

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

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720221-234-42>

Ефективність протидії навантаженням на кручення різних варіантів остеосинтезу відламків гомілки (за результатами математичного моделювання)

М. Ю. Карпінський¹, М. Ю. Строев², М. І. Березка², В. В. Григоруку², О. В. Ярьсько¹

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

² Харківський національний медичний університет МОЗ України

Recently, there has been a trend towards high statistical indicators of the number of bone fractures of the lower limbs (47.3%), of which diaphyseal fractures of the lower leg bones make up 45–56 %. Objective. Conduct a comparative analysis of the stress-strain state of leg models with a fracture of the tibia under the torsional loading combined with various options of osteosynthesis and depending on the patient's weight. Methods. A fracture was modeled in the middle third of the diaphysis of the tibia and three types of osteosynthesis — with the help of an external apparatus fixation (EAF), periosteal plate and intramedullary rod. Bones were attached to the tibial plateau torque of 7 Nm and 12 Nm. Results. It was determined that the changes in stress levels in bone tissue depend linearly on the patient's weight. Under simulation conditions stabilization of the fracture with the help of EAF and intramedullary stress rod in the fracture area were found significantly lower than the level of indicators of intact bone. In this same zone in the model with a bony plate, the value stress levels were lower than the intact model bone, but with an increase in the patient's weight to 120 kg, these indicators almost leveled off. The highest stress level was recorded in the distal part of the tibia in the model with intramedullary rod osteosynthesis, and in the proximal one, the stresses that exceeded the parameters of the model with intact bone were determined under the conditions use of EAF. The largest in metal structures stress is detected in the periosteal plate. Conclusions. The highest stresses in the fracture zone (5.8–9.9 MPa) and on the metal structure (360.0–617.0 MPa) was recorded in a model with a bone plate. In the model with EAF in the zone of the fracture, the stresses were at the level of 0.1–0.2 MPa, in the proximal part of the tibia — 6.3–10.8 MPa, in the model with an intramedullary rod — 0.1–0.2 MPa and 0.5–0.9 MPa, respectively. In the distal part of the stress in the last model remained high — 11.7–20.1 MPa. Key words. Tibia, fracture, torsion, osteosynthesis.

Останнім часом спостерігається тенденція до високих статистичних показників кількості переломів кісток нижніх кінцівок (47,3 %), із яких діафізарні переломи кісток гомілки становлять 45–56 %. Мета. Провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки під впливом навантаження на кручення за різних варіантів остеосинтезу та залежно від ваги пацієнта. Методи. Моделювали перелом у середній третині діафіза великогомілкової кістки та три види остеосинтезу — за допомогою апарату зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини й інтрамедулярного стрижня. До великогомілкового плато кістки прикладали крутний момент величиною 7 Нм та 12 Нм. Результати. Визначено, що зміни величин напружень у кістковій тканині лінійно залежать від ваги пацієнта. За умов моделювання стабілізації перелому за допомогою АЗФ та інтрамедулярного стрижня напруження в ділянці перелому виявилися значно нижчими за рівень показників неушкодженої кістки. У цій самій зоні в моделі з накістковою пластиною значення рівня напружень були меншими за модель із неушкодженою кісткою, але зі збільшенням ваги пацієнта до 120 кг ці показники майже вирівнялися. У дистальному відділі великогомілкової кістки найвищий рівень напружень зафіксовано в моделі з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем, а в проксимальному — напруження, які перевищили показники моделі з неушкодженою кісткою, визначено за умов використання АЗФ. У металевих конструкціях найбільші напруження виявлено в накістковій пластині. Висновки. Найбільші напруження в зоні перелому (5,8–9,9 МПа) та на металевій конструкції (360,0–617,0 МПа) зафіксовано в моделі з накістковою пластиною. У моделі з АЗФ у зоні перелому напруження були на рівні 0,1–0,2 МПа, у проксимальному відділі великогомілкової кістки — 6,3–10,8 МПа, у моделі з інтрамедулярним стрижнем — 0,1–0,2 МПа та 0,5–0,9 МПа відповідно. У дистальному відділі напруження в останній моделі залишилися високими — 11,7–20,1 МПа.

Ключові слова. Гомілка, перелом, кручення, остеосинтез

Вступ

Останнім часом спостерігається стала тенденція до високих статистичних показників кількості переломів кісток нижніх кінцівок (47,3 %), а діафізарні переломи кісток гомілки з них становлять 45–56 % [1]. За інформацією ВООЗ, близько 33 % населення Європи й Америки має індекс маси тіла (ІМТ) 25 або більше [2, 3].

Відповідно до опублікованого аналізу ускладнень лікування діафізарних переломів довгих кісток за даними травматологічної МСЕК м. Харкова понад половини з них пов'язані з переломами кісток гомілки. Показник первинної інвалідності внаслідок травм кісток нижніх кінцівок склав до 27,9 %. Нажаль, традиційна тактика та сталі підходи до лікування цієї категорії хворих призводять до тривалої інвалідності в 5 %, що зумовлює соціальну й економічну значимість цього питання [4].

Саме біомеханічні особливості взаємодії в системі «імплантат – кістка» визначають підходи до тактики хірургічного лікування та реабілітації. Найбільш небезпечними з огляду на виникнення ускладнень лікування переломів кісток гомілки є навантаження на кручення [5].

Для врахування не лише надмірної ваги, а й можливостей різних способів остеосинтезу зі застосуванням сучасних імплантатів в умовах ротаційних проб сплановано та проведено математичне моделювання методом скінченних елементів.

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

Матеріал і методи

Матеріали роботи обговорено та схвалено на засіданні комітету з біоетики при ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» (протокол № 10 від 02.10.2019).

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» розроблено базову скінченно-елементну модель гомілки людини. Загальний вигляд моделі наведено на рис. 1.

Модель складається з великогомілкової та малогомілкової кісток, кісток стопи. У всіх суглобах між кістковими елементами створено прошарок із механічними властивостями хрящової тканини.

На базовій моделі моделювали перелом у середній третині великогомілкової кістки та три види остеосинтезу за допомогою апарата зовніш-

ньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини й інтрамедулярного стрижня. Проміжок між кістковими фрагментами в зоні перелому заповнювали елементом, який імітував кістковий регенерат із механічними властивостями колагену. Зовнішній вигляд моделей із переломом у середній третині великогомілкової кістки та різними видами остеосинтезу наведено на рис. 2.

Матеріал вважали однорідним та ізотропним. За скінченний елемент обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Усім матеріалам, із яких склалися моделі, задано відповідні механічні властивості — модуль пружності Юнга та коефіцієнт Пуассона (табл. 1). Механічні властивості біологічних тканин обрано зі спеціальної літератури [6–9], металевих конструкцій — технічної [10].

Моделі досліджено під впливом навантаження на кручення, яке моделювали для пацієнтів вагою 70 кг і 120 кг. Для цього до великогомілкового плато прикладали крутний момент величиною 7,0 і 12,0 Нм. Стопа моделей була жорстко закріплена. Схему навантаження моделей наведено на рис. 3.

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

Досліджування моделі виконували зі застосуванням методу скінченних елементів. Як критерій оцінювання напружено-деформованого стану моделей використано напруження за Мізесом [11].

Моделювання виконано за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks, розрахунки напружено-деформованого стану моделей — у програмному комплексі CosmosM [12].

Результати та їх обговорення

Першим етапом роботи вивчено напружено-деформований стан моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині за різних варіантів остеосинтезу під впливом навантаження на кручення величиною 7,0 Нм. Визначено, що під дією цього навантаження на неушкоджену гомілку у великогомілковій кістці виникають напруження, які збільшуються в напрямку зверху до низу. Зокрема, найменші напруження 4,1 МПа визначено в проксимальному відділі великогомілкової кістки та середній її третині — 6,0 МПа, найвищі (9,5 МПа) — на дистальному кінці (рис. 4).

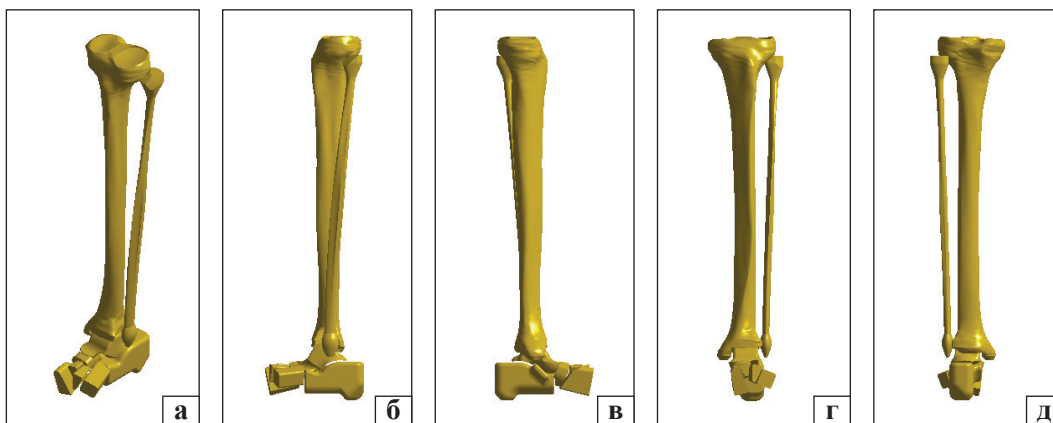


Рис. 1. Базова скінченно-елементна модель гомілки: загальний вигляд (а), із медіального (б) та латерального (в) боків, спереду (г), ззаду (д)

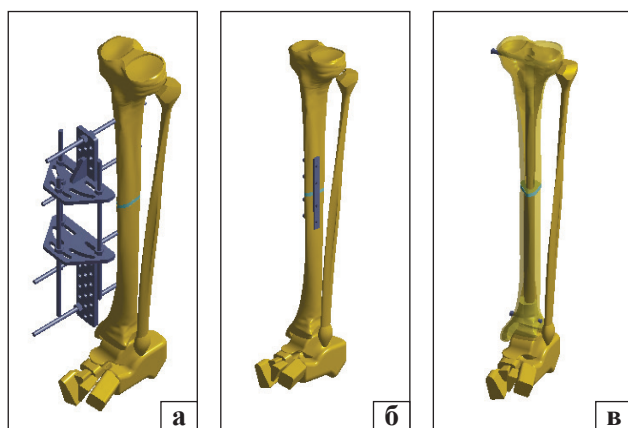


Рис. 2. Моделі перелому великогомілкової кістки в середній третині з остеосинтезом: а) АЗФ; б) накістковою пластиною; в) інтрамедулярним стрижнем

Таблиця 1

Механічні характеристики використаних під час моделювання матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга (Е), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Коркова кістка	18350,0	0,29
Губчаста кістка	330,0	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Колаген	1,0	0,45
Титан ВТ-16	$1,1 \cdot 10^5$	0,20

У моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині її діафіза, який стабілізовано за допомогою АЗФ, під навантаженням на кручення величиною 7,0 Нм максимальні напруження (6,3 МПа) встановлено на проксимальному кінці великогомілкової кістки. У нижче розташованих відділах усе навантаження в цьому випадку припадало на АЗФ, напруження на якому сягали позначки 195,5 МПа. Також високий рівень напружень (23,0 МПа) виявлено на фіксувальних гвинтах і навколо них у кістковій тканині. Проте на підставі вивчен-

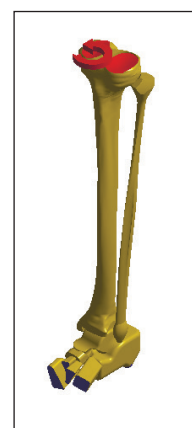


Рис. 3. Схема навантаження моделей

ня математичної моделі з'ясовано, що за допомогою АЗФ можна зняти напруження з дистального фрагмента великогомілкової кістки, де вони визначені на рівні 0,3 МПа, і, що досить важливо, зі зони перелому, де вони не перевищили 0,1 МПа (рис. 5).

Розглянуто напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині діафіза, який фіксовано накістковою пластиною, під дією навантаження на кручення величиною 7,0 Нм (рис. 6). На скінченно-елементній моделі визначено, що використання такого типу остеосинтезу призводить до підвищення величини напружень у зоні перелому до 5,8 МПа, а в дистальному фрагменті великогомілкової кістки — до 6,1 МПа. Водночас встановлено зниження рівня напружень у проксимальному фрагменті великогомілкової кістки до 3,4 МПа. Власне на пластині визначено дуже високий рівень напружень — 360,0 МПа, при цьому фіксувальні гвинти залишилися ненапруженими.

На рис. 7 відображено розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині діафіза за умов застосування остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем під впливом навантаження на кручення величиною 7,0 Нм.

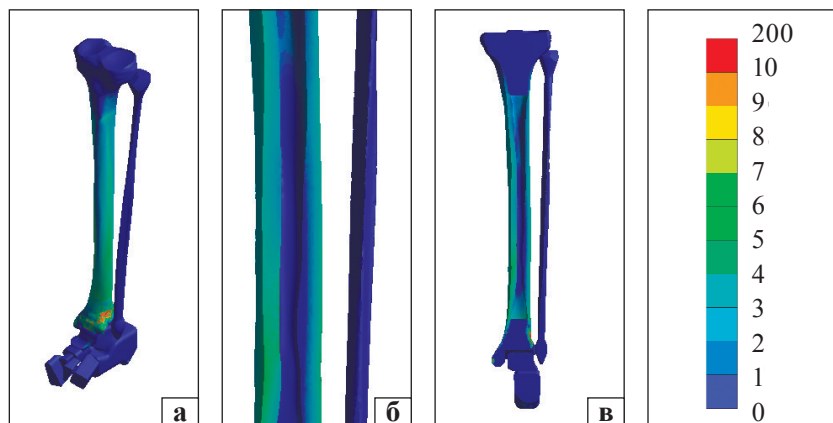


Рис. 4. Картина розподілу напружень у моделі гомілки в нормі під дією навантаження на кручення величиною 7,0 Нм: а) загальний вигляд; б) середина діяфіза; в) переріз великогомілкової кістки

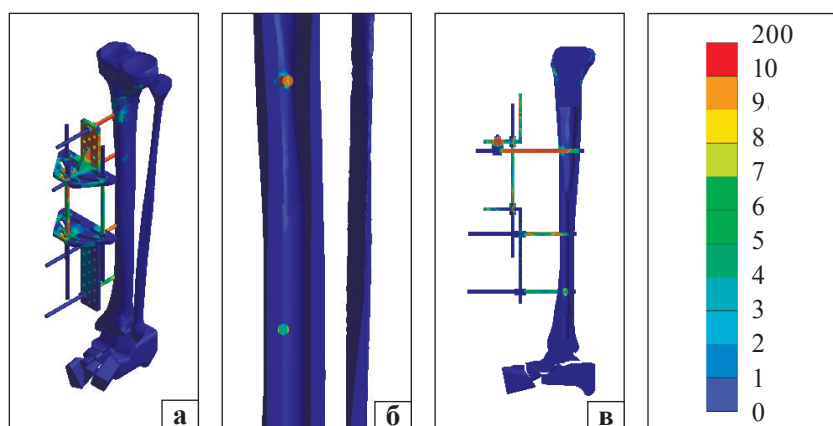


Рис. 5. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом АЗФ під навантаженням на кручення величиною 7,0 Нм: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) переріз великогомілкової кістки

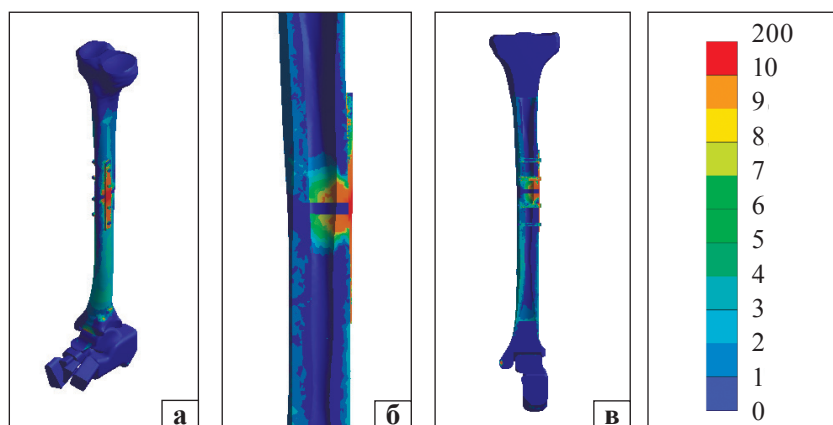


Рис. 6. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині діяфіза та остеосинтезом накістковою пластиною під дією навантаження на кручення величиною 7,0 Нм: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) переріз великогомілкової кістки

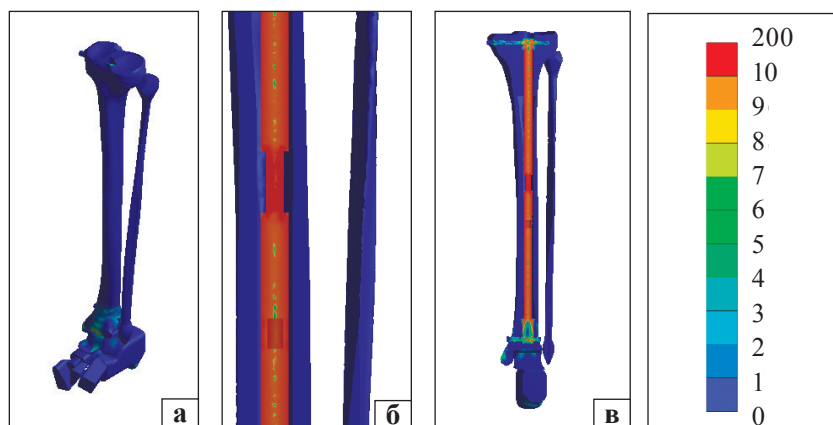


Рис. 7. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині діяфіза й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під дією навантаження на кручення величиною 7,0 Нм: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) переріз великогомілкової кістки

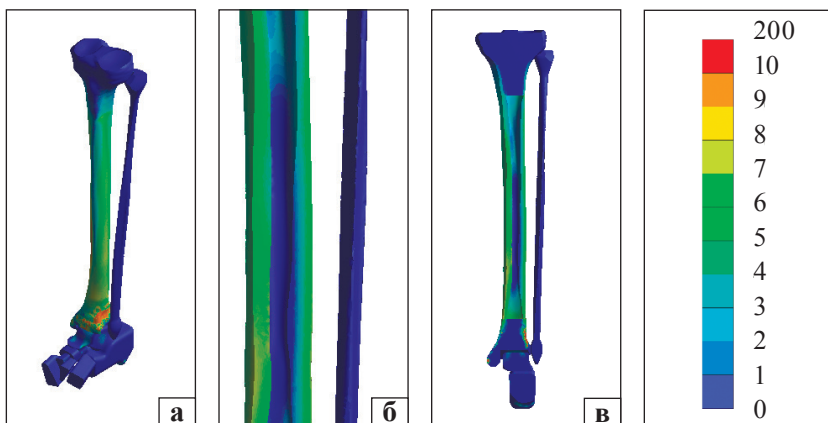


Рис. 8. Картина розподілу напружень у моделі гомілки в нормі під дією навантаження на кручення величиною 12,0 Нм: а) загальний вигляд; б) середина діяфіза; в) переріз великогомілкової кістки

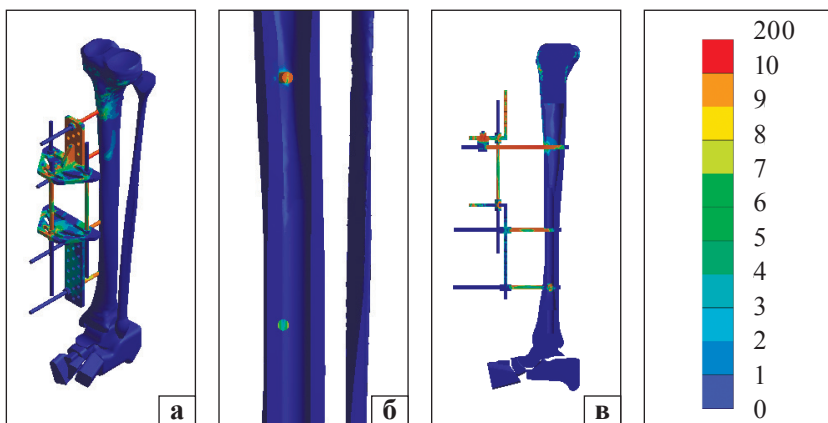


Рис. 9. Картина розподілу напружень під дією навантаження на кручення 12,0 Нм у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині діяфіза, остеосинтез АЗФ: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) переріз великогомілкової кістки

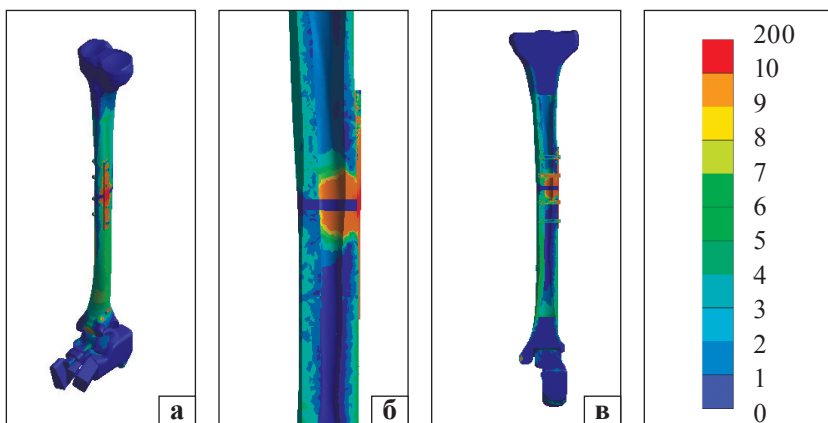


Рис. 10. Картина розподілу напружень під дією навантаження на кручення величиною 12,0 Нм у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині діяфіза, остеосинтез накістковою пластиною: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) переріз великогомілкової кістки

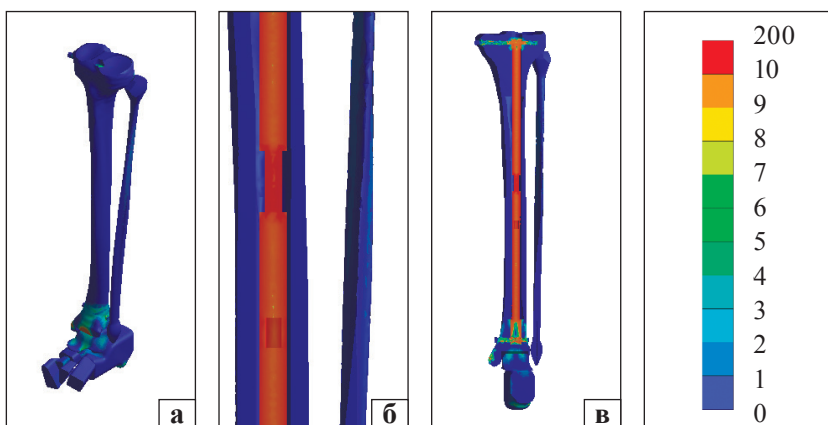


Рис. 11. Картина розподілу напружень під дією навантаження на кручення величиною 12,0 Нм у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині діяфіза, остеосинтез інтрамедулярним стрижнем: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) переріз великогомілкової кістки

У результаті математичного аналізу доведено, що інтрамедулярний стрижень за цих умов чинить суттєву протидію крутячим навантаженням. Наслідком цього стало зниження величини напружень у зоні перелому до 0,1 МПа, у проксимальному фрагменті великогомілкової кістки — до 0,5 МПа. Натомість у дистальному фрагменті визначено досить високий рівень напружень — 11,7 МПа. Напруження на самому стрижні досягли позначки 243,0 МПа, а на фіксувальних гвинтах — 10,5 МПа.

У табл. 2 порівняно максимальні значення напружень в елементах різних моделей гомілки (норма, із переломом у середній третині діафіза за умов різних видів остеосинтезу) під дією навантаження на кручення величиною 7,0 Нм.

На другому етапі роботи розглянуто, як поведуть себе створені моделі гомілки за умов підвищення навантаження на кручення від 7,0 до 12,0 Нм, що відповідає масі пацієнта 120 кг.

Виявилося, що за умов дії навантаження на кручення величиною 12,0 Нм у великогомілковій кістці виникають такі напруження: проксимальний відділ — 7,0 МПа, дистальний — 16,3 МПа, середня третина — 10,3 МПа (рис. 8).

У результаті аналізу моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині діафіза, стабілізованим за допомогою АЗФ, встановлено підвищення величин напружень у всіх елементах моделі. Найбільші зміни спостерігали на елементах конструкції, де напруження досягли позначки 335,1 МПа, та фіксувальних стрижнях — 39,4 МПа. У кістковій тканині найвищий рівень напружень визначений у проксимальному фрагменті великогомілкової кістки — 10,8 МПа, але в дистальному фрагменті та зоні перелому величини напружень залишилися досить низькими — 0,5 та 0,2 МПа відповідно (рис. 9).

На рис. 10 відображено напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині діафіза, фіксованим накістковою пластиною, під впливом навантаження на кручення величиною 12,0 Нм. За результатами математичних розрахунків цієї моделі визначено, що збільшення ваги пацієнта не змінює характер розподілу напружень порівняно з дією навантаження 7 Нм. Отже, маємо підвищення рівня напружень на всіх елементах моделі: у зоні перелому та дистальному фрагменті великогомілкової кістки до 9,9 та 10,5 МПа відповідно, у проксимальному фрагменті — до 5,8 МПа.

Таблиця 2

Максимальні напруження (МПа) в ділянках різних скінченно-елементних моделей гомілки під дією навантаження на кручення величиною 7,0 Нм

Ділянка	Модель			
	Норма	Пристрій для остеосинтезу		
		АЗФ	пластина	стрижень
Великогомілкова кістка: – проксимальний фрагмент;	4,1	6,3	3,4	0,5
– дистальний фрагмент	9,5	0,3	6,1	11,7
Зона перелому	6,0	0,1	5,8	0,1
Конструкція	—	195,5	360,0	243,0
Вхід гвинтів	—	23,0	0,0	10,5

Таблиця 3

Максимальні напруження (МПа) в ділянках різних скінченно-елементних моделей гомілки під дією навантаження на кручення величиною 12,0 Нм

Ділянка	Модель			
	Норма	Пристрій для остеосинтезу		
		АЗФ	пластина	стрижень
Великогомілкова кістка: – проксимальний фрагмент;	7,0	10,8	5,8	0,9
– дистальний фрагмент	16,3	0,5	10,5	20,1
Зона перелому	10,3	0,2	9,9	0,2
Конструкція	—	335,1	617,0	416,5
Вхід гвинтів	—	39,4	0,0	18,0

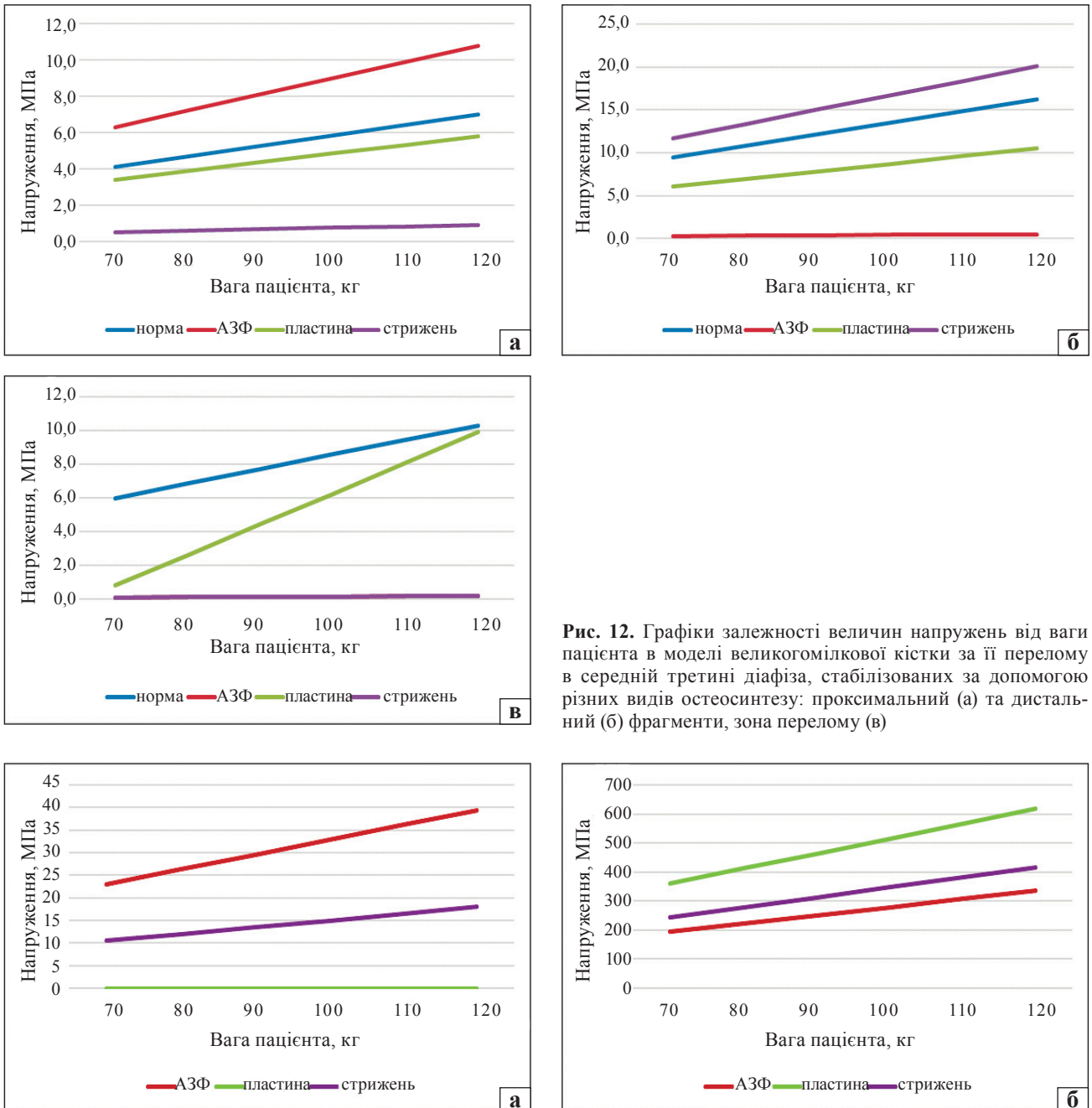


Рис. 12. Графіки залежності величин напружень від ваги пацієнта в моделі великогомілкової кістки за її перелому в середній третині діяфіза, стабілізованих за допомогою різних видів остеосинтезу: проксимальний (а) та дистальний (б) фрагменти, зона перелому (в)

Рис. 13. Графік залежності величин напружень навколо фіксувальних гвинтів (а) та в елементах металевих конструкцій (б), використаних для моделювання остеосинтезу переломів на рівні середньої третини діяфіза великогомілкової кістки, від ваги пацієнта

Найнапруженішим елементом виявилася накісткова пластина — 617,0 МПа, а фіксувальні гвинти залишилися ненапруженими.

У результаті аналізу розподілу напружень у скінченно-елементній моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки на рівні середньої третини діяфіза, який стабілізовано за допомогою інтрамедулярного стрижня, під навантаженням на кручення величиною 12,0 Нм, встановлено збереження низького рівня напружень і в зоні пе-

релому (0,2 МПа), і в проксимальному фрагменті великогомілкової кістки (0,9 МПа). У дистальному фрагменті напруження зросли до 20,1 МПа. Найбільший рівень напружень (416,5 МПа) визначено власне на стрижні, на фіксувальних гвинтах вони дорівнювали 18,0 МПа (рис. 11).

У табл. 3 порівняно величини максимальних напружень в елементах створених моделей гомілки (норма, із переломом великогомілкової кістки на рівні середньої третини діяфіза за різних

варіантів остеосинтезу) під дією навантаження на кручення величиною 12,0 Нм.

Таким чином, АЗФ та інтрамедулярний стрижень забезпечують мінімальний рівень напружень у зоні перелому за умов навантаження на кручення. Остеосинтез накістковою пластиною не призводить до значних знижень напружень у жодній із зон великогомілкової кістки, виняток складають фіксувальні гвинти, де напруження дорівнюють 0. Щодо величин напружень на елементах металевих конструкцій, то в цьому випадку знову лідирує накісткова пластина.

Для наочного уявлення змін величин напружень в елементах великогомілкової кістки за її перелому в середній третині діафіза, який фіксовано за допомогою різних пристроїв, від ваги пацієнта побудовані графіки (рис. 12).

Проведені дослідження показали, що зміни величин напружень у кістковій тканині лінійно залежать від ваги пацієнта. При цьому за умов моделювання стабілізації перелому за допомогою АЗФ та інтрамедулярного стрижня напруження в ділянці перелому виявилися значно нижчими за рівень показників неушкодженої кістки. У цій самій зоні в моделі з накістковою пластиною значення рівня напружень були меншими за модель із неушкодженою кісткою, але зі збільшенням ваги пацієнта до 120 кг ці показники майже вирівнялися. У дистальному відділі великогомілкової кістки найвищий рівень напружень визначено в моделі з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем, а в проксимальному — напруження, які перевищили показники моделі з неушкодженою кісткою, визначено за умов використання АЗФ.

Графіки, які наведені на рис. 13, демонструють залежність величин напружень в елементах металевих конструкцій, які використано в моделях для фіксації перелому в середній третині діафіза великогомілкової кістки, від ваги пацієнта.

Так само, як у кістковій тканині, у металевих конструкціях величини напружень прямо залежали від ваги пацієнта. Найбільшими вони виявилися в накістковій пластині, але біля фіксувальних гвинтів і стрижнів навколо неї напруження були мінімальними. Найвищі показники напружень на елементах конструкції виявлено в моделі з АЗФ.

Висновки

Найбільші показники рівня напружень у зоні перелому (від 5,8 до 9,9 МПа) та на металевій конструкції (від 360,0 до 617,0 МПа) визначено в моделі з накістковою пластиною.

Аналіз моделі, де для остеосинтезу перелому великогомілкової кістки на рівні середини діафіза використано АЗФ, виявив досить низький рівень напружень (від 0,1 до 0,2 МПа) в зоні перелому, але недоліком був високий рівень напружень у проксимальному відділі кістки (від 6,3 до 10,8 МПа).

Найнижчі показники напружень у зоні перелому (від 0,1 до 0,2 МПа) та проксимальному фрагменті великогомілкової кістки (від 0,5 до 0,9 МПа) визначено в разі використання остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем, але в дистальному відділі кістки напруження залишилися досить високими — від 11,7 до 20,1 МПа.

Функція залежності величини напружень в елементах розглянутої моделі є лінійною та прямопропорційною.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Диафизарные переломы в структуре травматизма населения Украины / Г. В. Гайко, А. В. Калашников, В. А. Бояр [и др.] : Тези доповідей XIV з'їзду ортопедів-травматологів України.—Одеса, 2016. —С. 9–10.
2. Єрмоленко Н. О. Ожиріння — проблема сучасності / Н. О. Єрмоленко, О. І. Зарудна, І. В. Голик // Медсестринство. — 2016. — № 1. — С. 23–26. — DOI: 10.11603/2411-1597.2016.1.7385.
3. Всесвітня організація охорони здоров'я. Питання ожиріння. [Електронний ресурс]. — Режим доступу: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>
4. Частота ускладнень лікування діафизарних переломів кінцівок за даними Харківської травматологічної МСЕК / О. К. Попсуйшапка, В. О. Литвишко, О. Є. Ужєгова, О. О. Підгайська // Ортопедія, травматологія та протезування. — 2020. — № 1 (618). — DOI: 10.15674/0030-59872020120-25.
5. Литвишко В. О. Напружено-деформований стан фібрин-кров'яного згустку та окістя в зоні діафизарного перелому за різних умов з'єднання відламків та його вплив на структурну організацію регенерату / В. О. Литвишко, О. К. Попсуйшапка, О. В. Ярьсько // Ортопедія, травматологія та протезування. — 2016. — № 1 (602). — С. 62–71. — DOI: 10.15674/0030-59872016162-71.
6. Березовский В. А. Биомеханические характеристики тканей человека: Справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилова. — К. : Наукова думка, 1990. — 224 с.
7. Васюк В. Л. Математичне моделювання варіантів остеосинтезу переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу C1 / В. Л. Васюк, О. А. Коваль, М. Ю. Карпінський, О. В. Ярьсько // Травма. — 2019. — Т. 20, № 1. — С. 37–46. — DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666.
8. Математичне моделювання впливу деформації кісток гомілки на навантаження суглобів нижньої кінцівки / М. О. Корж, К. К. Романенко, Д. В. Прозоровський [та ін.] // Травма. — 2016. — Т. 17, № 3. — С. 23–24.
9. Анализ напряженно-деформированного состояния дистального отдела голени и стопы при повреждениях рёлов в условиях наружной фиксации при помощи стержневых аппаратов / И. В. Стойко, Г. В. Беца, И. Г. Беца, М. Ю. Карпинский // Травма. — 2014. — Т. 15, № 1. — С. 41–49. —

DOI: 10.22141/1608-1706.1.15.2014.81263.

10. Gere J. M. Mechanics of Material / J. M. Gere, S. P. Timoshenko. — 1997. — 912 p.
11. Зенкевич О. К. Метод конечных элементов в технике /

О. К. Зенкевич. — М. : Мир, 1978. — 519 с.

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

Стаття надійшла до редакції 26.04.2022

EFFECTIVENESS OF RESISTING TORSIONAL LOADS OF VARIOUS OPTIONS FOR OSTEOSYNTHESIS OF TIBIAL FRAGMENTS (ACCORDING TO THE RESULTS OF MATHEMATICAL MODELING)

M. Yu. Karpinsky ¹, M. Yu. Stroiev ², M. I. Berezka ², V. V. Hryhoruk ², O. V. Yaresko ¹

¹ Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

² Kharkiv National Medical University of the Ministry of Health of Ukraine

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

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

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

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

✉ Oleksandr Yaresko: avyresko@gmail.com