

DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.917>Строев М.Ю.<sup>1</sup>, Березка М.І.<sup>1</sup>, Григорук В.В.<sup>1</sup>, Карпінський М.Ю.<sup>2</sup>, Яренько О.В.<sup>2</sup><sup>1</sup>Харківський національний медичний університет, м. Харків, Україна<sup>2</sup>ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

## Дослідження напружено-деформованого стану моделі гомілки з переломом у верхній третині великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу в умовах зростаючого стискаючого навантаження на систему «імплантат — кістка»

**Резюме.** Математичне моделювання за допомогою методу скінченних елементів дає змогу оцінити надійність системи «імплантат — кістка», виявити наявні переваги й недоліки застосовуваних методів фіксації уламків діяфіза великогомілкової кістки, дозволяє вивчити динаміку процесу деформації структур кісткової тканини та фіксації металоконструкцій, що, у свою чергу, визначає вибір оптимальної металоконструкції для остеосинтезу в пацієнта з надмірною масою тіла. **Мета:** провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині під дією компресійного навантаження при різних варіантах остеосинтезу і залежно від маси тіла пацієнта. **Матеріали та методи.** Розроблена скінченно-елементна модель гомілки, яка містила великогомілкову й малогомілкову кістки та кістки стопи. У всіх з'єднаннях між елементами кістки виконано прошарок з механічними властивостями хрящової тканини. Моделювали перелом у верхній третині великогомілкової кістки й три види остеосинтезу за допомогою апарата зовнішньої фіксації, кісткової пластини й інтрамедулярного стрижня. Моделі були випробувані під дією вертикального стискаючого навантаження 700 і 1200 Н. **Результати.** Зміни величини напруження в кістковій тканині залежно від маси тіла пацієнта мають лінійну залежність. При цьому апарат зовнішньої фіксації та інтрамедулярний стрижень забезпечують зниження напружень у зоні перелому нижче від рівня показників для інтактної кістки. Накісткова пластина демонструє значно гірші показники рівня напружень як у зоні перелому, так і в проксимальному відділі великогомілкової кістки. У дистальному відділі найбільший рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом апаратом зовнішньої фіксації. Це може бути наслідком значної ваги самого апарата, яка, діючи через довгий важіль нижнього фіксуємого стрижня, чинить додаткове навантаження на дистальний кінець великогомілкової кістки. У металевих конструкціях найбільші напруження виникають в окісті. Це пов'язано з його одностороннім накладанням на кістку, що викликає додатковий згинальний момент при навантаженні кінцівки. **Висновки.** Найгірші показники рівня напружень у зоні перелому (від 39,5 до 67,7 МПа) і на металевій конструкції (від 292,7 до 501,7 МПа) визначено при використанні накісткової пластини. Це є дуже небезпечним, тому що наближується до показників межі міцності для нержавіючої сталі. Остеосинтез за допомогою апарата зовнішньої фіксації забезпечує досить низький рівень напружень (від 1,8 до 3,1 МПа) у зоні перелому, але недоліком є високий рівень напружень на самому апараті (від 174,6 до 299,3 МПа) і в дистальному відділі великогомілкової кістки (від 9,0 до 15,4 МПа), що пов'язано з довжиною важелів, якими є фіксуємчі стрижні. Найнижчі показники напружень у всіх елементах моделі визначаються при використанні остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем, що обумовлено центральним розташуванням основної опори по осі навантаження та короткими важелями, якими є фіксуємчі гвинти. Функція залежності величини напружень в елементах моделі від ваги пацієнта є лінійною і прямо пропорційною.

**Ключові слова:** остеосинтез; гомілка; верхня третина

© «Травма» / «Trauma» («Травма»), 2022

© Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2022

Для кореспонденції: Карпінський Михайло Юрійович, старший науковий співробітник лабораторії біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; тел. +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

For correspondence: Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

**Full list of author information is available at the end of the article.**

## Вступ

У загальній структурі травматизму переломи кісток нижніх кінцівок становлять 47,3 %. Серед цих переломів на першому місці знаходяться діафізарні переломи кісток гомілки (ДПКГ), що становлять 45–56 % [1]. Перебіг процесу зрощення у хворих з надмірною вагою має певні особливості. Таких хворих часто лікують без урахування надмірної ваги, використовуючи наявні металеві конструкції [2–4].

За даними проведеного аналізу літературних джерел нами не було знайдено доцільного обґрунтування диференційованого підходу для визначення оптимальної хірургічної тактики вибору імплантату для стабілізації уламків при ДПКГ у пацієнтів із супутньою надмірною вагою.

Проведення дослідження напружено-деформованого стану біомеханічної системи «імплантат — кістка» в умовах стандартного й надмірного навантаження нам здалося досить цікавим і доцільним, оскільки математичне моделювання з використанням методу скінченних елементів дозволяє провести оцінку надійності системи «імплантат — кістка», дає можливість виявити існуючі переваги й недоліки при застосуванні різних методів фіксації уламків діафіза великогомілкової кістки, дослідити динаміку процесу деформування структур кісткової тканини й фіксуючих металоконструкцій, що, у свою чергу, зумовлює вибір оптимальної металевої конструкції для остеосинтезу перелому в пацієнта з надмірною вагою [5].

**Мета:** провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині під впливом стискаючого навантаження при різних варіантах остеосинтезу і залежно від ваги пацієнта.

## Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» була розроблена базова скінченно-елементна модель гомілки людини [6, 7]. Загальний вигляд моделі наведено на рис. 1.

Модель складалася з великогомілкової і малогомілкової кісток і кісток стопи. В усіх суглобах між кістковими елементами робили прошарок з механічними властивостями хрящової тканини.

На базовій моделі моделювали перелом у верхній третині великогомілкової кістки і три види остеосин-

тезу за допомогою апарата зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини й інтрамедулярного стрижня. Проміжок між кістковими фрагментами в зоні перелому заповнювали елементом, який імітував кістковий регенерат. Зовнішній вигляд моделей з переломом у верхній третині великогомілкової кістки і різними видами остеосинтезу наведено на рис. 2.

У нашому дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Усім матеріалам, з яких склалися моделі, задавали відповідні механічні властивості, такі як модуль пружності Юнга і коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин обирали за даними літератури [8–11]. Властивості металевих конструкцій обирали за даними технічної літератури [12]. Дані про механічні характеристики матеріалів, використаних при моделюванні, наведені в табл. 1.

Усі моделі досліджували під впливом вертикального стискаючого навантаження величиною 700 і 1200 Н. Стопа моделей була жорстко закріплена. Схема навантаження моделей наведена на рис. 3.

Для порівняння напружено-деформованого стану моделей визначали максимальні величини напружень у проксимальному й дистальному фрагментах великогомілкової кістки, у зоні перелому, у металевій конструкції і в кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів. Дані про величини напружень у контрольних точках моделі в нормі брали з нашої попередньої роботи [6].

Дослідження моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напружено-деформованого стану моделей використовували напруження за Мізесом [13].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [14].

## Результати

На першому етапі роботи вивчали напружено-деформований стан моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині при різних варіантах остеосинтезу під впливом осьового стискаючого навантаження величиною 700 Н. На рис. 4 наведена картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й

**Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, які використовували при моделюванні**

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, $\nu$
Кортикальна кістка	18 350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Сталь	$2,1 \cdot 10^5$	0,2

остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 700 Н.

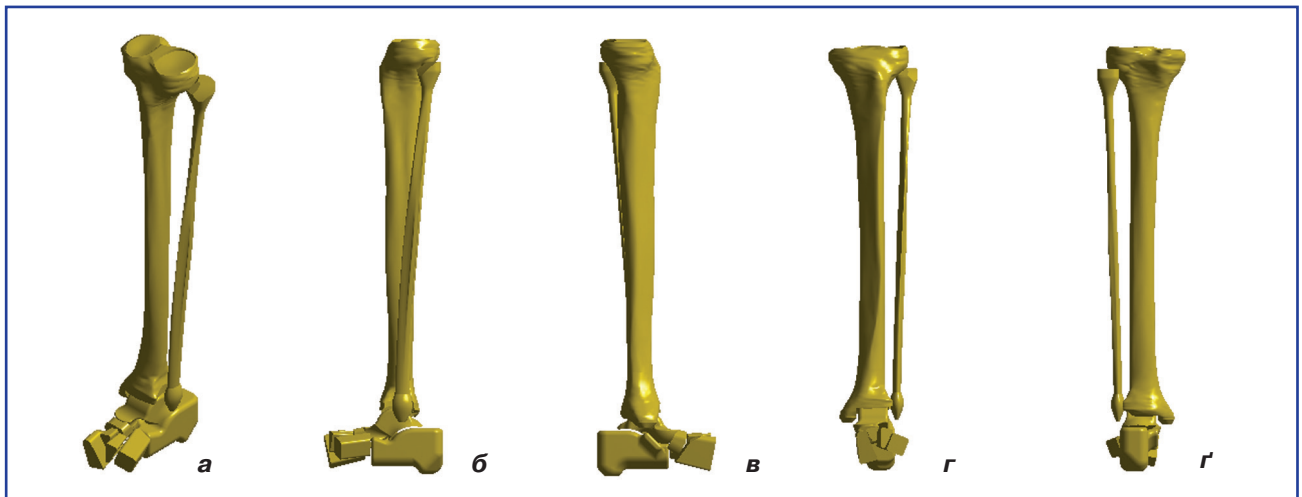
При використанні остеосинтезу АЗФ для лікування переломів великогомілкової кістки у верхній третині й навантаженні кінцівки вагою пацієнта 70 кг максимальний рівень напружень 9,0 МПа спостерігається в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруження не перевищують позначки 4,6 МПа. Найнижчий рівень напружень 1,8 МПа визначається в зоні перелому. Низький рівень напружень у зоні перелому має місце завдяки тому, що основне навантаження бере на себе АЗФ. Це підтверджується високими напруженнями на його елементах — до 174,6 МПа і на крайніх фіксуючих стрижнях — до 67,5 МПа, що обумовлено довгими важелями, якими є саме фіксуючі стрижні.

Розглянемо напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом накістковою пластиною

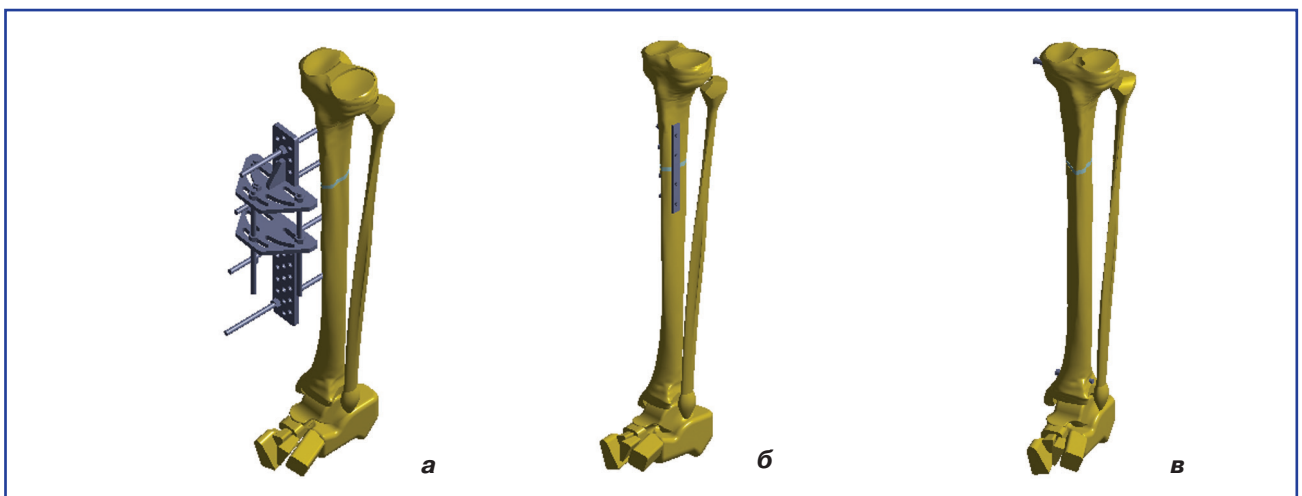
під стискаючим навантаженням величиною 700 Н, який показаний на рис. 5.

При остеосинтезі накістковою пластиною зона максимальних напружень зміщується в зону перелому, де напруження сягають значення 39,5 МПа. Напруження в дистальному й проксимальному фрагментах великогомілкової кістки є значно нижчими, а саме 7,3 і 5,0 МПа відповідно. Навколо фіксуючих гвинтів напруження значно нижчі, ніж при остеосинтезі АЗФ, і не перевищують позначки 12,1 МПа, але сама пластина зазнає дуже високих навантажень, про що свідчить високий рівень напруження — 292,7 МПа. Це є результатом однобічного розташування пластины на кістці.

На рис. 6 відображено розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 700 Н.



**Рисунок 1. Базова скінченно-елементна модель гомілки: а) загальний вигляд; б) вигляд з медіального боку; в) вигляд з латерального боку; г) вигляд спереду; ґ) вигляд ззаду**



**Рисунок 2. Моделі перелому великогомілкової кістки у верхній третині з остеосинтезом: а) АЗФ; б) накістковою пластиною; в) інтрамедулярним стрижнем**

Зовсім по-іншому поводиться модель великогомілкової кістки при її переломі у верхній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем. Такий вид остеосинтезу дозволяє отримати зниження рівня напружень у кістковій тканині, навіть нижче за показники моделі в нормі. Так, у дистальному й проксимальному фрагментах кістки напруження визначаються на рівні 4,2 і 3,3 МПа відповідно. У зоні перелому напруження знижуються практично до 0 і становлять 0,1 МПа. Те ж саме спостерігається і навколо фіксуючих гвинтів, де рівень напружень не перевищує 2,0 МПа.

Дані про максимальні значення напружень в елементах моделей голімки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 700 Н наведені в табл. 2.



Рисунок 3. Схема навантаження моделей

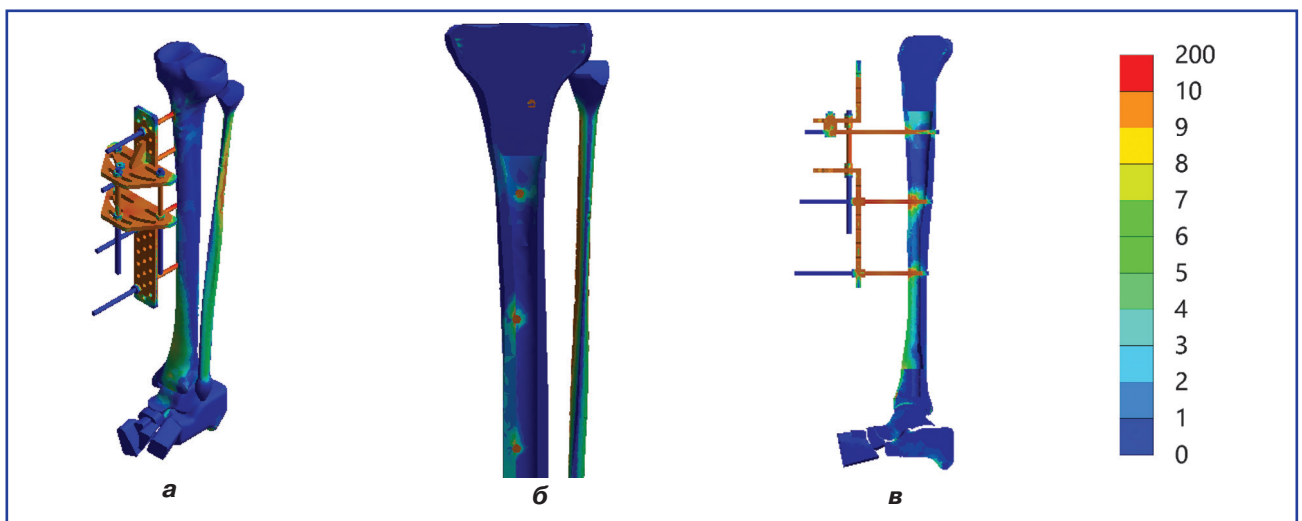


Рисунок 4. Картина розподілу напружень в моделі голімки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

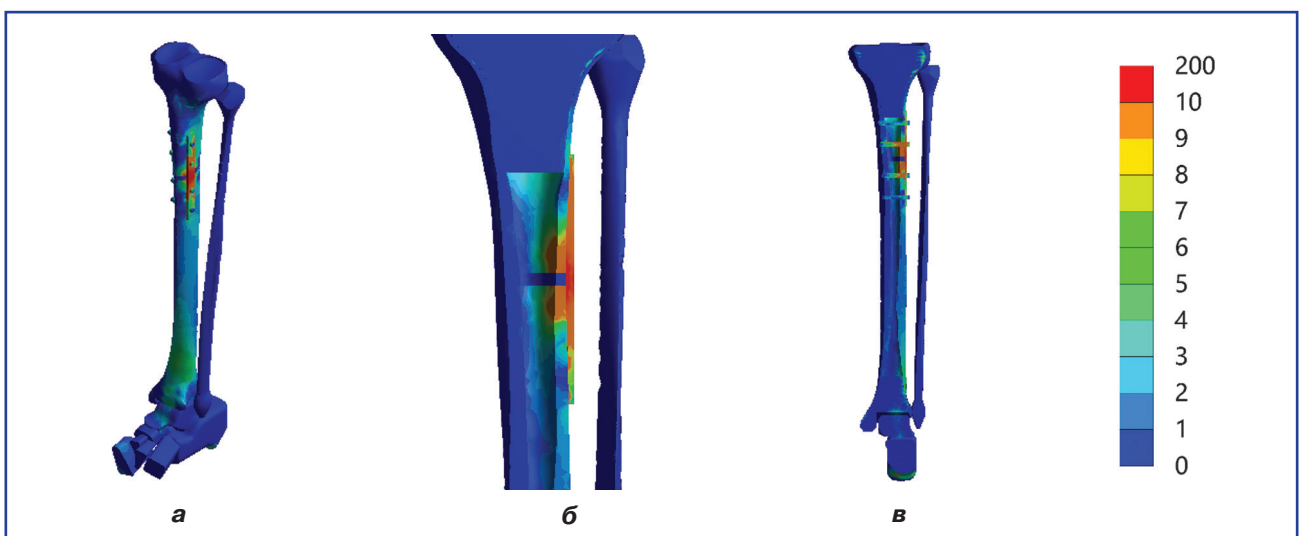
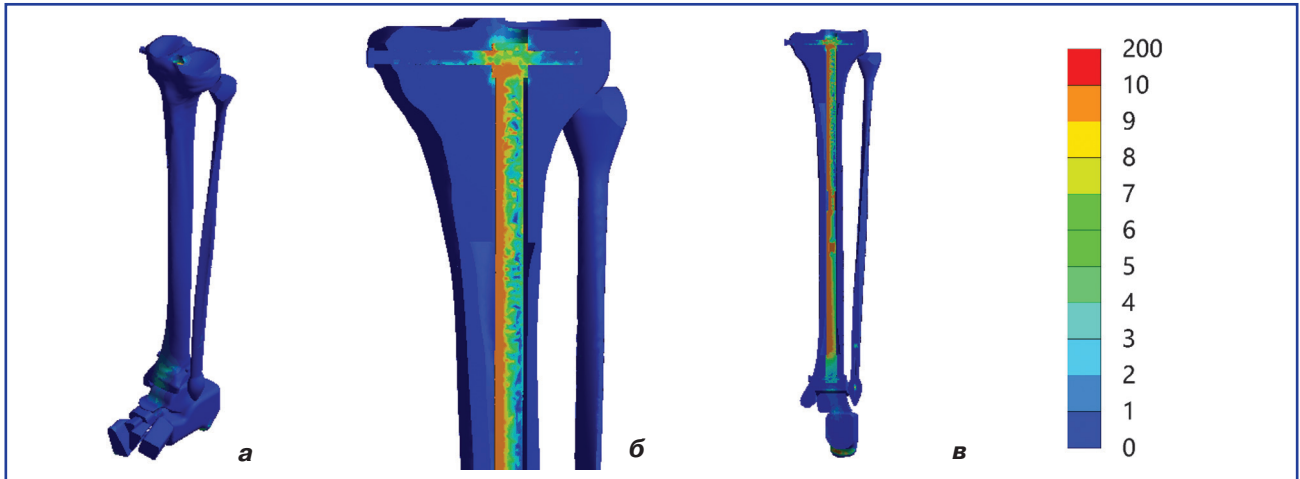
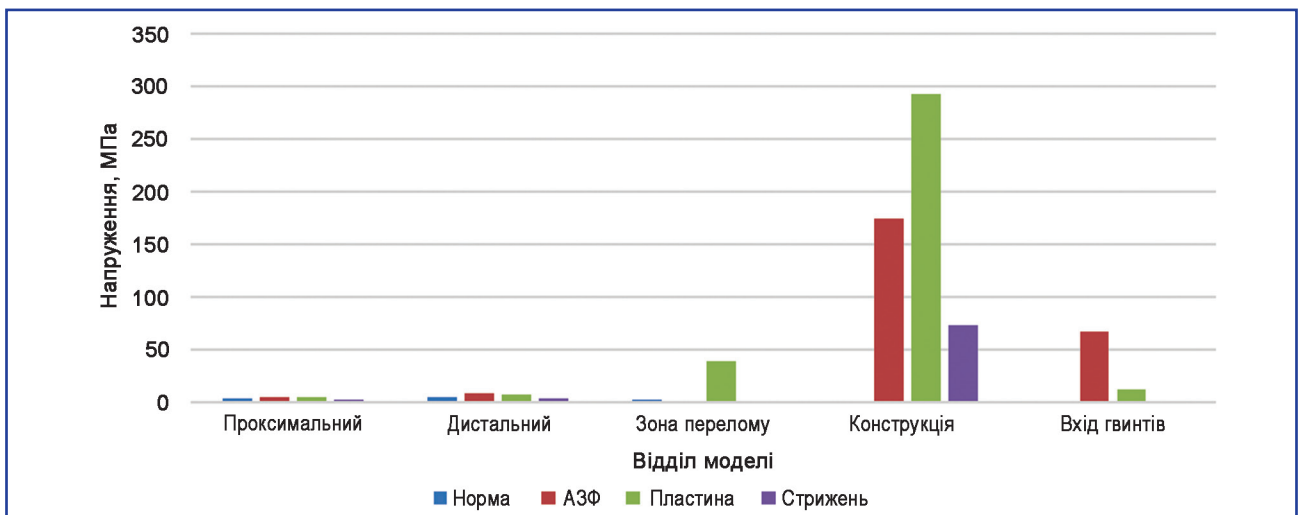


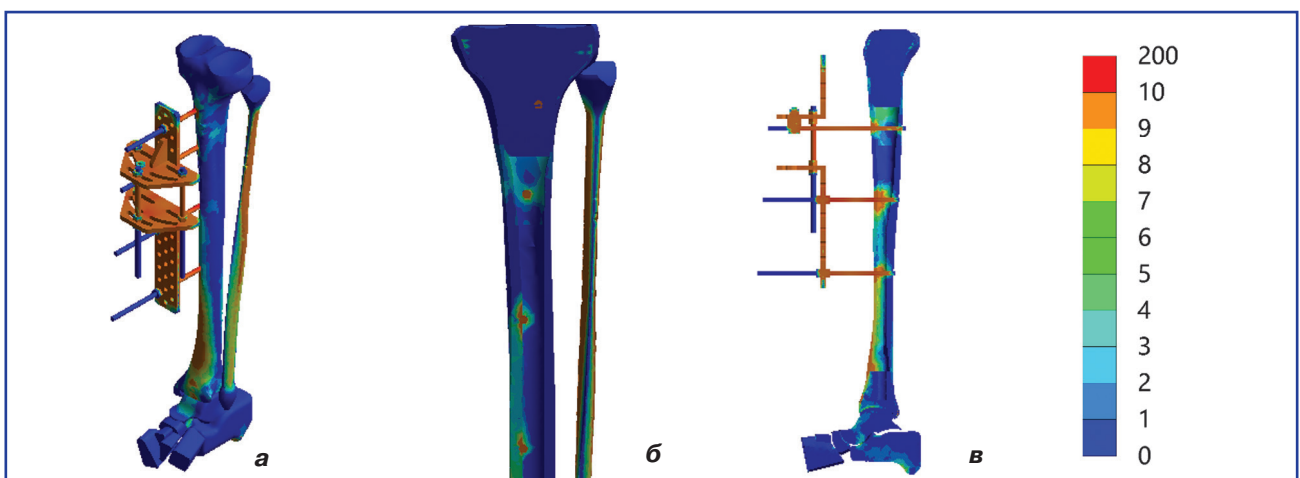
Рисунок 5. Картина розподілу напружень у моделі голімки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки



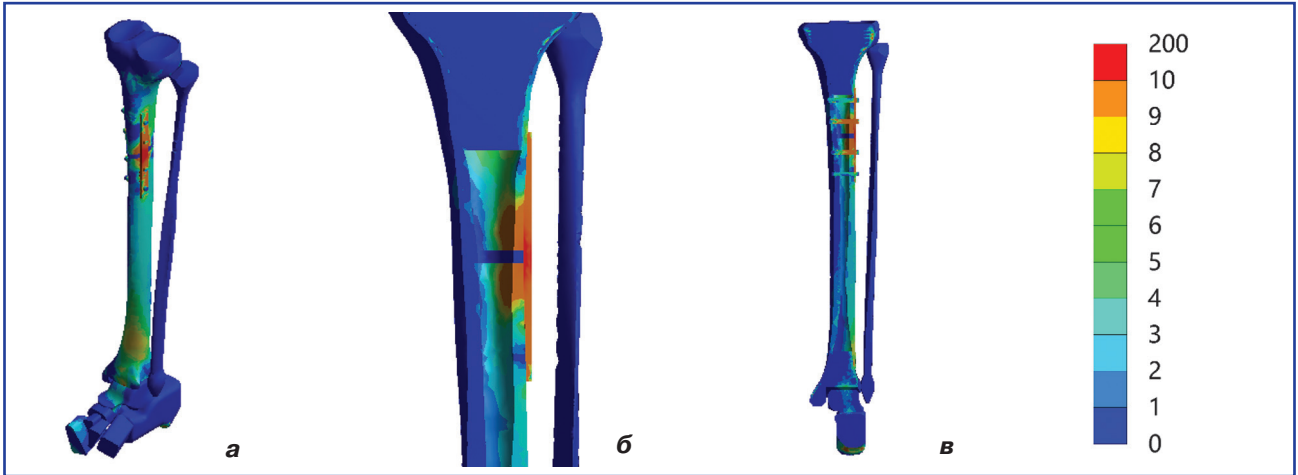
**Рисунок 6.** Картина розподілу напружень у моделі голімки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки



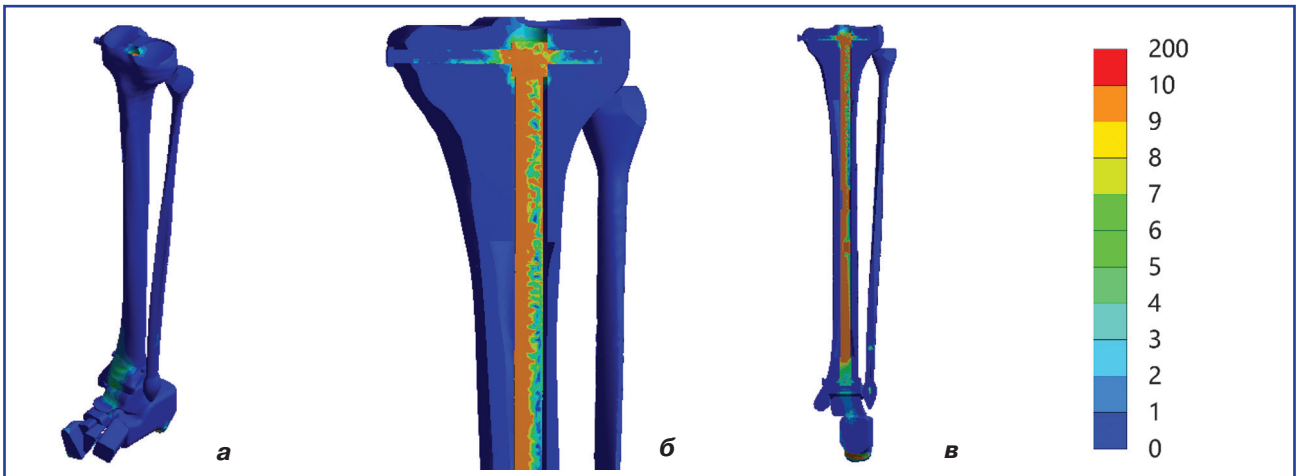
**Рисунок 7.** Діаграма величин максимальних напружень в елементах моделей голімки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 700 Н



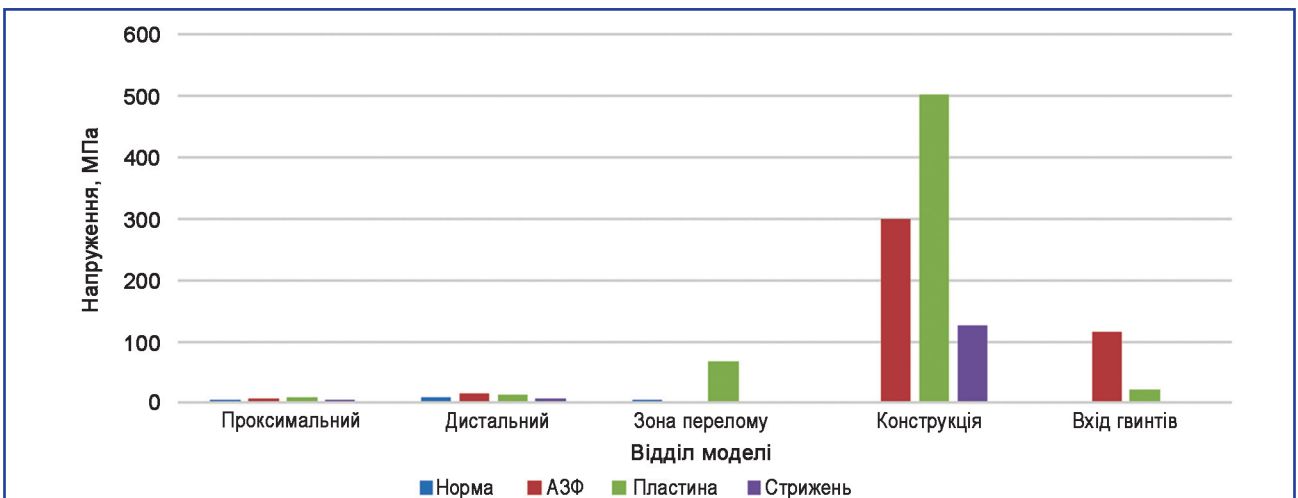
**Рисунок 8.** Картина розподілу напружень у моделі голімки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки



**Рисунок 9.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки



**Рисунок 10.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки



**Рисунок 11.** Діаграма величин максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н

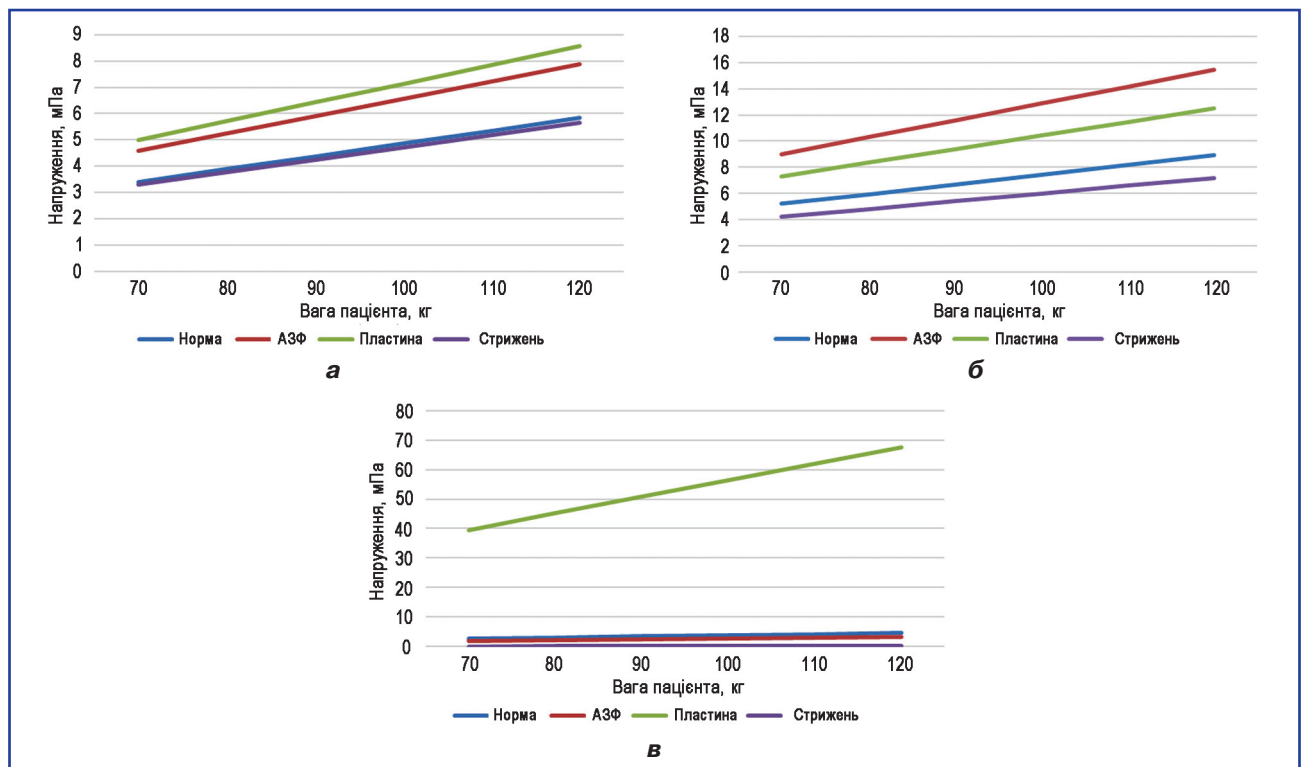
Науочно порівняти величини напружень на різних елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 700 Н можна за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 7.

Як показано на діаграмі, остеосинтез великогомілкової кістки накістковою пластиною при переломах у верхній третині дає найгірші показники величин напружень у трьох з п'яти сегментів моделі, особливо в зоні перелому і на пластині.

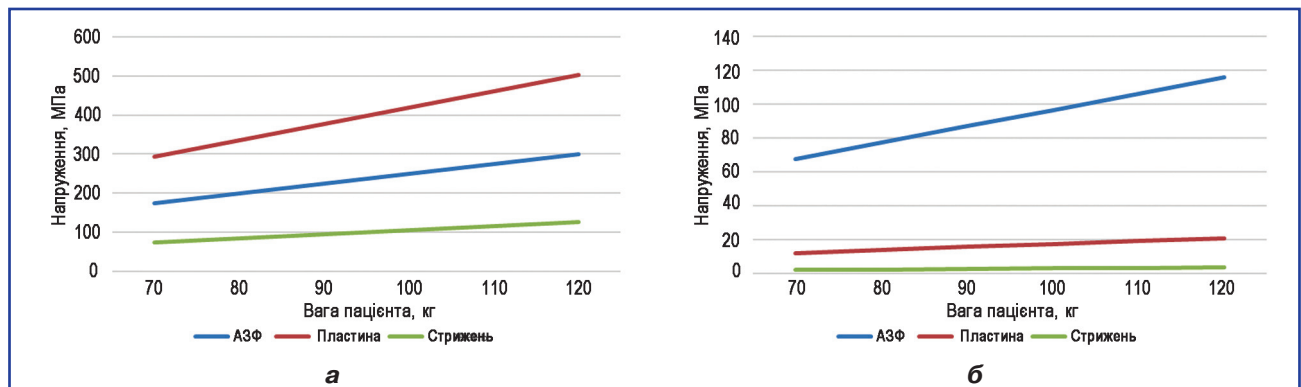
Розглянемо, як поведуться моделі остеосинтезу великогомілкової кістки з переломом у її верхній третині

при підвищенні навантаження до 1200 Н, що відповідає вазі пацієнта 120 кг. Розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом АЗФ відображено на рис. 8.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів великогомілкової кістки у верхній третині збільшення величини навантаження на кінцівку до 1200 Н викликає підвищення максимального рівня напружень до 15,4 МПа у дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруження зростають до 7,9 МПа. У зоні перелому величина напружень також збільшується, але залишається на



**Рисунок 12. Графіки залежності величин напружень в моделі великогомілкової кістки при її переломі у верхній третині й різних видах остеосинтезу від ваги пацієнта: а) у проксимальному фрагменті; б) у дистальному фрагменті; в) у зоні перелому**



**Рисунок 13. Графік залежності величин напружень в елементах металевих конструкцій і навколо фіксуючих гвинтів у великогомілковій кістці при її переломі у верхній третині й різних видах остеосинтезу від ваги пацієнта: а) в елементах конструкції; б) навколо фіксуючих гвинтів і стрижнів**

досить низькому рівні — 3,1 МПа. Значне підвищення рівня напружень до 299,3 МПа також спостерігається і на елементах АЗФ, і на крайніх фіксуючих стрижнях — до 115,7 МПа.

Рис. 9 відображає напружено-деформований стан моделі голілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н.

Аналогічні зміни напружено-деформованого стану відбуваються і в моделі з остеосинтезом накістковою пластиною. Зона максимальних напружень залишається в ділянці перелому, де напруження сягають значення 67,7 МПа. Напруження в дистальному й проксимальному фрагментах великогомілкової кістки підвищуються до 12,5 і 8,6 МПа відповідно. Навколо фіксуючих гвинтів максимальні значення напружень зростають до позначки 20,7 МПа, але ще більші навантаження виникають у накістковій пластині — 501,7 МПа. Це є дуже небезпечним, тому що наближається до показників межі міцності для нержавіючої сталі (наприклад, сталь AISI 316 має межу міцності від 515 до 950 МПа з типовим значенням 600 МПа [15]).

Наостанок розглянемо розподіл напружень у моделі голілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н, що наведено на рис. 10.

Модель великогомілкової кістки при її переломі у верхній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем на підвищення стискаючого навантаження до 1200 Н відповідає так само, як і попередні моделі, підвищенням рівня напружень на всіх елементах. Так, у дистальному й

проксимальному фрагментах кістки максимальні напруження збільшуються до 7,2 і 5,7 МПа відповідно. У зоні перелому напруження також підвищуються вдвічі, але залишаються дуже низькими — 0,2 МПа. Те саме спостерігається і навколо фіксуючих гвинтів, де рівень напружень не перевищує 3,4 МПа. Напруження в самому стрижні сягають позначки 126,2 МПа.

У табл. 3 наведені дані про величини максимальних напружень в елементах моделей голілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н.

Для зручнішого порівняння величин напружень на різних елементах моделей голілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н була побудована діаграма, яка наведена на рис. 11.

Як бачимо на діаграмі, і при збільшенні навантаження на голілку остеосинтез накістковою пластиною показує найгірші результати з точки зору розподілу напружень саме в зоні перелому.

Для наочного уявлення змін величин напружень в елементах великогомілкової кістки при її переломі у верхній третині й різних видах остеосинтезу залежно від ваги пацієнта були побудовані графіки, які наведені на рис. 12.

Як бачимо, зміни величин напружень у кістковій тканині залежно від ваги пацієнта мають лінійну залежність. При цьому АЗФ та інтрамедулярний стрижень забезпечують зниження величин напружень в зоні перелому нижче від рівня показників для неушкодженої кістки. Накісткова пластина показує значно гірші показники рівня напружень як у зоні перелому,

**Таблиця 2. Величини максимальних напружень в елементах моделей голілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 700 Н**

Відділ	Напруження, МПа			
	Норма	АЗФ	Пластина	Стрижень
Проксимальний	3,4	4,6	5,0	3,3
Дистальний	5,2	9,0	7,3	4,2
Зона перелому	2,6	1,8	39,5	0,1
Конструкція		174,6	292,7	73,6
Вхід гвинтів		67,5	12,1	2,0

**Таблиця 3. Величини максимальних напружень в елементах моделей голілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н**

Відділ	Напруження, МПа			
	Норма	АЗФ	Пластина	Стрижень
Проксимальний	5,8	7,9	8,6	5,7
Дистальний	8,9	15,4	12,5	7,2
Зона перелому	4,5	3,1	67,7	0,2
Конструкція		299,3	501,7	126,2
Вхід гвинтів		115,7	20,7	3,4



так і в проксимальному відділі великогомілкової кістки. У дистальному відділі найвищий рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом АЗФ. Це може бути наслідком значною ваги самого апарата, яка, діючи через довгий важіль нижнього фіксуєчого стрижня, здійснює додаткове навантаження на дистальний кінець великогомілкової кістки.

Графіки, наведені на рис. 13, демонструють залежність величин напружень в елементах металевих конструкцій при остеосинтезі великогомілкової кістки з переломом у верхній третині від ваги пацієнта.

Так само, як і в кістковій тканині, у металевих конструкціях величини напружень прямо пропорційно залежать від ваги пацієнта. Найбільші напруження виникають у накістковій пластині. Це обумовлено її однобічним накладанням на кістку, що при навантаженні кінцівки викликає додатковий згинаючий момент. Навколо фіксуєчих гвинтів і стрижнів найвищі напруження визначаються при використанні АЗФ на нижньому стрижні. Причину ми вже називали — це вага апарата й довжина стрижнів.

## Висновки

1. Найгірші показники рівня напружень у зоні перелому (від 39,5 до 67,7 МПа) і на металевій конструкції (від 292,7 до 501,7 МПа) відзначено при використанні накісткової пластини, що є наслідком виникнення додаткового згинаючого моменту в результаті її однобічного розташування. Це є дуже небезпечним, тому що наближається до показників межі міцності для нержавіючої сталі.

2. Остеосинтез за допомогою АЗФ забезпечує досить низький рівень напружень (від 1,8 до 3,1 МПа) у зоні перелому, але недовіком є високий рівень напружень на самому апараті (від 174,6 до 299,3 МПа) і в дистальному відділі великогомілкової кістки (від 9,0 до 15,4 МПа), що пов'язано з довжиною важелів, якими є фіксуєчі стрижні.

3. Найнижчі показники напружень у всіх елементах моделі визначаються при використанні остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем, що обумовлено центральним розташуванням основної опори по осі навантаження і короткими важелями, якими є фіксуєчі гвинти.

4. Функція залежності величини напружень в елементах моделі від ваги пацієнта є лінійною і прямо пропорційною.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів і власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

## Список літератури

1. Гайко Г.В., Калашников А.В., Боер В.А. и др. *Диафизарные переломы в структуре травматизма населения Украины. Тезисы доповідей XIV з'їзду ортопедів-травматологів України. Одеса, 2016. С. 9-10.*

2. Березка М.І., Григорук В.В., Стров М.Ю. *Проблема надмірної ваги при лікуванні пацієнтів із переломами кісток гомілки. Міжнародний медичний журнал. 2021. № 2. С. 43-46.*

3. Kinder F., Giannoudis P.V., Boddice T., Howard A. *The Effect of an Abnormal BMI on Orthopaedic Trauma Patients: A Systematic Review and Meta-Analysis. Journal of Clinical Medicine. 2020. 9(5). 1302. <https://doi.org/10.3390/jcm9051302>.*

4. Parratte S., Pesenti S., Argenson J.N. *Obesity in orthopedics and trauma surgery. Orthopaedics & traumatology, surgery & research. 2014. 100 (1 Suppl.). S91-S97. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2013.11.003>.*

5. Білінський П.І. *Малоконтактний багатоплощинний остеосинтез діафізарних переломів кісток гомілки. Шпитальна хірургія. Журнал імені Л.Я. Ковальчука. 2015. № 3. С. 54-58.*

6. Стров М.Ю., Березка М.І., Григорук В.В., Карпінський М.Ю., Ярьсько О.В. *Дослідження напружено-деформованого стану моделі гомілки з переломом середньої третини великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу в умовах зростаючого стискаючого навантаження на систему «імплантат — кістка». Травма. 2022. Т. 23. № 1. С. 19-29. DOI: 10.22141/1608-1706.1.23.2022.878.*

7. Стров М.Ю., Березка М.І., Григорук В.В., Карпінський М.Ю., Ярьсько О.В. *Ефективність протидії навантаженням на кручення різних варіантів остеосинтезу відламків гомілки (за результатами математичного моделювання). Ортопедія, травматологія і протезування. 2022. № 1-2. С. 34-42. <https://doi.org/10.15674/0030-598720221-234-42>.*

8. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. *Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. К.: Наукова думка, 1990. 224 с.*

9. Стойко И.В., Бец Г.В., Бец И.Г., Карпинский М.Ю. *Анализ напряженно-деформированного состояния дистального отдела голени и стопы при повреждениях рипон в условиях наружной фиксации при помощи стержневых аппаратов. Травма. 2014. Т. 15. № 1. С. 41-49. DOI: 10.22141/1608-1706.1.15.2014.81263.*

10. Корж М.О., Романенко К.К., Прозоровський Д.В., Карпінський М.Ю., Ярьсько О.В. *Математичне моделювання впливу деформації кісток гомілки на навантаження суглобів нижньої кінцівки. Травма. 2016. Т. 17. № 3. С. 23-24.*

11. Васюк В.Л., Коваль О.А., Карпінський М.Ю., Ярьсько О.В. *Математичне моделювання варіантів остеосинтезу переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу C1. Травма. 2019. Т. 20. № 1. С. 37-46. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666.*

12. Gere J.M., Timoshenko S.P. *Mechanics of Material. 1997. P. 912.*

13. Зенкевич О.К. *Метод конечных элементов в технике. М.: Мир, 1978. 519 с.*

14. Алямовский А.А. *SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов. М.: ДМК Пресс, 2004. 432 с.*

15. Szczesny G., Kopec M., Politis D.J., Kowalewski Z.L., Łazarzski A., Szolc T. *A Review on Biomaterials for Orthopaedic Surgery and Traumatology: From Past to Present. Materials. 2022. 15. 3622. <https://doi.org/10.3390/ma15103622>.*

Отримано/Received 15.09.2022

Рецензовано/Revised 24.09.2022

Прийнято до друку/Accepted 03.10.2022 ■

**Information about authors**

Stroiev Maksym, PhD student, Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Nauky Ave., 4, Kharkiv, 61022, Ukraine; phone + 380667200173; e-mail: mystroiev.po20@knmu.edu.ua; <https://orcid.org/0000-0002-0980-983X>

Berezka Mikola, MD, PhD, Professor at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Nauky Ave., 4, Kharkiv, 61022, Ukraine; phone +380675750303; e-mail: mi.berezka@knmu.edu.ua; <https://orcid.org/0000-0003-4095-8494>

Viktoriiia Hryhoruk, PhD, Associate Professor at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Nauky Ave., 4, Kharkiv, 61022, Ukraine; phone +380997709972; e-mail: vv.hryhoruk@knmu.edu.ua; <https://orcid.org/0000-0002-8937-7802>

Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

Yaresko Olexander, Junior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +380 (057) 725-14-74; avyresko@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>

**Conflicts of interests.** Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

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

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

<sup>2</sup>State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

### Study of the stress-strain state of the lower leg model with a fracture in the upper third of the tibia with various options for osteosynthesis under conditions of increasing compressive load on the implant-bone system

**Abstract. Background.** Mathematical modeling using the finite element method makes it possible to assess the reliability of the implant-bone system, to identify the existing advantages and disadvantages of the applied methods for fixing the fragments of the tibial diaphysis, to study the dynamics of the process of deformation of bone tissue and fixing metal structures, which, in turn, determines the choice of the optimal metal construction for osteosynthesis in an overweight patient. **Objective:** to conduct a comparative analysis of the stress-strain state of the lower leg models with a fracture of the tibial bone in the upper third under the influence of a compressive load with different options for osteosynthesis and depending on the patient's weight. **Materials and methods.** A basic finite element model of the shin was developed, which contained the tibial and fibular bones and the bones of the foot. In all joints between the bone elements, a layer with the mechanical properties of cartilage tissue was created. A fracture in the middle third of the tibia and three types of osteosynthesis were simulated with the help of an external fixation device, a bone plate, and an intramedullary rod. All models were tested under the influence of a vertical compressive load of 700 and 1200 N. **Results.** Changes in the stress in bone tissue depending on the patient's weight have a linear relationship. At the same time, the external fixation device and the intramedullary rod provide a reduction in stress values in the fracture zone below the level of indicators for an intact bone. The periosteal plate shows significantly worse stress level indicators, both in the fracture zone and in the proximal part of the tibia.

In the distal part, the highest stress level is determined in the model of osteosynthesis with external fixation device. This may be a consequence of the significant weight of the apparatus itself, which, acting through the long lever of the lower fixing rod, exerts an additional load on the distal end of the tibia. In metal structures, the greatest stresses occur in the periosteum. This is due to its unilateral application to the bone, which causes an additional bending moment when the limb is loaded. **Conclusions.** The worst indicators of the stress level in the fracture zone (from 39.5 to 67.7 MPa) and on the metal structure (from 292.7 to 501.7 MPa) were determined when using a bone plate, which is a consequence of an additional bending moment as a result of its unilateral location. This is very dangerous as it approaches the strength limit values for stainless steel. Osteosynthesis with external fixation device provides a fairly low level of stress (from 1.8 to 3.1 MPa) in the fracture zone, but the disadvantage is a high level of stress on the device itself (from 174.6 to 299.3 MPa) and on the distal part of the tibia (from 9.0 to 15.4 MPa) that is related to the length of the levers, which are the fixing rods. The lowest stress indicators in all elements of the model are determined when using osteosynthesis with an intramedullary rod that is due to the central location of the main support along the load axis and short levers, which are fixing screws. The function of the dependence of the value of stresses in the model elements on the patient's weight is linear and directly proportional.

**Keywords:** osteosynthesis; shin; upper third