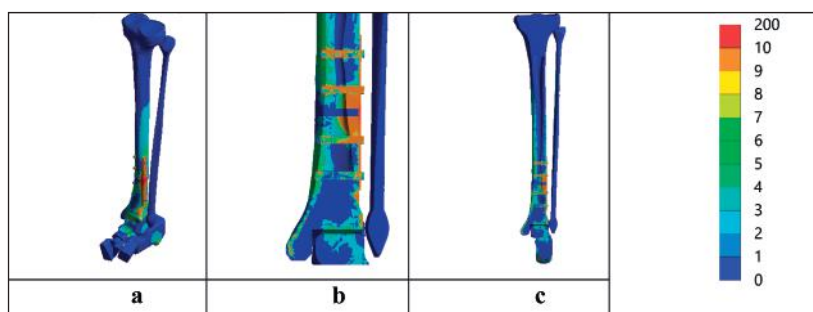


Figure 3 – Pattern of stress distribution in the lower leg model with a fracture of the tibia in the lower third and osteosynthesis with a periosteal plate under a bending load of 700 N: a – general view; b – fracture zone; c – section of the tibia.

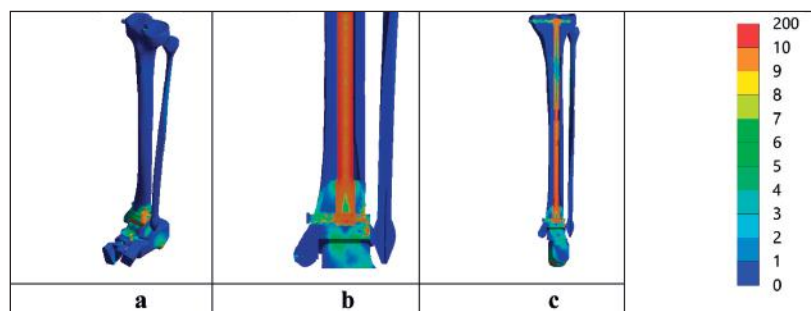


Figure 4 – Pattern of stress distribution in the tibia model with a fracture of the tibia in the lower third and osteosynthesis with an intramedullary rod at a bending load of 700 N: a – general view; b – fracture zone; c – section of the tibia.

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	3,1	2,1	1,6
distal	9,6	8,5	16,3	16,0
fracture zone	5,2	0,2	128,5	0,2
construction		131,0	575,8	260,0
screws/rods		46,3	23,1	23,3

tibia fragment registered the lowest stress level of 2.1 MPa. In the distal fragment, stresses are determined at 16.3 MPa. On the fixing screws, the tensions are higher than during EFD osteosynthesis and are determined at the mark of 23.1 MPa; the plate itself is subjected to significant loads, as evidenced by the high level of stresses – 575.8 MPa. It is also a critical indicator, as the strength limit of stainless steel is determined in the range from

500 MPa to 900 MPa. Therefore, there is a high probability of plate fractures.

In **fig. 4** shows the stress distribution in the lower leg model with a fracture of the tibia in the lower third and osteosynthesis with an intramedullary rod under a bending load of 700 N.

The model of the tibia with its fracture in the lower 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 1.6 MPa in the proximal fragment of the tibia. In the distal fragment, the stresses are much higher – 16.0 MPa. In addition, relatively high stresses of 260.0 MPa occur on the rod itself and the fixing screws – 23.3 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**.

Could be visually compared the stress values on different elements of the model of the lower leg with a tibial fracture with varying options of osteosynthesis under a bending load of 700 N using the diagram shown in **fig. 5**.

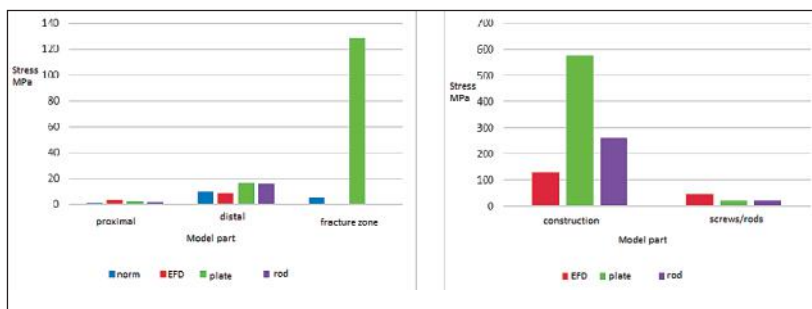


Figure 5 – Diagram of the maximum stress values in the elements of the lower leg models in the case of a fracture of the tibia in the middle third with various options of osteosynthesis under a bending load of 700 N: a – in bone tissue; b – in structural elements.

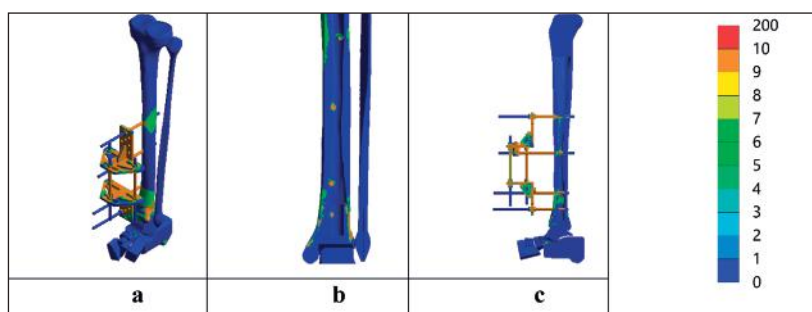


Figure 6 – Pattern of stress distribution in the model of the lower leg with a tibial fracture in the lower third and osteosynthesis of the EFD under a bending load of 1200 N: a – general view; b – fracture zone; c – section of the tibia.

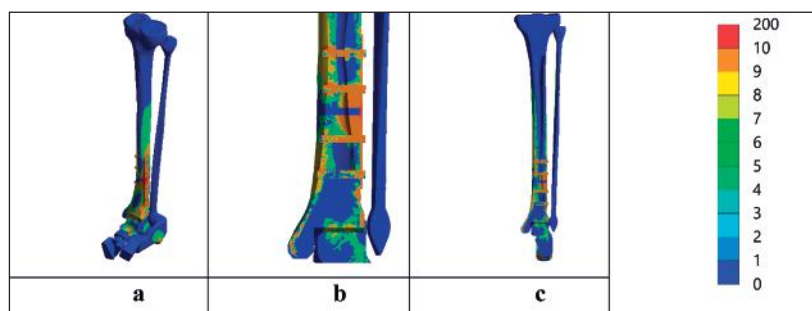


Figure 7 – Pattern of stress distribution in the lower leg model with a tibial fracture in the lower third and osteosynthesis with a periosteal plate under a bending load of 1200 N: a – general view; b – fracture zone; c – section of the tibia.

Osteosynthesis of the tibial bone with a bone plate for fractures of the diaphysis in the third middle shows worse indicators of stress values under bending loads, namely 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 lower third with an increase in the load to 1200 N, corresponding to the patient's weight of 120 kg. The stressed-deformed state of the lower leg model with a fracture of the tibia in the lower third and osteosynthesis of the EFD is shown in **fig. 6**.

When using EFD osteosynthesis in treating tibial fractures in the lower third, an increase in the load on the limb to 1200 N causes an increase in the maximum stress level to 14.6 MPa in the distal fragment of the tibia. In the proximal part, the stresses increase to 5.3 MPa. In the fracture zone, the magnitude of stresses also increases but remains at a relatively low level – 0.3 MPa. A significant increase in the stress level up to 224.5 MPa is observed on the EFD elements and the extreme fixing rods – up to 79.4 MPa.

Figure 7 shows the stress-deformed state of the tibia model with a fracture of the tibia in the lower third and osteosynthesis with a periosteal plate under a bending load of 1200 N.

Similar changes in the stress-strain state occur in the model with osteo-

synthesis with a periosteal plate. The zone of most significant stress remains at the fracture site, where the stress reaches 220.2 MPa. The stresses in the distal and proximal fragments of the tibia increase to 3.6 MPa and 27.9 MPa, respectively. On the fixing screws, the maximum stress values increase to 39.6 MPa, and even greater stresses occur in the periosteal plate – 986.9 MPa, which exceeds the strength limit for stainless steel and can be the cause of plate fractures.

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 lower third and osteosynthesis with an intramedullary rod under a bending load of 1200 N, shown in **fig. 8**.

The model of the tibia with its fracture in the lower 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 27.4 MPa and 2.7 MPa, respectively. In the fracture zone, stresses increase but remain very low at 0.3 MPa. The same is observed on the fixing screws, where the stress level does not exceed 39.9 MPa. The stress in the rod itself reaches 445.6 MPa.

Table 3 shows data on the values of the maximum stresses in the model elements of the lower leg in the case of a tibial fracture in the lower 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. 9**.

When the load on the lower leg increases, osteosynthesis with a periosteal plate shows the worst results in terms of stress distribution in the fracture zone.

For a visual representation of the changes in stress values in the elements of the tibia during its fracture in the lower third and various types of osteosynthesis depending on the patient's weight, the graphs are shown in **fig. 10**.

As could be seen, 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

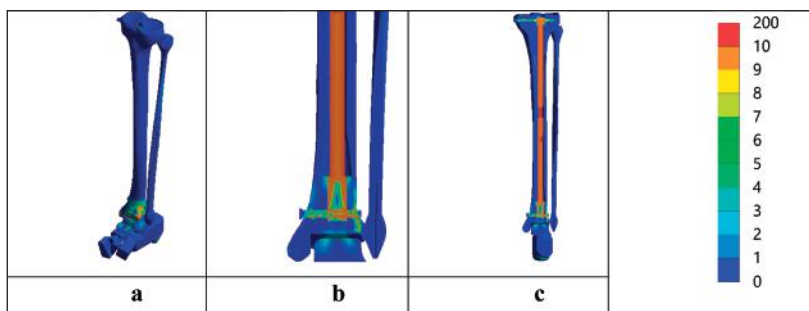


Figure 8 – Pattern of stress distribution in the lower leg model with a tibial fracture in the lower third and osteosynthesis with an intramedullary rod under a bending load of 1200 N: a – general view; b – fracture zone; c – section of the tibia.

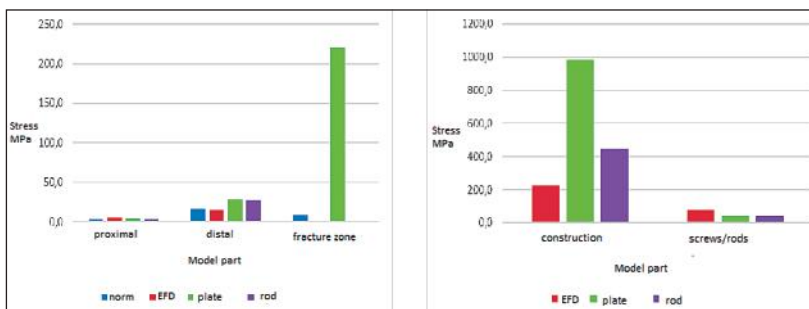


Figure 9 – Diagram of the maximum stress values in the elements of the lower leg models in the case of a tibial fracture in the middle third with various options of osteosynthesis under a bending load of 1200 N: a – in bone tissue; b – in structural elements.

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 shown in **fig. 11** demonstrate the dependence of stress values in elements of metal structures during osteosynthesis of a tibia with a fracture in the lower 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

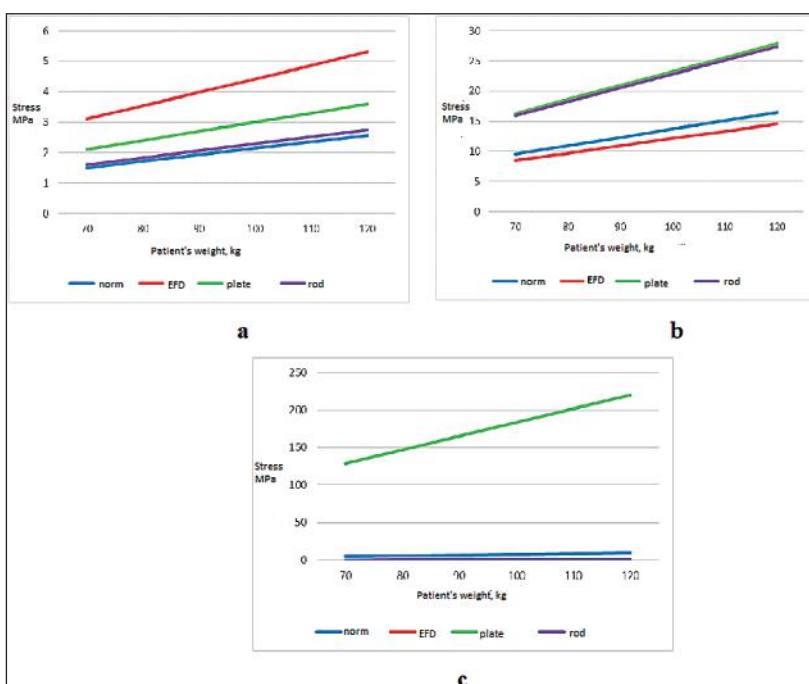


Figure 10 – Graphs of the dependence of stress values in the model of the tibia with its fracture in the lower third and various types of osteosynthesis on the patient's weight: a – in the proximal fragment; b – in the distal fragment; c – in the fracture zone.

Table 3 – Values of the maximum stresses in the model elements of the lower leg in the case of a tibial fracture tibia in the lower third with various options for osteosynthesis at a bending load of 1200 N

Part	Stress, MPa			
	norm	EFD	plate	rod
proximal	2,6	5,3	3,6	2,7
distal	16,5	14,6	27,9	27,4
fracture zone	8,9	0,3	220,2	0,3
construction		224,5	986,9	445,6
screws/rods		79,4	39,6	39,9

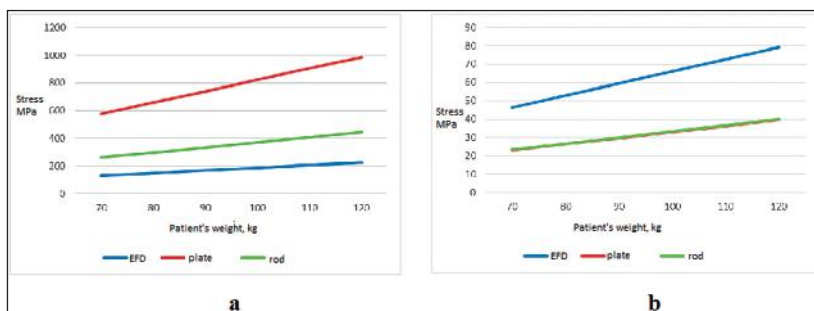


Figure 11 – Graph of the dependence of the amount of stress in the elements of metal structures and on the fixing screws in the model of the tibia with its fracture in the lower third and various types of osteosynthesis on the patient's weight: a – in the elements of the structure; b – on fixing screws and rods.

patient's weight. The most significant stresses occur in the periosteal plate. On fixing screws and rods, the highest stress level 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 128.5 to 220.2 MPa) and the metal structure (from 575.8 to 986.9 MPa) were determined when using a periosteal plate. Since these indicators are equal to the indicators of the strength limits of both tubular bones and stainless steel, early loads, in this case, can cause a fracture of the plates and not a fusion of tibial bone fragments.

2. Osteosynthesis using EFD and an intramedullary rod ensures the lowest level of tension (from 0.2 to 0.3 MPa) in the fracture zone. But the advantage of the intramedullary rod is determined by the twice lower stress level, both on the rod itself and the fixing screws.

Prospects for further research.

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 overweight patients.

DOI 10.29254/2077-4214-2023-1-168-280-290

УДК 616.718.5/.6-001.5-089.813:613.65]:004.492](045)

¹Строев М. Ю., ¹Березка М. І., ¹Власенко Д. В., ²Карпінський М. Ю., ²Яресько О. В., ²Карпінська О. Д.

ДОСЛІДЖЕННЯ РОЗПОДІЛУ НАПРУЖЕНЬ В МОДЕЛІ ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ ПРИ ЇЇ ПЕРЕЛОМІ В НИЖНІЙ ТРЕТИНІ З РІЗНИМИ ВАРІАНТАМИ ОСТЕОСИНТЕЗУ В УМОВАХ ЗРОСТАЮЧОГО ЗГІНАЛЬНОГО НАВАНТАЖЕННЯ

¹Харківський національний медичний університет (м. Харків, Україна)

²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенко НАМН України»

(м. Харків, Україна)

korab.karpinsky9@gmail.com

Вагому частину в структурі травматизму складають переломи кісток гомілки. В Харківській області в період 2015-2018 років переломи гомілки склали 19% серед інших травматичних пошкоджень. Більше 50% ускладнень після лікування цих переломів спричиняє вихід на інвалідність. Метою було провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині з різними варіантами остеосинтезу під впливом згинального навантаження залежно від ваги пацієнта. Моделювали перелом великогомілкової кістки в нижній третині та три типи остеосинтезу з використанням апарату зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини та інтрамедулярного стрижня. Моделі навантажували на згин силою 700 Н та 1200 Н. Остеосинтез АЗФ та інтрамедулярним стрижнем ведуть до зниження величин напружень в зоні перелому нижче рівня показників для неушкодженої кістки. Накісткова пластина показує найвищі напруження в зоні перелому і в дистальному відділі великогомілкової кістки. При остеосинтезі АЗФ визначається найвищий рівень напружень в проксимальному відділі. Накісткова пластина випробує найбільші напруження за інші металеві конструкції. При використанні інтрамедулярного стрижня визначається найвищий рівень напружень на фіксуючих гвинтах, мінімальний – при використанні АЗФ. При використанні накісткової пластини рівень напружень в зоні перелому та пластині дорівнюють показникам межі міцності і трубчастих кісток, і нержавіючої сталі, тому ранні навантаження можуть стати причиною перелому пластин, і не зрощення фрагментів великогомілкової кістки. Остеосинтез за допомогою АЗФ та інтрамедулярним стрижнем забезпечує найнижчий рівень напруги в зоні перелому.

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.

Переломи кісток гомілки складають вагомую частину в структурі травматизму. За період 2015-2018 років закриті переломи гомілки в Харківській області склали 19% серед інших травматичних пошкоджень, в Україні цей показник дорівнює 36%. Більше 50% ускладнень пов'язані з лікуванням переломів кісток гомілки, що спричиняє вихід на тривалу інвалідність [1, 2]. На сьогодні ортопеди-травматологи використовують базові принципи оперативного лікування цих переломів, а сучасна медична наука пропонує не тільки модифікації сталих методів, а також інноваційні варіанти остеосинтезу таких травм [3]. Завдяки своїй доступності та відносно звичній техніці виконання в багатьох лікувальних закладах України використовують 3 сталих методи оперативного лікування: застосування апаратів зовнішньої фіксації в різних модифікаціях, використання накісткового остеосинтезу та блокуючий інтрамедулярний остеосинтез. Оскільки в останні декілька десятиліть збільшилась кількість випадків травмованих із переломами діафіза гомілки в комбінації з надмірною вагою чи ожирінням, було доцільно провести математичне моделювання та аналіз напружено-деформованого стану моделей великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині зі сталими варіантами остеосинтезу під впливом згинального навантаження залежно від ваги пацієнта [4, 5].

Мета дослідження.

Провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей великогомілкової кістки при її переломі в нижній 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]. Модель складається з великогомілкової і малогомілкової кісток та кісток стопи. Усі суглоби між кістковими елементами мають

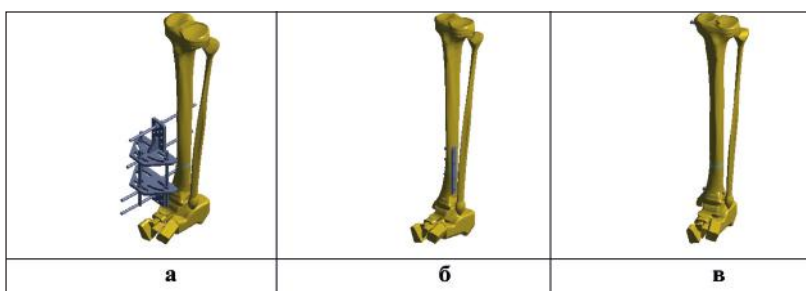


Рисунок 1 – Моделі перелому великогомілкової кістки в нижній третині з остеосинтезом: а – АЗФ; б – накісткова пластина; в – інтрамедулярний стрижень.

Таблиця 1 – Механічні характеристики матеріалів, які у моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Міжуламковий регенерат	1,00	0,45
Титан VT-16	1,1·10 ⁵	0,2

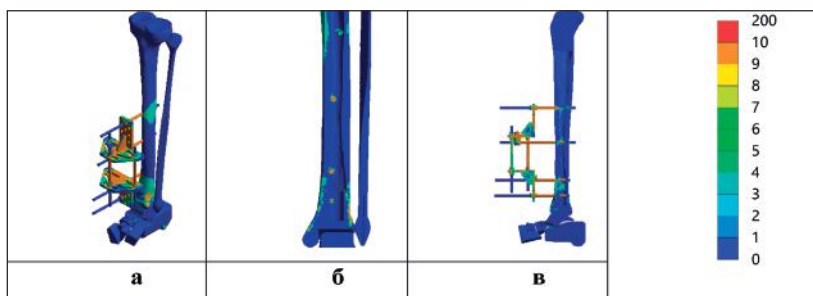


Рисунок 2 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезі АЗФ при згинальному навантаженні 700 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки.

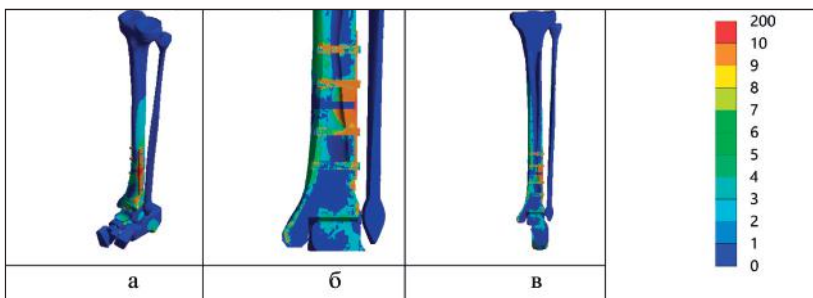


Рисунок 3 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезі АЗФ при згинальному навантаженні 700 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки.

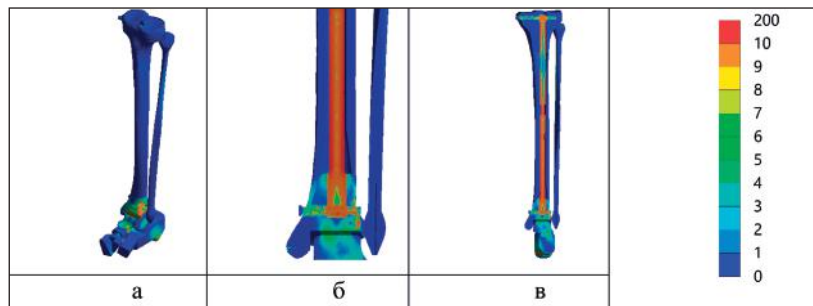


Рисунок 4 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем при згинальному навантаженні 700 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки.

шар із механічними властивостями хрящової тканини.

На базовій моделі імітували перелом великогомілкової кістки в нижній 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 міжуламковий регенерат. Зовнішній вид моделей з переломом у нижній третині великогомілкової кістки та різними видами остеосинтезу показані на **рис. 1**.

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 мета-

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	стрижень
проксимальний	1,5	3,1	2,1	1,6
дистальний	9,6	8,5	16,3	16,0
зона перелому	5,2	0,2	128,5	0,2
конструкція		131,0	575,8	260,0
гвинти/стрижні		46,3	23,1	23,3

локонструкцій 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 [12].

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. Величини напружень отриманих на моделях з остеосинтезом порівнювали з величинами напружень моделі з нешкодженою великогомілковою кісткою [13].

Дослідження моделей проводили методом скінчених елементів. Як критерій оцінки напружено-деформованого стану моделей використовувалася напруга за Мізесом [14].

Моделювання проводили за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконані з використанням програмного комплексу CosmosM [15].

Результати дослідження та їх обговорення.

На першому етапі роботи вивчали напружено-деформований стан гомілки моделі з переломом великогомілкової кістки в нижній третині з різними варіантами остеосинтезу під впливом згинального навантаження 700 Н. На **рис. 2** наведена картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезі АЗФ.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів

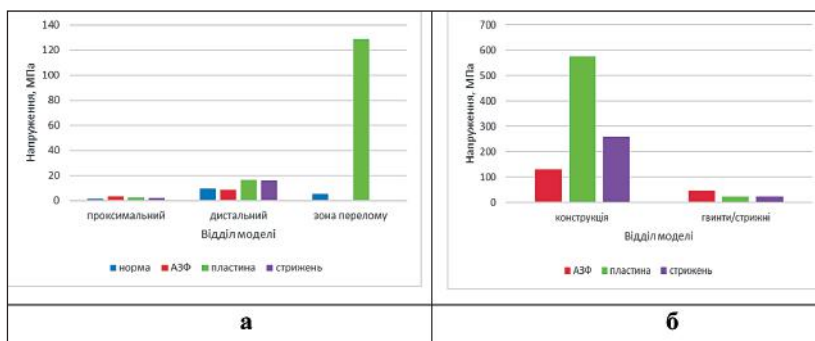


Рисунок 5 – Діаграма максимальних значень напружень в елементах моделей гомілки при переломі великогомілкової кістки в середній третині з різними варіантами остеосинтезу під згинальним навантаженням величиною 700 Н: а – в кістковій тканині; б – в елементах конструкції.

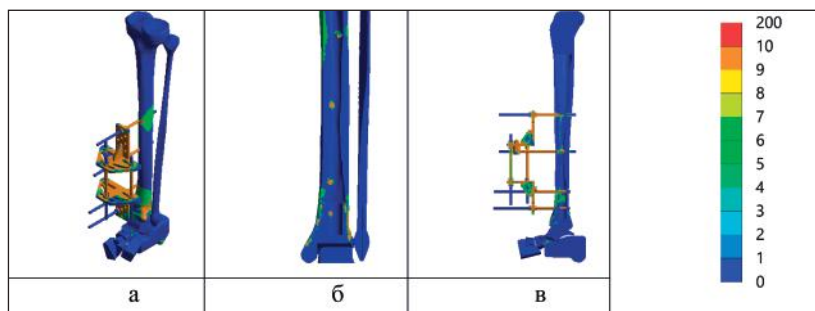


Рисунок 6 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезі АЗФ під згинальним навантаженням 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки.

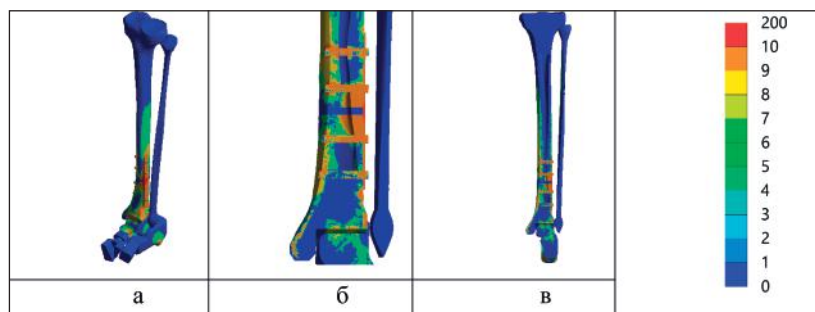


Рисунок 7 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезі накістковою платиною під згинальним навантаженням 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки.

великоомілкової кістки в нижній третині та згинальному навантаженні кінцівки вагою пацієнта 70 кг максимальний рівень напруги 8,5 МПа спостерігається в дистальному фрагменті великоомілкової кістки. У проксимальному відділі напруги не перевищують позначки 3,1 МПа. Найнижчий рівень напружень 0,2 МПа визначається в зоні перелому. На самому апараті згинальні навантаження не викликають критичних напружень, які визначаються на рівні 131,0 МПа в елементах конструкції і 46,3 МПа на крайніх фіксуючих стрижнях.

Розглянемо напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великоомілкової кістки в нижній третині і остеосинтезом накістковою пластиною при згинальному навантаженні величиною 700 Н, який наведено на **рис. 3**.

При остеосинтезі накістковою пластиною зона максимальних напружень зміщується в зону перелому, де напруження сягають 128,5 МПа. Даний показник є критичним, тому що наближається до межі міцності трубчастих кісток, яка визначається в межах від 147,0 МПа до 239,0 МПа. Найнижчий рівень напружень 2,1 МПа зареєстрований у проксимальному фрагменті великоомілкової кістки. У дистальному фрагменті напруження визначаються на рівні 16,3 МПа. На фіксуючих гвинтах напруження вище, ніж при остеосинтезі АЗФ, і визначаються на позначці 23,1 МПа, але сама пластина зазнає значних навантажень, про що свідчить високий рівень напружень – 575,8 МПа. Це теж є критичним показником так, як межа міцності нержавіючої сталі визначається в межах від 500 МПа до 900 МПа. Тому висока імовірність переломів пластины.

На **рис. 4** відображено розподіл напружень в моделі гомілки при переломі великоомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем під згинальним навантаженням величиною 700 Н.

Модель великоомілкової кістки при її переломі в нижній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під дією згинального навантаження забезпечує найнижчий рівень напружень 0,2 МПа в зоні перелому, а також в проксимальному фрагменті великоомілкової кістки – 1,6 МПа. В дистальному фрагменті напруження значно вищі – 16,0 МПа. Досить високі напруження 260,0 МПа виникають і на самому стрижні, а також на гвинтах, що фіксують, – 23,3 МПа.

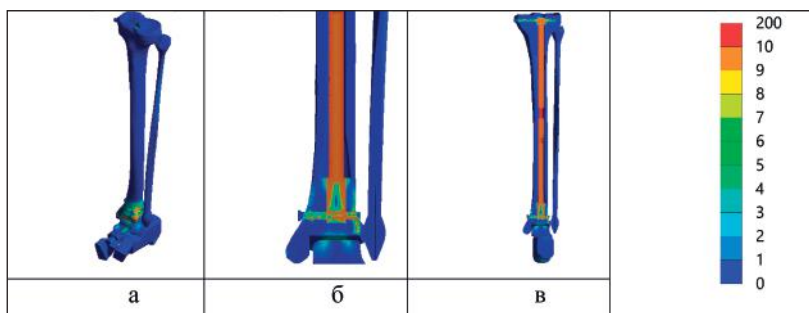


Рисунок 8 – Картина розподілу напружень в моделі гомілки при переломі великоомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем під згинальним навантаженням 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великоомілкової кістки.

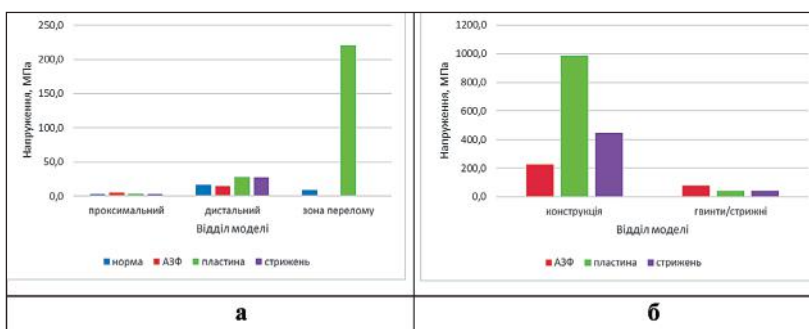


Рисунок 9 – Діаграма максимальних значень напружень в елементах моделей гомілки при переломі великоомілкової кістки в середній третині з різними варіантами остеосинтезу під згинальним навантаженням величиною 1200 Н: а – в кістковій тканині; б – в елементах конструкції.

Дані про максимальні значення напружень в елементах моделей гомілки при переломі великоомілкової 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 великоомілкової кістки з різними варіантами остеосинтезу

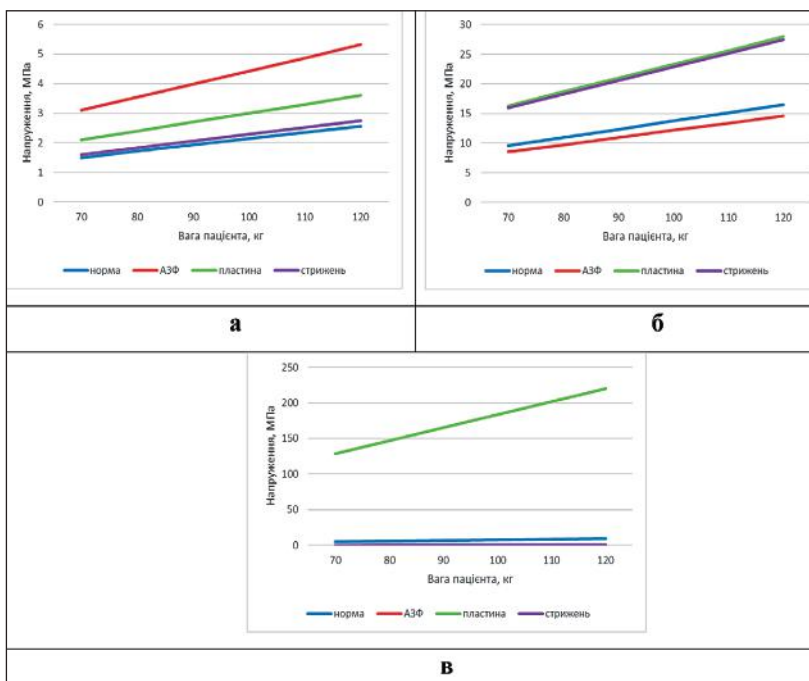


Рисунок 10 – Графіки залежності значень напружень в моделі великоомілкової кістки при її переломі в нижній третині та різних видах остеосинтезу від ваги пацієнта: а – в проксимальному фрагменті; б – в дистальному фрагменті; в – в зоні перелому.

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

Відділ	Напруження, МПа			
	норма	АЗФ	пластина	стрижень
проксимальний	2,6	5,3	3,6	2,7
дистальний	16,5	14,6	27,9	27,4
зона перелому	8,9	0,3	220,2	0,3
конструкція		224,5	986,9	445,6
гвинти/стрижні		79,4	39,6	39,9

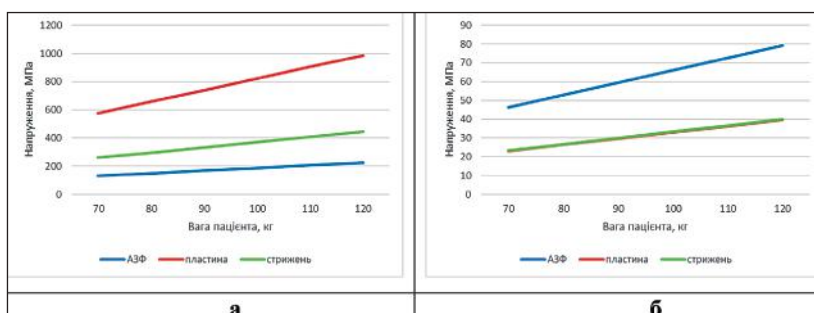


Рисунок 11 – Графік залежності величини напружень в елементах металоконструкцій та на фіксуючих гвинтах у моделі великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині та різних видів остеосинтезу від ваги пацієнта: а – в елементах конструкцій; б – на фіксуючих гвинтах та стрижнях.

при згинаючому навантаженні 700 Н можна за допомогою діаграми, наведеної на **рис. 5**.

Остеосинтез великогомілкової кістки накістковою пластиною при переломах діяфіза в середній третині демонструє гірші показники величин напружень при згинальних навантаженнях, а 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 нижній третині зі збільшенням навантаження до 1200 Н, що відповідає вазі пацієнта 120 кг. Напружено-деформований стан моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезі АЗФ показано на **рис. 6**.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів великогомілкової кістки в нижній третині збільшення величини навантаження на кінцівку до 1200 Н викликає підвищення максимального рівня напружень до 14,6 МПа в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруги зростають до 5,3 МПа. У зоні перелому величина напружень також збільшується, але залишається досить низькому рівні – 0,3 МПа. Значне підвищення рівня напруги до 224,5 МПа спостерігається на елементах АЗФ і на крайніх фіксуючих стрижнях – до 79,4 МПа.

Рисунок 7 відображає напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній 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 220,2 МПа. Напруження в дистальному та проксимальному фрагментах великогомілкової кістки підвищуються до 3,6 МПа та 27,9 МПа відповідно. На фіксуючих гвинтах максимальні значення напружень зростають до позначки 39,6 МПа, ще більші напруження виникають у накістковій пластині – 986,9 МПа, що виходить за межу міцності для нержавіючої сталі, і може бути причиною переломів пластини.

На останньому етапі розглянемо розподіл напружень в моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем при згинальному навантаженні величиною 1200 Н, наведене на **рис. 8**.

Моделі великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем реагує на підвищення згинаючого 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 27,4 МПа та 2,7 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 39,9 МПа. Напруження в самому стрижні досягають позначки 445,6 МПа.

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

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. 9**.

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 нижній третині та різних видів остеосинтезу в залежності від ваги пацієнта були побудовані графіки, які наведені на **рис. 10**.

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. 11** демонструють залежність значень напружень в елементах металевих конструкцій при остеосинтезі великогомілкової кістки з переломом у нижній 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 гвинтах та стрижнях найвищий рівень напружень визначається при використанні інтрамедулярного стрижня, мінімальний – при використанні АЗФ.

Висновки.

1. Найгірші показники рівня напружень в зоні перелому (від 128,5 до 220,2 МПа) та металеві конструкції (від 575,8 до 986,9 МПа) визначені при використанні накісткової пластини. Так, як ці показники

дорівнюють показникам межі міцності і трубчастих кісток, і нержавіючої сталі, ранні навантаження, в даному випадку, можуть стати причиною перелому пластин, і не зрощення фрагментів великогомілкової кістки.

2. Остеосинтез за допомогою АЗФ та інтрамедулярним стрижнем забезпечує найнижчий рівень напруги (від 0,2 до 0,3 МПа) в зоні перелому. Але перевага інтрамедулярного стрижня визначається у двічі нижчому рівні напружень, як на самому стержні, так і на фіксуючих гвинтах.

Перспективи подальших досліджень.

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

- Hryshchenko AS, Istomin DA. Otsinka travmatyzmu v Kharkovi ta Kharkiv's'kiy oblasti za period 2015-2018 rokiv. Zbirnyk tez mizhvuziv's'koyi konferentsiyi molodykh vchenykh ta studentiv Medytsyna tret'oho tysyacholittya; 2020 Sich 22; Kharkiv; 2019. s. 181-182. [in Ukrainian].
- Hayko HV, Kalashnikov AV, Boyer VA, Nikitin PV, Chychyрко OM, Chaladyuk TP. Diafizarni perelomy v strukturi travm oporno-rukhovoyi systemy u naselennya Ukrayiny. Visnyk ortopediyi, travmatolohiyi ta protezuvannya. 2006;1:84-87. [in Ukrainian].
- Kalashnikov AV, Vdovichenko KV, Chaladyuk TP. Efektyvnist' likuvannya khvorykh iz diafizarnymy perelomamy kistok nyzhn'oyi kintsivky za dopomohoyu suchasnykh tekhnolohiy osteosyntezy. Ukrayin's'kyy morfologichnyy al'manakh. 2010;8(1):39-42. [in Ukrainian].
- Parratt S, Pesenti S, Argenson J-N. Obesity in orthopedics and trauma surgery. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. 2014;100(1):91-97.
- Bilins'kyy PI. Malokontaktnyy bahatoploshchynnyy osteosyntez diafizarnykh perelomiv kistok homilky. Shpytal'na khirurgiya. Zhurnal imeni L. YA. Koval'chuka. 2015;3:54-58. [in Ukrainian].
- Lytvyshko VO, Popsuyshapka OK, Yares'ko OV. Napruzhenno-deformovany stan fibryn-krovyanoho z-hustku ta okistyva v zoni diafizarnoho perelomu za riznykh umov z'yednannya vidlamkiv ta yoho vplyv na strukturnu orhanizatsiyu reheneratu. Ortopedyya, travmatolohyya y protezyrovanye. 2016;1:62-71. [in Ukrainian].
- Karpyn's'kyy M, Stroyev M, Berezka M, Hryhoruk V, Yares'ko O. Efektyvnist' protydyi navantazhennyam na kruchennya riznykh variantiv 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].
- Berezovskyy VA, Kolotylov NN. Byofyzycheskye kharakterystyky tkaney cheloveka. Kyiv: Naukova dumka; 1990. 224 s.
- Vasyuk VL, Koval' OA, Karpyn's'kyy MYU, Yares'ko OV. Matematychno modelyuvannya variantiv osteosyntezy perelomiv dystal'noho metaepifiza 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].
- Korzh MO, Romanenko KK, Prozorov's'kyy DV, Karpyn's'kyy MYU, Yares'ko OV. Matematychno modelyuvannya vplyvu deformatsiyi kistok homilky na navantazhennya suhlobiv nyzhn'oyi kintsivky. Travma. 2016;17(3):23-24. [in Ukrainian].
- Stoyko YV, Bets HV, Bets YH, Karpyn's'kyy MYU. Analiz napryazhenno-deformirovannoho sostoyannya dystal'noho otdela holeny y stopy pry povrezhdennyakh pilon v uslovyakh naruzhnoy fyksatsiyi pry pomoshchy sterzhnevnykh 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).
- Gere J, Timoshenko S. Mechanics of Materials. 4th Edition. PWS; 1997. 549 p. DOI: [10.1007/978-1-4899-3124-5](https://doi.org/10.1007/978-1-4899-3124-5).
- Stroyev MYU, Berezka MI, Hryhoruk VV, Karpyn's'kyy MYU, Yares'ko OV, Subbota IA. Analiz npryazhenno-deformirovannoho sostoyannya modeli bol'shebertsovoy kosty pry ee perelome v sredney tretiy s ruzlychnymy varyantamy osteosyntezy v uslovyakh vozrastayushchey yz-hybayushchey nahruzky. Visnyk problem biolohiyi ta medytsyny. 2022;4(167):223-236. DOI: [10.29254/2077-4214-2022-4-167-223-236](https://doi.org/10.29254/2077-4214-2022-4-167-223-236). [in Ukrainian].
- Zenkevych OK. Metod konechnykh elementov v tekhnike. Moskva: Myr; 1978. 519 s.
- Alyamovskyy AA. SolidWorks/COSMOSWorks. Ynzhenernyy analiz metodom konechnykh elementov. Moskva: DMK Press; 2004. 432 s.

ДОСЛІДЖЕННЯ РОЗПОДІЛУ НАПРУЖЕНЬ В МОДЕЛІ ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ ПРИ ЇЇ ПЕРЕЛОМІ В НИЖНІЙ ТРЕТИНІ З РІЗНИМИ ВАРІАНТАМИ ОСТЕОСИНТЕЗУ В УМОВАХ ЗРОСТАЮЧОГО ЗГІНАЛЬНОГО НАВАНТАЖЕННЯ

Стров М. Ю., Березка М. І., Власенко Д. В., Карпінський М. Ю., Яресько О. В., Карпінська О. Д.

Резюме. Вступ. Переломи кісток гомілки складають вагому частину в структурі травматизму. За період 2015-2018 років закриті переломи гомілки в Харківській області склали 19% серед інших травматичних пошкоджень, в Україні цей показник дорівнює 36%. Більше 50% ускладнень пов'язані з лікуванням переломів кісток гомілки, що спричиняє вихід на тривалу інвалідність.

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

Об'єкт і методи дослідження. Модель імітувала перелом великогомілкової кістки в нижній 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.

Результати. Остеосинтез АЗФ та інтрамедулярним стрижнем забезпечують зниження величин напружень в зоні перелому нижче рівня показників для неушкодженої кістки. Накісткова пластина показує значно гірші показники в зоні перелому і в дистальному відділі великогомілкової кістки. У проксимальному відділі найвищий рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом АЗФ. В металевих конструкціях найбільші напруження виникають у накістковій пластині. На фіксуючих гвинтах та стрижнях найвищий рівень напружень визначається при використанні інтрамедулярного стрижня, мінімальний – при використанні АЗФ.

Висновки. Найгірші показники рівня напружень в зоні перелому та металевої конструкції визначені при використанні накісткової пластини. Так, як ці показники дорівнюють показникам межі міцності і трубчастих кісток, і нержавіючої сталі, ранні навантаження, в даному випадку, можуть стати причиною перелому пластин, і не зрощення фрагментів великогомілкової кістки. Остеосинтез за допомогою АЗФ та інтрамедулярним стрижнем забезпечує найнижчий рівень напруги в зоні перелому.

Ключові слова: гомілка, перелом, згин, остеосинтез.

STUDY OF THE STRESS DISTRIBUTION IN THE MODEL OF THE TIBIA WITH ITS FRACTURE IN THE LOWER THIRD WITH DIFFERENT OPTIONS OF OSTEOSYNTHESIS UNDER CONDITIONS OF INCREASING BENDING LOAD

Stroev M. Yu., Berezka M. I., Vlasenko D. V., Karpinsky M. Yu., Yaresko A. V., Karpinska O. D.

Abstract. *Introduction.* Fractures of the bones of the tibia make up a significant part of the structure of traumatism. During the period of 2015-2018, closed tibial fractures in the Kharkiv region accounted for 19% of other traumatic injuries, in Ukraine this figure is 36%. More than 50% of complications are related to the treatment of fractures of the bones of the lower leg, which causes long-term disability.

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

Materials and methods. The model simulated a tibial fracture in the lower third and three types of osteosynthesis using an external fixation device (EFD), a bone plate and an intramedullary rod. The models were tested under the influence of a bending load of 700 N and 1200 N.

The results. Osteosynthesis of EFD and an intramedullary rod provide a reduction of stress values in the fracture zone below the level of indicators for an intact bone. The periosteal plate shows significantly worse indicators in the fracture zone and in the distal part of the tibia. In the proximal part, the highest stress level is determined in the model with EFD osteosynthesis. In metal structures, the greatest stresses occur in the periosteal plate. On fixing screws and rods, the highest level of stress is determined when using an intramedullary rod, the minimum – when using EFD.

Conclusions. The worst stress level indicators in the fracture zone and the metal structure were determined when using a bone plate. Since these indicators are equal to the indicators of the strength limits of both tubular bones and stainless steel, early loads, in this case, can cause a fracture of the plates, and not a fusion of the fragments of the tibial bone. Osteosynthesis using EFD and an intramedullary rod ensures the lowest level of tension in the fracture zone.

Key words: tibia, fracture, flexion, osteosynthesis.

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

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

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

Vlasenko D. V.: [0000-0001-5715-6573](https://orcid.org/0000-0001-5715-6573)^E

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

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

Karpinska O. D.: [0000-0002-1482-7733](https://orcid.org/0000-0002-1482-7733)^C

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

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 26.08.2022 / Стаття надійшла 26.08.2022 року
Accepted 30.01.2023 / Стаття прийнята до друку 30.01.2023 року