

Строев М.Ю.¹, Березка М.І.¹, Григорук В.В.¹, Карпінський М.Ю.², Ярьсько О.В.²

¹Харківський національний медичний університет, м. Харків, Україна

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

Математичне моделювання напружено-деформованого стану моделі гомілки з переломом у нижній третині великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу в умовах зростаючого стискаючого навантаження

Резюме. Математичне моделювання за допомогою методу скінченних елементів дає змогу оцінити надійність системи «імплантат — кістка», виявити наявні переваги й недоліки застосовуваних методів фіксації уламків діафіза великогомілкової кістки, дозволяє вивчити динаміку процесу деформації структур кісткової тканини і 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 в нижній 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 гомілкову й малогомілкову кістки й кістки стопи. У всіх з'єднаннях між елементами кістки зроблено прошарок з механічними властивостями хрящової тканини. Моделювали перелом у нижній третині великогомілкової кістки і 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 фіксуючого стрижня, чинить додаткове навантаження на дистальний кінець великогомілкової кістки. У металевих конструкціях найбільші напруження виникають у накістковій пластині. Це пов'язано з її одностороннім накладанням на кістку, що створює додатковий згинальний момент при навантаженні кінцівки. **Висновки.** Найгірші показники рівня напружень у зоні перелому (від 42,3 до 73,2 МПа) і на металевій конструкції (від 393,0 до 673,6 МПа) визначено при використанні накісткової пластини, що є наслідком виникнення додаткового згинаючого моменту в результаті її однобічного розташування. Це є дуже небезпечним, тому що наближується до показників межі міцності для неіржавної сталі. Остеосинтез за допомогою апарата зовнішньої фіксації забезпечує досить низький рівень напружень (від 1,5 до 2,6 МПа) у зоні перелому, але недоліком є високий рівень напружень на самому апараті (від 143,0 до 245,1 МПа) і в дистальному відділі великогомілкової кістки (від 8,9 до 11,1 МПа), що пов'язано з довжиною важелів, якими є фіксуючі стрижні. 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 фіксуючі гвинти.

Ключові слова: остеосинтез; гомілка; нижня третина

Вступ

В умовах сьогодення пацієнти з переломами кісток гомілки й супутньою надмірною вагою не є рідкістю [1]. Разом з тим при лікуванні пацієнтів з переломами довгих кісток гомілки й супутньою надмірною вагою слід враховувати певні особливості перебігу захворювання, а вибір імплантата для якісного остеосинтезу дещо обмежений, оскільки зростає навантаження на біомеханічну конструкцію [2, 3]. Математичне моделювання з використанням методу скінченних елементів дозволяє провести оцінку надійності системи «імплантат — кістка», дає можливість виявити існуючі переваги й недоліки при застосуванні методів фіксації уламків діяфіза великогомілкової кістки, дозволяє 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 [4].

Мета: провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній 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 [5, 6]. 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 нижній третині великогомілкової кістки і три види остеосинтезу: за допомогою апарата зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини й інтрамедулярного стрижня. Проміжок між кістковими фрагментами в зоні перелому заповнювали елементом, який імітував міжуламковий регенерат. Зовнішній вигляд моделей з переломом у нижній третині великогомілкової кістки й різними видами остеосинтезу наведено на рис. 2.

У нашому дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний

10-вузловий тетраедр із 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 [7–10]. Властивості металевих конструкцій обирали за даними технічної літератури [11]. 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, металевої конструкції і кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів. Дані про величини напружень у контрольних точках моделі в нормі брали з нашої попередньої роботи [5].

Дослідження моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напружено-деформованого стану моделей використовували напруження за Мізесом [12].

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

Результати

Першим етапом роботи було вивчення напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній 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 в нижній третині й остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 700 Н.

При використанні остеосинтезу АЗФ для лікування переломів великогомілкової кістки в нижній третині й навантаженні кінцівки вагою пацієнта 70 кг максимальний рівень напружень 6,5 МПа спостерігається в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруження не перевищують позначки 3,5 МПа. Найнижчий рівень напружень 1,5 МПа визначається в зоні перелому.

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

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

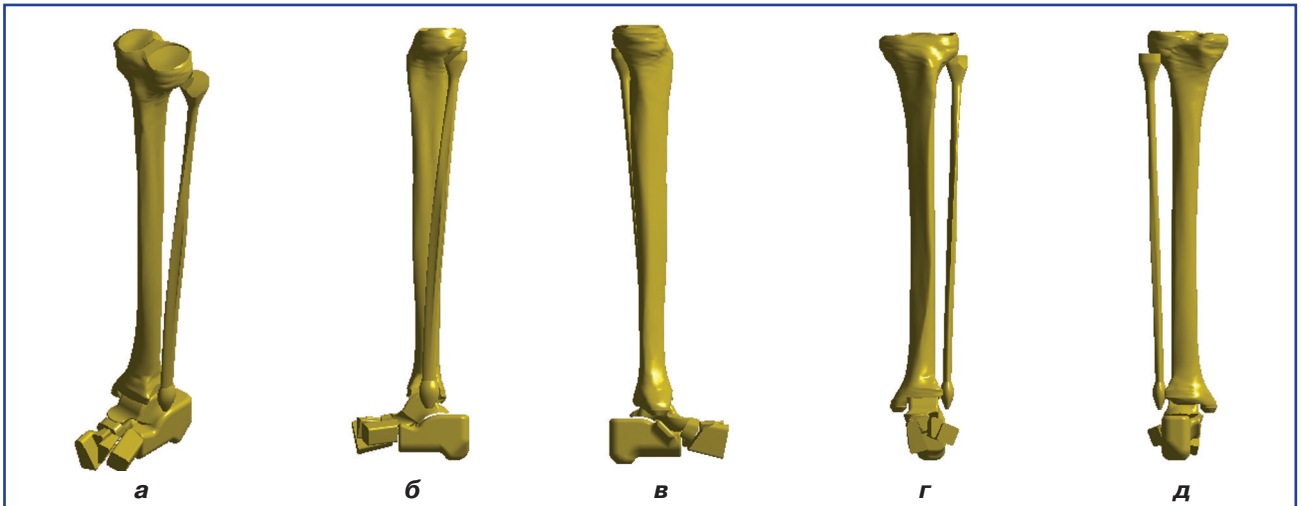


Рисунок 1. Базова скінченно-елементна модель гомілки: а) загальний вигляд; б) вигляд з медіального боку; в) вигляд з латерального боку; г) вигляд спереду; д) вигляд ззаду

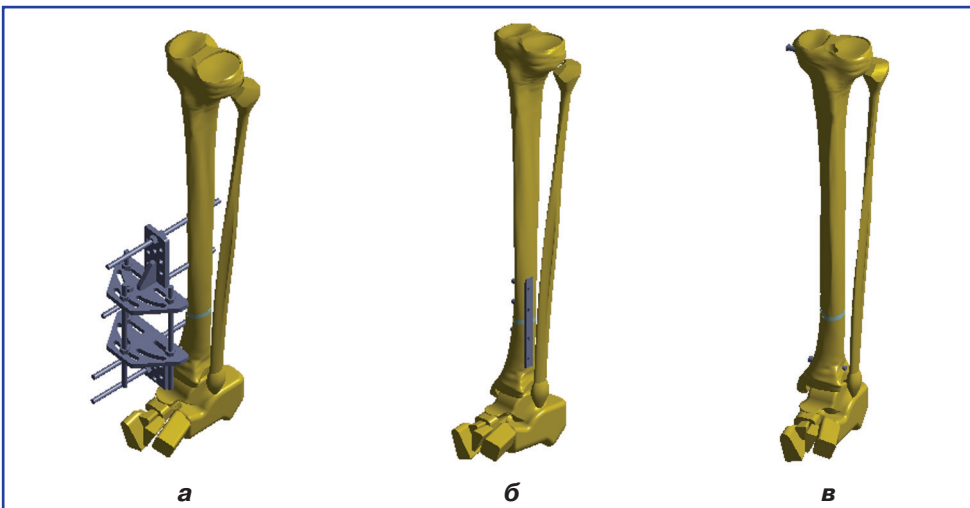


Рисунок 2. Моделі перелому великогомілкової кістки в нижній третині з остеосинтезом: а) АЗФ; б) накістковою пластиною; в) інтрамедулярним стрижнем



Рисунок 3. Схема навантаження моделей

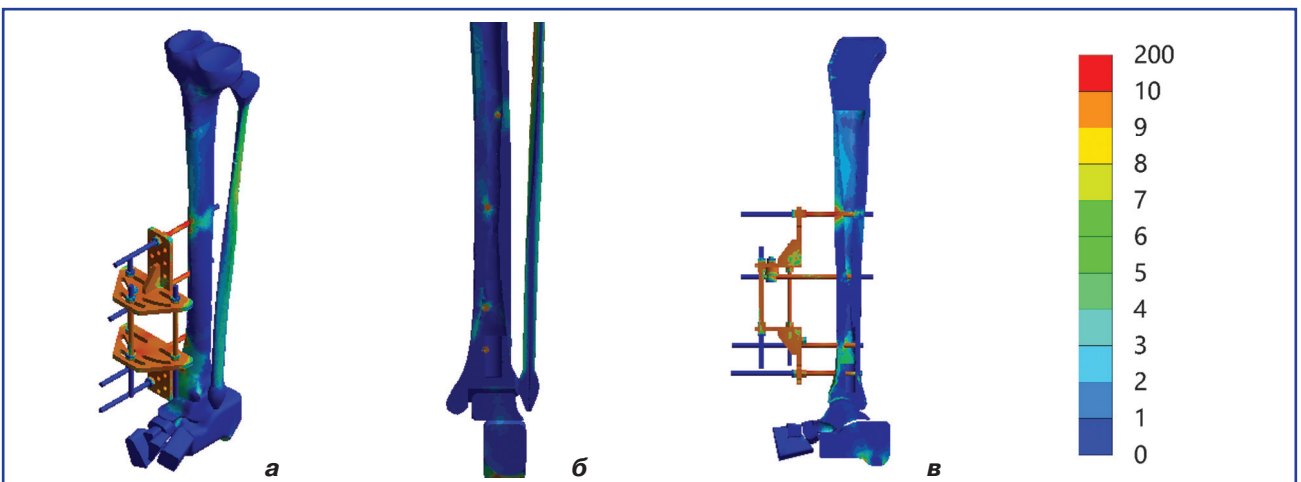


Рисунок 4. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

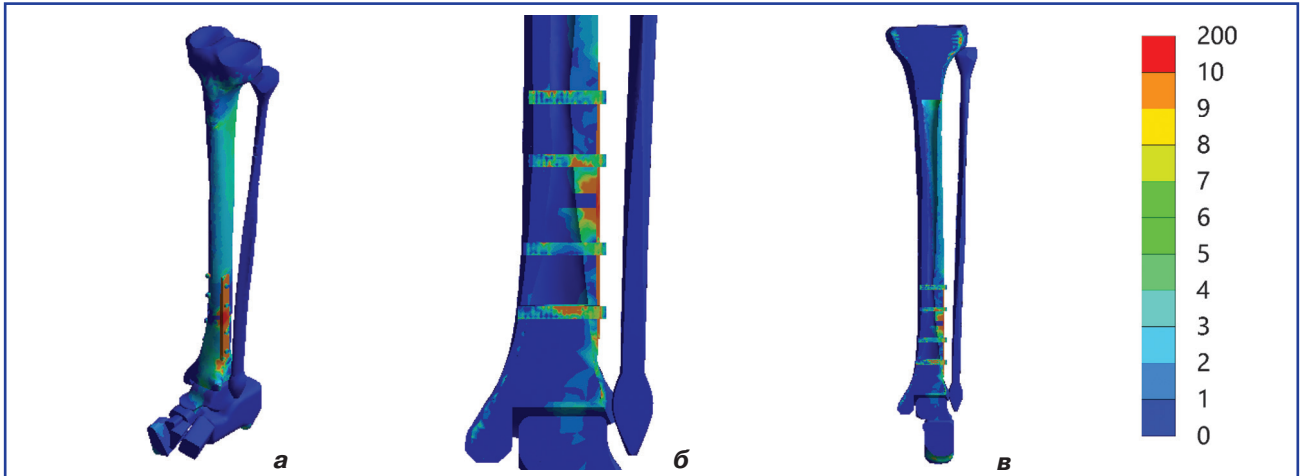


Рисунок 5. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

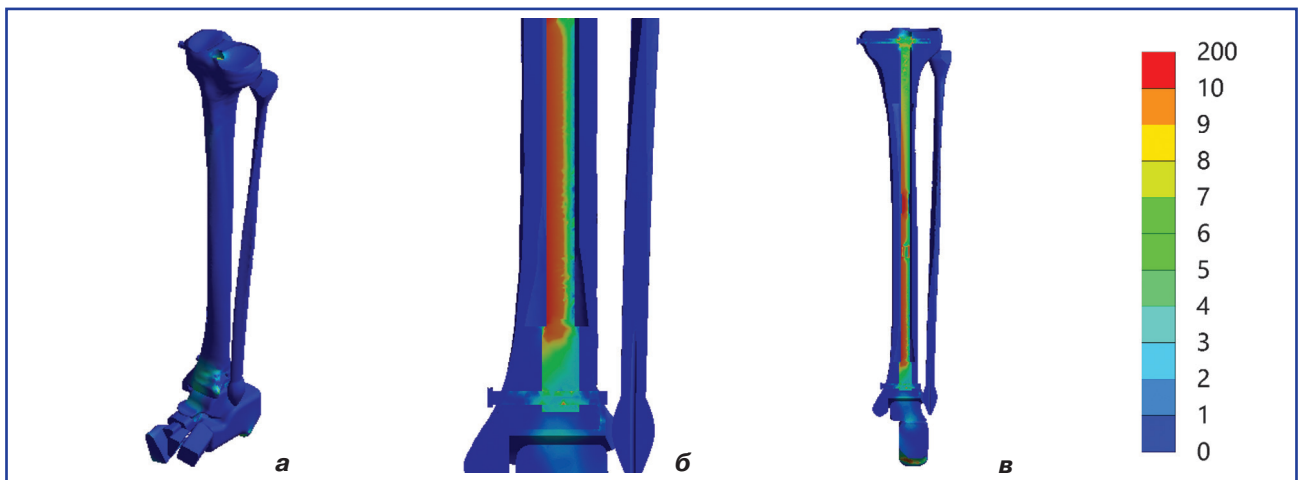


Рисунок 6. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

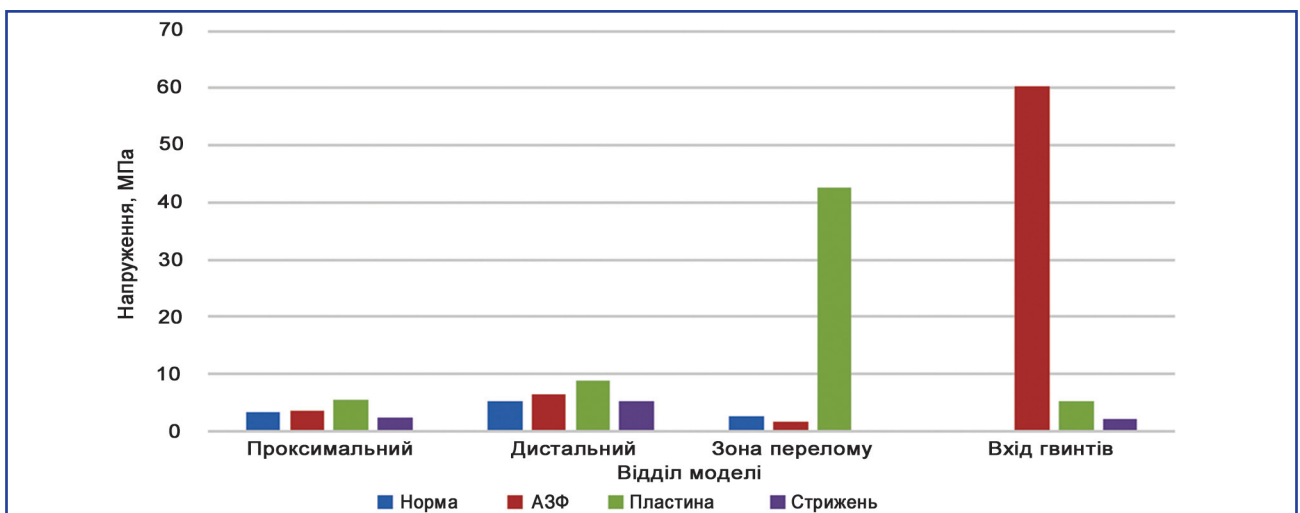


Рисунок 7. Діаграма величин максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 700 Н

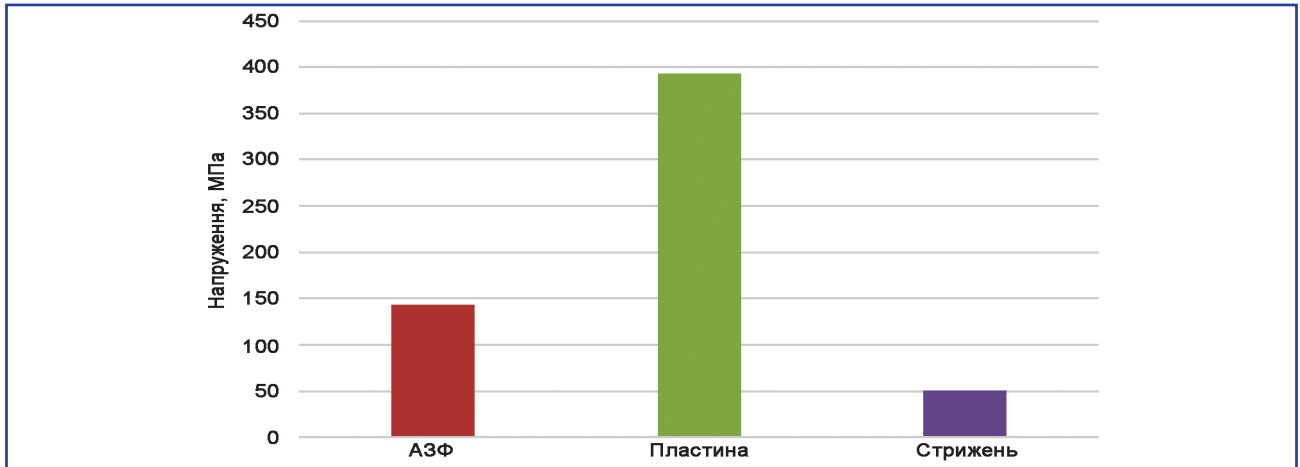


Рисунок 8. Діаграма величин максимальних напружень в елементах металевих конструкцій моделей голімки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 700 Н

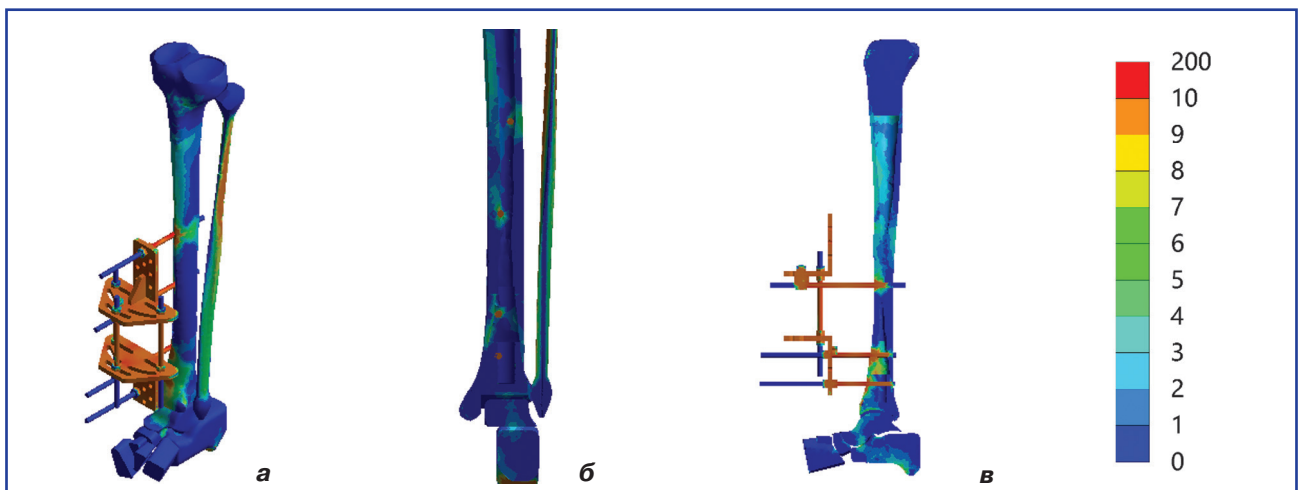


Рисунок 9. Картина розподілу напружень у моделі голімки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

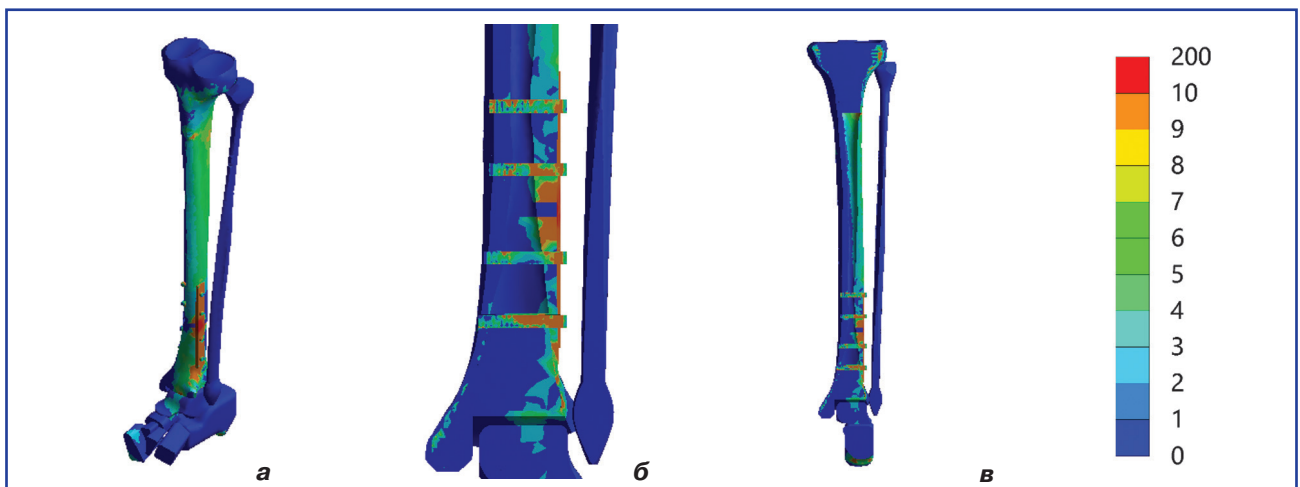


Рисунок 10. Картина розподілу напружень у моделі голімки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

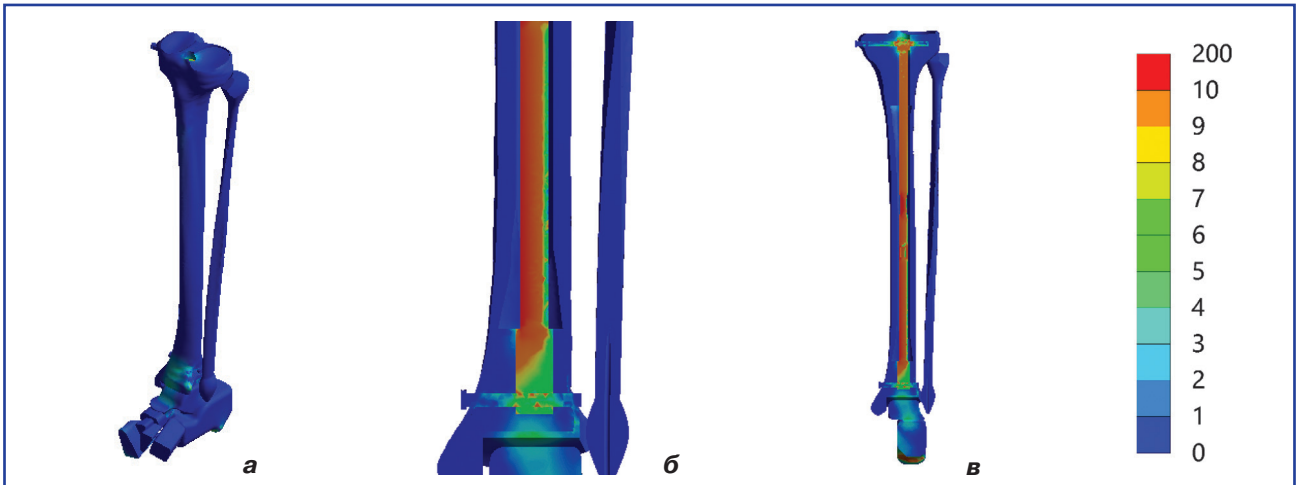


Рисунок 11. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

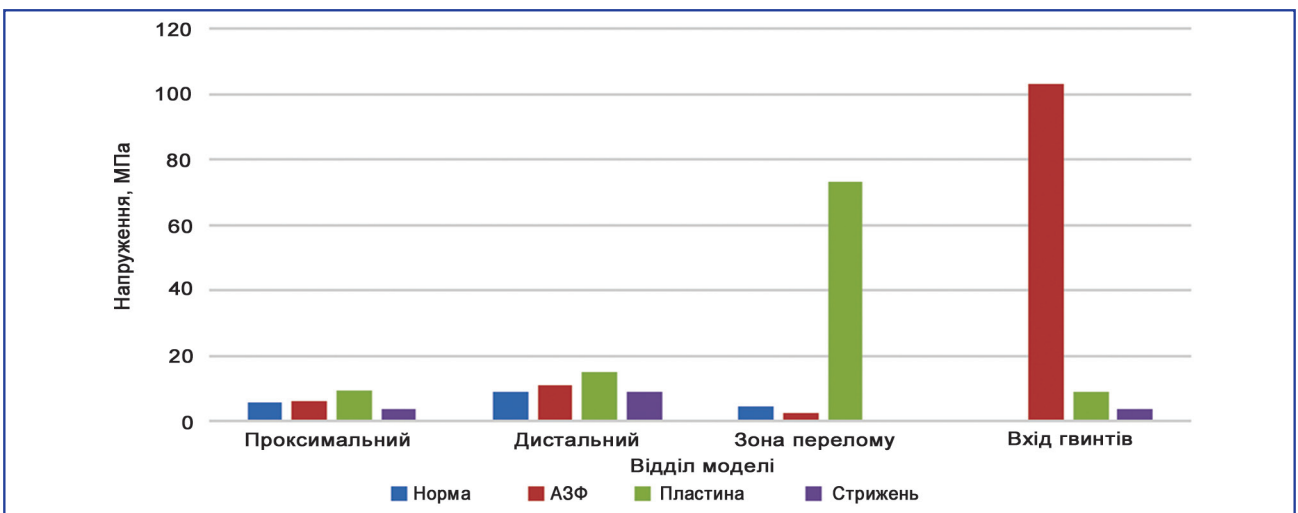


Рисунок 12. Діаграма величин максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н

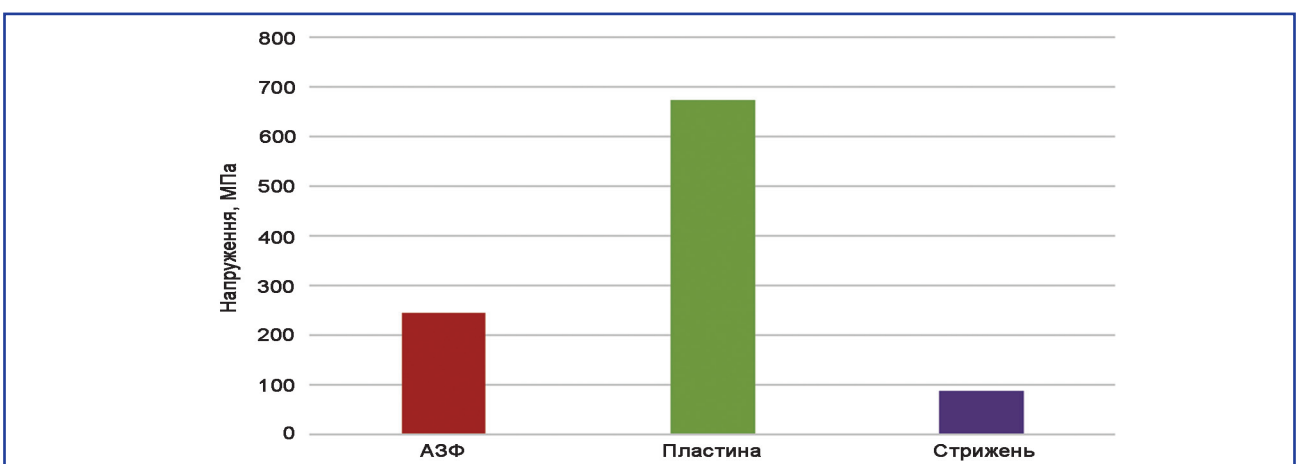


Рисунок 13. Діаграма величин максимальних напружень в елементах металевих конструкцій моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н

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 143,0 МПа і на крайніх фіксуючих стрижнях — до 60,3 МПа, що обумовлено довгими важелями, якими є саме фіксуючі стрижні.

Розглянемо напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 700 Н, що наведено на рис. 5.

При остеосинтезі накістковою пластиною зона максимальних напружень зміщується в зону перелому, де напруження сягають значення 42,7 МПа. Напруження в дистальному й проксимальному фрагментах великогомілкової кістки є значно нижчими, а саме 8,9 і 5,4 МПа відповідно. Навколо фіксуючих гвинтів напруження значно нижчі, ніж при остеосинтезі АЗФ, і не перевищують позначки 5,3 МПа, але сама пластина зазнає дуже високих навантажень, про що свідчить високий рівень напружень — 393,0 МПа. Це є результатом одностороннього розташування пластины на кістці.

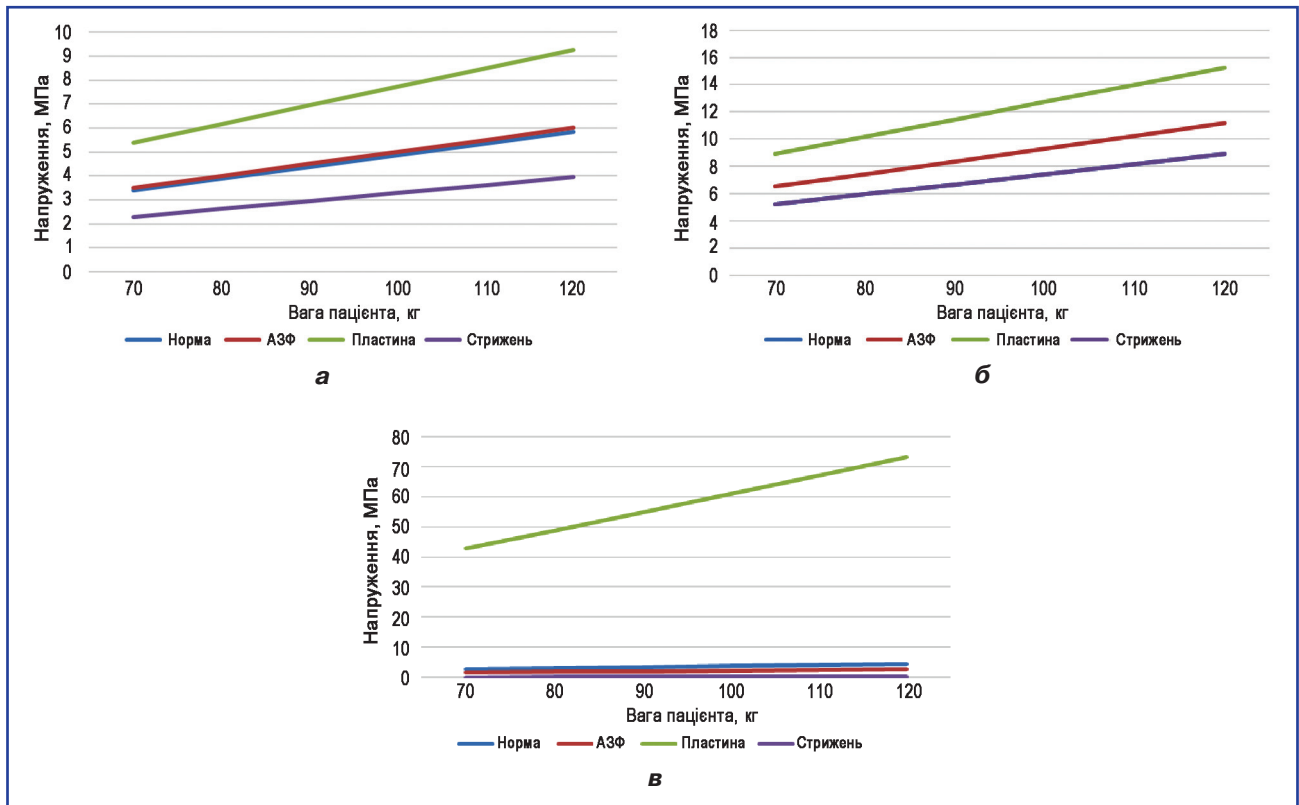


Рисунок 14. Графіки залежності величин напружень у моделі великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині та різних видах остеосинтезу від ваги пацієнта: а) у проксимальному фрагменті; б) у дистальному фрагменті; в) у зоні перелому

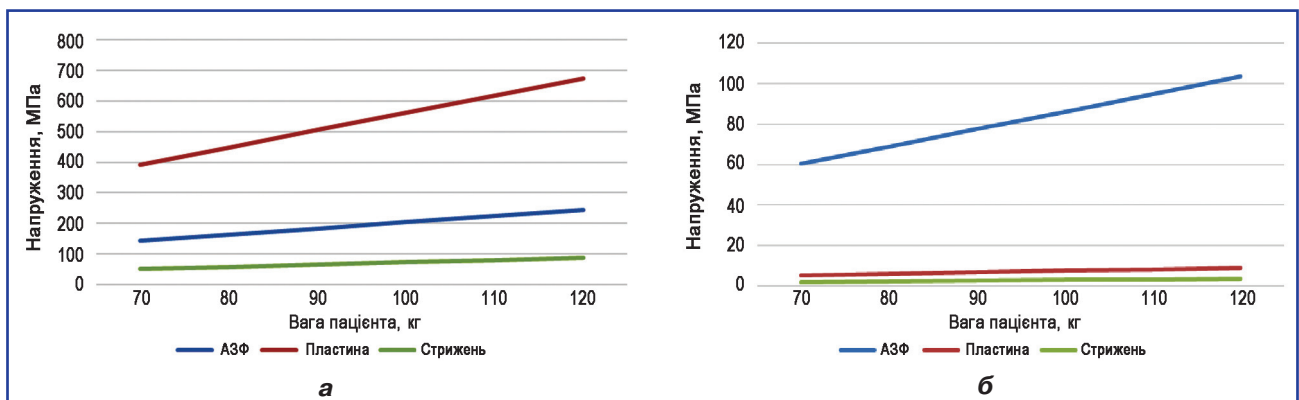


Рисунок 15. Графік залежності величин напружень в елементах металевих конструкцій і навколо фіксуючих гвинтів у великогомілковій кістці при її переломі в нижній третині та різних видах остеосинтезу від ваги пацієнта: а) в елементах конструкції; б) навколо фіксуючих гвинтів і стрижнів

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

Зовсім по-іншому виглядає модель великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем. Такий вид остеосинтезу дозволяє отримати зниження рівня напружень у кістковій тканині, навіть менше за показники моделі в нормі. Так, у дистальному й проксимальному фрагментах кістки напруження визначаються на рівні 5,2 і 2,3 МПа відповідно. У зоні перелому напруження знижуються практично до 0 і становлять 0,1 МПа. Те ж саме спостерігається і навколо фіксуєчих гвинтів, де рівень напружень не перевищує 2,1 МПа. Напруження в стрижні визначаються на рівні 51,0 МПа.

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

Наочно 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, що наведена на рис. 7.

Як показано на діаграмі, остеосинтез великогомілкової кістки накістковою пластиною при переломах у нижній третині дає найгірші показники величин на-

пружень у трьох з п'яти сегментів моделі, особливо в зоні перелому, і саме на пластині.

Розглянемо, як поведуть себе моделі остеосинтезу великогомілкової кістки з переломом у її нижній третині при підвищенні навантаження до 1200 Н, що відповідає вазі пацієнта 120 кг. Розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом АЗФ відображено на рис. 9.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів великогомілкової кістки в нижній третині збільшення величини навантаження на кінцівку до 1200 Н викликає підвищення максимального рівня напружень до 11,1 МПа в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруження зростають до 6,0 МПа. У зоні перелому величина напружень також збільшується, але залишається на досить низькому рівні — 2,6 МПа. Значне підвищення рівня напружень — до 245,1 МПа також спостерігається на елементах АЗФ і крайніх фіксуєчих стрижнях — до 103,4 МПа.

Рис. 10 відображає напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н.

Аналогічні зміни напружено-деформованого стану відбуваються й у моделі з остеосинтезом накістковою пластиною. Зона максимальних напружень залишається в ділянці перелому, де напруження сягають значення 73,2 МПа. Напруження в дистальному й проксимальному фрагментах великогомілкової

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

Відділ	Напруження, МПа			
	Норма	АЗФ	Пластина	Стрижень
Проксимальний	3,4	3,5	5,4	2,3
Дистальний	5,2	6,5	8,9	5,2
Зона перелому	2,6	1,5	42,7	0,1
Конструкція		143,0	393,0	51,0
Вхід гвинтів		60,3	5,3	2,1

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

Відділ	Напруження, МПа			
	Норма	АЗФ	Пластина	Стрижень
Проксимальний	5,8	6,0	9,3	3,9
Дистальний	8,9	11,1	15,3	8,9
Зона перелому	4,5	2,6	73,2	0,2
Конструкція		245,1	673,6	87,4
Вхід гвинтів		103,4	9,1	3,6

кістки підвищуються до 15,3 і 9,3 МПа відповідно. Навколо фіксуючих гвинтів максимальні значення напружень зростають до позначки 9,1 МПа, але ще більші навантаження виникають у накістковій пластині — 673,6 МПа. Це є дуже небезпечним, тому що ці показники заходять у діапазон межі міцності для неіржавної сталі (наприклад, сталь AISI 316 має межу міцності від 515 950 МПа з типовим значенням 600 МПа [14]).

На останньому етапі роботи розглянемо розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н, що наведено на рис. 11.

Модель великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем на підвищення стискаючого навантаження до 1200 Н відповідає, як і попередні моделі, підвищенням рівня напружень на всіх елементах. Так, у дистальному й проксимальному фрагментах кістки максимальні напруження збільшуються до 8,9 і 3,9 МПа відповідно. У зоні перелому напруження також підвищуються вдвічі, але залишаються дуже низькими — 0,2 МПа. Те саме спостерігається й навколо фіксуючих гвинтів, де рівень напружень не перевищує 3,6 МПа. Напруження в самому стрижні сягають позначки 87,4 МПа.

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

Для більш зручного порівняння величин напружень на різних елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н була побудована діаграма, яка наведена на рис. 12.

Як бачимо на діаграмі, і при збільшенні навантаження на гомілку остеосинтез накістковою пластиною показує найгірші результати щодо розподілу напружень саме в зоні перелому.

Щоб наочно уявити зміни величин напружень в елементах великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині при різних видах остеосинтезу залежно від ваги пацієнта, були побудовані графіки, які наведені на рис. 14.

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 у зоні перелому порівняно з показниками для неушкодженої кістки. Накісткова пластина показує значно гірші показники рівня напружень як у зоні перелому, так і проксимальному відділі великогомілкової кістки. У дистальному відділі найвищий рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом АЗФ. Це може бути наслідком значної ваги самого апарата, що, діючи через довгий важіль нижнього фіксуючого стрижня,

створює додаткове навантаження на дистальний кінець великогомілкової кістки.

Графіки, наведені на рис. 15, демонструють залежність величин напружень в елементах металевих конструкцій при остеосинтезі великогомілкової кістки з переломом у нижній 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 створює додатковий згинаючий момент. Навколо фіксуючих гвинтів і стрижнів найвищі напруження визначаються при використанні АЗФ на нижньому стрижні. Причину ми вже пояснювали — це вага апарата й довжина стрижнів.

Висновки

1. Найгірші показники рівня напружень у зоні перелому (від 42,3 до 73,2 МПа) і на металевій конструкції (від 393,0 до 673,6 МПа) визначено 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 неіржавної сталі.

2. Остеосинтез за допомогою АЗФ забезпечує досить низький рівень напружень (від 1,5 до 2,6 МПа) у зоні перелому, але не доміком є високій рівень напружень на самому апараті (від 143,0 до 245,1 МПа) і в дистальному відділі великогомілкової кістки (від 8,9 до 11,1 МПа), що пов'язано з довжиною важелів, якими є фіксуючі стрижні.

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

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

Список літератури

1. Буцька Л.В. Використання індексу маси тіла, як важливої складової фізичної та медичної реабілітації, для профілактики неінфекційних захворювань. *Вісник. 2013. 144.*
2. Пелипенко О.В., Ковальов О.С. Аналіз причин механічних ускладнень після остеосинтезу кінцівок. *Проблеми травматології та остеосинтезу. 2020. № 1(19). С. 47-59.*
3. Jupiter J.B., Ring D., Rosen H. The complications and difficulties of management of nonunion in the severely obese. *Journal of Orthopaedic Trauma. 1995. 9(5). 363-370. DOI: 10.1097/00005131-199505000-00001. PMID: 8537837.*
4. Білінський П.І. Малоконтактний багатоплощинний остеосинтез діафізарних переломів кісток гомілки.

Шпитальна хірургія. Журнал імені Л.Я. Ковальчука. 2015. № 3. С. 54-58.

5. Стросв М.Ю., Березка М.І., Григорук В.В., Карпінський М.Ю., Яресько 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.

6. Стросв М.Ю., Березка М.І., Григорук В.В., Карпінський М.Ю., Яресько 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>.

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

8. 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.

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

10. Васюк В.Л., Коваль О.А., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Математичне моделювання варіантів остеосинтезу переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1. Травма. 2019. Т. 20. № 1. С. 37-46. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666.

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

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

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

14. Szczesny G., Kopec M., Politis D.J., Kowalewski Z.L., Lazarski 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 06.11.2022

Рецензовано/Revised 14.11.2022

Прийнято до друку/Accepted 23.11.2022 ■

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>

Viktorija 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 +38 (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 +38 (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. Stroiev¹, M.I. Berezka¹, V.V. Grigoruk¹, M.Yu. Karpinsky², O.V. Yaresko²

¹Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine

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

Mathematical modeling of the stress-strain state of the lower leg model with a fracture in the lower third of the tibia in various options for osteosynthesis under conditions of increasing compressive load

Abstract. Background. Mathematical modeling using the finite element method makes it possible to assess the reliability of the implant-bone system, identify the existing advantages and disadvantages of the applied methods for fixation of fragments of the tibial diaphysis, to study the dynamics of the process of deformation of bone tissue structures and fixing metal structures, which, in turn, determines the choice of the optimal metal structure for osteosynthesis in an overweight patient. Goal: to conduct a comparative analysis of the stress-strain state of the lower leg models with a lower-third tibial fracture 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 tibia and fibula bones and the bones of the foot. In all joints between the bone elements, a layer with the mechanical properties of cartilage tissue was made. A fracture in the lower third of the tibia was simulated, as well as three types of osteosynthesis with the help of external fixation device, bone plate, and 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 bone plate shows sig-

nificantly worse stress level indicators, both in the fracture zone and in the proximal tibia. In the distal part, the highest stress level is determined in the model with external fixation. 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 bone plate. This is due to its one-sided overlay on 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 42.3 to 73.2 MPa) and on the metal structure (from 393.0 to 673.6 MPa) were determined when using the bone plate, which is a consequence of an additional bend-

ing moment because 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 1.5 to 2.6 MPa) in the fracture zone, but the disadvantage is a high level of stress on the apparatus itself (from 143.0 to 245.1 MPa) and in the distal tibia (from 8.9 to 11.1 MPa) that is related to the length of the levers, which are the fixing rods. The stress indicators in all elements of the model were lowest 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.

Keywords: osteosynthesis; shin; lower third