

УДК 616.718.5-001.5-089.2-007.2:613.25]:004.942](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720223-445-51>

## Ефективність протидії навантаженням на кручення різних варіантів остеосинтезу відламків кісток гомілки за переломів у верхній третині діафіза (математичне моделювання)

М. Ю. Карпінський<sup>1</sup>, М. Ю. Строев<sup>2</sup>, М. І. Березка<sup>2</sup>, В. В. Григоров<sup>2</sup>, О. В. Яресько<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

<sup>2</sup> Харківський національний медичний університет МОЗ України

*The treatment of patients with tibial fractures and overweight has certain peculiarities due to the increased load on the osteosynthesis device. Objective. To compare the stress-strain state of models of the lower leg with a fracture of the tibia in the upper third of the diaphysis under the influence of torsional load under different options of osteosynthesis depending on the patient's weight. Methods. Using the finite element method, a fracture in the upper third of the tibia and three types of osteosynthesis were modeled: using an external fixation device (EFD), a bone plate, and an intramedullary rod. A torque of 7 Nm and 12 Nm was applied to the tibial plateau. The results. The highest indicators of the stress level in the fracture zone (6.3–10.8 MPa) and on the metal structure (251.0–430.2 MPa) were determined in the model with a bony plate. In the model with osteosynthesis with the help of EFD, a fairly low stress level (0.2–0.3 MPa) was established in the fracture zone, but a high one in the proximal part of the tibia (6.7–11.5 MPa). The lowest values of stresses in the fracture zone (0.1–0.2 MPa) and the proximal fragment of the tibia (0.6–1.0 MPa) were determined under the conditions of reproduction of osteosynthesis using an intramedullary rod, but in the distal part of the tibia the stresses remained quite high — 11.1–19.0 MPa. Conclusions. The values of stresses in the fracture zone in the models with EFD and intramedullary rod were significantly lower than the values of the intact bone, with the periosteal plate - only at a load of 7 Nm. In the distal fragment of the tibia, the highest stress level was determined in the model with osteosynthesis with an intramedullary rod, in the proximal one — with EFD. Among the metal structures, the greatest stresses were found in the periosteal plate and around the fixing screws and rods under the conditions of its use. The function of the dependence of the amount of stress on the weight of the patient in the elements of the model turned out to be linear and directly proportional. Key words. Finite element method, shank, fracture, torsion, osteosynthesis.*

*Лікування пацієнтів із переломами кісток гомілки та надмірною вагою має певні особливості через зростання навантаження на пристрій для остеосинтезу. Мета. Порівняти напружено-деформований стан моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині діафіза під впливом навантаження на кручення за різних варіантів остеосинтезу залежно від ваги пацієнта. Методи. За допомогою методу скінченних елементів моделювали перелом у верхній третині великогомілкової кістки та три види остеосинтезу: з використанням апарата зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини й інтрамедулярного стрижня. До плато великогомілкової кістки прикладали крутний момент величиною 7 Нм і 12 Нм. Результати. Найбільші показники рівня напружень в зоні перелому (6,3–10,8 МПа) та на металевій конструкції (251,0–430,2 МПа) визначено в моделі з накістковою пластинкою. У моделі з остеосинтезом за допомогою АЗФ установлені досить низький рівень напружень (0,2–0,3 МПа) у зоні перелому, але високий — у проксимальному відділі великогомілкової кістки (6,7–11,5 МПа). Найнижчі показники напружень у зоні перелому (0,1–0,2 МПа) та проксимальному фрагменті великогомілкової кістки (0,6–1,0 МПа) визначені за умов відтворення остеосинтезу за допомогою інтрамедулярного стрижня, але в дистальному відділі великогомілкової кістки напруження залишилися досить високими — 11,1–19,0 МПа. Висновки. Величини напружень в зоні перелому в моделях з АЗФ та інтрамедулярним стрижнем були значно нижчими за показники неушкодженої кістки, із накістковою пластинкою — лише за навантаження в 7 Нм. У дистальному фрагменті великогомілкової кістки найвищий рівень напружень визначений у моделі з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем, у проксимальному — з АЗФ. Серед металевих конструкцій найбільші напруження виявлені в накістковій пластині та навколо фіксувальних гвинтів і стрижнів за умов її використання. Функція залежності величини напружень від ваги пацієнта в елементах моделі виявилася лінійною та прямопропорційною.*

**Ключові слова.** Метод скінченних елементів, гомілка, перелом, кручення, остеосинтез

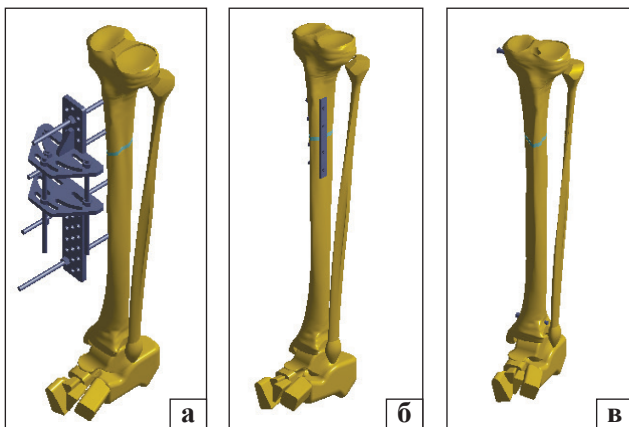
## Вступ

Проблематика надмірної ваги тіла й ожиріння — одна з найпоширеніших пандемій сьогодення. Світова статистика повідомляє, що майже 40 % (2 млрд осіб) населення планети старшого за 18 років мають надмірну вагу, а 13 % страждають на ожиріння [1]. Разом з тим лікування пацієнтів із переломами довгих кісток гомілки та супутньою надмірною вагою створює певні особливості в перебігу захворювання, дещо обмежує вибір імплантата для якісного остеосинтезу, оскільки зростає навантаження на біомеханічну конструкцію [2, 3]. Наразі добре вивчені особливості роботи різних засобів остеосинтезу довгих кісток за стискання та згинання [4], але на кістки гомілки випробовують навантаження на кручення. Вони найнебезпечніші, бо є складною комбінацією навантажень на згин, розтягнення та стискання.

Лікування пацієнтів з переломами кісток гомілки та супутньою надмірною вагою чи ожирінням має певні особливості: обмежений вибір імплантата для якісного остеосинтезу, оскільки зростає навантаження на біомеханічну конструкцію [3, 4].

Для оптимізації вибору імплантатів і визначення переваг і недоліків різноманітних методів фіксації переломів нами створено математичну модель перелому великогомілкової кістки у верхній третині з різноманітними видами остеосинтезу в умовах зростання навантаження на кручення на систему «імплантат – кістка» та визначено рівень напружень у моделі перелому.

**Мета:** провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині діафіза під впливом навантаження на кручення за різних варіантів остеосинтезу залежно від ваги пацієнта.



**Рис. 1.** Моделі перелому великогомілкової кістки у верхній третині з остеосинтезом: а) АЗФ; б) накісткової пластиною; в) інтрамедулярним стрижнем

## Матеріал і методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» розроблено базу скінченно-елементну модель гомілки людини [5], яка складалася з великогомілкової та мало-гомілкової кісток, кісток стопи. У всіх суглобах між кістковими елементами робили прошарок із механічними властивостями хрящової тканини.

На базовій моделі відтворено перелом у верхній третині великогомілкової кістки та три види остеосинтезу за допомогою апарата зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової платини та інтрамедулярного стрижня. Проміжок між кістковими фрагментами в зоні перелому заповнювали елементом, який імітував кістковий регенерат (рис. 1).

Матеріал прийнятий однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Усім матеріалам, з яких склалися моделі, задано відповідні механічні властивості — модуль пружності Юнга та коефіцієнт Пуассона [6–9] (табл. 1).

Моделі досліджені під впливом навантаження на кручення, яке є характерним для пацієнтів вагою 70 кг і 120 кг. Для цього до великогомілкового плато прикладали крутний момент величиною 7 Нм і 12 Нм. Стопа моделей була жорстко закріплена. Схему навантаження подано на рис. 2.

Для порівняння напружено-деформованого стану (НДС) моделей визначали максимальні величини напружень у проксимальному та дистальному фрагментах великогомілкової кістки, зоні перелому, металевій конструкції та кістковій тканині навколо фіксувальних гвинтів. Показники величин напружень у контрольних точках моделі в нормі брали з нашої попередньої роботи [5]. Дослідження моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінювання НДС використовували напруження за Мізесом [10].



**Рис. 2.** Схема навантаження моделей

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks, розрахунки напружено-деформованого стану моделей — програмного комплексу CosmosM [11].

### Результати та їх обговорення

Першим етапом роботи вивчали НДС моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині під впливом навантаження на кручення величиною 7,0 Нм.

Визначено, що за умов використання остеосинтезу за допомогою АЗФ, крутний момент величиною 7,0 Нм спричинює максимальні напруження 6,7 МПа на проксимальному кінці великогомілкової кістки. У розташованих нижче відділах все навантаження приймає на себе АЗФ, напруження на якому сягають позначки 197,1 МПа. Також високий рівень напружень (31,5 МПа) спостерігали на фіксувальних гвинтах і навколо них у кістковій тканині. Отже, це дає змогу зняти напруження з дистального фрагмента, де вони визначаються на рівні 0,3 МПа, і, що особливо важливо, зі зони перелому, де вони не перевищують 0,2 МПа (рис. 3).

Розглянемо НДС моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині та

остеосинтезом накістковою пластиною під навантаженням на кручення величиною 7,0 Нм (рис. 4).

Установлено, що використання накісткової пластини для остеосинтезу великогомілкової кістки за її перелому у верхній третині під впливом навантаження на кручення величиною 7,0 Нм призводить до підвищення величини напружень у зоні перелому до 6,3 МПа, у дистальному фрагменті — до 6,6 МПа порівняно з остеосинтезом АЗФ. Водночас виявлено зниження рівня напружень у проксимальному фрагменті великогомілкової кістки до 4,3 МПа. Власне на пластині визначений дуже високий рівень напружень — 251,0 МПа, на фіксувальних гвинтах — 57,0 МПа.

На рис. 5 відображено розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під навантаженням на кручення величиною 7,0 Нм. Інтрамедулярний стрижень за цих умов чинить суттєвий спротив крутним навантаженням. Наслідком цього є зниження величини напружень у зоні перелому до 0,1 МПа та проксимальному фрагменті великогомілкової кістки до 0,6 МПа. Натомість у дистальному фрагменті визначений досить високий рівень напружень (11,1 МПа). Напруження на стрижні сягнули позначки 250,0 МПа, на фіксувальних гвинтах — 13,6 МПа.

Максимальні значення відносних деформацій в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки за різних варіантів остеосинтезу під навантаженням на кручення величиною 7,0 Нм наведено в табл. 2.

Другим етапом роботи стало вивчення поведінки моделей в разі підвищення навантаження до 12,0 Нм, що відповідає вазі пацієнта 120 кг.

Визначено, що за наявності перелому великогомілкової кістки в верхній третині та її остеосинтезі АЗФ збільшення ваги пацієнта і, відповідно, величини навантаження на кручення призводить до підвищення величин напружень у всіх елементах моделі. Найбільші зміни виявлено на елементах конструкції (337,8 МПа) та фіксувальних стрижнях (54,0 МПа) (табл. 3). У кістковій тканині найвищий рівень напружень визначено в проксимальному фрагменті великогомілкової кістки — 11,5 МПа, але в дистальному фрагменті та зоні перелому він залишився досить низьким — 0,5 та 0,3 МПа відповідно (рис. 6).

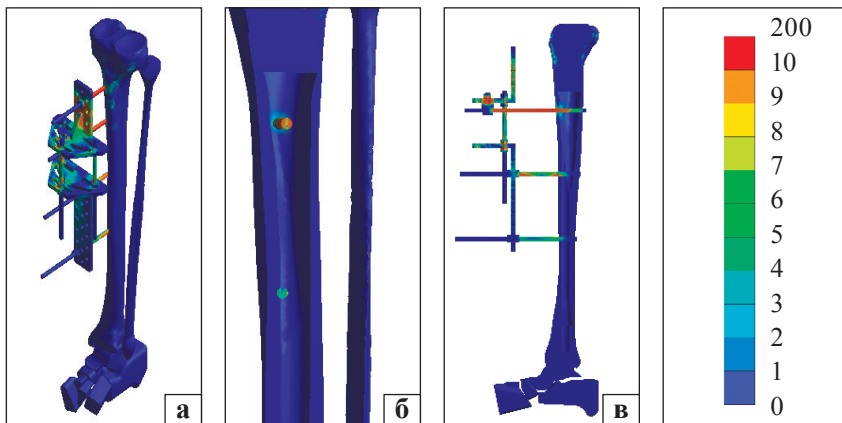
На рис. 7 відображено НДС моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в верхній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під навантаженням на кручення величиною 12,0 Нм.

Таблиця 1  
Механічні характеристики використаних у моделюванні матеріалів

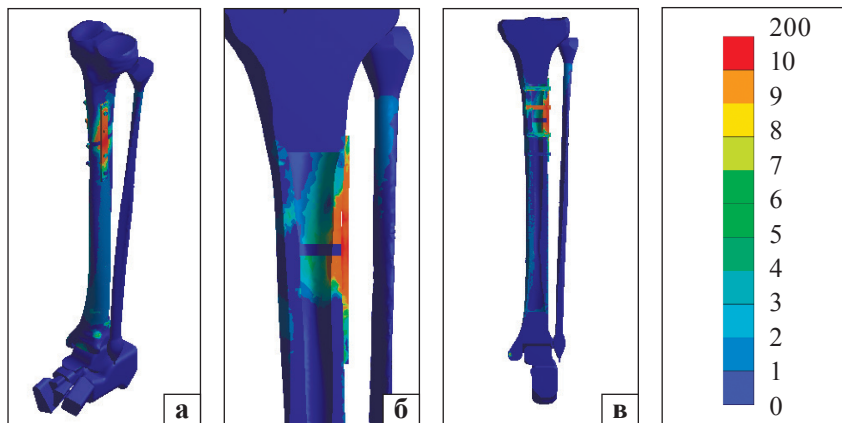
Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, $\nu$
Кіркова кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Міжвідламковий регенерат	1,00	0,45
Сталь	$2,1 \cdot 10^5$	0,2

Таблиця 2  
Величини максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки за різних варіантів остеосинтезу під впливом навантаженням на кручення величиною 7,0 Нм

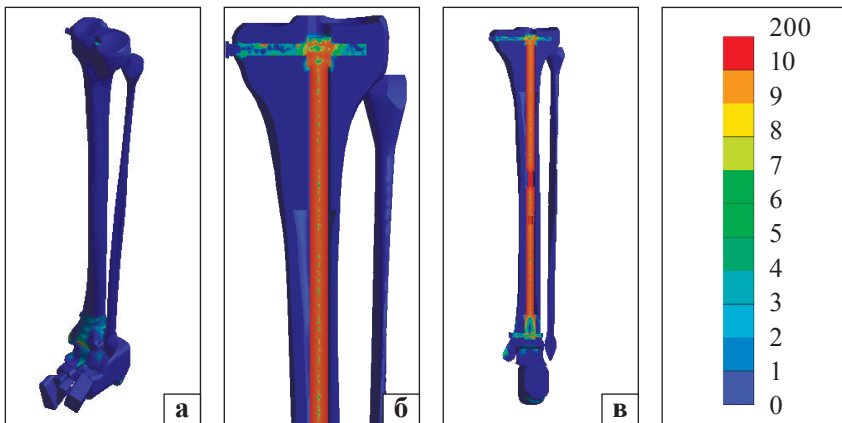
Елемент моделі	Напруження, МПа			
	норма	АЗФ	пластина	стрижень
Фрагмент великогомілкової кістки:				
– проксимальний;	4,1	6,7	4,3	0,6
– дистальний	9,5	0,3	6,6	11,1
Зона перелому	6,0	0,2	6,3	0,1
Конструкція	—	197,1	251,0	250,0
Вхід гвинтів	—	31,5	51,7	13,6



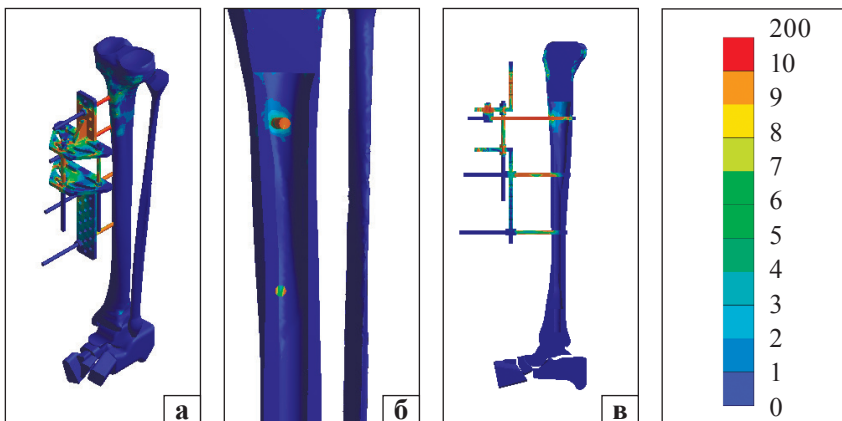
**Рис. 3.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомількової кістки у верхній третині (остеосинтез АЗФ) під навантаженням на кручення величиною 7,0 Нм: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) перетин великогомількової кістки



**Рис. 4.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомількової кістки у верхній третині (остеосинтез накістковою пластиною) під навантаженням на кручення величиною 7,0 Нм: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) перетин великогомількової кістки

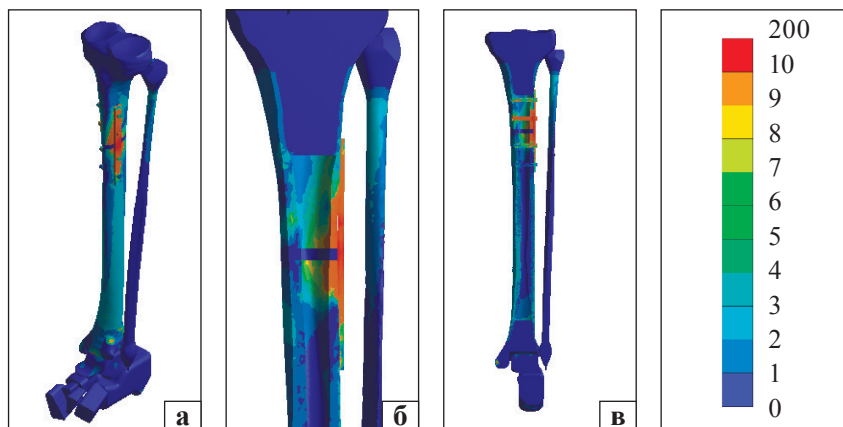


**Рис. 5.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомількової кістки у верхній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під навантаженням на кручення величиною 7,0 Нм: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) перетин великогомількової кістки

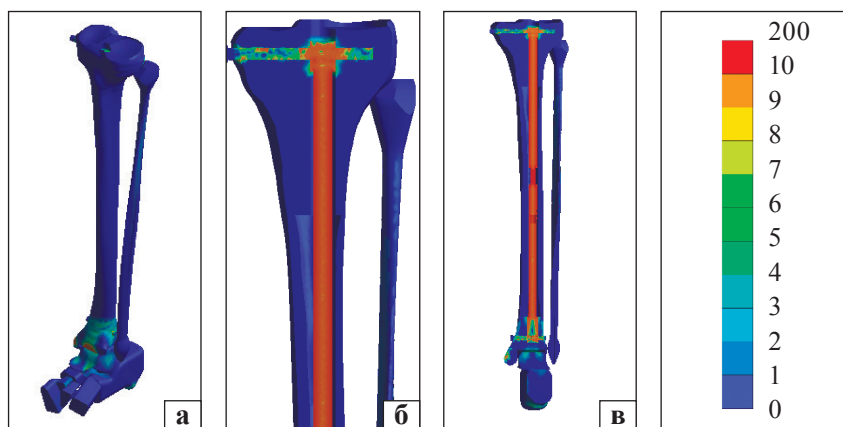


**Рис. 6.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомількової кістки у верхній третині під навантаженням на кручення величиною 12,0 Нм, остеосинтез АЗФ: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) перетин великогомількової кістки





**Рис. 7.** НДС у моделі голімки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині під навантаженням на кручення величиною 12,0 Нм, остеосинтез накістковою пластиною: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) перетин великогомілкової кістки



**Рис. 8.** НДС у моделі голімки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині під навантаженням на кручення величиною 12,0 Нм, остеосинтез інтрамедулярним стрижнем: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) перетин великогомілкової кістки

Таблиця 3

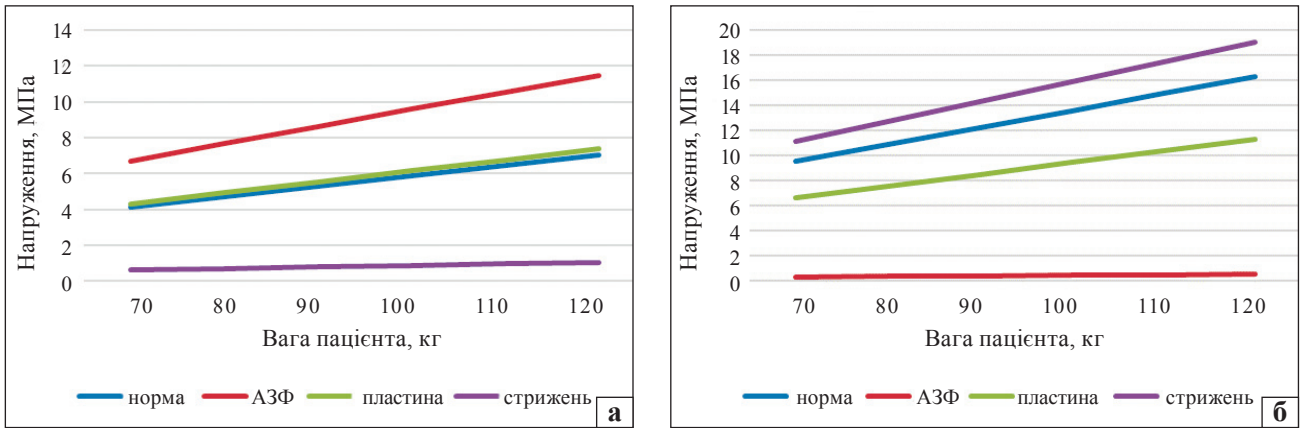
**Величини максимальних напружень в елементах моделей голімки з переломом великогомілкової кістки під дією навантаження на кручення величиною 12,0 Нм за різних варіантів остеосинтезу**

Елемент моделі	Напруження, МПа			
	норма	АЗФ	пластина	стрижень
Фрагмент великогомілкової кістки:				
– проксимальний;	7,0	11,5	7,4	1,0
– дистальний	16,3	0,5	11,3	19,0
Зона перелому	10,3	0,3	10,8	0,2
Конструкція	—	337,5	430,2	428,5
Вхід гвинтів	—	54,0	97,7	23,3

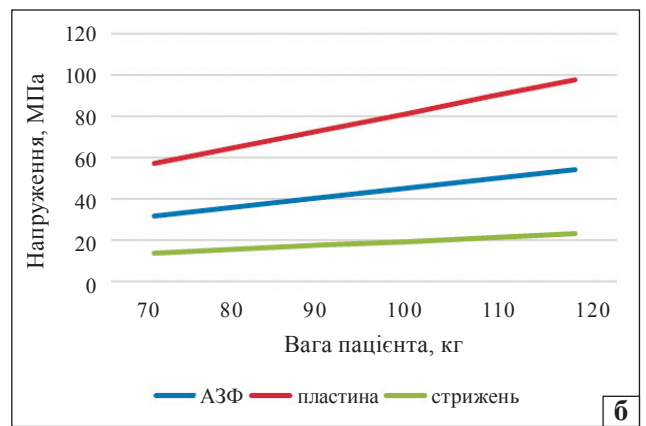
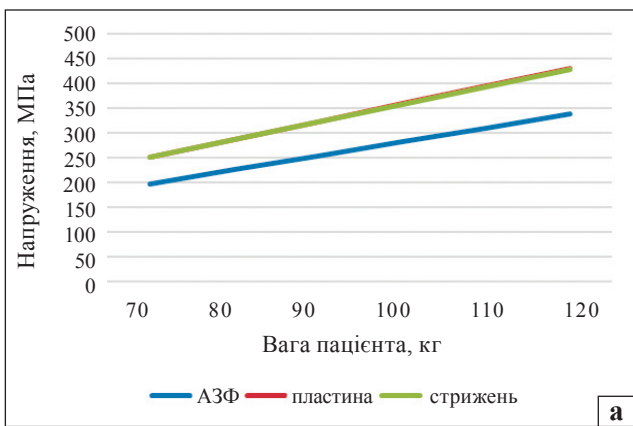
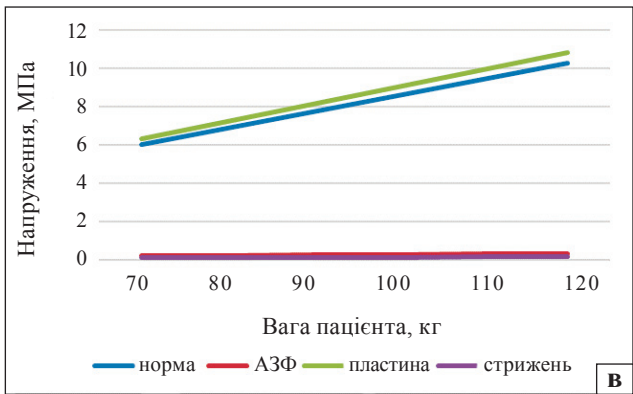
Виявлено, що збільшення ваги пацієнта не змінює за цих умов характер розподілу напружень у моделі. А саме відмічено підвищення рівня напружень у всіх її елементах: у зоні перелому та дистальному фрагменті — 10,8 і 11,3 МПа відповідно, у проксимальному фрагменті — 7,4 МПа. Найбільш напруженим елементом виявилася накісткова пластина — 430,2 МПа, на фіксувальних гвинтах воно підвищилося до позначки 97,7 МПа (табл. 3).

Останнім етапом вивчено розподіл напружень у розробленій моделі під дією навантаження на кручення величиною 12,0 Н за умов остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем (рис. 8). Установлено, що введення інтрамедулярного стрижня в разі збільшеної ваги пацієнта й крутного навантаження дає змогу зберегти низький рівень напружень і в зоні перелому (0,2 МПа), і в проксимальному фрагменті великогомілкової кістки (1,0 МПа). У дистальному фрагменті напруження зросли до рівня 19,0 МПа. Найбільший рівень напружень 428,5 МПа визначений на стрижні, а на фіксувальних гвинтах — 23,3 МПа (табл. 3).

Таким чином, установлено, що використання АЗФ та інтрамедулярного стрижня забезпечує мінімальний рівень напружень в зоні перелому великогомілкової кістки в моделях під дією навантаження на кручення величиною 12,0 Нм. За умов остеосинтезу накістковою пластиною не виявлено значних знижень напружень у жодній зоні великогомілкової кістки, виняток склали фіксувальні гвинти, де напруження дорівнювали нулю. Щодо величин напружень на елементах металевих конструкцій, то в цьому випадку вони знов найвищі за умов використання накісткової пластина.



**Рис. 9.** Графіки залежності величин напружень від ваги пацієнта в моделях великогомілкової кістки за її переломів у верхній третині та різних видів остеосинтезу: проксимальний (а) і дистальний (б) фрагменти; зона перелому (в)



**Рис. 10.** Графіки залежності величин напружень від ваги пацієнта в елементах металевих конструкцій (а) та навколо фіксуювальних гвинтів і стрижнів (б) у великогомілкової кістці за її перелому у верхній третині та різних видів остеосинтезу

Для наочного уявлення змін величин напружень в елементах великогомілкової кістки за її переломів у верхній третині та різних видів остеосинтезу від ваги пацієнта побудовані графіки (рис. 9). Проведені математичні дослідження показали, що зміни величин напружень у кістковій тканині лінійно залежать від ваги пацієнта. При цьому АЗФ та інтрамедулярний стрижень забезпечують величини напружень у зоні перелому значно нижчі за показники для неушкодженої кістки. У дистальному відділі великогомілкової кістки найвищий рівень напружень визначений

у моделі, де використано для остеосинтезу інтрамедулярний стрижень. У проксимальному відділі великогомілкової кістки напруження, які перевищують показники моделі з неушкодженою кісткою, зафіксовані в разі використання АЗФ.

Графіки, наведені на рис. 10, демонструють залежність величин напружень в елементах металевих конструкцій моделей залежно від ваги пацієнта. Так само, як і в кістковій тканині, у металевих конструкціях величини напружень прямопропорційно залежать від ваги пацієнта. Найбільші напруження виявлені в накістковій

пластині. Таке саме відбувається навколо фіксуральних гвинтів і стрижнів за умов використання для остеосинтезу накісткової пластини, коли визначені найвищі напруження порівняно з іншими конструкціями.

## Висновки

Найбільші показники рівня напружень в зоні перелому (від 6,3 до 10,8 МПа) та на металевій конструкції (від 251,0 до 430,2 МПа) визначено в моделі з використанням накісткової пластини.

У математичній моделі з остеосинтезом за допомогою АЗФ установлений досить низький рівень напружень (0,2–0,3 МПа) у зоні перелому, але недоліком є високий рівень напружень у проксимальному відділі великогомілкової кістки (6,7–11,5 МПа).

Найнижчі показники напружень у зоні перелому (0,1–0,2 МПа) та проксимальному фрагменті великогомілкової кістки (0,6–1,0 МПа) визначені за умов відтворення остеосинтезу за допомогою інтрамедулярного стрижня, але в дистальному відділі великогомілкової кістки напруження залишилися досить високими — 11,1–19,0 МПа.

Функція залежності величини напружень від ваги пацієнта в елементах моделі виявилася лінійною та прямопропорційною.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

1. WHO. Obesity and overweight [Web source]. — Available from : <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>
2. Pelypenko O. Analysis of the causes of mechanical complications after osteosynthesis of the limbs / Pelypenko O., Kovalov O. // The problems of traumatology and osteosynthesis (Ukraine). — 2020. — Vol. 1 (19). — P. 47–59.
3. Stoyko I. V. Analysis of stress-strain state of the distal tibia and foot in pilon injuries under external fixation using rod devices / I. V. Stoyko, G. V. Bets, M. Yu. Karpinsky, I. G. Bets // Trauma (Ukraine). — 2014. — Vol. 15 (1). — P. 41–49. — DOI: 10.22141/1608-1706.1.15.2014.81263.
4. Mechanical Complications after Limb Osteosynthesis: Analysis of Etiologic Factors in 42 Cases / M. Traore, R. Gogoua, M. Kouame [et al.] // Open Journal of Orthopedics. — 2017. — Vol. 7. — P. 43–52. — DOI: 10.4236/ojo.2017.72006.
5. Jupiter J. B. The complications and difficulties of management of nonunion in the severely obese / J. B. Jupiter, D. Ring, H. Rosen // Journal of Orthopaedic Trauma. — 1995. — Vol. 9 (5). — P. 363–370. — DOI: 10.1097/00005131-199505000-00001.
6. Effectiveness of resisting torsional loads of various options for osteosynthesis of tibial fragments (according to the results of mathematical modeling) / M. Karpinsky, M. Stroiev, M. Berezka [et al.] // Orthopaedics, Traumatology and Prjsthetics. — 2022. — No. 1–2. — P. 34–42. — DOI: 10.15674/0030-598720221-234-42. (in Ukrainian)
7. Berezovsky V. A. Biophysical characteristics of human tissues: Handbook / V. A. Berezovsky, N. N. Kolotilov. — Kyiv : Naukova dumka, 1990. — 224 p. (in russian)
8. Mathematical modeling of options for osteosynthesis of distal tibial metaphyseal fractures type C1 [Matematychnye modelyuvannya variantiv osteosyntezy perelomiv dystal'noho metaepifiza velykohomilkovoyi kistky typu S1] / V. L. Vasyuk, O. A. Koval, M. Yu. Karpinsky, O. V. Yaresko // Trauma (Ukraine). — 2019. — Vol. 20 (1). — P. 37–46. — DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666. (in Ukrainian)
9. Mathematical modeling of the influence of the deformation of the lower leg bones on the load on the joints of the lower limb [Matematychnye modelyuvannya vplyvu deformatsiyi kistok homilky na navantazhennya suhlobiv nyzhn'oyi kintsivky] / M. O. Korzh, K. K. Romanenko, D. V. Prozorovsky [et al.] // Trauma (Ukraine). — 2016. — Vol. 17 (3). — P. 23–24.
10. Gere J. M. Mechanics of Material / J. M. Gere, S. P. Timoshenko. — 1997. — P. 912.
11. Zenkevich O. K. Finite element method in engineering / O. K. Zenkevich. — Moscow : Mir, 1978. — 519 p. (in russian)
12. Alyamovsky A. A. SolidWorks/COSMOSWorks. Engineering analysis by the finite element method / A. A. Alyamovsky. — Moscow : DMK Press, 2004. — 432 p. (in russian)

Стаття надійшла до редакції 26.10.2022

## THE EFFECTIVENESS OF RESISTANCE TO TORSIONAL LOADS OF VARIOUS OPTIONS FOR OSTEOSYNTHESIS OF BONE FRAGMENTS OF THE TIBIA FOR FRACTURES IN THE UPPER THIRD OF THE DIAPHYSIS (MATHEMATICAL MODELING)

M. Yu. Karpinsky<sup>1</sup>, M. Yu. Stroiev<sup>2</sup>, M. I. Berezka<sup>2</sup>, V. V. Hryhoruk<sup>2</sup>, O. V. Yaresko<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

<sup>2</sup> Kharkiv National Medical University of the Ministry of Health of Ukraine

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Maksym Stroiev, MD: mystroiev.po20@knmu.edu.ua

✉ Mykola Berezka, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: mi.berezka@knmu.edu.ua

✉ Viktoriia Hryhoruk MD, PhD in Traumatology and Orthopaedics: vv.hryhoruk@knmu.edu.ua

✉ Oleksandr Yaresko: avyresko@gmail.com