

DOI 10.29254/2077-4214-2025-3-178-337-349

UDC 616.718.5-0001.5.-089.2-007.2:613.25]:00.942](045)

<sup>1</sup>Buryanov O. A., <sup>1</sup>Kvasha V. P., <sup>1</sup>Gliba G. G., <sup>2</sup>Karpinsky M. Yu., <sup>2</sup>Yaresko O. V.**ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION UNDER THE INFLUENCE OF TORSIONAL LOADING IN A MODEL OF A LOWER LEG WITH A MULTI-FRAGMENT FRACTURE OF THE PROXIMAL END OF THE TIBIA WITH DIFFERENT OSTEOSYNTHESIS OPTIONS**<sup>1</sup>Bogomolets National Medical University (Kyiv, Ukraine)<sup>2</sup>Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of National Academy of Medical Sciences of Ukraine (Kharkiv, Ukraine)

vlkvash@ukr.net

*In cases of multi-fragment intra-articular fractures of the tibia with damage to the articular surface, the small size of the fragments does not always allow for stable osteosynthesis using standard intramedullary devices. The aim is to investigate the stress-strain state of a model of the lower leg with a multi-fragment fracture of the proximal end of the tibia under various options for its osteosynthesis with intramedullary plates under the influence of torsional loading. A finite element model of the lower leg was developed. A multi-fragment fracture was modelled at the proximal end of the tibia. Three options for osteosynthesis of the proximal end of the tibia with intramedullary plates were studied: a plate on the medial side, a plate on the lateral side, and two plates on both sides. The models were studied under torsional loading.*

*The stress levels in the bone elements of the osteosynthesis model with two plates slightly exceed the minimum values for unilateral models, but differ significantly from the maximum values. The medially applied plate provides lower stress levels in the bone fragments around the screws in the metaphyseal zone. The plate applied on the lateral side provides a lower level of stress in all other areas of the tibia. Osteosynthesis with two plates ensures an even distribution of stress between the elements of the metal structure. With osteosynthesis using a plate on the medial side, torsional loading causes maximum stress on all elements of the structure. The lowest level of stress is determined with osteosynthesis using a plate on the lateral side.*

*Under the influence of torsional load, the plate applied to the lateral side ensures a minimum level of stress both in the bone elements of the model and in the elements of the metal structure. Maximum stresses are determined during osteosynthesis with a plate on the medial side. The model of osteosynthesis with two plates allows obtaining stresses in the bone elements of the model, the level of which at all control points occupies an intermediate position between the maximum and minimum stress values at these same points on models with unilateral plate placement.*

**Key words:** tibia, multi-fracture fracture, osteosynthesis, mathematical modeling.

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

The work was carried out as part of the research project “Develop and implement technologies for replacing bone defects in victims with combat trauma to the limbs”, state registration number 0123u101089.

**Introduction.**

Fractures of the proximal epimetaphysis of the tibia (PEM) account for 8.9% to 11% of all fractures of the tibia and up to 87% of all knee fractures. In this group, lateral condyle fractures occur in 52% to 80% of cases, medial condyle fractures in up to 7%, and multi-fracture fractures in 41% of patients. The proportion of these fractures increases sharply with the age of patients – 1% of all types of fractures in young people and 8% in the elderly [1].

The problem of treating intra-articular fractures of large joints, despite certain positive trends, still remains relevant in terms of anatomical and functional results. Considering the well-founded principles of classical traumatology and orthopedics, which provide for the provision of anatomical reduction, early function and loading, the difficulties lie in achieving stable fixation of fragments while simultaneously ensuring early function. If in fractures of the PEM type A, B1, C1, a number of fractures B2 and C2 according to the AO classification, stable osteosynthesis of bone fragments is quite realistic

in terms of ensuring early movements in the joint, then in fractures of type B3 and C3 the above treatment principles are quite difficult to implement when using traditional technologies of immersion osteosynthesis, and even more so conservative treatment [2, 3].

Early onset of movements in the joint without the threat of secondary displacement is possible only with sufficient fixation of fragments that form the articular surface. However, in multi-fragmentary fractures with damage to the articular surface, the small size of the fragments does not always allow for stable osteosynthesis with standard immersion structures. In such conditions, early movements are contraindicated and, as a rule, there is a need for additional external immobilization, which leads to a deterioration in the functional outcome [4, 5].

In early loading of the limb, torsion loads are the most threatening. The danger lies in the fact that torsion is a combined load that contains components of both compression and bending, which are also directed differently on the opposite surfaces of the loaded object [6]. The influence of all the above-mentioned factors leads to complex deformations of the object. Therefore, torsion loads are the most destructive.

Double fixation with plates is considered the gold standard, however, modern studies using single and

double plates have not established a significant difference between the groups [7].

Along with this, the total proportion of postoperative complications when using double fixation, according to various authors, is about 11.4%. Analysis of postoperative complications indicates that patients who underwent a single surgical approach had a lower complication rate (2.25%) compared to patients who underwent two approaches (33.3%) [8].

**The aim of the study.**

To investigate the stress-strain state of a model of the tibia with a multifragment fracture of the proximal end of the tibia with different options for its osteosynthesis with bone plates under the influence of torsional loading.

**Object and research methods.**

To model the osteosynthesis of the tibia with a multi-fragment fracture of its proximal end, a basic finite element model of the tibia [9] was developed in the laboratory of biomechanics of the Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of National Academy of Medical Sciences of Ukraine, which included the tibia and fibula (fig. 1).

A multi-fragment fracture was modeled at the proximal end of the tibia by dividing it in different planes (fig. 2). The material in the spaces between the fragments was given the properties of an interfragmentary regenerate.

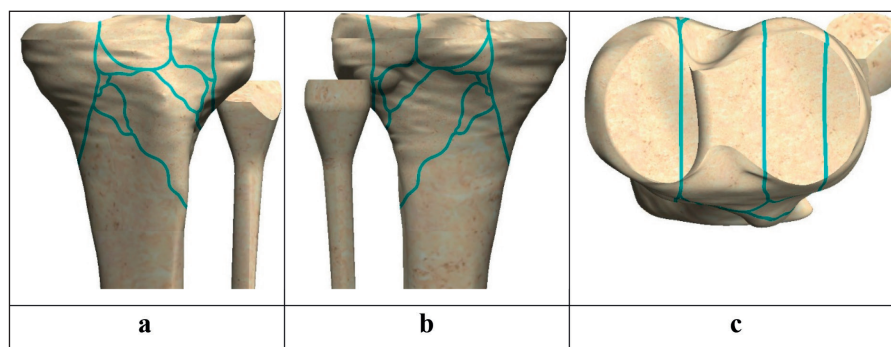


Figure 2 – Model of the tibia with a multi-fragment fracture of the proximal end: a – front view; b – rear view; c – top view.

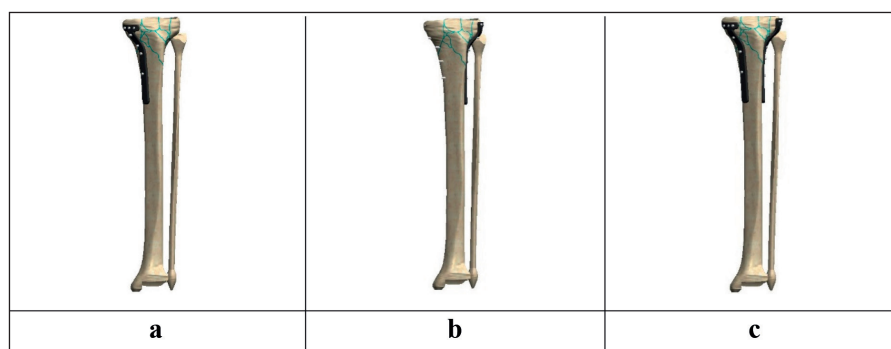


Figure 3 – Variants of osteosynthesis of the proximal end of the tibia with its multi-fragment fracture: a – plate on the medial side; b – plate on the lateral side; c – two plates on both sides.

**Table 1 – Mechanical characteristics of materials used in modeling**

Material	Young’s Modulus (E), MPa	Poisson’s Ratio, n
Cortical bone	18350	0,29
Cancellous bone	330	0,30
Bone regenerate	1,00	0,45
Surgical steel	2,1·10 <sup>5</sup>	0,2



Figure 1 – Basic model of the tibia.

We studied 3 variants of osteosynthesis of the proximal end of the tibia with bone plates: a plate on the medial side, a plate on the lateral side and 2 plates on both sides (fig. 3).

In our study, the material was considered homogeneous and isotropic. A 10-node tetrahedron with quadratic approximation was chosen as a finite element. All materials from which the models were made were assigned appropriate mechanical properties, such as Young’s modulus of elasticity and Poisson’s ratio. The mechanical properties of biological tissues were selected according to the literature [10]. The properties of metal structures were selected according to the technical literature [11]. Data on the mechanical characteristics of the materials used in the modeling are given in table 1.

All models were investigated under the influence of torsional loading. The loading was simulated for patients weighing 70 kg. For this purpose, a torque of 7 Nm was applied to the tibial plateau of the tibia. The distal end of the tibia had a rigid fixation. The loading scheme of the models is shown in fig. 4.

To compare the stress-strain state of the models, the maximum stress values were determined in the proximal and distal fragments of the tibia, in the fracture zone, in the metal structure and in the bone tissue around the fixing screws. The layout of the control points is shown in fig. 5 and table 2.

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

The modeling was performed using the SolidWorks computer-aided design system. The stress-strain state of the models was calculated using the ANSYS software package [13].

Table 2 – Control points

№	Model element
1	Medial condyle
2	Lateral condyle
3	Anterior surface in fracture zone
4	Posterior surface in fracture zone
5	Bone around screws in intercondylar zone
6	Bone around screws in intercondylar zone
7	Bone around screws in diaphysis
8	Bone around screws in diaphysis
9	Bone around screws in interfragmentary spaces
10	Bone around screws in interfragmentary spaces
11	Superior screws (medial)
12	Superior screws (lateral)
13	Screws in diaphysis (medial)
14	Screws in diaphysis (lateral)
15	Medial plate
16	Lateral plate

**Research results and their discussion.**

The first stage of the work was to study the stress-strain state of the model of the tibia with a multi-fracture fracture of the proximal end of the tibia and its osteosynthesis with a bone plate on the medial side. The distribution of stresses in the bone elements of the model is shown in **fig. 6**.

Under the influence of torsional loading in the model of the tibia with a multi-fracture fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with a plate on the medial side, maximum stresses of 14.7 MPa arise on the medial condyle, as well as around the screws in the interfragmentary spaces, where they are determined at 11.5 MPa. In other parts of the tibia, the stress level is determined in the range from 2.8 MPa to 4.9 MPa.

The stress-strain state of the elements of the metal structure is shown in **fig. 7**.

When applying a bone plate from the medial side under the influence of torsional load, the maximum stresses of 279.1 MPa arise precisely in the plate. Among the fixing screws, the screws in the metaphyseal zone take on the greatest loads, which causes high stresses in them up to 155.5 MPa. The stresses on the screws in the diaphyseal part of the tibia are much lower and do not exceed 27.5 MPa.

The next stage of the work was to study the distribution of stresses in the model of the tibia with a multi-fracture fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with a plate from the lateral side. The stress-strain state of the bone elements of the model is shown in **fig. 8**.



Figure 4 – Loading scheme of the models.

The location of the bone plate on the lateral side during osteosynthesis of multi-fragment fractures of the proximal end of the tibia under the influence of compressive load causes maximum stresses of 25.1 MPa in the bone around the screws in the intercondylar zone. As a result, we observe a high level of stresses of 10.8 MPa around these screws and in the interfragmentary spaces. It should be noted the low level of stresses in other control points of the model, where it is determined in the range from 2.2 MPa on the front surfaces to 3.7 MPa on the back.

The distribution of stresses in the elements of the metal structure can be observed in **fig. 9**.

The high level of stress in the bone fragments around the screws in the intercondylar zone is due to the high level of stress of 129.8 MPa on these screws. On the screws located in the diaphysis of the bone, the stress level is determined by the lowest – 55.0 MPa. The bone plate occupies an intermediate position in terms of the stress level of 113.3 MPa.

At the final stage of the work, a variant of osteosynthesis of the proximal end of the tibia was simulated

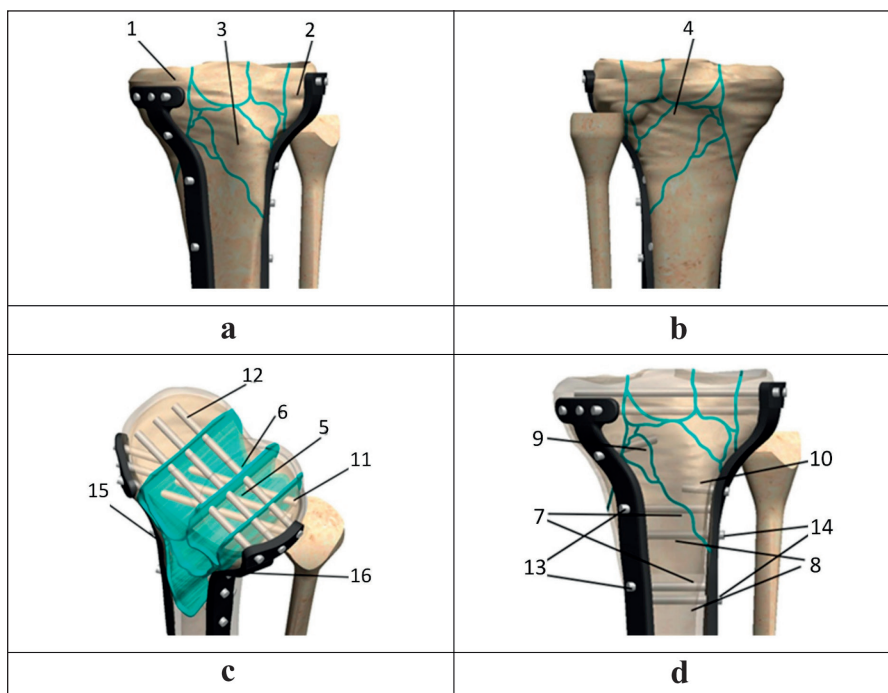


Figure 5 – Layout of the control points:

a – front view; b – back view; c – top view (screws); d – front view (screws).

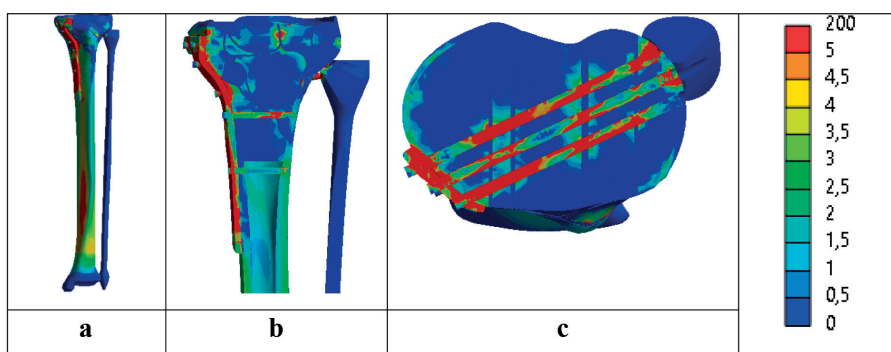


Figure 6 – Distribution of stresses in the bone tissue of the model of the tibia with a multi-fracture fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with a plate on the medial side: a – general view; b – front view (section along the screws in the diaphysis); c – top view (section along the screws in the metaphysis).

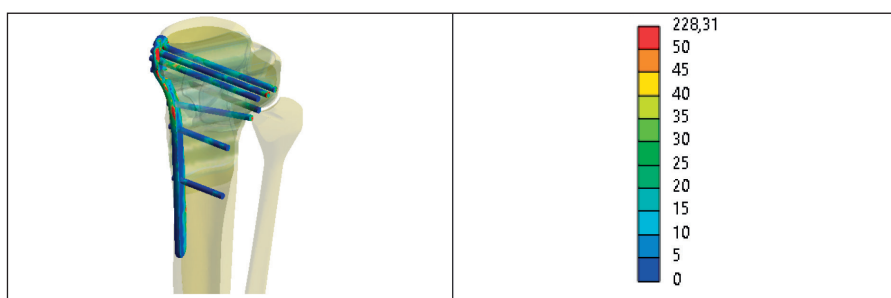


Figure 7 – Stress distribution in the elements of the metal structure of the model of the tibia with a multi-fracture fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with a plate on the medial side.

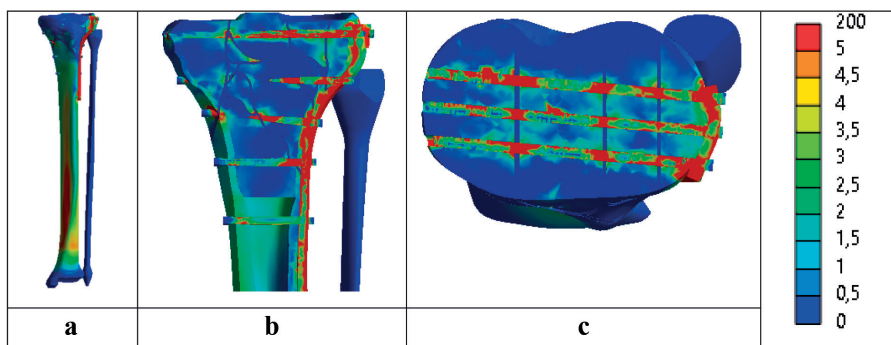


Figure 8 – Distribution of stresses in the bone tissue of the model of the tibia with a multi-fracture fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with a plate on the lateral side: a – general view; b – front view (cross-section along the screws in the diaphysis); c – top view (cross-section along the screws in the metaphysis).

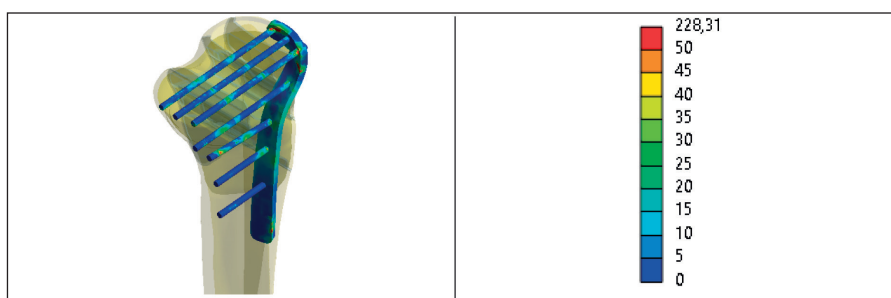


Figure 9 – Stress distribution in the elements of the metal structure of the tibia model with a multi-fracture fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with a plate on the lateral side. in table 3.

with two bone plates located on both sides of it. The stress-strain state of the model is shown in **fig. 10**.

The use of two bone plates leads to a more uniform distribution of stresses in the bone elements of the model. If compared with the variants of unilateral arrangement of bone plates, the stress level at all control points is higher than the lowest indicator but lower than

the highest. The exception is the lateral condyle, the stresses in which are twice as high as in the model with unilateral arrangement of plates, and are determined at 5.0 MPa. The maximum stress of 21.3 MPa is determined on bone fragments in the intercondylar zone around the screws driven from the lateral side. The minimum stress value of 1.0 MPa is recorded in the interfragmentary spaces around the screws inserted from the lateral side.

**Fig. 11** shows the stress-strain state of the elements of the metal structures in the model with osteosynthesis with two plates.

The same trend as in the bone elements of the model is observed in the elements of metal structures. The stresses on the medial plate are determined at the level of 188.2 MPa, which is 1.5 times lower than in the model with its unilateral location, but on the lateral plate the stresses are 1.5 times higher than in the unilateral model and are equal to 186.0 MPa. At the same time, the stresses on the screws in the diaphysis of the tibia practically do not differ from the models with unilateral location of the plates and are determined at the level of 29.2 MPa and 47.7 MPa, respectively, for screws inserted from the medial and lateral sides. The stresses on the screws driven from the medial side in the metaphyseal zone are recorded at 71.4 MPa, which is half the corresponding unilateral model, but on the screws driven from the lateral side, the stresses are determined at 127.5 MPa, which is only 2% lower than the model with a unilateral plate location.

Data on the maximum stress values at all control points of the models are given in **table 3**.

Model of osteosynthesis with two plates allows us to obtain stresses in the bone elements of the model, the level of which at all control points occupies an intermediate position between the maximum and minimum values of stresses at these same points on models with a unilateral arrangement of plates, regardless of which model the maximum or minimum value of the indicator is determined on. It should

be noted that the stresses at the control points determined on the model with two plates slightly exceed the minimum indicators at these points for unilateral models, but differ from the maximum indicators by several times. Regarding models with unilateral plate placement, a medially applied plate provides a lower level of stress in the bone fragments around the screws in the metaphyseal zone, but a plate applied from the lateral side provides a lower level of stress in all other zones of the tibia.

Osteosynthesis with two plates allows for a more uniform distribution of stresses between the elements of the metal structure. When osteosynthesis is performed with a plate on the medial side, the torsional load causes the highest level of stress on all structural elements compared to other models. The lowest level of stress is determined when osteosynthesis is performed with a plate on the lateral side.

The optimal fixation of tibial plateau fractures in AO/ASIF type C fractures remains controversial. The main debate concerns whether a laterally/medially positioned plate with angular stability can provide sufficient rigidity for fragment fixation compared to two-plate osteosynthesis.

Internal fixation with double locking plates is considered to be biomechanically significantly stronger and more stable, but the use of two plates significantly increases trauma and the duration of surgery, resulting in infectious complications (3.3%) and soft tissue necrosis (6.6%) [14, 15].

However, reports on clinical use are quite contradictory. Some authors indicate that in bicondylar plateau fractures without a posteromedial fragment, the lateral locking plate fixation technique shows similar clinical and radiological results as the double locking plate fixation technique [16], while others defend the position that only double fixation is able to reduce secondary loss of reduction and show a better functional result [17].

According to the results of the study, Dehoust J. concluded that double plate fixation provides less subsidence of fragments with double fixation compared to isolated lateral plate fixation, which served as the basis for "concern about the widespread use of isolated lateral fixation plates in bicondylar tibial plateau fractures [18].

However, the direction of anatomical and biomechanical studies in recent years has been changed after the formation of a three-column concept in this area [19].

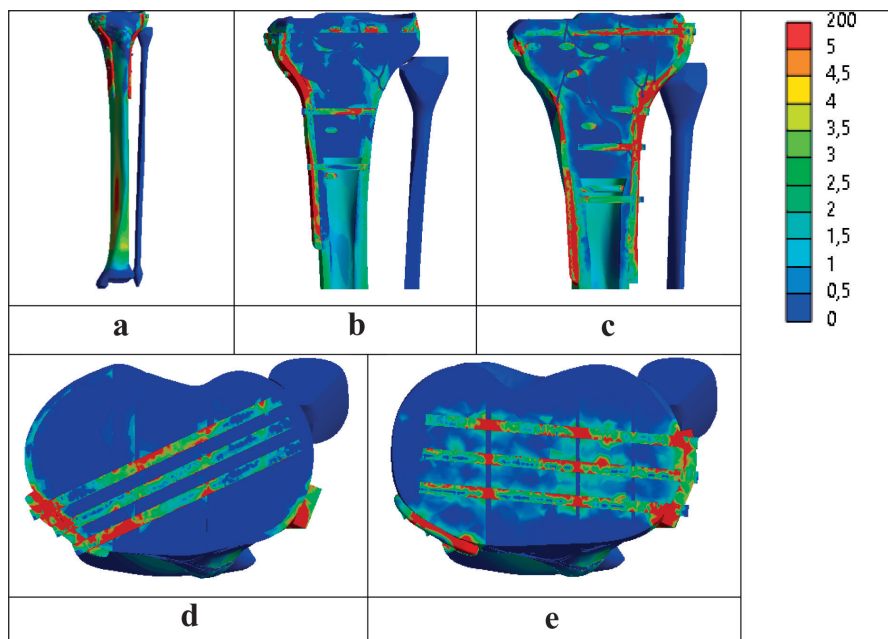


Figure 10 – Distribution of stresses in the bone tissue of the model of the tibia with a multi-fracture fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with two plates: a – general view; b – front view (section along the screws in the diaphysis from the medial side); c – front view (section along the screws in the diaphysis from the lateral side); d – top view (front view along the screws in the metaphysis from the medial side); e – top view (front view along the screws in the metaphysis from the lateral side).

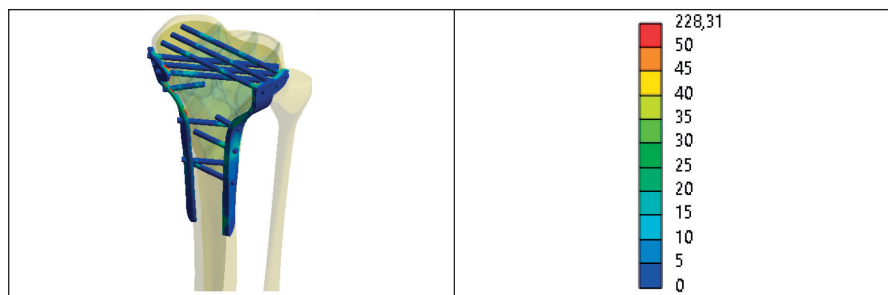


Figure 11 – Stress distribution in the metal elements of the model of the tibia with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia and its osteosynthesis with two plates on both sides.

Table 3 – Data on the stress values in the elements of the model of the tibia with a multi-fracture fracture of the proximal end of the tibia and various options for its osteosynthesis

Control points		Stress, MPa		
№	Model elements	medial plate	lateral plate	2 plates
1	Bone	14,7	2,5	8,9
2		2,8	2,9	5,0
3		4,7	2,2	2,7
4		2,8	3,7	2,1
5		4,9		2,1
6			25,1	21,3
7		3,0		4,5
8			2,5	1,4
9		11,5		2,5
10			10,8	1,0
11	Metal	155,5		71,4
12			129,8	127,5
13		27,5		29,2
14			55,0	47,7
15		279,1		188,2
16			113,3	186,0

This provision justifies experimental studies not only on combinations of damage to these structures, the number of fixing structures, but also, importantly, on the nature and direction of forces that affect the stabilization of fragments.

Guided by modern research directions, our own results have shown that models of the tibia with a multi-fracture fracture of the proximal end of the tibia react ambiguously to the influence of torsional loading with different options for fixation with bone plates, which is a direct consequence of its combined component. Taking into account the fact that torsional loads are directed from front to back on one side, and from the opposite from back to front, the use of two plates for osteosynthesis seems more preferable. It should also be taken into account the fact that torsional loads can act both clockwise and counterclockwise, and from this point of view the advantages of osteosynthesis with two plates are even more convincing. Osteosynthesis with a bone plate on the lateral side according to the criterion of the magnitude of stresses in the elements of the model looks like an acceptable alternative to two plates, but when choosing this option of fixation, additional fac-

tors should be taken into account, such as the nature of the fracture, the number of fragments, their size, etc.

### Conclusions.

Under the influence of torsional load, the plate applied to the lateral side ensures a minimum level of stress both in the bone elements of the model and in the elements of the metal structure. Maximum stresses are determined during osteosynthesis with a plate on the medial side. The model of osteosynthesis with two plates allows obtaining stresses in the bone elements of the model, the level of which at all control points occupies an intermediate position between the maximum and minimum stress values at these same points on models with unilateral plate placement. Thus, from the point of view of counteracting torsional loads, osteosynthesis with two plates is more effective. Osteosynthesis with a plate on the lateral side may be the method of choice, taking into account additional factors.

### Prospects for further research.

Work is planned to study the stress-strain state of models of osteosynthesis options for the tibia with a multi-fragment fracture under the influence of bending loads in the frontal and sagittal planes.

DOI 10.29254/2077-4214-2025-3-178-337-349

УДК 616.718.5-0001.5.-089.2-007.2:613.25]:00.942](045)

*Бур'янов О. А., Кваша В. П., Гліба Г. Г., Карпінський М. Ю., Яресько О. В.*

### АНАЛІЗ РОЗПОДІЛУ НАПРУЖЕНЬ ПІД ВПЛИВОМ НАВАНТАЖЕННЯ НА КРУЧЕННЯ В МОДЕЛІ ГОМІЛКИ З БАГАТОУЛАМКОВИМ ПЕРЕЛОМОМ ПРОКСИМАЛЬНОГО КІНЦЯ ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ ПРИ РІЗНИХ ВАРИАНТИ ОСТЕОСИНТЕЗУ

*Національний медичний університет імені О.О. Богомольця (м. Київ, Україна)*

*ІДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України»*

*(м. Харків, Україна)*

[vlkvash@ukr.net](mailto:vlkvash@ukr.net)

*При багатоуламкових внутрішньосуглобових переломах гомілки з пошкодженням суглобової поверхні, невеликий розмір фрагментів не завжди дозволяє виконати стабільний остеосинтез стандартними занурюючими конструкціями. Мета – дослідити напружено-деформований стан моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки при різних варіантах її остеосинтезу накістковими пластинами під впливом навантаження на кручення. Розроблена скінчено-елементна модель гомілки. На проксимальному кінці великогомілкової кістки моделювали багатоуламковий перелом. Вивчали 3 варіанти остеосинтезу проксимального кінця великогомілкової кістки накістковими пластинами: пластина з медіального боку, пластина з латерального боку та 2 платини з обох боків. Моделі досліджували під впливом навантаження на кручення.*

*Рівень напружень в кісткових елементах моделі остеосинтезу двома пластинами незначно перевищують мінімальні показники для однобічних моделей, але від максимальних показників відрізняється в рази. Медіально накладена пластина забезпечує нижчий рівень напружень в кісткових фрагментах навколо гвинтів в метафізарній зоні. Пластина, накладена з латерального боку забезпечує нижчий рівень напружень на всіх інших зонах великогомілкової кістки. Остеосинтез двома пластинами забезпечує рівномірний розподіл напружень між елементами металевої конструкції. При остеосинтезі пластиною з медіального боку крутяче навантаження викликає максимальні напруження на всіх елементах конструкції. Найнижчий рівень напружень визначається при остеосинтезі пластиною з латерального боку.*

*Під впливом навантаження на кручення пластина накладена з латерального боку забезпечує мінімальний рівень напружень як в кісткових елементах моделі, так і в елементах металевої конструкції. Максимальні напруження визначаються при остеосинтезі пластиною з медіального боку. Модель остеосинтезу двома пластинами дозволяє отримати напруження в кісткових елементах моделі, рівень яких во всіх контрольних точках займає проміжне положення між максимальним та мінімальним значення напружень в цих самих точках на моделях з однобічним розташуванням пластин.*

**Ключові слова:** *великогомілкова кістка, багатоуламковий перелом, остеосинтез, математичне моделювання.*

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

Робота виконана в рамках НДР «Розробити та впровадити технології заміщення кісткових дефектів у постраждалих з бойовою травмою кінцівок», номер державної реєстрації 0123u101089.

### Вступ.

Переломи проксимального епіметафізу великогомілкової кістки (ПЕВГК) становлять від 8,9% до 11% по відношенню до переломів кісток гомілки та до 87% серед переломів колінного суглоба. У даній групі, переломи латерального виростка зустрічаються від 52% до 80% випадків, медіального – до 7%, а багато уламкові переломи у 41% пацієнтів. Частка даних переломів різко зростає з віком пацієнтів – 1% від усіх видів переломів у молодих і 8% у людей похилого віку [1].

Проблема лікування внутрішньосуглобових переломів великих суглобів, незважаючи на певні позитивні тенденції, до теперішнього часу зберігає свою актуальність по відношенню до анатомо-функціональних результатів. Враховуючи обґрунтовані принципи класичної травматології та ортопедії, які передбачають забезпечення анатомічної репозиції, ранню функцію і навантаження, труднощі полягають в досягненні стабільної фіксації відламків з одночасним забезпеченням ранньої функції. Якщо при переломах ПЕВГК типу А, В1, С1, ряду переломів В2 і С2 за класифікацією АО стабільний остеосинтез кісткових фрагментів є досить реальним в плані забезпечення ранніх рухів в суглобі, то при переломах типу В3 і С3 вказані вище принципи лікування досить важко реалізувати при застосуванні традиційних технологій занурюючого остеосинтезу, а тим більше консервативного лікування [2, 3].

Ранній початок рухів в суглобі без загрози отримати вторинне зміщення можливе тільки при достатній фіксації фрагментів, які утворюють суглобову поверхню. Однак, при багато уламкових переломах з пошкодженням суглобової поверхні, невеликий розмір фрагментів не завжди дозволяє виконати стабільний остеосинтез стандартними занурюючими конструкціями. В таких умовах ранні рухи протипоказані і, як правило, виникає потреба в додатковій зовнішній іммобілізації, що призводить до погіршення функціонального результату [4, 5].

При ранньому навантаженні кінцівки найбільш загрозливими є навантаження на кручення. Небезпека полягає в тому, що кручення є комбінованим навантаженням, яке містить складові і стиску, і згину, які до того ж різноспрямовані на протилежних поверхнях навантаженого об'єкта [6]. Вплив всіх вищезгаданих факторів призводить до складних деформацій об'єкта. Тому саме навантаження на кручення є найбільш руйнівними.

Подвійна фіксація пластинами вважається золотим стандартом, однак сучасні дослідження з використанням одно- та подвійних пластин не встановили істотної різниці між групами [7].

Поряд з цим, загальна частка післяопераційних

ускладнень при застосуванні подвійної фіксації, за даними різних авторів, складає близько 11,4%. Аналіз післяопераційних ускладнень вказує, що пацієнти, яким застосовували один хірургічний доступ, мали нижчий рівень ускладнень (2,25%) порівняно з двома доступами (33,3%) [8].

### Мета дослідження.

Дослідити напружено-деформований стан моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки при різних варіантах її остеосинтезу накістковими пластинами під впливом навантаження на кручення.

### Об'єкт і методи дослідження.

Для моделювання остеосинтезу великогомілкової



Рисунок 1 – Базова модель гомілки.

кістки із багатоуламковим переломом її проксимального кінця в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» була розроблена базова скінчено-елементна модель гомілки [9], яка містила великогомілкову та малогомілкову кістки (рис. 1).

На проксимальному кінці великогомілкової кістки моделювали багатоуламковий перелом шляхом його розділення в різних площинах (рис. 2). Матеріалу в проміжках між фрагментами надавали властивості міжуламкового регенерату.

Вивчали 3 варіанти остеосинтезу проксимального кінця великогомілкової кістки накістковими пластинами: пластина з медіального боку, пластина з латерального боку та 2 платини з обох боків (рис. 3).

В нашому дослідженні матеріал рахували однорідним та ізотропним. В якості скінченого елемента був обраний 10 вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Всім матеріалам, з яких склалися моделі, задавали відповідні механічні властивості

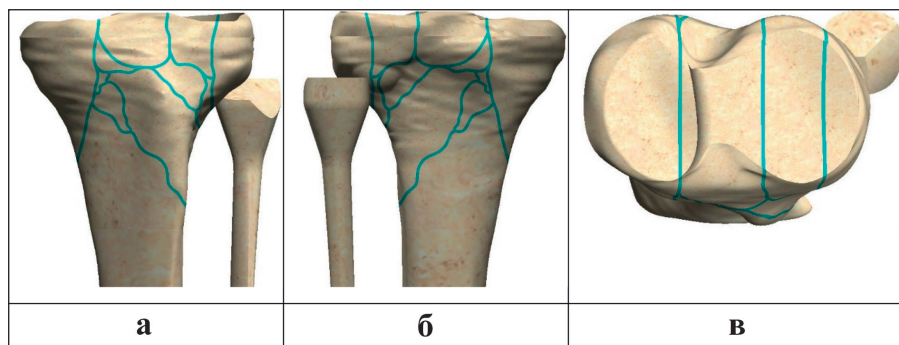


Рисунок 2 – Модель великогомілкової кістки з багатоуламковим переломом проксимального кінця: а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид зверху.

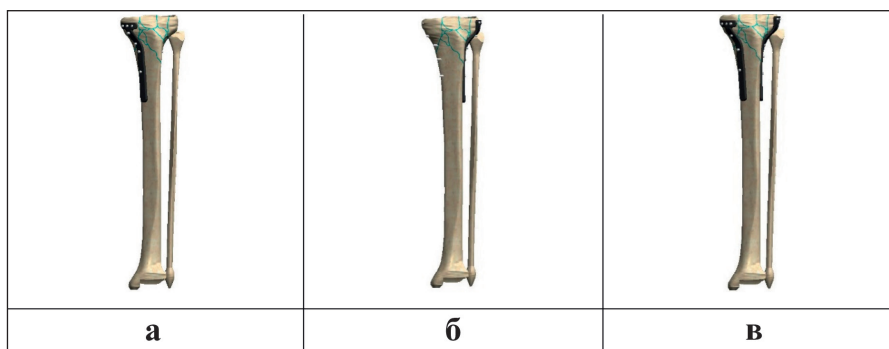


Рисунок 3 – Варіанти остеосинтезу проксимального кінця великогомілкової кістки з його багатоуламковим переломом: а – пластина з медіального боку; б – пластина з латерального боку; в – дві пластини з обох боків.

Таблиця 1 – Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, $\nu$
Кортикальна кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Хірургічна сталь	$2,1 \cdot 10^5$	0,2



Рисунок 4 – Схема навантаження моделей.

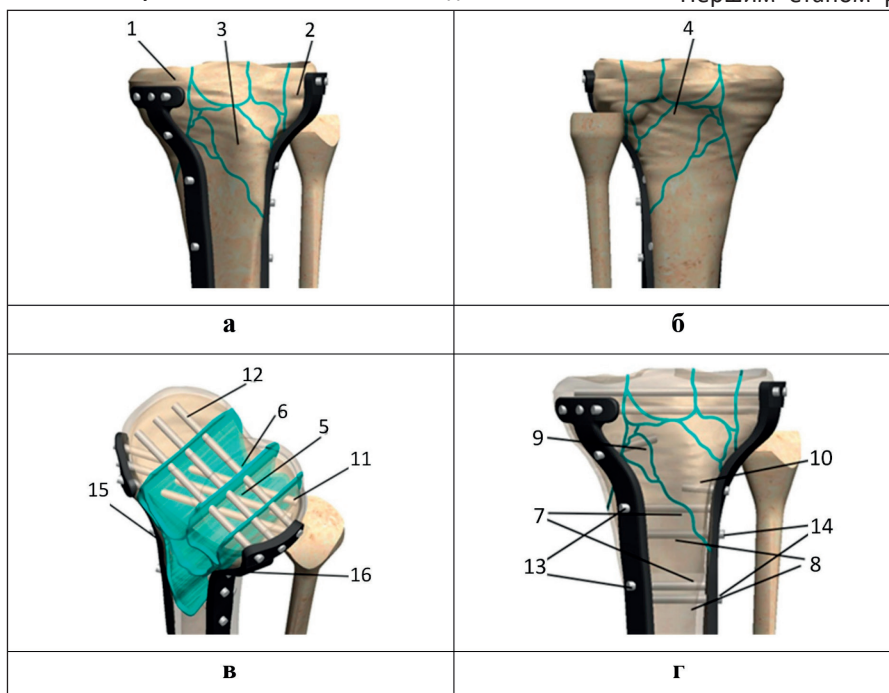


Рисунок 5 – Схема розташування контрольних точок: а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид зверху (гвинти); г – вид спереду (гвинти).

такі, як модуль пружності Юнга та коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин обирали за даними літератури [10]. Властивості металевих конструкцій обирали за даними технічної літератури [11]. Дані про механічні характеристики матеріалів, використаних при моделюванні наведені в табл. 1.

Всі моделі досліджували під впливом навантаження на кручення. Навантаження

моделювали для пацієнтів вагою 70 кг. Для цього до тібіального плато великогомілкової кістки приклали крутний момент величиною 7 Нм. Дистальний кінець великогомілкової кістки мав жорстке закріплення. Схема навантаження моделей наведена на рис. 4.

Для порівняння напружено-деформованого стану моделей визначали максимальні величини напружень в проксимальному та дистальному фрагментах великогомілкової кістки, в зоні перелому, в металевій конструкції та в кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів. Схема розташування контрольних точок наведена на рисунку 5 та в таблиці 2.

Дослідження моделей виконували за допомогою методу кінцевих елементів. В якості критерію оцінки напружено-деформованого стану моделей використовували напруження за Мізесом [12].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу ANSYS [13].

**Результати дослідження та їх обговорення.**

Першим етапом роботи вивчали напружено-деформований стан моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки та її остеосинтезом накістковою пластиною з медіального боку. Розподіл напружень в кісткових елементах моделі наведено на рис. 6.

Під впливом навантаження на кручення в моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з медіального боку максимальні напруження величиною 14,7 МПа виникають на посередньому виростку, а також навколо гвинтів в міжуламкових проміжках, де вони визначаються на позначці 11,5 МПа. На інших ділянках великогомілкової

кістки рівень напружень визначається в межах від 2,8 МПа до 4,9 МПа.

Напружено-деформований стан елементів металевої конструкції наведено на **рис. 7**.

При накладанні накісткової пластини з медіального боку під впливом навантаження на кручення максимальні напруження 279,1 МПа виникають саме в пластині. Серед фіксуючих гвинтів найбільші навантаження сприймають на себе гвинти в метафізарній зоні, що викликає в них високі напруження до 155,5 МПа. Напруження на гвинтах в діафізарній частині великогомілкової кістки значно нижчі і не перевищують позначки 27,5 МПа.

Наступним етапом роботи вивчали розподіл напружень в моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з латерального боку. Напружено-деформований стан кісткових елементів моделі відображений на **рис. 8**.

Розташування накісткової пластини з латерального боку при остеосинтезі багатоуламкових переломів проксимального кінця великогомілкової кістки під впливом стискаючого навантаження викликає максимальні напруження величиною 25,1 МПа в кісткових навколо гвинтів в міжвиростковій зоні. Як наслідок, спостерігаємо високий рівень напружень 10,8 МПа навколо цих гвинтів і в міжуламкових проміжках. Слід відмітити низький рівень напружень в інших контрольних точках моделі, де він визначається в межах від 2,2 МПа на передні поверхні до 3,7 МПа на задній.

Розподіл напружень в елементах металевої конструкції можна спостерігати на **рис. 9**.

Високий рівень напружень в кісткових фрагментах навколо гвинтів в міжвиростковій зоні обумовлений високим рівнем напружень 129,8 МПа саме на цих гвинтах. На гвинтах, розташованих в діафізі кістки, рівень напружень визначається найнижчим – 55,0 МПа. Накісткова пластина за рівнем напружень 113,3 МПа займає проміжну позицію.

На заключному етапі роботи моделювали варіант остеосинтезу проксимального кінця великогомілкової кістки двома накістковими пластинами, розташованими

Таблиця 2 – Контрольні точки

№	Елемент моделі
1	Присередній виросток
2	Бічний виросток
3	Передня поверхня в зоні перелому
4	Задня поверхня в зоні перелому
5	Кістка навколо гвинтів в міжвиростковій зоні
6	Кістка навколо гвинтів в міжвиростковій зоні
7	Кістка навколо гвинтів в діафізі
8	Кістка навколо гвинтів в діафізі
9	Кістка навколо гвинтів в міжуламкових проміжках
10	Кістка навколо гвинтів в міжуламкових проміжках
11	Гвинти верхні (медіальні)
12	Гвинти верхні (латеральні)
13	Гвинти в діафізі (медіальні)
14	Гвинти в діафізі (латеральні)
15	Пластина медіальна
16	Пластина латеральна

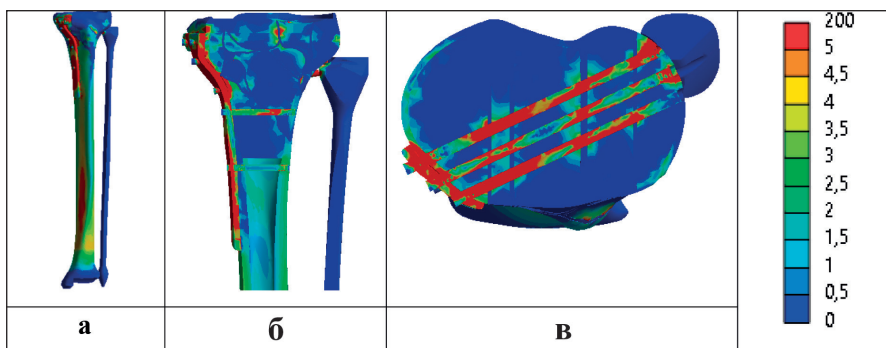


Рисунок 6 – Розподіл напружень в кістковій тканині моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з медіального боку: а – загальний вид; б – вид спереду (перетин по гвинтам в діафізі); в – вид зверху (перетин по гвинтам в метафізі).

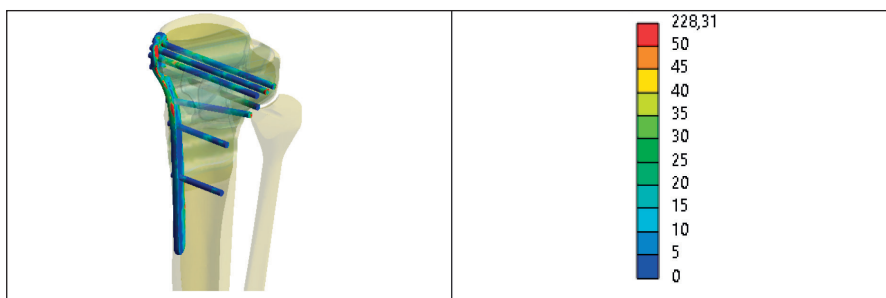


Рисунок 7 – Розподіл напружень в елементах металевої конструкції моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з медіального боку.

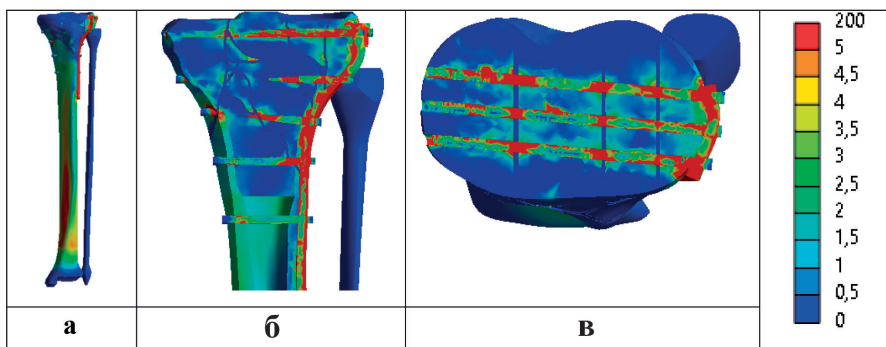


Рисунок 8 – Розподіл напружень в кістковій тканині моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з латерального боку: а – загальний вид; б – вид спереду (перетин по гвинтам в діафізі); в – вид зверху (перетин по гвинтам в метафізі).

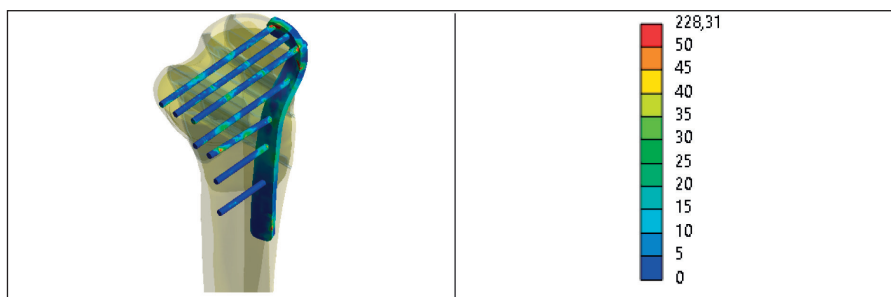


Рисунок 9 – Розподіл напружень в елементах металевої конструкції моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з латерального боку.

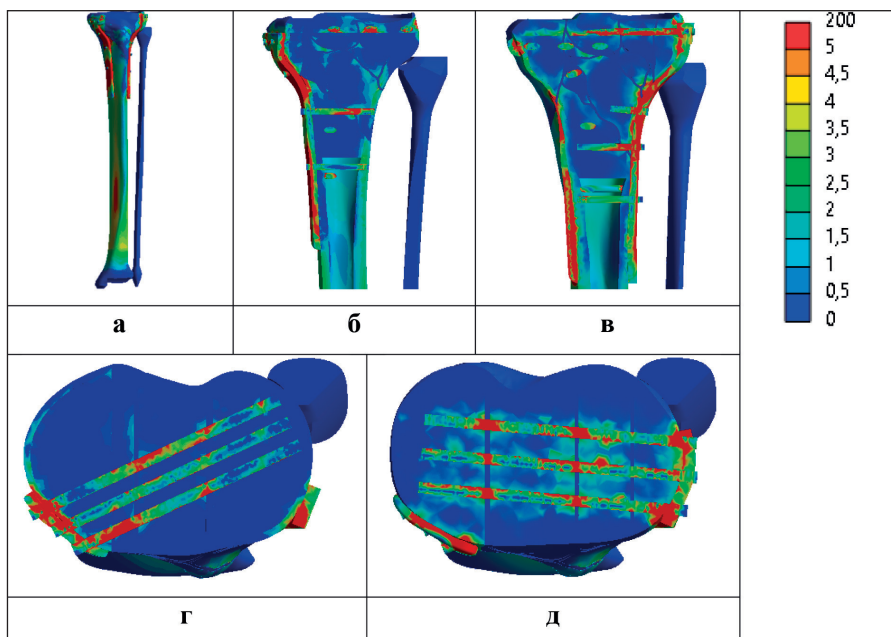


Рисунок 10 – Розподіл напружень в кістковій тканині моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом двома пластинами: а – загальний вид; б – вид спереду (перетин по гвинтам в діяфізі з медіального боку); в – вид спереду (перетин по гвинтам в діяфізі з латерального боку); г – вид зверху (вид спереду по гвинтам в метафізі з медіального боку); д – вид зверху (вид спереду по гвинтам в метафізі з латерального боку).

з обох її боків. Напружено-деформований стан моделі наведено на **рис. 10**.

Використання двох накісткових пластин веде до більш рівномірного розподілу напружень в кісткових елементах моделі. Якщо порівнювати з варіантами однобічного розташування накісткових пластин, то рівень напружень во всіх контрольних точках вищий за найнижчий показник але нижче за найвищий. Виняток складає бічний виросток, напруження в якому вдвічі вищі за моделі з однобічним розташуванням пластин, і визначаються на позначці 5,0 МПа. Макси-



Рисунок 11 – Розподіл напружень в металевих елементах моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки та її остеосинтезом двома пластинами з обох боків.

мум напружень 21,3 МПа визначається на кісткових фрагментах в міжвиростковій зоні навколо гвинтів проведених з латерального боку. Мінімальне значення напружень 1,0 МПа зафіксоване в міжуламкових проміжках навколо гвинтів, проведених з латерального боку.

На **рис. 11** наведено напружено-деформований стан елементів металевих конструкцій в моделі з остеосинтезом двома пластинами.

Таж сама тенденція, що і в кісткових елементах моделі спостерігається і в елементах металевих конструкцій. Напруження на медіальній пластині визначаються на рівні 188,2 МПа, що в 1.5 рази нижче за модель з її однобічним розташуванням, але на латеральній пластині напруження в 1.5 рази вищі за однобічну модель і дорівнюють 186,0 МПа. При цьому напруження на гвинтах в діяфізі великогомілкової кістки практично не відрізняються від моделей з однобічним розташуванням пластин і визначаються на рівні 29,2 МПа та 47,7 МПа, відповідно для гвинтів, проведених з медіального та латерального боків. Напруження на гвинтах проведених з медіального боку в метафізарній зоні зафіксовані на рівні 71,4 МПа, що вдвічі нижче за відповідну однобічну модель, але на гвинтах проведених з латерального боку напруження визначаються на позначці 127,5 МПа, що тільки на 2% нижче за модель з однобічним розташуванням пластини.

Дані про максимальні величини напружень во всіх контрольних точках моделей наведені в **табл. 3**.

Модель остеосинтезу двома пластинами дозволяє отримати напруження в кісткових елементах моделі, рівень яких во всіх контрольних точках займає проміжне положення між максимальним та мінімальним значення напружень в цих самих точках на моделях з однобічним розташуванням пластин, незалежно від того на якій моделі визначено максимальне або мінімальне значення показника. Слід відмітити, що напруження в контрольних точках, визначені на моделі з двома пластинами незначно перевищують мінімальні показники в цих точках для

однобічних моделей, але від максимальних показників відрізняються в рази. Стосовно моделей з однобічним розташуванням пластин, медіально накладена пластина забезпечує нижчий рівень напружень в кісткових фрагментах навколо гвинтів в метафізарній зоні, але пластина, накладена з латерального боку забезпечує нижчий рівень напружень на всіх інших зонах великогомілкової кістки.

Остеосинтез двома пластинами дозволяє забезпечити більш рівномірний розподіл напружень між елементами металевої конструкції. При остеосинтезі пластиною з медіального боку крутяче навантаження викликає максимальні за рівнем напруження на всіх елементах конструкції в порівнянні з іншими моделями. Найнижчий рівень напружень визначається при остеосинтезі пластиною з латерального боку.

Питання оптимальної фіксації при переломах плато великогомілкової кістки при переломах типу C за AO/ASIF залишається суперечливим. Основна дискусія стосується положення: чи спроможна латерально/медіально розташована пластина з кутовою стабільністю забезпечити достатню жорсткість фіксації відламків в порівнянні з остеосинтезом двома пластинами.

Внутрішня фіксація за допомогою подвійних блокуючи пластин вважається біомеханічно суттєво міцнішою та стабільнішою, однак застосування двох пластин суттєво підвищує траматизацію та термін проведення оперативного втручання, наслідком якого є інфекційні ускладнення (3,3%) та некроз м'яких тканин (6,6%) [14, 15].

Однак, повідомлення щодо клінічного застосування є доволі протилежними. Одні автори вказують, що при біконділярних переломах плато без задньомедіального фрагмента техніка латеральної блокувальної фіксації пластиною показує подібні клінічні та радіологічні результати, як і техніка подвійної блокувальної фіксації пластиною [16], інші відстоюють позицію, що лише подвійна фіксація спроможна зменшити вторинну втрату репозиції та показати кращий функціональний результат [17].

За результатами дослідження, Dehoust J. Зробив висновок, що фіксація подвійними пластинами забезпечує менше просідання відламків при подвійній фіксації в порівнянні з ізольованою фіксацією латеральними пластинами, що слугувало підставою для «занепокоєння щодо широкого використання ізольованих латеральних фіксуючих пластин при біконділярних переломах плато великогомілкової кістки [18].

Однак, напрямок анатомо-біомеханічних досліджень останніх років, був змінений після формування трьох колонної концепції даної ділянки [19].

Дане положення обґрунтовує експериментальні дослідження не тільки за комбінаціями пошкодження цих структур, кількості фіксуючих конструкцій, а що важливо за характером та напрямком сил, які впливають на стабілізацію відламків.

Керуючись сучасними напрямками досліджень, власні результати показали, що моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки неоднозначно реагують на вплив крутного навантаження при різних варіантах фіксації накістковими пластинами, що є прямим наслідком його комбінованої складової. З урахуванням

**Table 3 – Data on the stress values in the elements of the model of the tibia with a multi-fracture fracture of the proximal end of the tibia and various options for its osteosynthesis**

Контрольні точки		Напруження, МПа		
№	Елементи моделі	медіальна пластина	латеральна пластина	2 пластини
1	Кісткові	14,7	2,5	8,9
2		2,8	2,9	5,0
3		4,7	2,2	2,7
4		2,8	3,7	2,1
5		4,9		2,1
6			25,1	21,3
7		3,0		4,5
8			2,5	1,4
9		11,5		2,5
10			10,8	1,0
11	Металеві	155,5		71,4
12			129,8	127,5
13		27,5		29,2
14			55,0	47,7
15		279,1		188,2
16			113,3	186,0

того, що крутні навантаження мають спрямованість з одного боку спереду назад, а з протилежного ззаду вперед, використання двох пластин для остеосинтезу виглядає більш переважним. Слід враховувати і той факт, що крутні навантаження можуть діяти, як за стрілкою годинника, так і проти неї, і з цієї точки зору переваги остеосинтезу двома пластинами є ще більш переконливими. Остеосинтез накістковою пластиною з латерального боку за критерієм величин напружень в елементах моделі виглядає прийнятною альтернативою двом пластинам, але при обранні даного варіанту фіксації слід враховувати додаткові фактори, такі як характер перелому, кількість фрагментів, їх розмір та ін.

**Висновки.**

Під впливом навантаження на кручення пластина накладена з латерального боку забезпечує мінімальний рівень напружень як в кісткових елементах моделі, так і в елементах металевої конструкції. Максимальні напруження визначаються при остеосинтезі пластиною з медіального боку. Модель остеосинтезу двома пластинами дозволяє отримати напруження в кісткових елементах моделі, рівень яких во всіх контрольних точках займає проміжне положення між максимальним та мінімальним значення напружень в цих самих точках на моделях з однобічним розташуванням пластин. Таким чином, з точки зору протидії крутним навантаженням, більш ефективним є остеосинтез двома пластинами. Остеосинтез пластиною з латерального боку може бути методом вибору з урахуванням додаткових факторів.

**Перспектива подальших досліджень.**

Плануються роботи з дослідження напружено-деформованого стану моделей варіантів остеосинтезу великогомілкової кістки з багатоуламковим переломом під впливом навантажень на згин у фронтальній та сагітальній площинах.

## References / Література

- Bormann M, Neidlein C, Gassner C, Keppler A, Bogner-Flatz V, Ehrnthaller C, et al. Changing patterns in the epidemiology of tibial plateau fractures: a 10-year review at a level-I trauma center. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2023;49(1):401-409. DOI: [10.1007/s00068-022-02076-w](https://doi.org/10.1007/s00068-022-02076-w).
- Malik S, Herron T, Mabrouk A, Rosenberg N. *Tibial Plateau Fractures*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470593>.
- Schatzker J, Kfuri M. Revisiting the management of tibial plateau fractures. *Injury.* 2022;53(6):2207-2218. DOI: [10.1016/j.injury.2022.04.006](https://doi.org/10.1016/j.injury.2022.04.006).
- Khan K, Mushtaq M, Rashid M, Rather AA, Qureshi OAA. Management of tibial plateau fractures: a fresh review. *Acta orthopaedica Belgica.* 2023;89:265-273. DOI: [10.52628/89.2.11508](https://doi.org/10.52628/89.2.11508).
- Millar SC, Fraysse F, Arnold JB, Thewils D, Solomon LB. 3D modelling of tibial plateau fractures: Variability in fracture location and characteristics across Schatzker fracture types. *Injury.* 2021;52(8):2415-2424. DOI: [10.1016/j.injury.2021.01.019](https://doi.org/10.1016/j.injury.2021.01.019).
- Pysarenko HS, Kvitka OL, Umansky ES. *Opir materialiv*. Kyiv: Vyscha shkola; 2004. 655 s. [in Ukrainian].
- Mónico JL, Andrade R, Matos P. Tibial plateau fractures osteosynthesis - a case series of 88 patients evaluating surgical approaches, results and complications. *Annals of Joint.* 2021;6:26. DOI: [10.21037/aoj-20-95](https://doi.org/10.21037/aoj-20-95).
- Gahr P, Mittlmeier T, Grau A, Herlyn P, Rahn A, Fischer D. Functional assessment and outcome following surgical treatment of displaced tibial plateau fractures: a retrospective analysis. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2023;49(6):2373-2379. DOI: [10.1007/s00068-023-02401-x](https://doi.org/10.1007/s00068-023-02401-x).
- Stroyev MYu, Berezka MI, Hryhoruk VV, Karpinsky MYu, Yaresko OV. Efektyvnist protydyiyi navantazhenniam na kruchennya riznykh variantiv osteosyntezy vidlamkiv homilky pry yiyi perelomi v verkhniy tretyni diafizy (za danymy matematychnoho modelyuvannya). *Ortopedyya, travmatolohyya y protezyrovanye.* 2022;3-4:45-51. DOI: [10.15674/0030-598720223-445-51](https://doi.org/10.15674/0030-598720223-445-51). [in Ukrainian].
- Stroyev MYU, Berezka MI, Vlasenko DV, Bitchuk MD, Karpinsky MYU, Yaresko OV. Analiz napruzhenno-deformovanoho stanu modeli velykohomilkovoyi kistky pry yiyi perelomi v verkhniy tretyni z riznymy variantamy osteosyntezy v umovakh zrostayuchoho z hynalnoho navantazhennya. *Trauma.* 2023;24(3):28-37. DOI: [10.22141/1608-1706.3.24.2023.952](https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.24.2023.952). [in Ukrainian].
- Gere JM, Timoshenko SP. *Mechanics of Material*. Boston: PWS Press; 1997. 912 s.
- Rao SS. *The Finite Element Method in Engineering*. Oxford: Butterworth-Heinemann; 2017. 782 s.
- Kurowski PM. *Engineering Analysis with COSMOSWorks 2007*. Albuquerque: SDC Publications; 2007. 263 s.
- Chang H, Zhu Y, Zheng Z, Chen W, Zhao S, Zhang Y, et al. Meta-analysis shows that highly comminuted bicondylar tibial plateau fractures treated by single lateral locking plate give similar outcomes as dual plate fixation. *Int Orthop.* 2016;40(10):2129-2141. DOI: [10.1007/s00264-016-3157-8](https://doi.org/10.1007/s00264-016-3157-8).
- Yan B, Huang X, Xu Y, Zou C. A Novel Locking Buttress Plate Designed for Simultaneous Medial and Posterolateral Tibial Plateau Fractures: Concept and Comparative Finite Element Analysis. *Orthop Surg.* 2023;15(4):1104-1116. DOI: [10.1111/os.13660](https://doi.org/10.1111/os.13660).
- Citak C, Kayali C, Ozan F, Altay T, Karahan HG, Yamak K. Lateral Locked Plating or Dual Plating: A Comparison of Two Methods in Simple Bicondylar Tibial Plateau Fractures. *Clin Orthop Surg.* 2019;11(2):151-158. DOI: [10.4055/cios.2019.11.2.151](https://doi.org/10.4055/cios.2019.11.2.151).
- Wang Z, Wang Y, Tian S, Tan Z, Deng X, Zhao K, et al. Dual plating or dual plating combined with compression bolts for bicondylar tibial plateau fractures: a retrospective comparative study. *Sci Rep.* 2021;11:7768. DOI: [10.1038/s41598-021-87510-6](https://doi.org/10.1038/s41598-021-87510-6).
- Dehoust J, Münch M, Seide K, Barth T, Frosch KH. Biomechanical aspects of the posteromedial split in bicondylar tibial plateau fractures- a finite-element investigation. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2020;46:1257-1266. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00068-020-01538-3>.
- Tseng HP, Bartels H, Noppe N, Vancleef S, Herteleer M, Hoekstra H. 3D-validation of a simple tool to measure tibiofemoral axial rotation in tibial plateau fractures. *Eur Radiol.* 2023;33(12):8627-8636. DOI: [10.1007/s00330-023-09947-9](https://doi.org/10.1007/s00330-023-09947-9).

### АНАЛІЗ РОЗПОДІЛУ НАПРУЖЕНЬ ПІД ВПЛИВОМ НАВАНТАЖЕННЯ НА КРУЧЕННЯ В МОДЕЛІ ГОМІЛКИ З БАГАТОУЛАМКОВИМ ПЕРЕЛОМОМ ПРОКСИМАЛЬНОГО КІНЦЯ ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ ПРИ РІЗНИХ ВАРІАНТИ ОСТЕОСИНТЕЗУ

Бур'янов О. А., Кваша В. П., Гліба Г. Г., Карпінський М. Ю., Яресько О. В.

**Резюме.** Проблема лікування внутрішньосуглобових переломів великих суглобів зберігає свою актуальність по відношенню до анатомо-функціональних результатів. Труднощі полягають в досягненні стабільної фіксації відламків з одночасним забезпеченням ранньої функції. При багато уламкових переломах з пошкодженням суглобової поверхні, невеликий розмір фрагментів не завжди дозволяє виконати стабільний остеосинтез стандартними занурюючими конструкціями.

**Мета.** Дослідити напружено-деформований стан моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки при різних варіантах її остеосинтезу накістковими пластинами під впливом навантаження на кручення.

**Об'єкт і методи дослідження.** Розроблена базова скінчено-елементна модель гомілки, яка містила великогомілкову та малогомілкову кістки. На проксимальному кінці великогомілкової кістки моделювали багатоуламковий перелом шляхом його розділення в різних площинах. Вивчали 3 варіанти остеосинтезу проксимального кінця великогомілкової кістки накістковими пластинами: пластина з медіального боку, пластина з латерального боку та 2 платини з обох боків. Моделі досліджували під впливом навантаження на кручення.

**Результати.** Модель остеосинтезу двома пластинами дозволяє отримати напруження в кісткових елементах моделі, рівень яких незначно перевищують мінімальні показники в цих точках для однобічних моделей, але від максимальних показників відрізняються в рази. Стосовно моделей з однобічним розташуванням пластин, медіально накладена пластина забезпечує нижчий рівень напружень в кісткових фрагментах навколо гвинтів в метафізарній зоні, але пластина, накладена з латерального боку забезпечує нижчий рівень напружень на всіх інших зонах великогомілкової кістки.

Остеосинтез двома пластинами дозволяє забезпечити більш рівномірний розподіл напружень між елементами металевої конструкції. При остеосинтезі пластиною з медіального боку крутяче навантаження викликає максимальні за рівнем напруження на всіх елементах конструкції в порівнянні з іншими моделями. Найнижчий рівень напружень визначається при остеосинтезі пластиною з латерального боку.

**Висновки.** Під впливом навантаження на кручення пластина накладена з латерального боку забезпечує мінімальний рівень напружень як в кісткових елементах моделі, так і в елементах металевої конструкції. Максимальні напруження визначаються при остеосинтезі пластиною з медіального боку. Модель остеосинтезу двома пластинами дозволяє отримати напруження в кісткових елементах моделі, рівень яких во всіх контрольних точках займає проміжне положення між максимальним та мінімальним значення напружень в цих самих точках на моделях з однобічним розташуванням пластин.

**Ключові слова:** великогомілкова кістка, багатоуламковий перелом, остеосинтез, математичне моделювання.

### ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION UNDER THE INFLUENCE OF TORSIONAL LOADING IN A MODEL OF A LOWER LEG WITH A MULTI-FRAGMENT FRACTURE OF THE PROXIMAL END OF THE TIBIA WITH DIFFERENT OSTEOSYNTHESIS OPTIONS

**Buryanov O. A., Kvasha V. P., Gliba G. G., Karpinsky M. Yu., Yaresko O. V.**

**Abstract.** The problem of treating intra-articular fractures of large joints remains relevant in relation to anatomical and functional results. The difficulties lie in achieving stable fixation of fragments while ensuring early function. In multi-fragment fractures with damage to the articular surface, the small size of the fragments does not always allow for stable osteosynthesis with standard immersion structures.

*The aim.* To investigate the stress-strain state of a model of a lower leg with a multi-fragment fracture of the proximal end of the tibia under different variants of its osteosynthesis with bone plates under the influence of torsional loading.

*Object and research methods.* A basic finite element model of the lower leg was developed, which contained the tibia and fibula. A multi-fragment fracture was modeled at the proximal end of the tibia by dividing it in different planes. 3 variants of osteosynthesis of the proximal end of the tibia with bone plates were studied: a plate on the medial side, a plate on the lateral side and 2 plates on both sides. The models were studied under the influence of torsional loading.

*Results.* The model of osteosynthesis with two plates allows obtaining stresses in the bone elements of the model, the level of which slightly exceeds the minimum indicators at these points for one-sided models, but differs from the maximum indicators by several times. Regarding models with one-sided plate placement, the medially applied plate provides a lower level of stress in the bone fragments around the screws in the metaphyseal zone, but the plate applied from the lateral side provides a lower level of stress in all other zones of the tibia.

Osteosynthesis with two plates allows for a more uniform distribution of stress between the elements of the metal structure. When osteosynthesis with a plate from the medial side, the torsional load causes the maximum level of stress on all elements of the structure compared to other models. The lowest level of stress is determined when osteosynthesis with a plate from the lateral side.

*Conclusions.* Under the influence of torsional load, the plate applied from the lateral side provides a minimum level of stress in both the bone elements of the model and the elements of the metal structure. The maximum stresses are determined when osteosynthesis with a plate from the medial side. The model of osteosynthesis with two plates allows to obtain stresses in the bone elements of the model, the level of which at all control points occupies an intermediate position between the maximum and minimum values of stresses at these same points on models with a unilateral arrangement of plates.

**Key words:** tibia, multi-fragment fracture, osteosynthesis, mathematical modeling.

#### ORCID and contributionship / ORCID автора та його внесок до статті:

Buryanov O. A.: <https://orcid.org/0000-0002-2174-1882><sup>A</sup>

Kvasha V. P.: <https://orcid.org/0000-0002-7444-6289><sup>F</sup>

Gliba G. G.: <https://orcid.org/0009000249749330><sup>E</sup>

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

Yaresko O. V.: <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964><sup>B</sup>

#### Conflict of interest / Конфлікт інтересів:

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

#### Corresponding author / Адреса для кореспонденції

Kvasha Volodymyr Petrovych / Кваша Володимир Петрович  
Bogomolets National Medical University / Національний медичний університет імені О.О. Богомольця  
Ukraine, 01601, Kyiv, 13 Taras Shevchenko Boulevard / Адреса: Україна, 01601, м. Київ, бульвар Тараса Шевченка 13

Tel.: 0503816557 / Тел.: 0503816557

E-mail: [vlkvash@ukr.net](mailto:vlkvash@ukr.net)

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

Received 07.04.2025 / Стаття надійшла 07.04.2025 року  
Accepted 18.08.2025 / Стаття прийнята до друку 18.08.2025 року