

DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.23.2022.878>Строев М.Ю.¹, Березка М.І.¹, Григорук В.В.¹, Карпінський М.Ю.², Ярьсько О.В.²¹Харківський національний медичний університет, м. Харків, Україна²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

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»

Резюме. Актуальність. У загальній структурі травматизму переломи кісток нижніх кінцівок становлять 47,3 %. Із цих переломів перше місце займають діафізарні переломи кісток гомілки — 45–56 %. Перебіг процесу зрощення має певні особливості у третині випадків, що пов'язано з надмірною вагою. **Мета:** провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки під впливом стискаючого навантаження при різних варіантах остеосинтезу та залежно від маси тіла пацієнта. **Матеріали та методи.** Розроблена базова скінченно-елементна модель гомілки, яка містила великогомілкову й малоомілкову кістки та кістки стопи. У всіх суглобах між кістковими елементами робили прошарок із механічними властивостями хрящової тканини. Моделювали перелом у середній третині великогомілкової кістки та три види остеосинтезу за допомогою апарата зовнішньої фіксації, накісткової пластини та інтрамедулярного стрижня. Усі моделі досліджували під впливом вертикального стискаючого навантаження величиною 700 та 1200 Н. **Результати.** Зміни величин напружень у кістковій тканині залежно від маси тіла пацієнта мають лінійну залежність. Апарат зовнішньої фіксації та інтрамедулярний стрижень забезпечують зниження величин напружень в зоні перелому нижче рівня показників для неушкодженої кістки. Накісткова пластина показує значно гірші показники рівня напружень як в зоні перелому, так і в проксимальному відділі великогомілкової кістки. У дистальному відділі найвищий рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом апаратом зовнішньої фіксації. У металевих конструкціях найбільші напруження виникають в накістковій пластині. Навколо фіксуючих гвинтів та стрижнів найвищі напруження визначаються при використанні апарата на нижньому стрижні. **Висновки.** Найгірші показники рівня напружень в зоні перелому (від 26,5 до 45,4 МПа) та на металевій конструкції (від 227,5 до 389,9 МПа) визначено при використанні накісткової пластини, що є наслідком виникнення додаткового згинаючого моменту в результаті її однобічного розташування. Остеосинтез за допомогою апарата зовнішньої фіксації забезпечує досить низький рівень напружень (від 0,7 до 1,2 МПа) в зоні перелому, але недоліком є високий рівень напружень на самому апараті (від 133,7 до 229,2 МПа) та в дистальному відділі великогомілкової кістки (від 13,2 до 22,6 МПа), що пов'язане 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 за віссю навантаження та короткими важелями, якими є фіксуючі гвинти. Функція залежності величини напружень в елементах моделі є лінійною та прямо пропорційною.

Ключові слова: остеосинтез; гомілка; середня третина; вага

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

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

Для кореспонденції: Карпінський Михайло Юрійович, 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; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

For correspondence: M. Karpinsky, Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

Full list of authors information is available at the end of the article.

Вступ

При вивченні питання надмірної ваги та переломів кісток гомілки на різних рівнях ми стикнулися з тим, що в загальній структурі травматизму переломи кісток нижніх кінцівок становлять 47,3 %. Із цих переломів перше місце займають діафізарні переломи кісток гомілки (ДПКГ) — 45–56 % [8].

Перебіг процесу зрощення має певні особливості у третині випадків, що пов'язано з надмірною вагою. Такі хворі лікуються методиками, якими найкраще володіє певний лікар, без урахування надмірної ваги, використовуючи наявні металеві конструкції, без урахування біомеханічних особливостей у таких травмованих [9–11].

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

Враховуючи те, що на сучасному етапі розвитку травматології та ортопедії математичне моделювання дозволяє об'єктивно та безпечно із високою точністю відтворити поведінку біомеханічної системи «імплантат — кістка» в умовах стандартного та надмірного навантаження, проведення даного дослідження нам здалося досить цікавим і доцільним, оскільки математичне моделювання із використанням методу скінченних елементів дозволяє провести оцінку надійності системи «імплантат — кістка», дає можливість виявити існуючі переваги та недоліки при методах фіксації уламків діафіза великогомілкової кістки, що застосовуються, дозволяє дослідити динаміку процесу деформування структур кісткової тканини та фіксуючих металоконструкцій, що, в свою чергу, зумовлює вибір оптимальної металевої конструкції для остеосинтезу перелому у пацієнта із надмірною вагою [12].

Мета: провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки під впливом стискаючого навантаження при різних варіантах остеосинтезу та залежно від маси тіла 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. Загальний вигляд моделі наведено на рис. 1.

Модель складалася з великогомілкової та малогомілкової кісток і кісток стопи. У всіх суглобах між кістковими елементами робили прошарок із механічними властивостями хрящової тканини.

На базовій моделі моделювали перелом в середній третині великогомілкової кістки та три види остеосинтезу за допомогою апарата зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини та інтрамедулярного стрижня. Проміжок між кістковими фрагментами в зоні перелому заповнювали елементом, який імітував кістковий регенерат. Зовнішній вигляд моделей з переломом у середній третині великогомілкової кістки та різними видами остеосинтезу наведено на рис. 2.

У нашому дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраedr з квадратичною апроксимацією. Усім 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 [1–4]. Властивості металевих конструкцій обирали за даними технічної літератури [5]. Дані з механічних характеристик матеріалів, використаних при моделюванні, наведено в табл. 1.

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

Для порівняння напружено-деформованого стану моделей визначали максимальні величини напружень в проксимальному та дистальному фрагментах великогомілкової кістки, у зоні перелому, у металевій конструкції та в кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів.

Дослідження моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напружено-деформованого стану моделей використовували напруження за Мізесом [6].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks; розрахунки напружено-деформованого стану моделей — за допомогою програмного комплексу CosmosM [7].

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
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Титан BT-16	$1,1 \cdot 10^5$	0,2

Результати

Першим етапом роботи вивчали напружено-деформований стан моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині при різних варіантах остеосинтезу під впливом осьового стискаючого навантаження величиною 700 Н. Розподіл напружень в моделі гомілки без перелому наведено на рис. 4.

Результати моделювання показали, що в нормі максимальні напруження величиною 5,2 МПа виникають в дистальному кінці великогомілкової кістки. На проксимальному кінці напруження дещо нижчі і визначаються на рівні 3,4 МПа. Найнижчий рівень напружень — 2,6 МПа — у середній третині діафізи великогомілкової кістки.

На рис. 5 наведена картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 700 Н.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів великогомілкової кістки в середній третині та навантаженні кінцівки масою тіла пацієнта 70 кг максимальний рівень напружень 13,2 МПа спостерігається в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруження не перевищують позначки 2,5 МПа. Найнижчий рівень напружень 0,7 МПа визначається в зоні перелому. У даному випадку за низький рівень напружень в зоні перелому доводиться розплачуватися високими напруженнями на елементах АЗФ — до 133,7 МПа та на крайніх фіксуючих стрижнях — до 30,0 МПа, що обумовлено довгими важелями, якими є саме фіксуючі стрижні.

Розглянемо напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 700 Н, який наведений на рис. 6.

При остеосинтезі накістковою пластиною зона максимальних напружень зміщається в зону перелому, де напруження сягають значення 26,5 МПа. Напруження в дистальному та проксимальному фрагментах великогомілкової кістки визначаються на однаковому рівні — 7,8 та 7,3 МПа відповідно. На-

вколо фіксуючих гвинтів напруження значно нижчі, ніж при остеосинтезі АЗФ, і не перевищують позначки 8,1 МПа, але сама пластина випробує вже високі навантаження, про що свідчить високий рівень напружень — 227,5 МПа. Це є результатом однобічного розташування пластини на кістці.

На рис. 7 відображено розподіл напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 700 Н.

Зовсім по-іншому поводить себе модель великогомілкової кістки при її переломі в середній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем. Такий вид остеосинтезу дозволяє отримати зниження рівня напружень в кістковій тканині, що менший навіть за показники моделі в нормі. Так, у дистальному та проксимальному фрагментах кістки напруження визначаються на рівні 3,4 та 2,9 МПа відповідно. У зоні перелому напруження знижуються практично до 0 і становлять 0,1 МПа. Теж саме спостерігається і навколо фіксуючих гвинтів, де рівень напружень не перевищує 1,4 МПа.

Дані щодо максимальних значень 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, яка наведена на рис. 8.

Як бачимо на рис. 8, остеосинтез великогомілкової кістки накістковою пластиною при переломах в середній третині показує найгірші показники величин напружень в трьох із п'яти сегментах моделі, особливо в зоні перелому та саме на пластині.

Розглянемо, як поведуть себе моделі остеосинтезу великогомілкової кістки з переломом в її середній третині при підвищенні навантаження до 1200 Н, що відповідає масі тіла пацієнта 120 кг. Розподіл напружень в моделі без перелому наведено на рис. 9.

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	2,5	7,3	2,9
Дистальний	5,2	13,2	7,8	3,4
Зона перелому	2,6	0,7	26,5	0,1
Конструкція		133,7	227,5	73,2
Вхід гвинтів		30,0	8,1	1,4

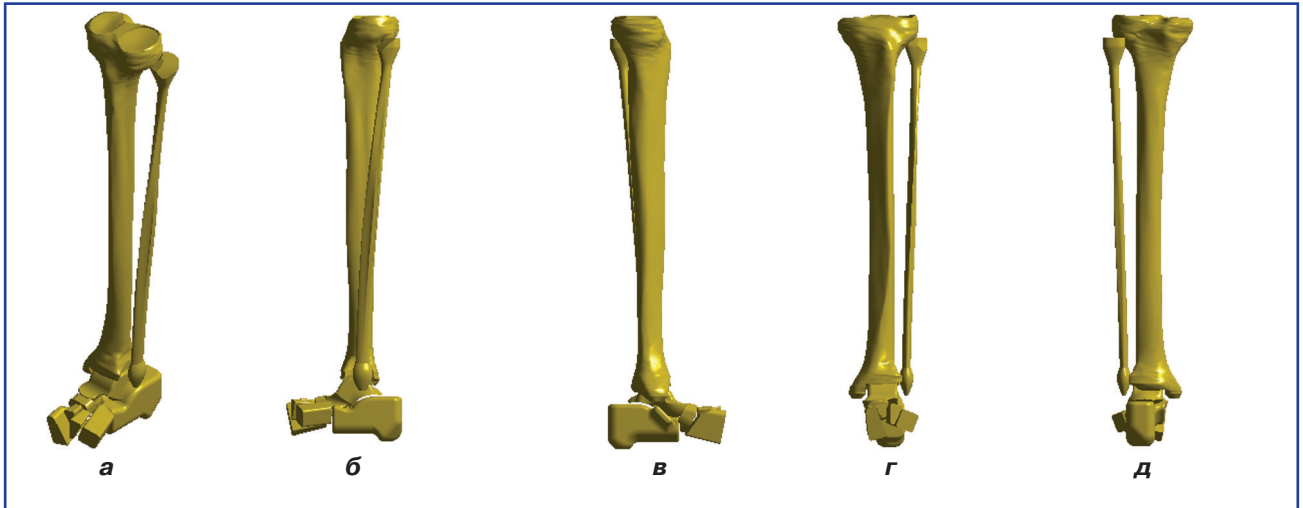


Рисунок 1. Базова скінченно-елементна модель гомілки: а – загальний вигляд; б – вигляд з медіального боку; в – вигляд з латерального боку; г – вигляд спереду; д – вигляд ззаду

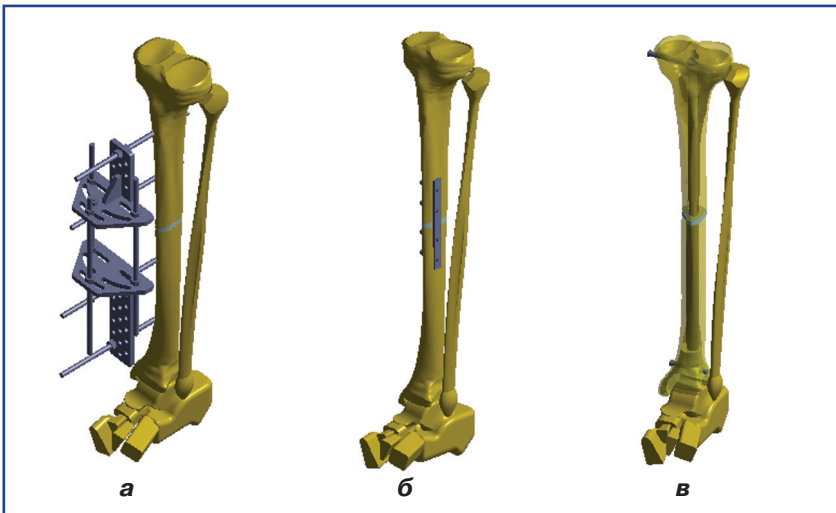


Рисунок 2. Моделі перелому великогомілкової кістки в середній третині з остеосинтезом: а – АЗФ; б – накістковою пластиною; в – інтрамедулярним стрижнем



Рисунок 3. Схема навантаження моделей

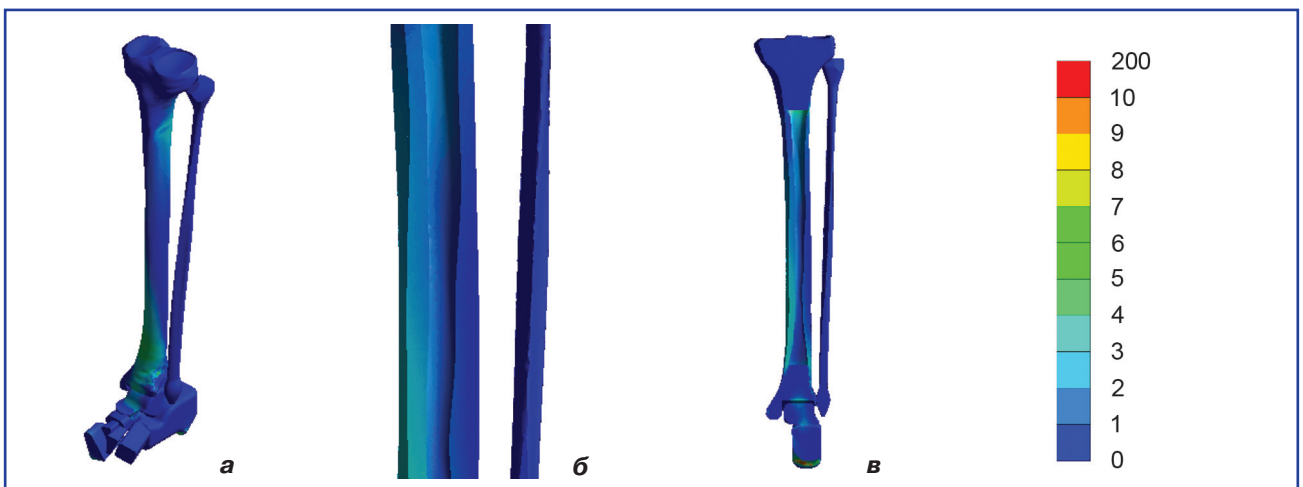


Рисунок 4. Картина розподілу напружень в моделі гомілки в нормі під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а – загальний вигляд; б – середина діафіза; в – розтин великогомілкової кістки

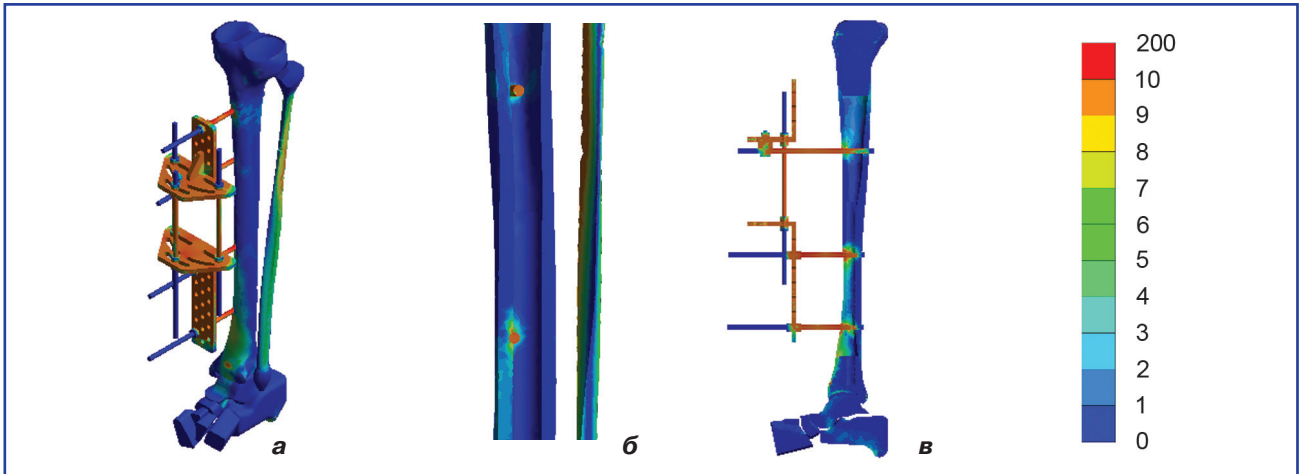


Рисунок 5. Картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – розтин великогомілкової кістки

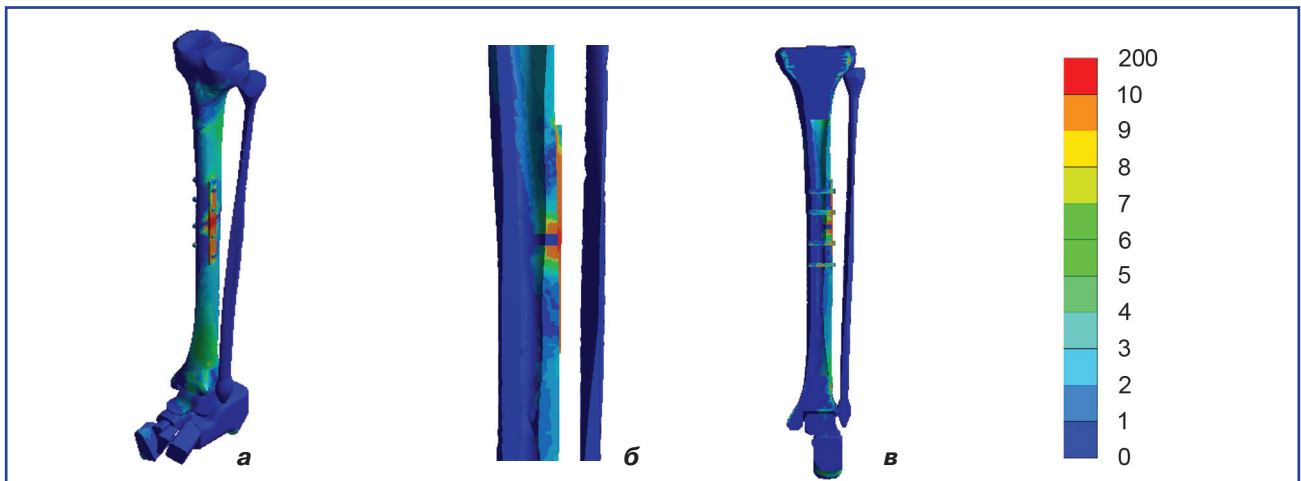


Рисунок 6. Картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – розтин великогомілкової кістки

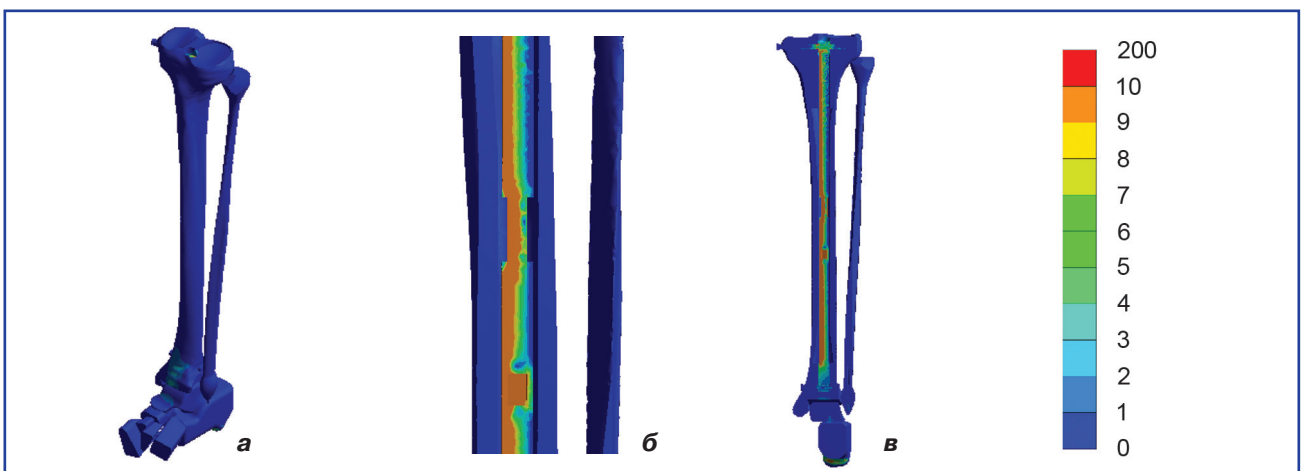


Рисунок 7. Картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – розтин великогомілкової кістки



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

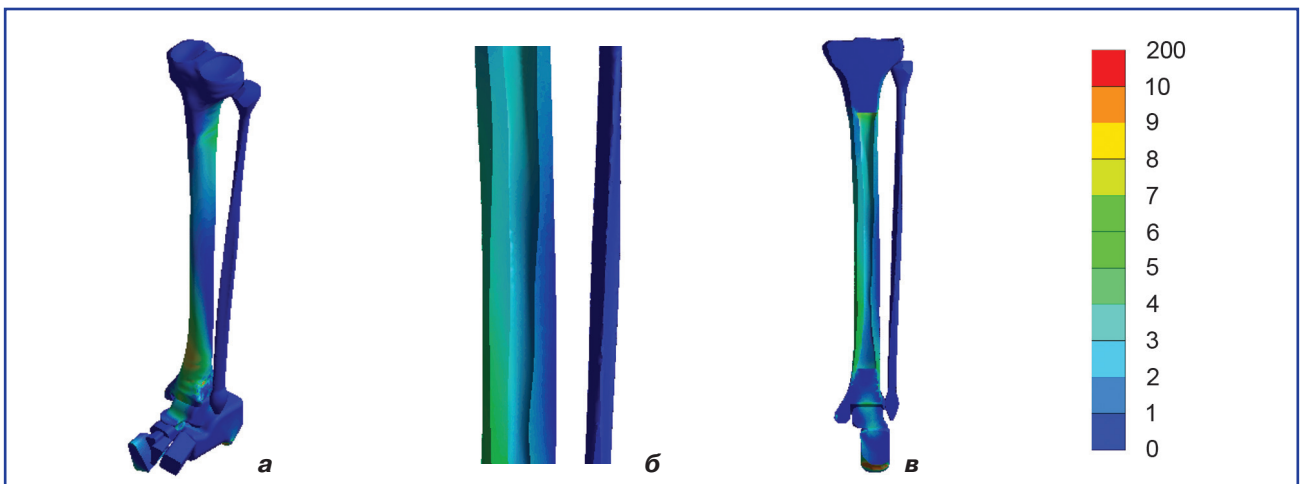


Рисунок 9. Картина розподілу напружень в моделі голімки в нормі під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а – загальний вигляд; б – середина діяфізи; в – розтин великогомілкової кістки

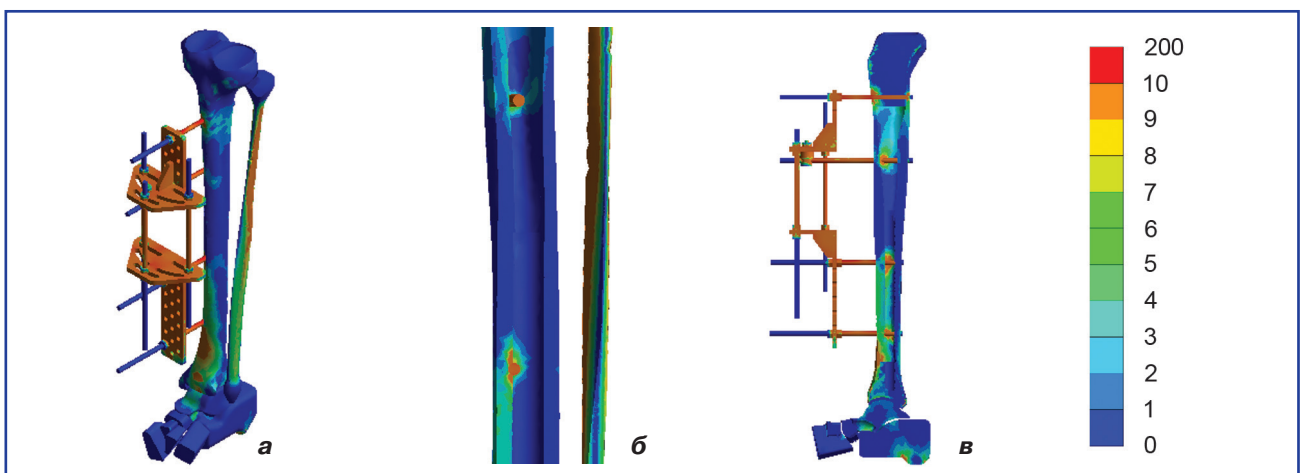


Рисунок 10. Картина розподілу напружень в моделі голімки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – розтин великогомілкової кістки

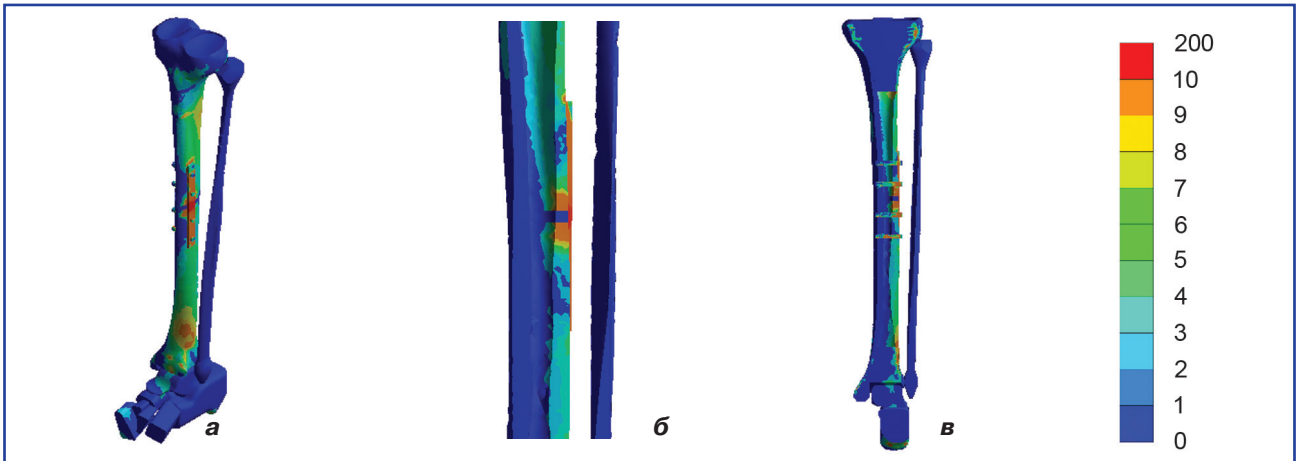


Рисунок 11. Картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – розтин великогомілкової кістки

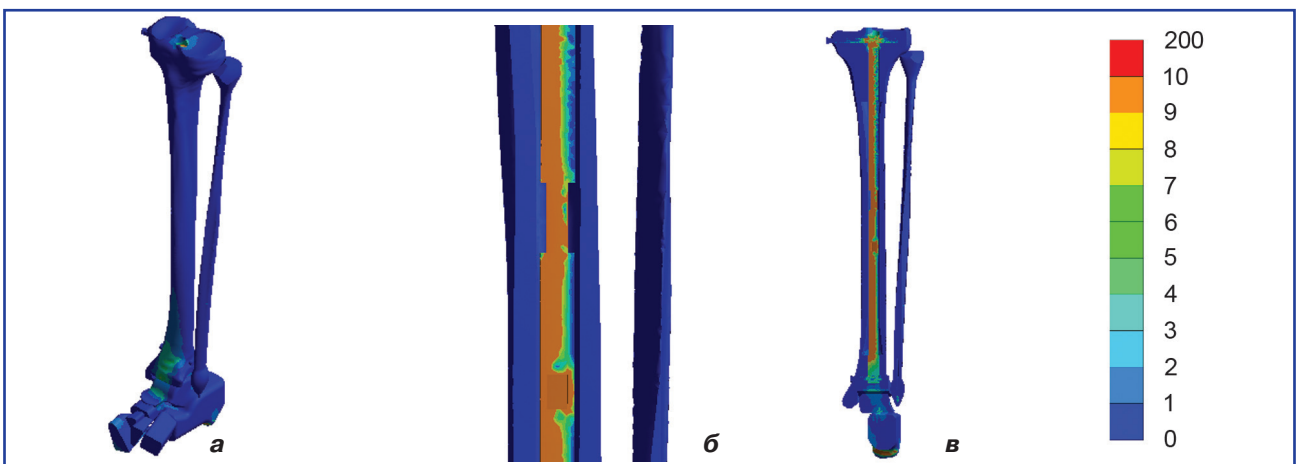


Рисунок 12. Картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – розтин великогомілкової кістки

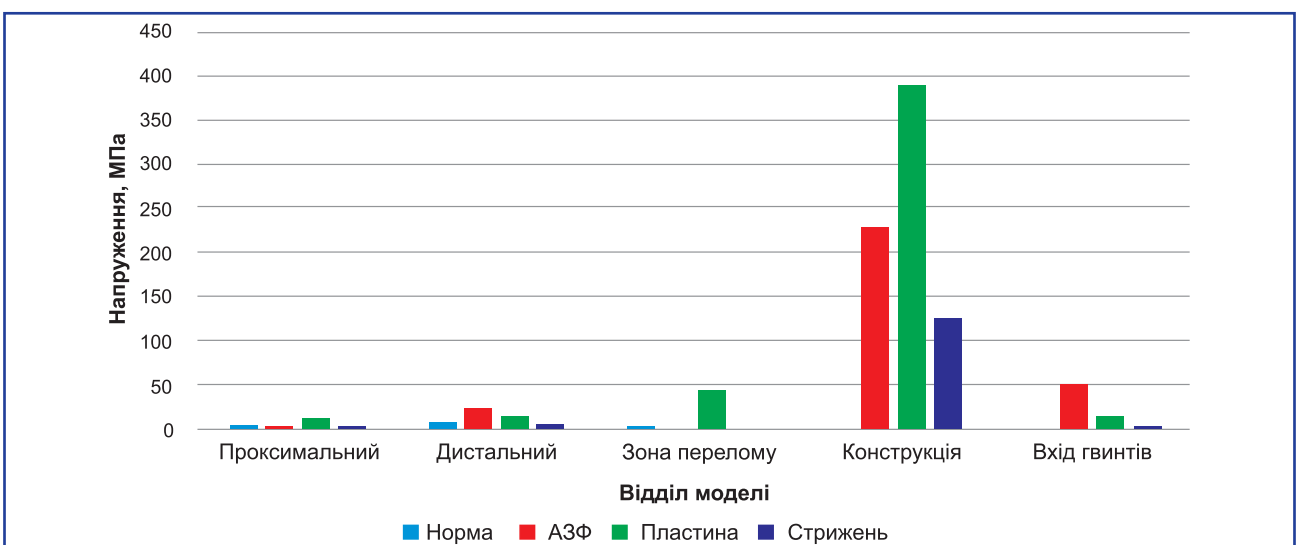


Рисунок 13. Діаграма величин максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н

Підвищення величини навантаження до 1200 Н призводить до підвищення величин напружень у всіх елементах моделі. Так, максимальні напруження величиною 8,9 МПа визначаються на дистальному кінці великогомілкової кістки. На проксимальному кінці максимальні напруження визначаються на рівні 5,8 МПа. Найнижчий рівень напружень 4,5 МПа спостерігається в середній третині діафіза великогомілкової кістки.

Розглянемо, як впливає підвищення навантаження на модель гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом АЗФ. Напружено-деформований стан моделі відображено на рис. 10.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів великогомілкової кістки в середній третині збільшення величини навантаження на кінцівку до 1200 Н викликає підвищення максимального рівня напружень до 22,6 МПа в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруження зростають до 4,3 МПа. У зоні перелому величина напружень також збільшується, але залишається на досить низькому рівні — 1,2 МПа. Значне підвищення рівня напружень до 229,2 МПа також спостерігається на елементах АЗФ та на крайніх фіксуючих стрижнях — до 51,4 МПа.

На рис. 11 відображається напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогоміл-

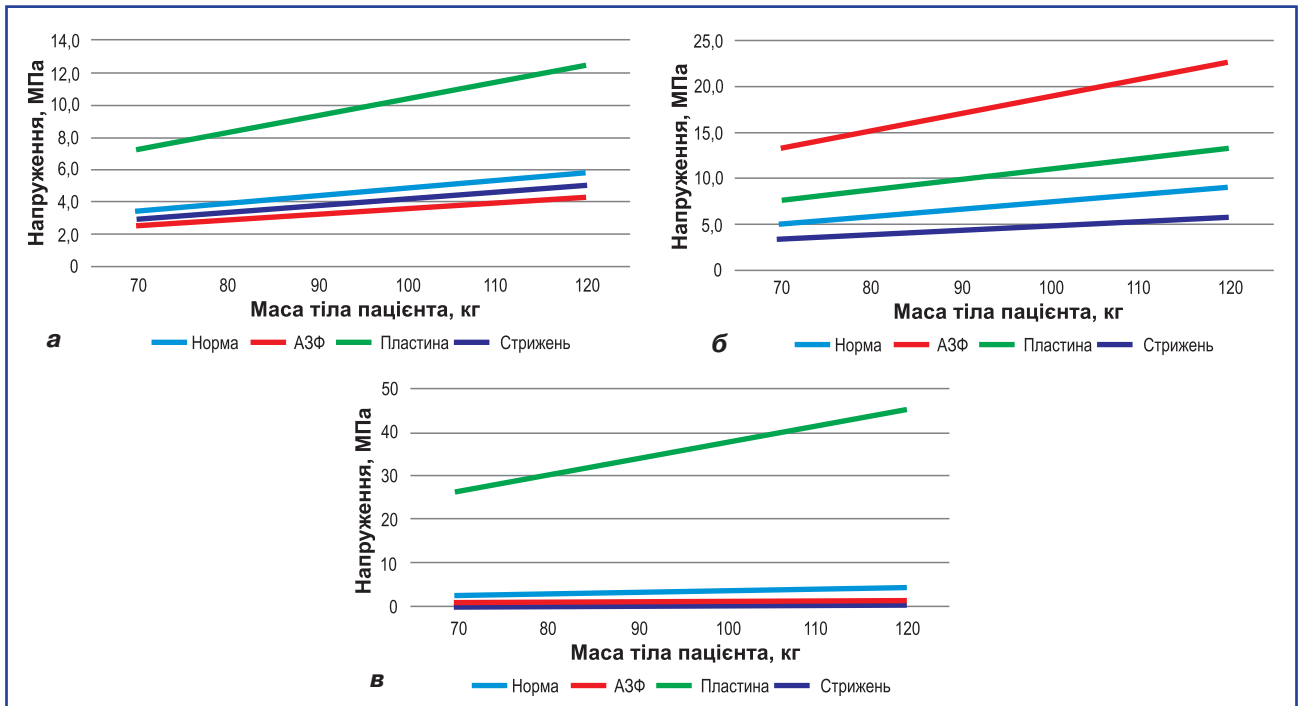


Рисунок 14. Графіки залежності величин напружень в моделі великогомілкової кістки при її переломі в середній третині та різних видах остеосинтезу від маси тіла пацієнта: а — у проксимальному фрагменті; б — у дистальному фрагменті; в — у зоні перелому

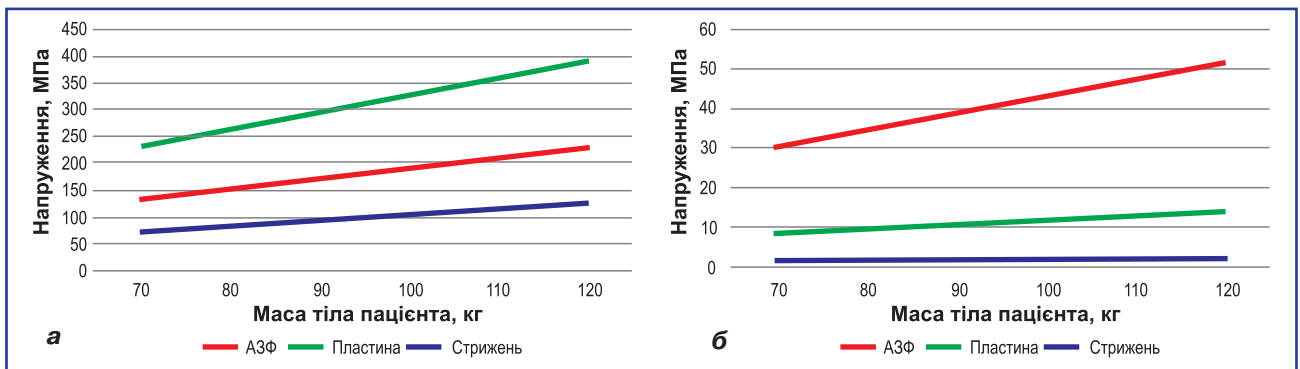


Рисунок 15. Графік залежності величин напружень в елементах металевих конструкцій і навколо фіксуючих гвинтів у великогомілковій кістці при її переломі в середній третині та різних видах остеосинтезу від маси тіла пацієнта: а — в елементах конструкції; б — навколо фіксуючих гвинтів та стрижнів

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	4,3	12,5	5,0
Дистальний	8,9	22,6	13,4	5,8
Зона перелому	4,5	1,2	45,4	0,2
Конструкція		229,2	389,9	125,5
Вхід гвинтів		51,4	13,9	2,4

кової кістки в середній третині та 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 45,4 МПа. Напруження в дистальному та проксимальному фрагментах великогомілкової кістки підвищуються до 13,4 та 12,5 МПа відповідно. Навколо фіксуючих гвинтів максимальні значення напружень зростають до позначки 13,9 МПа, але ще більші навантаження виникають в накістковій пластині — 389,9 МПа.

Останнім етапом розглянемо розподіл напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н, який наведено на рис. 12.

Моделі великогомілкової кістки при її переломі в середній 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 та проксимальному фрагментах кістки максимальні напруження збільшуються до 5,8 та 5,0 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 2,4 МПа. Напруження в самому стрижні сягають позначки 125,5 МПа.

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

Для зручнішого 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. 13.

Як бачимо на рис. 13, при збільшенні навантаження на гомілку 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 в середній третині та різних видах остеосинтезу від маси тіла пацієнта біли побудовані графіки, які наведені на рис. 14.

Як бачимо, зміни величин напружень в кістковій тканині залежно від маси тіла пацієнта мають лінійну залежність. При цьому АЗФ та інтрамедулярний стрижень забезпечують зниження величин напружень в зоні перелому нижче рівня показників для неушкодженої кістки. Накісткова пластина показує значно гірші показники рівня напружень як в 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, яка, діючи через довший важіль нижнього фіксуючого стрижня, здійснює додаткове навантаження на дистальний кінець великогомілкової кістки.

Графіки, які наведені на рис. 15, демонструють залежність величин напружень в елементах металевих конструкцій при остеосинтезі великогомілкової кістки з переломом в середній третині залежно від маси тіла пацієнта.

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

Висновки

1. Найгірші показники рівня напружень в зоні перелому (від 26,5 до 45,4 МПа) та металевої конструкції (від 227,5 до 389,9 МПа) визначено при використанні накісткової пластини, що є наслідком виникнення додаткового згинаючого моменту в результаті її однобічного розташування. Ранні навантаження в даному випадку можуть стати причиною згинання пластин і, як наслідок, неправильного зрощення фрагментів великогомілкової кістки.

2. Остеосинтез за допомогою АЗФ забезпечує досить низький рівень напружень (від 0,7 до 1,2 МПа) в зоні перелому, але недоліком є високій рівень напружень на самому апараті (від 133,7 до 229,2 МПа) та в дистальному відділі великогомілкової кістки (від 13,2 до 22,6 МПа), що пов'язане 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 за віссю навантаження та короткими важелями, якими є фіксуєчі гвинти.

4. Функція залежності величини напружень в елементах моделі є лінійною та прямо пропорційною.

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

Список літератури

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

2. Стойко И.В., Бец Г.В., Бец И.Г., Карпинский М.Ю. Анализ напряженно-деформированного состояния дистального отдела голени и стопы при повреждениях pilon 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.

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

4. Васюк В.Л., Коваль О.А., Карпінський М.Ю., Яреско О.В. Математичне моделювання варіантів остеосин-

тезу переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1. Травма. 2019. Т. 20. № 1. С. 37-46. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666.

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

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

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

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

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

10. 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>

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

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

Отримано/Received 04.01.2022

Рецензовано/Revised 11.01.2022

Прийнято до друку/Accepted 13.01.2022 ■

Information about authors

Maksym Stroiiev, PhD student at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopaedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine; e-mail: mystroiev.po20@knmu.edu.ua; <https://orcid.org/0000-0002-0980-983X>

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

Viktorija Grigoruk, PhD, Associate Professor at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopaedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine; e-mail: vv.hryhoruk@knmu.edu.ua; <https://orcid.org/0000-0002-8937-7802>

M. Karpinsky, Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

O. Yaresko, Junior Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: avyresko@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>

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

M.Yu. Stroiiev¹, M.I. Berezka¹, V.V. Grigoruk¹, M.Yu. Karpinsky², O.V. Yaresko¹

¹Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine

²Sytenko Institute of the Spine and Joints Pathology of NAMS of Ukraine, Kharkiv, Ukraine

Investigation of the stress-strain state of the tibia model with a fracture of the middle third of the tibia in different variants of osteosynthesis under conditions of increasing compressive load on the implant-bone system

Abstract. Background. In the general structure of injuries, fractures of the bones of the lower extremities account for 47.3 %. Of these fractures, in the first place are the diaphyseal fractures of the shin bones, accounting for 45–56 %. The course of the fusion process has certain features in a third of cases, which are associated with

excess weight. The purpose was to carry out a comparative analysis of the stress-strain state of the models of the tibia with a fracture of the tibia under the influence of a compressive load with different variants of osteosynthesis and depending on the patient's weight. **Materials and methods.** A basic finite element model of the tibia was

developed, which contained the tibia, fibula, and foot bones. In all joints, an interlayer was made between the bone elements with the mechanical properties of cartilage tissue. A fracture in the middle third of the tibia and three types of osteosynthesis were simulated using an external fixation apparatus, extramedullary plate, and intramedullary nail. All models were tested under the influence of vertical compressive loads of 700 and 1200 N. **Results.** Changes in tissue stress values depending on the patient's weight have a linear relationship. An external fixation device and an intramedullary nail provide a decrease in the stress values in the fracture zone below the level of indices for an intact bone. The extracorporeal plate shows significantly worse indicators of the level of stress, both in the fracture zone and in the proximal tibia. In the distal region, the highest stress level is determined in the model with osteosynthesis with an external fixation device. In metal structures, the greatest stresses arise in the extramedullary plate. Around the fixing screws and rods, the highest stresses are determined when the apparatus is used on the lower rod.

Conclusions. The worst indicators of the stress level in the fracture zone (from 26.5 to 45.4 MPa) and in the metal structure (from 227.5 to 389.9 MPa) were determined using an extra-bone plate, which is a consequence of the appearance of an additional bending moment as a result of its one-sided arrangement. Osteosynthesis using an external fixation device provides a fairly low level of stress (from 0.7 to 1.2 MPa) in the fracture zone, but the disadvantage is a high level of stress on the device itself (from 133.7 to 229.2 MPa) and in the remote department tibia (from 13.2 to 22.6 MPa), which is associated with the length of the levers, which are the fixing rods. The lowest stress indices in all elements of the model are determined when using osteosynthesis with an intramedullary nail, which 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 magnitude of stresses in the elements of the model is linear and directly proportional.

Keywords: osteosynthesis; tibia; middle third; weight