

ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION UNDER COMPRESSIVE LOAD IN A MODEL OF A LOWER LEG WITH A MULTIFRAGMENTARY FRACTURE OF THE PROXIMAL END OF THE TIBIA WITH DIFFERENT OSTEOSYNTHESIS OPTIONS

¹Bogomolets National Medical University (Kyiv, Ukraine)

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

korab.karpinsky9@gmail.com

Fractures of the proximal epimetaphysis of the tibia are the most common fractures in the knee joint area. Double fixation with plates is considered the gold standard, but recent studies have found no significant difference between the use of single and double plates. The aim is to investigate the stress-strain state of a model of the lower leg with a comminuted fracture of the proximal end of the tibia under various options for its osteosynthesis with periosteal plates under the influence of compressive load. Under the influence of vertical compressive load, three osteosynthesis options were studied: a plate on the medial side, on the lateral side, and two plates on both sides. The stresses in the model with two plates slightly exceed the minimum values for unilateral models but differ significantly from the maximum values. The plate applied to the lateral side ensures the lowest level of stress on all areas of the tibia, except for bone fragments in the fracture zone. The plate on the medial side ensures minimal stress on the screws in the metaphyseal area, while the plate on the lateral surface minimises stress on both the plate itself and the screws in the diaphysis. Two plates ensure uniform stress distribution between the elements of the metal structure.

The model of osteosynthesis with two plates enables the application of stress to the bone elements of the model, with the level of stress at all control points occupying an intermediate position compared to models with unilateral plate placement. The plate provides a lower level of stress in bone fragments in the fracture zone on the medial side. On all other elements of the tibia, the minimum stress level is determined by osteosynthesis with a plate on the lateral side. Uniform stress distribution between the metal structure elements is ensured by osteosynthesis with two plates.

Key words: lower leg, tibia, multifragmentary fracture, osteosynthesis.

Connection of the publication with planned research work.

The work was carried out within the framework 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 tibial epimetaphysis (PTE) account for 8.9% to 11% of tibial fractures and up to 87% of knee fractures. In this group, fractures of the lateral condyle occur in 52% to 80% of cases, medial condyle – up to 7%, and comminuted fractures – in 41% of patients [1].

Given the disadvantages of conservative treatment, especially in young patients with comminuted fractures, the surgical method is a priority [2].

Internal fixation can be achieved with a variety of designs, both with individual screws and plates, in order to provide absolute stability to support the articular surface [3, 4].

Double plate fixation is considered the gold standard [5], however, modern studies using single and double plates have not found a significant difference between the groups [6].

At the same time, the total proportion of postoperative complications when using double fixation, according to various authors, is about 11.4%. The analysis of postoperative complications indicates that patients who underwent a single surgical approach had a lower complication rate (2.25%) compared to two approaches (33.3%) [7].

Given the above, deepening knowledge in this area is objectively determined and justified.

The aim of the study.

To investigate the stress-strain state of a tibia model with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia under different variants of its osteosynthesis with periosteal plates under compressive load.

Object and research methods.

To simulate osteosynthesis of the tibia with a multifragmentary fracture of its proximal end, a basic finite element model of the tibia was developed in the biomechanics laboratory of the “Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine” [8], which included the tibia and fibula (**fig. 1**).



Figure 1 – Basic model of the lower leg.

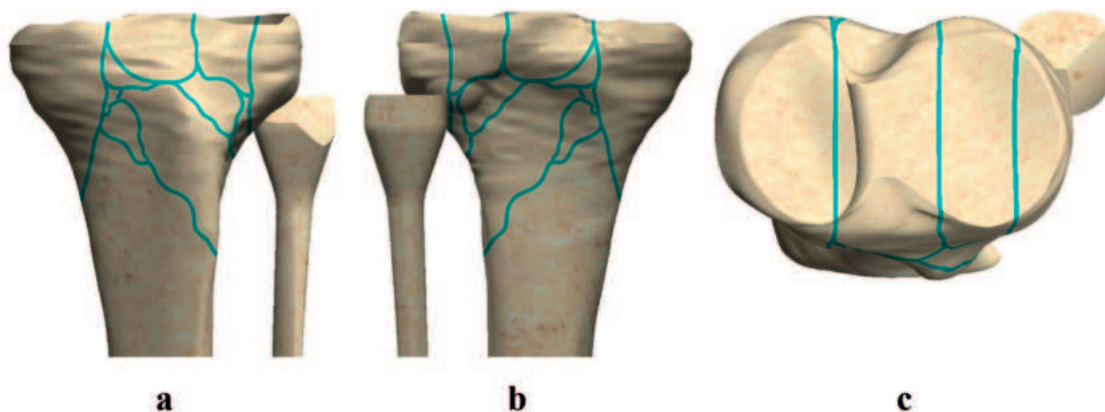


Figure 2 – Model of the tibia with a multifragmentary fracture of the proximal end: a – front view; b – back view; c – top view.

A multifragmentary fracture was modeled at the proximal end of the tibia by dividing it in different planes (fig. 2). The material in the intervals between the fragments was given the properties of an interfragmental regenerate.

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



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

In our study, the material was assumed to be homogeneous and isotropic. A 10-node tetrahedron with quadratic approximation was chosen as a finite element. All materials used in the models were assigned appropriate mechanical properties, such as Young’s modulus of elasticity and Poisson’s ratio. The mechanical properties of biological tissues were chosen according to the literature [9, 10]. The properties of metal structures were chosen 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 tested under the influence of a vertical compressive load. To do this, a distributed load of 700 N was applied to the articular surface of the tibia, which simulates the load of a person’s body weight

Table 1 – Mechanical characteristics of materials used in modeling

Material	Young’s modulus (E), MPa	Poisson’s ratio, n
Cortical bone	18350	0,29
Spongy bone	330	0,30
Bone regenerate	1,00	0,45
Surgical steel	2,1·10 ⁵	0,2

during unipedal standing. The distal end of the tibia was rigidly fixed. The loading scheme of the models is shown in fig. 4.

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

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

Modeling was performed using the SolidWorks computer-aided design system. Calculations of the stress-strain state of the models were performed using the ANSYS software package [13].



Figure 4 – Model loading diagram.

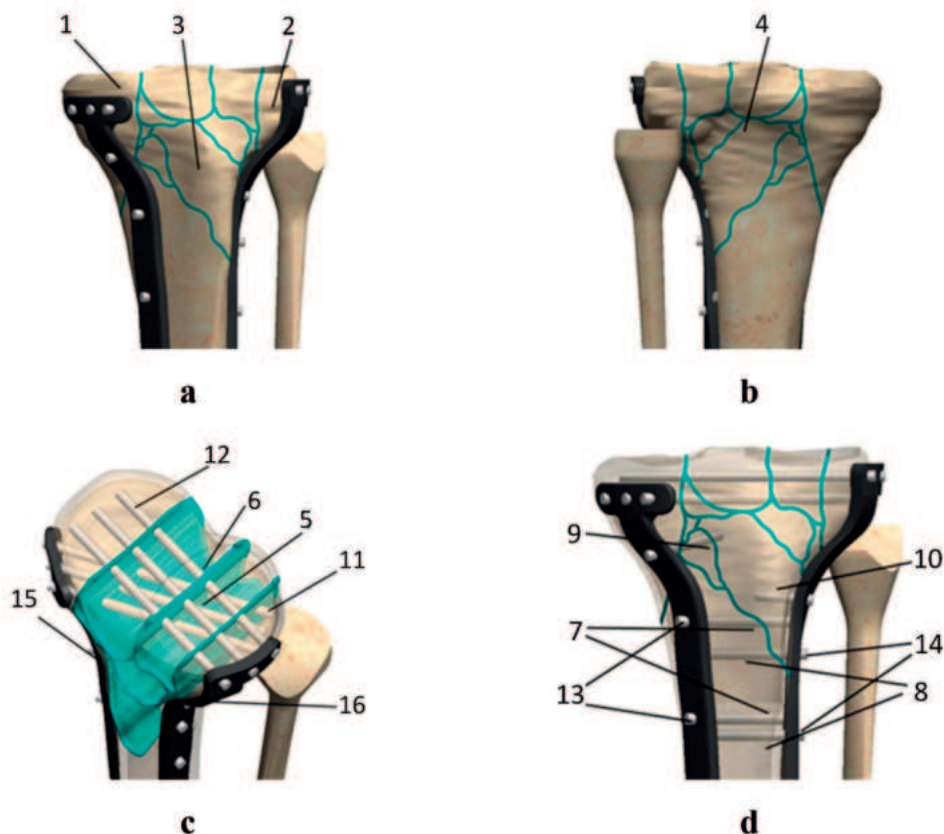


Figure 5 – Control point location diagram: a – front view; b – back view; c – top view (screws); d – front view (screws)

Research results and their discussion.

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

Under the influence of compressive load in the tibia model with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with a plate on the medial side, the maximum stresses occur around the fixation screws in the diaphysis, where they reach 13.5 MPa, and around the screws in the interfragmental spaces – 12.5 MPa. The lateral condyle is also quite stressed, where the stress peak is determined at 7.8 MPa, while the stresses on the lateral condyle do not exceed 1.0 MPa. This is due to the presence of a bone plate on the medial side, which ensures fixation of the fragments and, thus, rigid load transfer between them. The posterior surface of the tibia in the fracture area was stressed twice as much as the anterior surface – 5.9 MPa versus 2.8 MPa. Stresses in the intertrochanteric area were determined at the level of 2.4 MPa.

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

When the onlay plate is applied from the medial side under the influence of a compressive load, the maximum stresses of 177.7 MPa occur in the plate. Among the fixation screws, the screws in the metaphyseal zone are subjected to the highest loads, which causes high stresses of up to 123.4 MPa. The stresses on the screws in the diaphyseal part of the tibia are almost 50% lower and do not exceed 86.2 MPa.

The next stage of the work was to study the distribution of stresses in a tibia model with a multifragmentary

Table 2 – Checkpoints

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

fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with a plate on the lateral side. The stress-strain state of the bone elements of the model is shown in **fig. 8**.

The location of the periosteal plate on the lateral side in osteosynthesis of multifragmentary fractures of the proximal end of the tibia under compressive load causes maximum stresses of 24.9 MPa in the bone around the screws in the intertibial zone. As a result, we observe a high level of stresses of 9.0 MPa around these screws and in the interfragmental spaces. As a positive consequence, it should be noted that the stress level in other control points of the model is low, where it does not exceed 2.5 MPa.

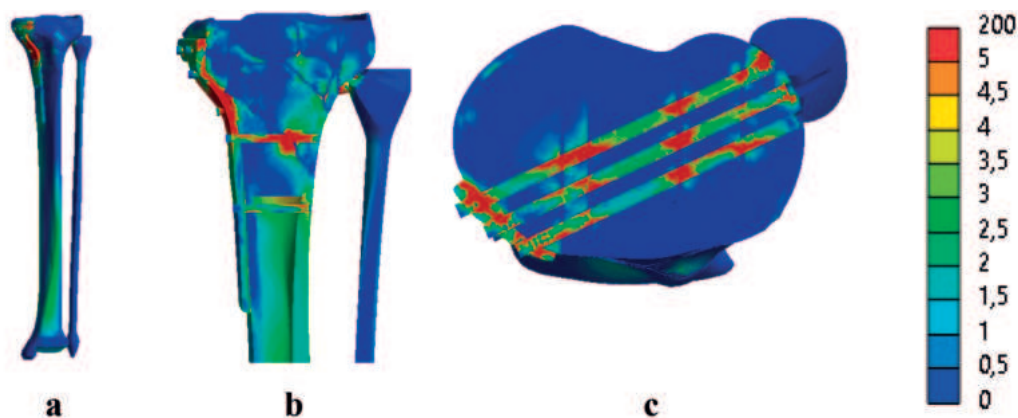


Figure 6 – Stress distribution in the bone tissue of a model of the tibia with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with a plate on the medial side: a – general view; b – front view (section along the screws in the diaphysis); c – top view (section along the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

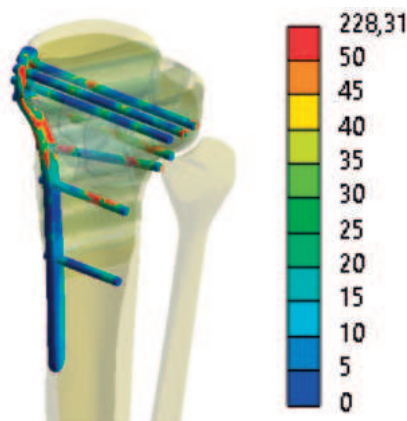


Figure 7 – Stress distribution in the elements of the metal structure of the tibia model with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with a plate on the medial side.

two bone plates located on both sides of the tibia. 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. Compared to the variants of unilateral placement of the bone plates, the stress level at all test points is higher than the lowest value but lower than the highest. The maximum stress of 20.3 MPa is determined on the bone fragments in the intercondylar zone around the screws placed on the lateral side.

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

As for the stress level in the metal structural elements, the same trend is observed as in the bone elements of the model. Stresses on the medial plate are

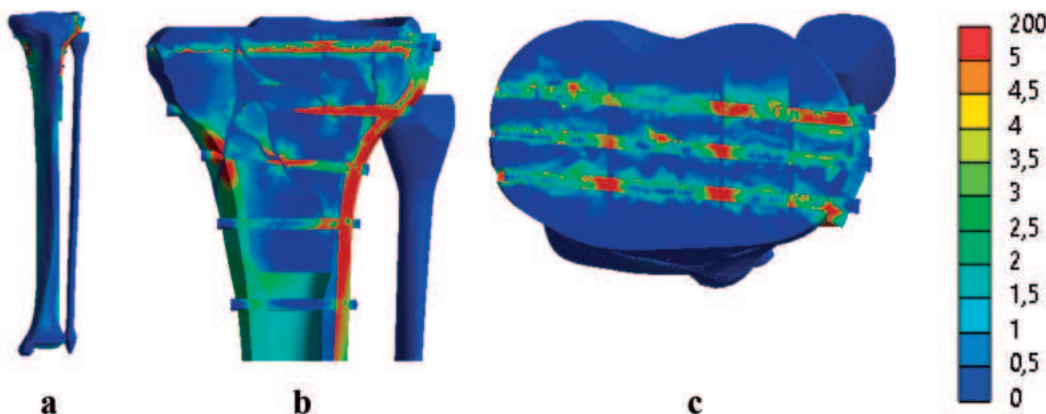


Figure 8 – Stress distribution in the bone tissue of a model of the tibia with a multi-fracture fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with a plate on the lateral side: a – general view; b – front view (section along the screws in the diaphysis); c – top view (section along the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

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

The high level of stresses in the bone fragments around the screws in the interdental zone is due to the high level of stresses of 268.3 MPa on these screws. At the same time, the periosteal plate is practically not loaded, as evidenced by a very low stress level in it – 38.2 MPa. On the screws located in the diaphysis of the bone, the stress level is determined to be the lowest – 15.1 MPa.

At the final stage of the work, we modeled a variant of osteosynthesis of the proximal end of the tibia with

determined at 88.5 MPa, which is twice lower than the model with its unilateral location, but on the lateral plate, the stresses are almost twice as high as the unilateral model and equal to 63.9 MPa. The stresses on the screws in the diaphysis of the tibia are even more pronounced, which are determined at 10.4 MPa and 40.8 MPa on the medial and lateral sides, respectively, which is 8 and 3 times lower than the corresponding unilateral models. The maximum stresses of 121.0 MPa occurred on the screws in the intercondylar zone on the lateral side, which is also 2 times lower than the single-plate model. The stresses on the screws in this zone on the

medial side do not exceed 15.6 MPa, which is lower than the model with unilateral fixation on the same side.

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

The diagram shown in **fig. 12** allows us to visually compare the stress values in the bone elements of tibia models with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia under different variants of its osteosynthesis.

As can be seen in the diagram, the two-plate osteosynthesis model allows obtaining stresses in the bone elements of the model, the level of which in all control points occupies an intermediate position between the maximum and minimum stresses in the same points on models with unilateral plate arrangement, regardless of which model has the maximum or minimum value of the indicator. It should be noted that the stresses at

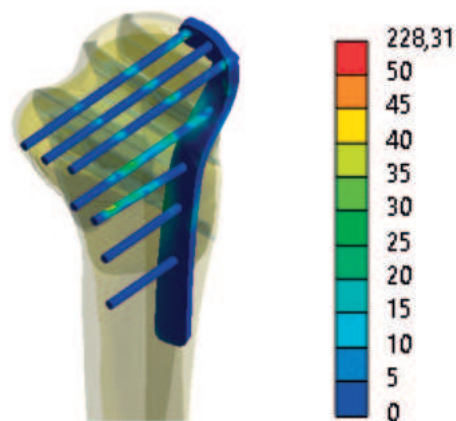


Figure 9 – Stress distribution in the elements of the metal structure of the tibia model with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with a plate on the lateral side.

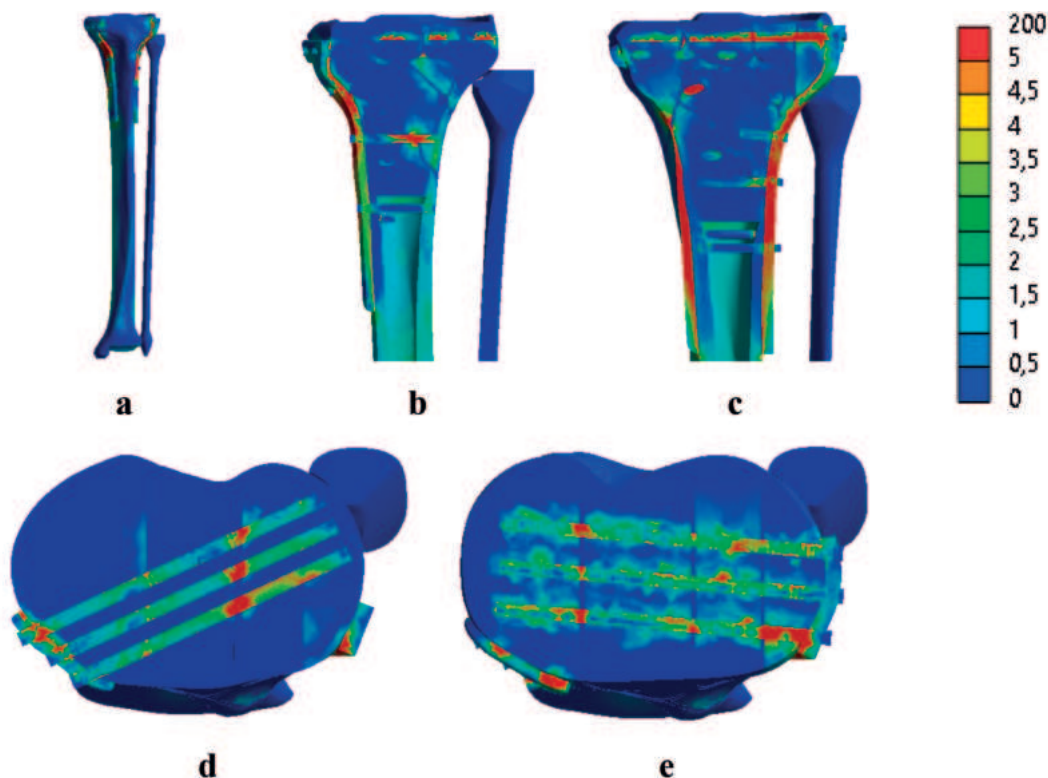


Figure 10 – Stress distribution in the bone tissue of the model of the tibia with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia and osteosynthesis with two plates: a – general view; b – front view (section along the screws in the diaphysis from the medial side); c – front view (section 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).

the control points determined on the two-plate model slightly exceed the minimum values at these points for the one-sided models, but differ significantly from the maximum values. With respect to the models with unilateral plate placement, the medially applied plate provides a lower stress level in the bone fragments in the fracture zone, but the plate applied laterally provides a lower stress level in all other areas of the tibia.

The diagram shown in **fig. 13** allows comparing the level of stresses in the elements of metal structures in tibia models with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia under different variants of its osteosynthesis.

The diagram above clearly demonstrates that osteosynthesis with two plates allows for a more even distribution of stresses between the elements of the metal

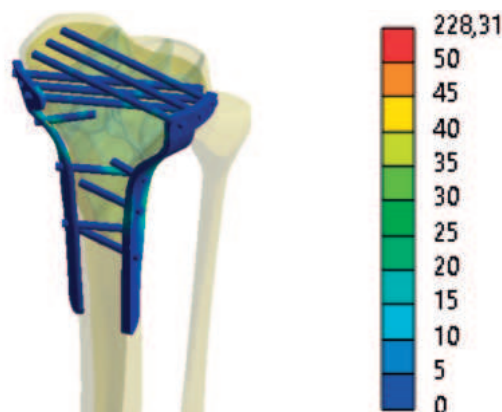


Figure 11 – Stress distribution in metal elements of a model of a tibia with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia and its osteosynthesis with two plates on both sides.

Table 3 – Data on the magnitude of stresses in the elements of the tibia model with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia and various options for its osteosynthesis

Checkpoints		Stress, MPa		
№	Model elements	medial plate	lateral plate	2 plates
1	Bone	7,8	2,5	3,4
2		1,0	2,5	1,8
3		2,8	1,0	1,2
4		5,9	1,5	1,9
5		2,4		1,7
6			24,9	20,3
7		13,5		7,4
8			2,0	1,5
9		12,5		4,4
10			9,0	1,1
11	Metal	123,4		15,6
12			268,3	121
13		86,2		10,4
14			15,1	40,8
15		177,7		88,5
16			38,2	63,9

structure. At the same time, unilateral plate placement leads to unilateral results. Osteosynthesis with a plate on the medial side provides a minimum level of stress on the screws in the metaphyseal zone, and the plate applied to the lateral surface of the tibia provides the lowest level of stress on the plate itself and on the screws in the diaphysis.

Internal fixation can be achieved using a variety of constructs, including individual screws and plates. The

choice of fixation construct depends on the type of fracture, the nature of fragment displacement, the condition of the joint surface, and the quality of the bone tissue.

However, considering the characteristics of proximal tibial metaphyseal and epiphyseal fractures, plate fixation is most commonly used in surgical treatment. These plates differ in their design concept and shape: T- and L-shaped dynamic compression plates (DCP), locking compression plates (LCP), and limited contact dynamic compression plates (LC-DCP) [4, 14].

In this regard, ongoing research aims to determine the optimal fixation construct. For instance, Salvadori Ferre and colleagues conducted a comparative finite element structural analysis of two different fixation methods for high-energy tibial plateau fractures: the limited contact dynamic compression plate (LC-DCP) and the locking compression plate (LCP). Their findings demonstrated that the LCP showed superior performance in Schatzker type V fractures compared to the LC-DCP [15].

One of the main discussions concerns the number of plates used. Georgiadis G.M. proposed the concept that dual plating represents the gold standard, a view that has received substantial support among contemporary researchers.

However, other studies comparing long-term postoperative outcomes between groups treated with single versus dual plating – assessed using KOOS and the 36-item Short Form Health Survey (SF-36) – reported satisfactory results in both groups [6].

Nevertheless, the overall rate of postoperative complications significantly increases with dual plating, reaching approximately 11.4%. Analysis of these complications shows that patients who underwent a single surgical approach had a lower complication rate (2.25%) compared to those who had dual approaches (33.3%). No association was found between the type of plate used – whether locking compression plate (LCP) or standard compression plates (straight, L-, or T-shaped) – and postoperative complications. Dual surgical approaches or dual-plate osteosynthesis may simply be risk factors, and if adequate fracture stabilization can be achieved, a single surgical approach with single-plate fixation is considered a safer option [16].

This divergence in opinions highlights the need for further in-depth research to improve treatment outcomes and reduce the rate of postoperative complications.

Conclusions.

Under the influence of a vertical compressive load, 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 stresses at the same points in models

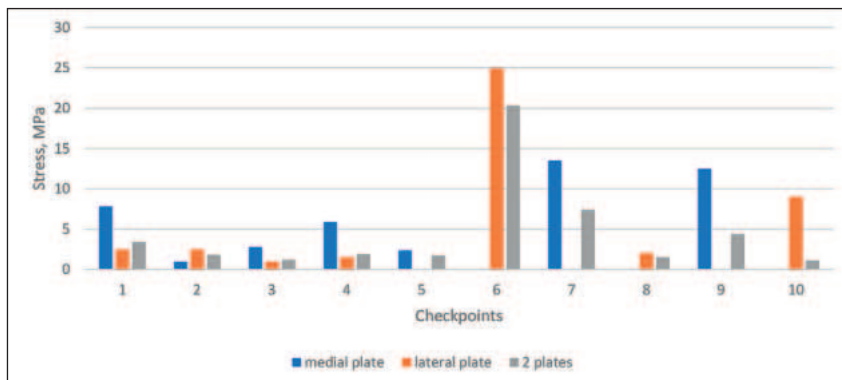


Figure 12 – Diagram of stress values in bone elements of a model of a tibia with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia with different variants of its osteosynthesis.

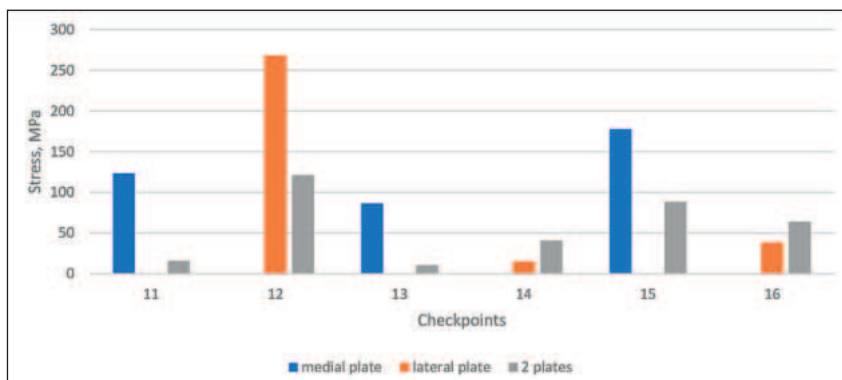


Figure 13 – Diagram of stress values in metal elements of a model of a lower leg with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia with different variants of its osteosynthesis.

with unilateral plate arrangement. The plate applied from the medial side provides a lower level of stress in the bone fragments in the fracture zone, but the plate applied from the lateral side provides a lower level of stress in all other areas of the tibia.

Double plate osteosynthesis allows for a more even distribution of stresses between the elements of the metal structure. Osteosynthesis with a plate on the medial side provides a minimum level of stress on the

screws in the metaphyseal zone, and the plate applied to the lateral surface of the tibia provides the lowest level of stress on the plate itself and on the screws in the diaphysis.

Prospects for further research.

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

DOI 10.29254/2077-4214-2025-2-177-329-343

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

¹Бур'янов О. А., ¹Кваша В. П., ¹Гліба Г. Г., ²Карпінський М. Ю., ²Яресько О. В.

АНАЛІЗ РОЗПОДІЛУ НАПРУЖЕНЬ ПІД ВПЛИВОМ СТИСКАЮЧОГО НАВАНТАЖЕННЯ В МОДЕЛІ ГОМІЛКИ З БАГАТОУЛАМКОВИМ ПЕРЕЛОМОМ ПРОКСИМАЛЬНОГО КІНЦЯ ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ ПРИ РІЗНИХ ВАРІАНТАХ ОСТЕОСИНТЕЗУ

¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця (м. Київ, Україна)

²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України»
(м. Харків, Україна)

korab.karpinsky9@gmail.com

Переломи проксимального епіметафізу великогомілкової кістки є найпоширенішими серед переломів в ділянці колінного суглоба. Золотим стандартом вважається подвійна фіксація пластинами, однак сучасні дослідження не встановили істотної різниці між використанням одно- та подвійних пластин. Мета – дослідити напружено-деформований стан моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки при різних варіантах її остеосинтезу накістковими пластинами під впливом стискаючого навантаження. Під впливом вертикального стискаючого навантаження вивчали 3 варіанти остеосинтезу: накісткова пластина з медіального боку, з латерального боку та 2 пластини з обох боків. Напруження в моделі з двома пластинами незначно перевищують мінімальні показники для однобічних моделей, але в разі відрізняються від максимальних показників. Пластина накладена з латерального боку забезпечує найнижчий рівень напружень на всіх ділянках великогомілкової кістки, окрім кісткових фрагментах в зоні перелому. Пластина з медіального боку забезпечує мінімальний рівень напружень на гвинтах в метафізарній зоні, а пластина на латеральній поверхні – найнижчий рівень напружень на самій пластині та на гвинтах в діафізі. Рівномірний розподіл напружень між елементами металеві конструкції забезпечують дві пластинами.

Модель остеосинтезу двома пластинами дозволяє отримати напруження в кісткових елементах моделі, рівень яких во всіх контрольних точках займає проміжне положення в порівнянні з моделями однобічного розташування пластин. Нижчий рівень напружень в кісткових фрагментах в зоні перелому забезпечує пластина з медіального боку. На всіх інших елементах великогомілкової кістки мінімальний рівень напружень визначається при остеосинтезі пластиною з латерального боку. Рівномірний розподіл напружень між елементами металеві конструкції забезпечує остеосинтез двома пластинами.

Ключові слова: гомілка, великогомілкова кістка, багатоуламковий перелом, остеосинтез.

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 (ПЕМВГК) складають від 8,9% до 11% випадків по відношенню до переломів кісток гомілки та до 87% серед переломів в ділянці колінного суглоба. У даній групі, переломи латерального виростка зустрічаються від 52% до 80% випадків, медіального – до 7%, а багато уламкові переломи – у 41% пацієнтів [1].

Враховуючи недоліки консервативного лікування, особливо у пацієнтів молодого віку при багатоуламкових переломах, оперативний метод є пріоритетним напрямком [2].

Внутрішня фіксація може бути досягнута за допомогою різноманітних конструкцій, як окремими гвинтами, так і пластинами з метою забезпечення абсолютної стабільності для підтримки суглобової поверхні [3, 4].

Подвійна фіксація пластинами вважається золотим стандартом [5], однак сучасні дослідження з використанням одно- та подвійних пластин не встановили істотної різниці між групами [6].

Поряд з цим, загальною 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%) [7].

Враховуючи вище означене, поглиблення знань в цьому напрямку є об'єктивно зумовленим та обґрунтованим.

Мета дослідження.

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

Об'єкт і методи дослідження.

Для моделювання остеосинтезу великогомілкової 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 [8], яка містила великогомілкову та малоомілкову кістки (рис. 1).



Рисунок 1 – Базова модель гомілки.

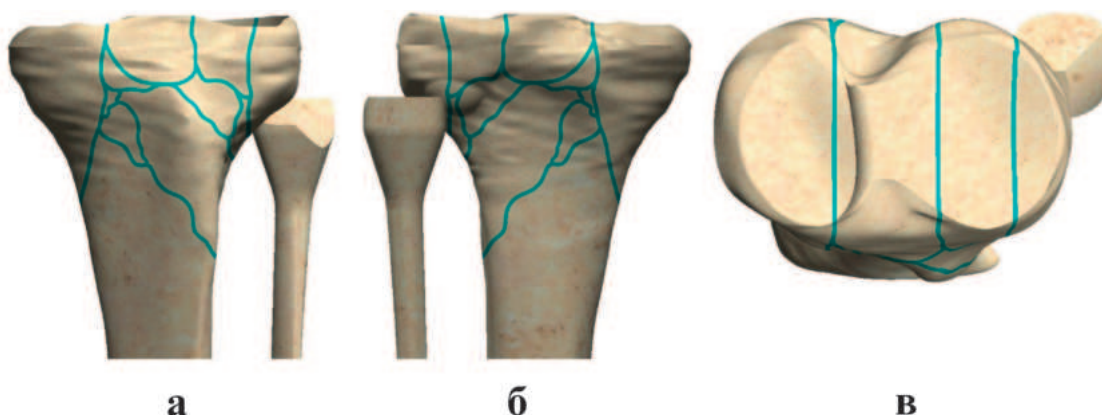


Рисунок 2 – Модель великогомілкової кістки з багатоуламковим переломом проксимального кінця: а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид зверху.



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, ν
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

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 такі, як модуль пружності Юнга та коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин обирали за даними літератури [9, 10]. Властивості металевих конструкцій обирали за даними технічної літератури [11]. Дані про механічні характеристики матеріалів, використаних при моделюванні наведені в таблиці 1.

Всі моделі досліджували під впливом вертикального стискаючого навантаження. Для цього, до суглобової поверхні великогомілкової кістки приклада-

ли розподілене навантаження величиною 700 Н, яке імітує навантаження вагою тіла людини при однопорному стоянні. 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 вико-



Рисунок 4 – Схема навантаження моделей.

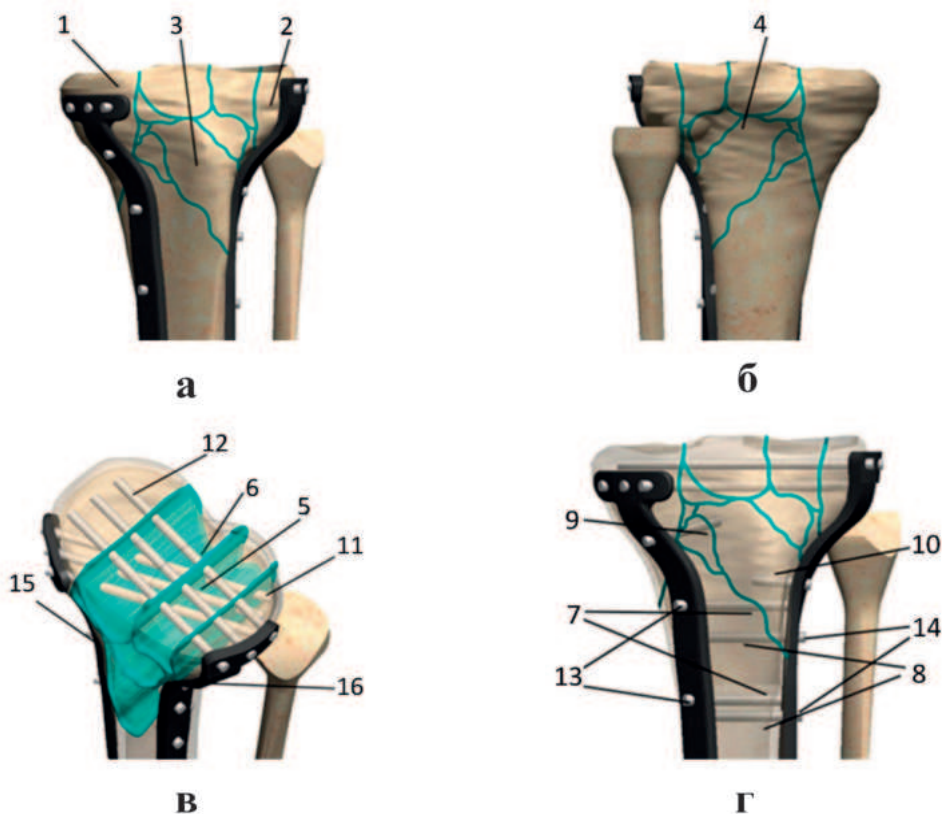


Рисунок 5 – Схема розташування контрольних точок: а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид зверху (гвинти); г – вид спереду (гвинти). ристовували напруження за Мізесом [12].

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 багатуламковим 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 стискаючого навантаження в моделі гомілки з багатуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з медіального боку максимальні навантаження виникають навколо фіксуючих гвинтів в діафізі, де вони сягають позначки 13,5 МПа, а також

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

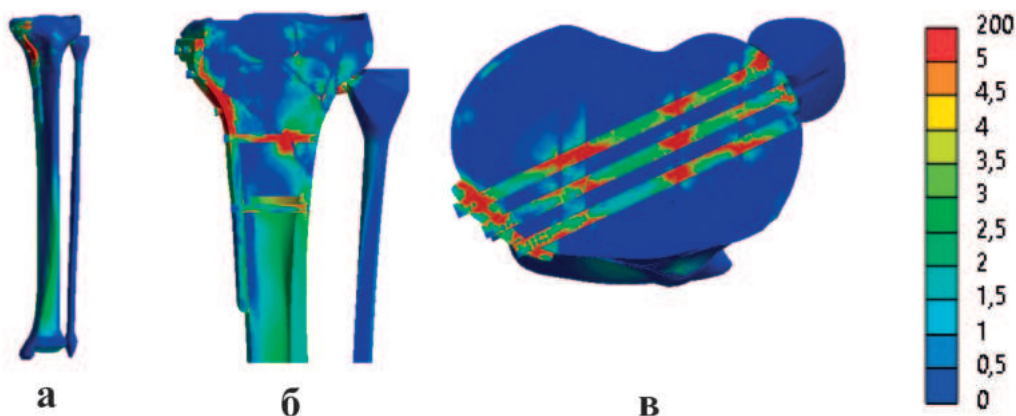


Рисунок 6 – Розподіл напружень в кістковій тканині моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з медіального боку: а – загальний вид; б – вид спереду (перетин по гвинтам у діафізі (роз); в – вид зверху (перетин по гвинтам у метафізі).

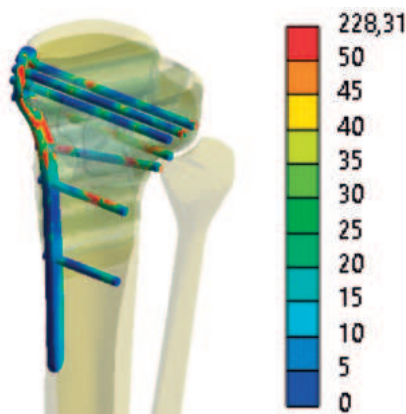


Рисунок 7 – Розподіл напружень в елементах металевої конструкції моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з медіального боку.

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

При накладанні накісткової пластини з медіального боку під впливом стискаючого навантаження максимальні напруження 177,7 МПа виникають саме в пластині. Серед фіксуючих гвинтів найбільші навантаження сприймають на себе гвинти в метафізарній зоні, що викликає в них високі напруження до 123,4 МПа. Напруження на гвинтах в діафізарній частині великогомілкової кістки практично на 50% нижчі і не перевищують позначки 86,2 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**.

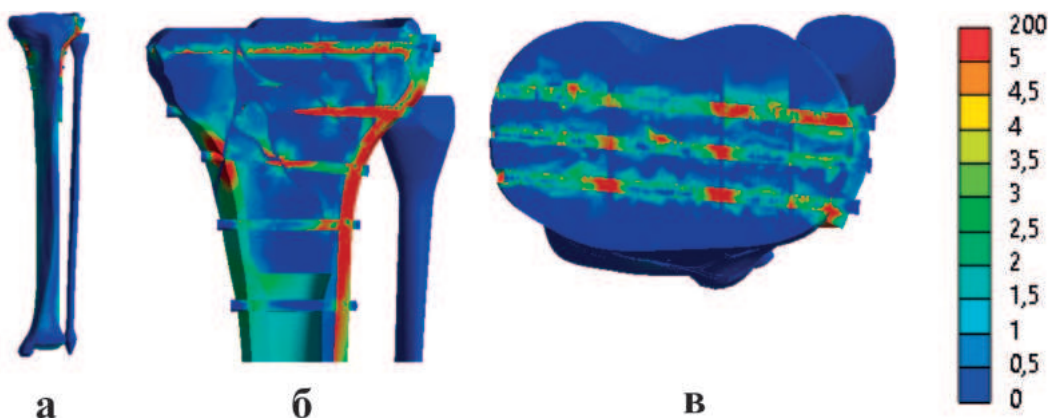


Рисунок 8 – Розподіл напружень в кістковій тканині моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з латерального боку: а – загальний вид; б – вид спереду (перетин по гвинтам у діафізі); в – вид зверху (перетин по гвинтам у метафізі).

навколо гвинтів в міжуламкових проміжках – 12,5 МПа. Також досить напруженим виявляється бічний виросток, де півень напружень визначений на позначці 7,8 МПа, тоді, як на бічному виростку напруження не виходять за межі 1,0 МПа. Це пов'язане з наявністю накісткової пластини саме з медіального боку, що забезпечує фіксацію уламків і, тим самим, жорстку передачу навантаження між ними. Задня поверхня великогомілкової кістки в зоні перелому виявляється напруженою вдвічі вище за передню поверхню – 5,9 МПа проти 2,8 МПа. Напруження в міжвиростковій визначаються на рівні 2,4 МПа.

Розташування накісткової пластини з латерального боку при остеосинтезі багатоуламкових переломів проксимального кінця великогомілкової кістки під впливом стискаючого навантаження викликає максимальні напруження величиною 24,9 МПа в кісткових навколо гвинтів в міжвиростковій зоні. Як наслідок, спостерігаємо високий рівень напружень 9,0 МПа навколо цих гвинтів і в міжуламкових проміжках. Як позитивний наслідок слід відмітити низький рівень напружень в інших контрольних точках моделі, де він не перевищує позначки 2,5 МПа.

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 268,3 МПа саме на цих гвинтах. При цьому накісткова пластина виявляється практично не навантаженою, про що свідчить дуже низький рівень напружень в неї – 38,2 МПа. На гвинтах, розташованих в діяфізі кістки, рівень напружень визначається найнижчим – 15,1 МПа.

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

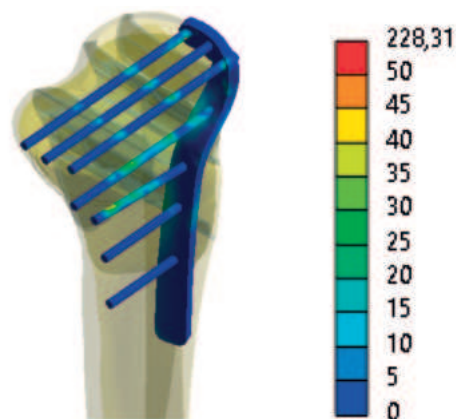


Рисунок 9 – Розподіл напружень в елементах металевої конструкції моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з латерального боку.

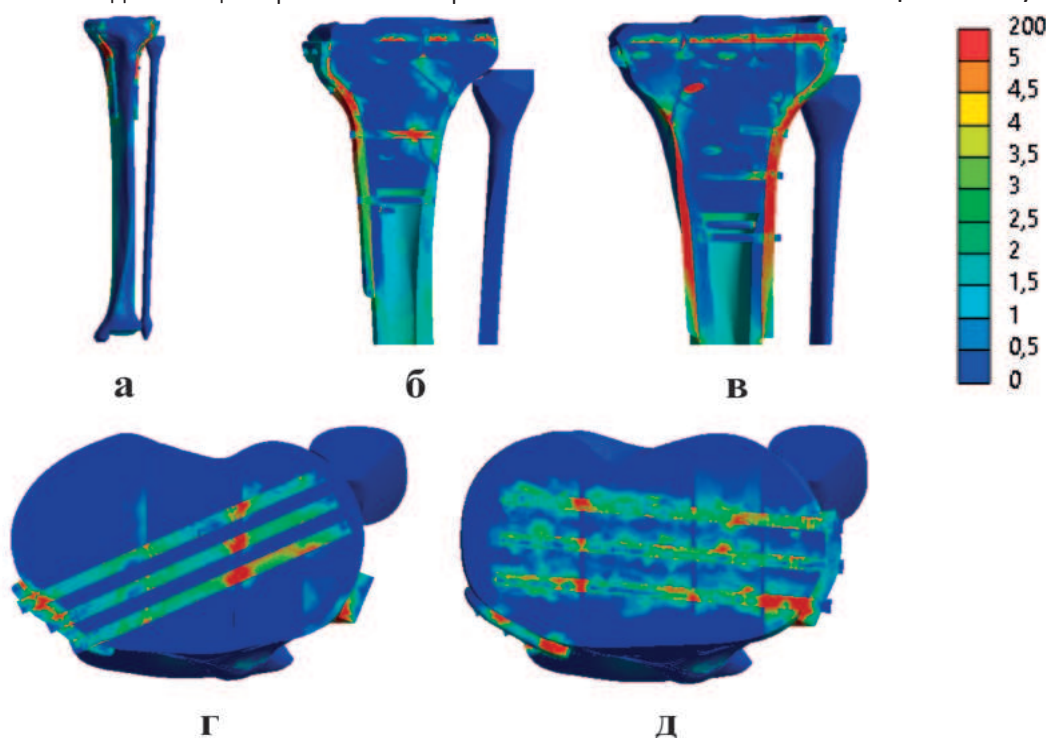


Рисунок 10 – Розподіл напружень в кістковій тканині моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом двома пластинами: а – загальний вид; б – вид спереду (перетин по гвинтам у діяфізі з медіального боку); в – вид спереду (перетин по гвинтам у діяфізі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

однобічного розташування накісткових пластин, то рівень напружень во всіх контрольних точках вищий за найнижчий показник але нижче за найвищий. При цьому максимум напружень 20,3 МПа визначається на кісткових фрагментах в міжвиростковій зоні навколо гвинтів проведених з латерального боку.

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

Стосовно рівня напружень в елементах металевих конструкцій спостерігається таж сама тенденція, що і в кісткових елементах моделі. Напруження на медіальній пластині визначаються на рівні 88,5 МПа, що вдвічі нижче за модель з її однобічним розташуванням, але на латеральній пластині напруження практично вдвічі вищі за однобічну модель і дорівнюють 63,9 МПа. Ще більш виразними є показники напру-

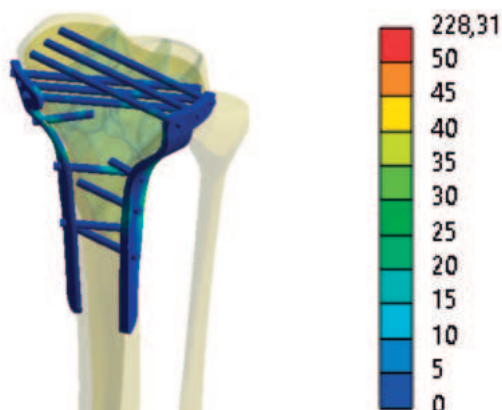


Рисунок 11 – Розподіл напружень в металевих елементах моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки та її остеосинтезом двома пластинами з обох боків.

Таблиця 3 – Дані про величини напружень в елементах моделі голімки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і різними варіантами його остеосинтезу

Контрольні точки		Напруження, МПа			
№	Елементи моделі	медіальна пластина	латеральна пластина	2 пластини	
1	Кісткові	7,8	2,5	3,4	
2		1,0	2,5	1,8	
3		2,8	1,0	1,2	
4		5,9	1,5	1,9	
5		2,4		1,7	
6			24,9	20,3	
7			13,5	7,4	
8				2,0	1,5
9			12,5		4,4
10				9,0	1,1
11	Металеві	123,4		15,6	
12			268,3	121	
13		86,2		10,4	
14			15,1	40,8	
15		177,7		88,5	
16			38,2	63,9	

жень на гвинтах у діафізі великогомілкової кістки, які визначаються на позначках 10,4 МПа та 40,8 МПа з медіального та латерального боків, відповідно, що в 8 та в 3 рази нижче за відповідні однобічні моделі. Максимум напружень 121,0 МПа припадає на гвинти в міжвиростковій зоні, що проведені з латерального боку, що теж в 2 рази нижче за модель з однією пластиною. Напруження на гвинтах в цієї зоні, проведе-

ні медіального боку не перевищують позначки 15,6 МПа, нижче за модель з однобічною фіксацією з того ж боку.

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

Діаграма, яка наведена на рис. 12 дозволяє наочно порівняти величини напружень в кісткових елементах моделей голімки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки при різних варіантах його остеосинтезу.

Як видно на діаграмі, модель остеосинтезу двома пластинами дозволяє отримати напруження в кісткових елементах моделі, рівень яких во всіх контрольних точках займає проміжне положення між максимальним та мінімальним значенням 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 в зоні перелому, але пластина, накладена з латерального боку забезпечує нижчий рівень напружень на всіх інших зонах великогомілкової кістки.

Порівняти рівень напружень а елементах металевих конструкцій в моделях голімки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки при різних варіантах його остеосинтезу дозволяє діаграма, яка наведена на рис. 13.

Наведена діаграма переконливо демонструє, що остеосинтез двома пластинами дозволяє забезпечити більш рівномірний розподіл напружень між елементами металеві конструкції. В той же час, однобічне розташування пластин призводить до однобічних результатів. Остеосинтез пластиною з медіального боку забезпечує мінімальний рівень напружень на гвинтах в метафізарній зоні, а пластина, що накладена на латеральну поверхню великогомілкової кістки, забезпечує найнижчий рівень напружень на самій пластині та на гвинтах в діафізі.

Внутрішня фіксація може бути досягнута за допомогою різноманітних конструкцій, як окремими гвинтами, так і пластинами. Вибір фіксуючої конструкції залежить від типу перелому, характеру зміщення відламків, стану суглобової поверхні та кісткової тканини.

Однак, враховуючи характер переломів ПЕМВГК, при опера-



Рисунок 12 – Діаграма величин напружень в кісткових елементах моделі голімки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки при різних варіантах його остеосинтезу.

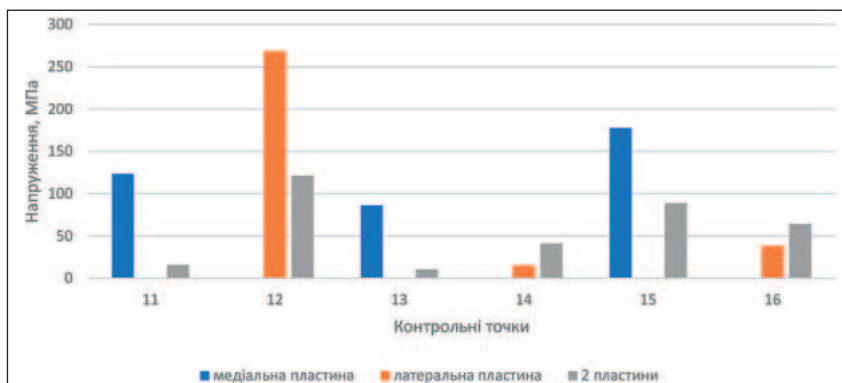


Рисунок 13 – Діаграма величин напружень в металевих елементах моделі голімки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки при різних варіантах його остеосинтезу.

тивному лікуванні найбільш вживаним є застосування пластин, які відрізняються за конструктивною концепцією та формою: Т- і Г- подібні DCP, LCP та LC-DCP пластини [4, 14].

З цього приводу, продовжуються дослідження, метою яких є вибір оптимальної конструкції. Так Salvadori Ferre та співавтори у своєму дослідженні представили порівняльний структурний аналіз кінцевих елементів між двома різними способами фіксації переломів плато великогомілкової кістки з високою енергією: динамічна компресійна пластина з обмеженим контактом (LC-DCP) і блокуюча компресійна пластина (LCP). За результатами досліджень було встановлено, що LCP показала більшу спроможність при переломах типу V за Шатцкером порівняно з LC-DCP [15].

Предметне обговорення стосується кількості пластин. Так Georgiadis G.M., започаткував положення, що подвійна фіксація пластинами є золотим стандартом та має достатню підтримку серед сучасних дослідників.

Однак інші дослідники, порівнюючи віддалені результати оперативного лікування у групах пацієнтів з використанням одно- та подвійної фіксації, з точки зору функціональності, за допомогою KOOS та 36-пунктового короткого опитування щодо здоров'я, повідомив, що задовільні результати були досягнуті в обох групах [6].

Однак, при подвійній фіксації, загальна частка післяопераційних ускладнень суттєво збільшується і 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%). Не було зв'язку між типом використаної пластини, блокуюча компресійна пластини (LCP) або компресійні пластини (прямих, L- або Т-подібних) і післяопераційними ускладненнями. Подвійні хірургічні доступи

або остеосинтез подвійною пластиною можуть бути лише факторами ризику і якщо можливо отримати достатню стабілізацію відламків то один хірургічний доступ і остеосинтез однією пластиною є більш безпечним варіантом [16].

Така протилежність думок обґрунтовує необхідність подальшого поглибленого вивчення, що покращить результати лікування та зменшить кількість післяопераційних ускладнень.

Висновки.

Під впливом вертикального стискаючого навантаження 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 однією пластини. Пластина накладена з медіального боку забезпечує нижчий рівень напружень в кісткових фрагментах в зоні перелому, 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. Остеосинтез пластиною з медіального боку забезпечує мінімальний рівень напружень на гвинтах в метафізарній зоні, а пластина, що накладена на латеральну поверхню великогомілкової кістки, забезпечує найнижчий рівень напружень на самій пластині та на гвинтах в діафізі.

Перспективи подальших досліджень.

Плануються роботи з дослідження напружено-деформованого стану моделей варіантів остеосинтезу великогомілкової кістки з багатоламковим переломом під впливом навантажень на кручення та згин во 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).
- Vaartjes T, Assink N, Nijveldt R, Van Helden S, Bosma E, El Moumni M, et al. Functional Outcome After Nonoperative Management of Tibial Plateau Fractures in Skeletally Mature Patients: What Sizes of Gaps and Stepoffs Can be Accepted? *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 2022;480(12):2288-2295. DOI: [10.1097/CORR.0000000000002266](https://doi.org/10.1097/CORR.0000000000002266).
- Wagner RK, Kloen P. Two-level fixation with headless compression screws for tibial plateau fractures. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2022;48(6):4683-4698. DOI: [10.1007/s00068-022-01982-3](https://doi.org/10.1007/s00068-022-01982-3).
- Parhamfar M, Mohammadsharif G, Taravati A. The Comparison Between 3.5- and 4.5-mm T-plates for Management of the Patients with Schatzker Type II Tibial Plateau Fractures that Referred to our Emergency Department: A Clinical Trial. *Biomed Res.* 2023;12:206. DOI: [10.4103/abr.abr_40_23](https://doi.org/10.4103/abr.abr_40_23).
- Georgiadis GM. Combined anterior and posterior approaches for complex tibial plateau fractures. *J Bone Joint Surg Br.* 1994;76:285-289.
- 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, Subbota IA. Analiz napruzhenno-deformovanoho stanu modeli velykohomilkovoyi kistky pry yiyi perelomi v serednyy tretyni z riznyimi variantamy osteosyntezy v umovakh zrostayuchoho z-hynalnoho navantazhennya. *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].
- Berezovsky VA, Kolotylov NN. *Byofyzycheskye kharakterystyky tkaney cheloveka.* Kyiv: Naukova dumka; 1990. 224 s.
- Stroyev MYu, Berezka MI, Hryhoruk VV, Karpinsky MYu, Yaresko OV. Efektyvnist protydyiyi navantazhennyam na kruchennya riznykh variantiv osteosyntezy vidlamkiv homilky pry yiyi perelomi v verkhnyy tretyni diafizy (za danymy matematychnoho modelyuvannya). *Ortopedyia, 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].
- 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.
- Mohandes Y, Tahani M, Rouhi G. Osteosynthesis of diaphyseal tibia fracture with locking compression plates: A numerical investigation using Taguchi and ANOVA. *Int J Numer Method Biomed Eng.* 2021;37(12):e3528. DOI: [10.1002/cnm.3528](https://doi.org/10.1002/cnm.3528).
- Ferre LS, Di Nisio FG, Mendonça CJA, Belo IM. Comparative analysis of tibial plateau fracture osteosynthesis: A finite element study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2022;134:105392. DOI: [10.1016/j.jmbbm.2022.105392](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105392).

16. Gálvez-Sirvent E, Ibarzábal-Gil A, Rodríguez-Merchán EC. Complications of the surgical treatment of fractures of the tibial plateau: prevalence, causes, and management. EFORT Open Rev. 2022;7(8):554-568. DOI: [10.1530/EOR-22-0004](https://doi.org/10.1530/EOR-22-0004).

АНАЛІЗ РОЗПОДІЛУ НАПРУЖЕНЬ ПІД ВПЛИВОМ СТИСКАЮЧОГО НАВАНТАЖЕННЯ 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. Переломи проксимального епіметафізу великогомілкової кістки (ПЕМВГК) складають від 8,9% до 11% випадків по відношенню до переломів кісток гомілки та до 87% серед переломів в ділянці колінного суглоба. Подвійна фіксація пластинами вважається золотим стандартом, однак сучасні дослідження з використанням одно- та подвійних пластин не встановили істотної різниці між групами.

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

Об'єкт і методи дослідження. Розроблена скінчено-елементна модель гомілки. 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. Всі моделі досліджували під впливом вертикального стискаючого навантаження.

Результати. В моделі з двома пластинами напруження в контрольних точках незначно перевищують мінімальні показники в цих точках для однобічних моделей, але від максимальних показників відрізняються в рази. Одна пластина накладена з медіального боку забезпечує нижчий рівень напружень в кісткових фрагментах в зоні перелому, пластина накладена з латерального боку забезпечує нижчий рівень напружень на всіх інших зонах великогомілкової кістки. Остеосинтез пластиною з медіального боку забезпечує мінімальний рівень напружень на гвинтах в метафізарній зоні, а пластина, що накладена на латеральну поверхню великогомілкової кістки, забезпечує найнижчий рівень напружень на самій пластині та на гвинтах в діяфізі. Остеосинтез двома пластинами дозволяє забезпечити більш рівномірний розподіл напружень між елементами металевої конструкції.

Висновки. Під впливом вертикального стискаючого навантаження 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. Пластина накладена з медіального боку забезпечує нижчий рівень напружень в кісткових фрагментах в зоні перелому, 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. Остеосинтез пластиною з медіального боку забезпечує мінімальний рівень напружень на гвинтах в метафізарній зоні, а пластина, що накладена на латеральну поверхню великогомілкової кістки, забезпечує найнижчий рівень напружень на самій пластині та на гвинтах в діяфізі.

Ключові слова: гомілка, великогомілкова кістка, багатоуламковий перелом, остеосинтез.

ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION UNDER COMPRESSIVE LOAD IN A MODEL OF A LOWER LEG WITH A MULTIFRAGMENTARY 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. Fractures of the proximal epimetaphysis of the tibia (PEMVGK) account for 8.9% to 11% of cases in relation to fractures of the tibia bones and up to 87% among fractures in the knee joint. 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.

The aim of the study. To investigate the stress-strain state of a model of a tibia with a multifragmentary fracture of the proximal end of the tibia with different options for its osteosynthesis with bone plates under the influence of a compressive load.

Object and research methods. A finite element model of the tibia was developed. A multifragmentary fracture was modeled at the proximal end of the tibia by dividing it in different planes. 3 options for 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. All models were investigated under the influence of a vertical compressive load.

Results. In the model with two plates, the stresses at the control points slightly exceed the minimum values at these points for one-sided models, but differ significantly from the maximum values. One plate applied from the medial side provides a lower level of stresses in the bone fragments in the fracture zone, the plate applied from the lateral side provides a lower level of stresses in all other zones of the tibia. Osteosynthesis with a plate from the medial side provides a minimum level of stresses on the screws in the metaphyseal zone, and the plate applied to the lateral surface of the tibia provides the lowest level of stresses on the plate itself and on the screws in the diaphysis. Osteosynthesis with two plates allows for a more uniform distribution of stresses between the elements of the metal structure.

Conclusions. Under the influence of vertical compressive load, 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. The plate applied from the medial side provides a lower level of stresses in the bone fragments in the fracture zone, but the plate applied from the lateral side provides a lower level of stresses in all other zones of the tibia. Osteosynthesis with two plates allows to ensure a more uniform distribution of stresses between the elements of the metal structure. Osteosynthesis with a plate from the medial side provides a minimum level of stresses on the screws in the metaphyseal zone, and the plate applied to the lateral surface of the tibia provides the lowest level of stresses on the plate itself and on the screws in the diaphysis.

Key words: lower leg, tibia, multifragmentary fracture, osteosynthesis.

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

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

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

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

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

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

Conflict of interest / Конфлікт інтересів:

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

Corresponding author / Адреса для кореспонденції

Karpinsky Mykhailo Yuriyovych / Карпінський Михайло Юрійович

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

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

Tel.: +380675714863 / Тел.: +380675714863

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 24.01.2025 / Стаття надійшла 24.01.2025 року

Accepted 01.05.2025 / Стаття прийнята до друку 01.05.2025 року

DOI 10.29254/2077-4214-2025-2-177-343-355

UDC 616.31-089.843:678.664.4-022.532

¹Denysenko V. D., ²Rozhnov A. S.

BIORESORBABLE MEMBRANES FOR GUIDED BONE REGENERATION BASED ON POLYURETHANE UREAS

¹Institute of Macromolecular Chemistry of the National Academy of Sciences of Ukraine (Kyiv, Ukraine)

²Bohomolets National Medical University (Kyiv, Ukraine)

Dentartroz@gmail.com

Modern regenerative medicine is actively investigating biocompatible materials for stimulating the growth and repair of bone tissue. Polyurethane ureas (PUUs) exhibit high mechanical strength, biocompatibility, and controlled biodegradation, making them suitable for the development of membranes in guided bone regeneration (GBR). The biodegradation of PUUs was studied through changes in mechanical properties and structure over 1, 3, and 6 months of incubation in biological medium 199. According to IR spectroscopy data, structural changes in PUUs are observed in the biological environment in the νNH region (3308 cm⁻¹ and 3500 cm⁻¹), indicating the disruption or redistribution of hydrogen bonds. A decrease in the intensity of the νC=O (1726 cm⁻¹) and δNH (1535 cm⁻¹) bands suggests hydrolysis of urethane and urea bonds. The appearance of an absorption band at ~1650 cm⁻¹ indicates destructive changes in the polymer chain and alterations in hydrogen bonding. The obtained results confirm that the polymer actively interacts with the biological medium, leading to its partial degradation and structural modification. According to physical-mechanical testing, PUUs lose tensile strength after 6 months of incubation, indicating biodegradation and ensuring a sufficient functional lifespan of membranes during bone regeneration. Cytotoxicity studies using fibroblast tissue culture revealed no adverse effects of PUUs on cell growth and development, confirming their safety for biomedical applications. Therefore, PUUs are a promising material for bioresorbable membranes in maxillofacial surgery, combining effective mechanical support with controlled degradation and no negative impact on surrounding tissues.

Key words: guided bone regeneration, polyurethane ureas, biodegradation, biocompatibility, polymer membranes, fibroblasts.