

Васюк В.Л.¹, Коваль О.А.¹, Карпінський М.Ю.², Яресько О.В.²

¹ВДНЗ «Буковинський державний медичний університет», м. Чернівці, Україна

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

Математичне моделювання варіантів остеосинтезу переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1

Резюме. Актуальність. Переломи пілона досить часто є компонентом політравми. Частота цих переломів у загальній структурі пошкоджень скелета становить 1–7 %. Переломи даної локалізації є лідерами за кількістю ускладнень (до 30 %) і незадовільних наслідків. Причинами такого становища виявляються у першу чергу порушення кровопостачання в зоні перелому та технічні проблеми при виконанні оперативного втручання. **Мета:** на математичній моделі вивчити механічні особливості різних варіантів остеосинтезу великогомілкової кістки з переломом дистального метаепіфіза типу С1 за класифікацією Асоціації остеосинтезу (АО). **Матеріали та методи.** Була розроблена математична модель дистальної частини нижньої кінцівки, що містила кісткові елементи гомілки та стопи, на якій моделювали переломи дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1 за класифікацією АО. Як контроль використовували моделі з фіксацією уламків накістковою пластиною. Також був промодельований комбінований варіант фіксації кісткових уламків при переломах дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1 за допомогою спиць та апарата зовнішньої фіксації (АЗФ) на основі стрижнів. **Результати.** Проведене дослідження дозволяє зробити висновок, що за наявності перелому дистального метаепіфіза типу С1 за критерієм забезпечення мінімальних напружень в ділянці перелому при всіх типах навантаження метод комбінованого остеосинтезу спицями та АЗФ на основі стрижнів має перевагу над іншими методами фіксації уламків. Дослідження розподілу відносних деформацій у кістковому регенераті моделей з переломом типу С1 під навантаженням спереду назад також підтвердило перевагу комбінованого остеосинтезу над іншими за критерієм максимальних величин відносної деформації. **Висновки.** Дослідження напружено-деформованого стану моделей з переломом дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1 показало, що використання комбінованого остеосинтезу спицями та АЗФ на основі стрижнів забезпечує мінімальні напруження в кісткових елементах у ділянці перелому при всіх типах навантаження, а також дозволяє найбільш ефективно обмежити деформації кісткового регенерату серед всіх інших методів фіксації уламків.

Вступ

Останніми роками з'являється все більше наукових робіт, присвячених різним аспектам лікування переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки — так званого пілона [1]. Характерно, що переломи пілона досить часто є компонентом політравми. Частота цих переломів в загальній структурі пошкоджень скелета становить 1–7 % [2, 3].

Сучасна травматологія містить великий арсенал технологій остеосинтезу для виконання стабільної фікса-

ції переломів дистального відділу кісток гомілки, проте переломи даної локалізації є лідерами за кількістю ускладнень (до 30 %) і незадовільних наслідків. Причинами такого становища виявляються у першу чергу порушення кровопостачання в зоні перелому та технічні проблеми при виконанні оперативного втручання.

Мета: на математичній моделі вивчити механічні особливості різних варіантів остеосинтезу великогомілкової кістки з переломом дистального метаепіфіза типу С1 за класифікацією Асоціації остеосинтезу (АО).

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» було виконане математичне моделювання з використанням методу скінченних елементів переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки та способів їх фіксації. З цією метою була розроблена математична модель дистальної частини нижньої кінцівки, що містила кісткові елементи гомілки та стопи. Зовнішній вигляд моделі наведено на рис. 1.

Ця модель була використана як базова, на якій моделювали переломи дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1 за класифікацією АО. Як контроль використовували моделі з фіксацією уламків накістковою пластиною. На рис. 2 наведена модель з переломом типу С1 з фіксацією накістковими пластинами.

Основу роботи становили моделі з переломами дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1, на яких кісткові уламки були зафіксовані за допомогою запропонованого нами методу фіксації спицями. На рис. 3 наведена модель з переломом типу С1 з фіксацією уламків спицями.

Також був промодельований комбінований варіант фіксації кісткових уламків при переломах дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1 за допомогою спиць та апарата зовнішньої фіксації (АЗФ) на основі стрижнів. Детальніше уявлення про дану модель можна отримати на рис. 4.

Усі моделі містили елементи з механічною властивістю кортикальної та губчастої кісток, суглобові поверхні мали прошарок з властивостями хрящової тканини. Простір між уламками по площині перелому заповнювали матеріалом з механічними

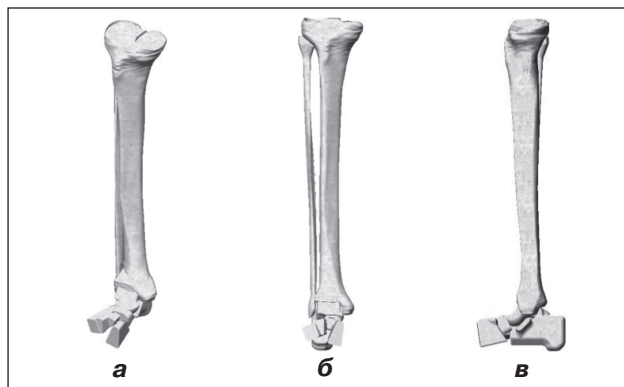


Рисунок 1. Зовнішній вигляд моделі дистальної частини нижньої кінцівки: а — зовнішній вигляд; б — фронтальна проекція; в — сагітальна проекція

властивостями хрящової тканини, який імітував кістковий регенерат. В нашому дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні властивості біологічних тканин обрано за даними [4]. Усі металеві конструкції мали механічні властивості титану. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [5]. Використовували такі характеристики, як E — модуль пружності (модуль Юнга), ν — коефіцієнт Пуассона. Механічні характеристики матеріалів, що використовували в розрахунках, наведені в табл. 1.

Усі моделі випробували під впливом трьох видів навантажень. При фіксації уламків спицями навантаження кінцівки неможливе, тому використовували навантаження спереду назад, що імітує наштовхання на перешкоду. Величина навантаження

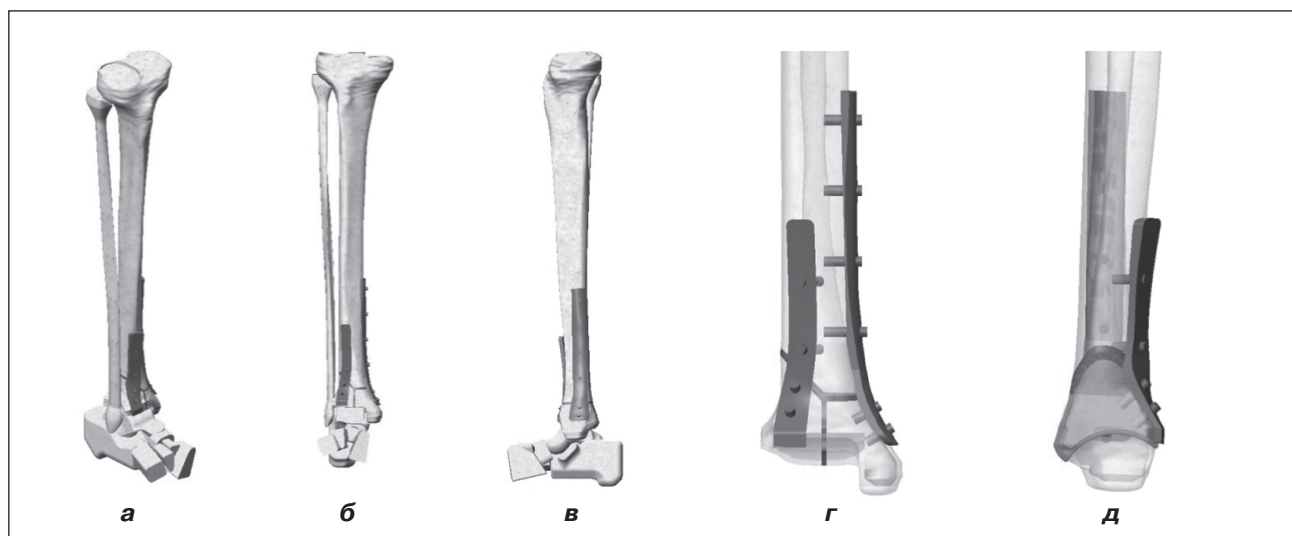


Рисунок 2. Перелом типу С1, фіксований накістковою пластиною: а — зовнішній вигляд; б — фронтальна проекція; в — сагітальна проекція; г — фіксація уламків (фронтальна проекція); д — фіксація уламків (сагітальна проекція)

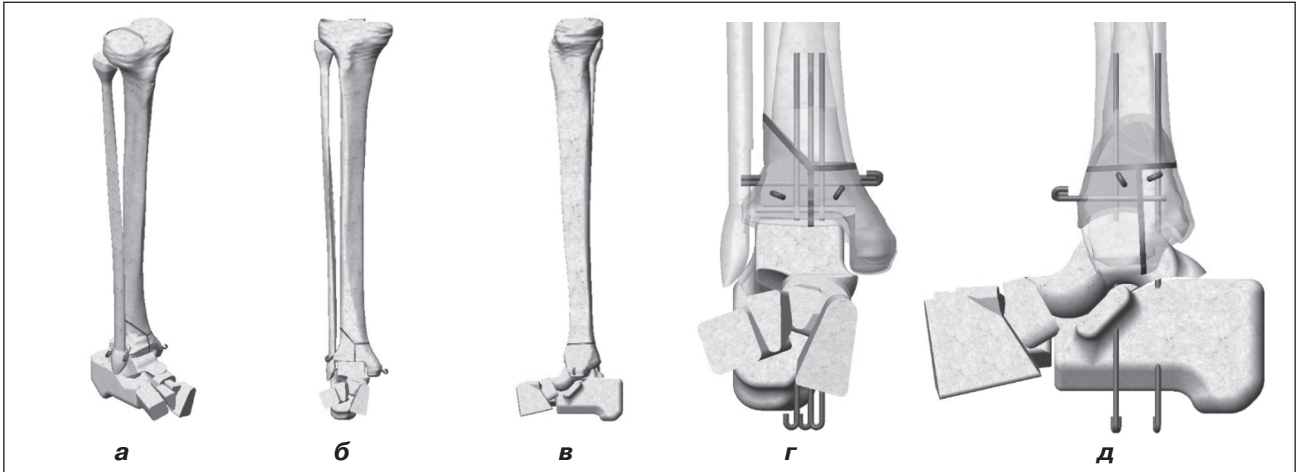


Рисунок 3. Перелом типу С1, фіксований спицями: а – зовнішній вигляд; б – фронтальна проекція; в – сагітальна проекція; г – фіксація уламків (фронтальна проекція); д – фіксація уламків (сагітальна проекція)

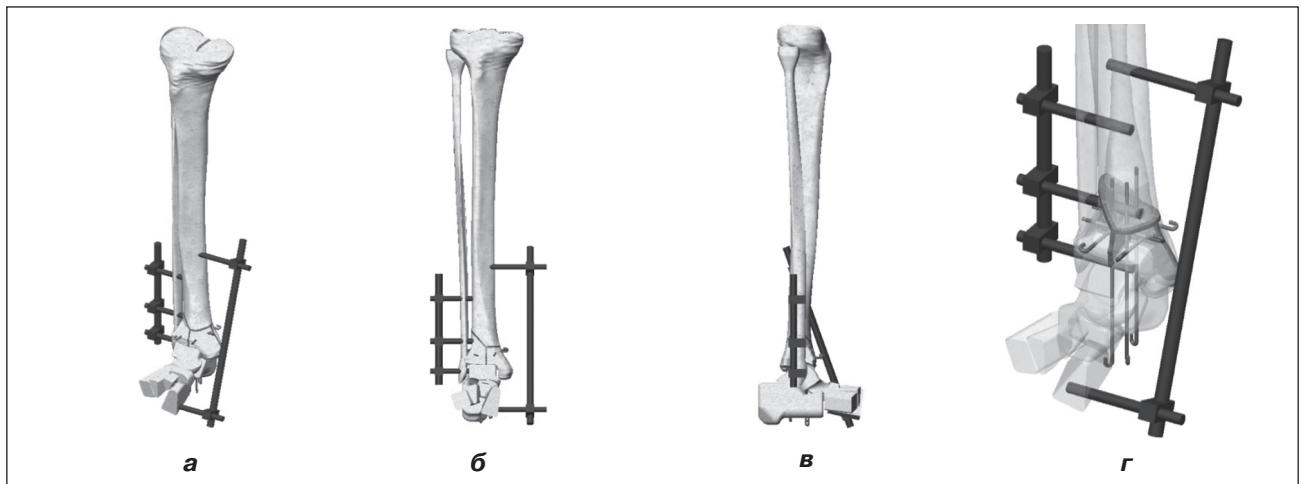


Рисунок 4. Перелом типу С1, фіксований спицями та додатковою фіксацією АЗФ: а – зовнішній вигляд; б – фронтальна проекція; в – сагітальна проекція; г – фіксація уламків



Рисунок 5. Схема навантаження моделей

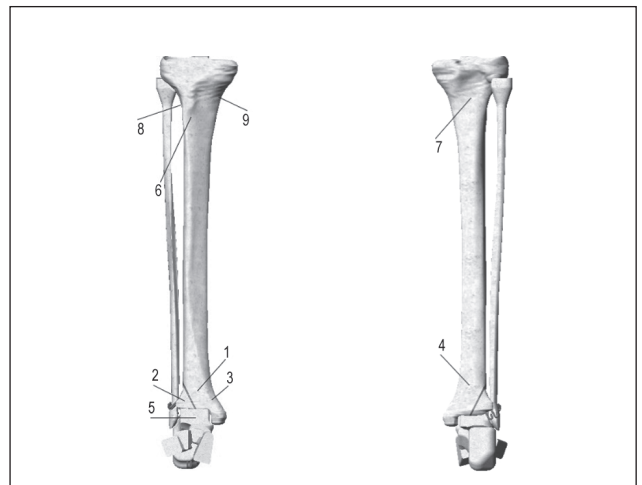


Рисунок 6. Схема розташування контрольних точок

становила 100 Н. По суглобовій поверхні проксимального кінця великогомілкової кістки всі моделі мали жорстке закріплення. Схеми навантажень наведено на рис. 5.

При моделюванні вивчали картину напружено-деформованого стану моделей, а саме такі показники, як величини внутрішніх напружень та відносної деформації. Для порівняння зазначених величин в різних елементах моделей були обрані контрольні точки, схема розташування яких наведена на рис. 6.

Згідно з наведеною схемою вивчали максимальні величини напружень у зазначеній ділянці:

- 1 — середина дистального кінця великогомілкової кістки;
- 2 — латеральний бік дистального кінця великогомілкової кістки;
- 3 — медіальний бік дистального кінця великогомілкової кістки;
- 4 — задня поверхня дистального кінця великогомілкової кістки;
- 5 — надп'ятова кістка;
- 6 — передня поверхня проксимального кінця великогомілкової кістки;
- 7 — задня поверхня проксимального кінця великогомілкової кістки;
- 8 — латеральний бік проксимального кінця великогомілкової кістки;
- 9 — медіальний бік проксимального кінця великогомілкової кістки.

На елементах металевих конструкцій величини максимальних напружень фіксували на трьох ділянках:

- 10 — дистальна частина;
- 11 — проксимальна частина;
- 12 — зона перелому.

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

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

Результати та обговорення

Першим етапом роботи вивчали напружено-деформований стан моделей з переломом дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1.

Розглянемо останній спосіб навантаження моделей спереду назад. Картина розподілу напружень, модель з переломом типу С1, фіксованим накістковою пластиною, наведено на рис. 7.

При навантаженні стопи спереду назад за наявності перелому типу С1 в моделі з остеосинтезом накістковими пластинами відмічається високий рівень напружень — від 7,6 до 14,1 МПа в дистальному від-

ділі великогомілкової кістки. В накісткових пластинах рівень максимального напруження визначається на позначці 32,8 МПа.

Картина розподілу напружень в моделі з переломом типу С1, фіксованим спицями, при навантаженні стопи спереду назад наведена на рис. 8.

При використанні остеосинтезу спицями в дистальному відділі великогомілкової кістки виникають напруження, які за максимальними значеннями декілька нижчі за аналогічні показники при остеосинтезі накістковою пластиною і визначаються на рівні від 1,5 МПа на медіальному боці до 6,5 МПа в середній частині. Напруження в спицях також традиційно визначаються на значно вищому рівні — від 39,6 до 47,2 МПа.

При використанні комбінованого остеосинтезу спицями та АЗФ напруження в моделі з переломом типу С1 при навантаженні стопи спереду назад розподіляються так, як наведено на рис. 9.

Комбінований остеосинтез спицями та АЗФ на основі стрижнів у даному випадку також показав найкращі результати можливостей розвантаження дистального відділу великогомілкової кістки, де максимальні напруження не перевищують величини 5,8 МПа в середній частині. Проте на самому апараті максимальні напруження не перевищують позначки 26,2 МПа, а на спицях — 15,9 МПа. Всі дані про величини максимальних напружень в контрольних точках моделей з переломом С1 при навантаженні стопи спереду назад наведені в табл. 2.

Для більш детального порівняння величин максимальних напружень в контрольних точках моделей з переломом С1 при навантаженні стопи спереду назад побудовано діаграму, яка приведена на рис. 10.

Навантаження моделей з переломом типу С1 виявило переваги комбінованого методу остеосинтезу спицями та АЗФ на основі спиць.

Таким чином, проведено дослідження дозволяє зробити висновок, що за наявності перелому дистального метаепіфіза типу С1 за критерієм забезпечення мінімальних напружень в ділянці перелому при всіх типах навантаження метод комбінованого остеосинтезу спицями та АЗФ на основі стрижнів має перевагу над іншими методами фіксації уламків.

Розподіл відносних деформацій

Розглянемо, як розподіляються деформації в моделях з переломами дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1 при різних видах навантаження та способах остеосинтезу.

На рис. 11 наведено картину розподілу відносних деформацій в моделі з переломом типу С1, фіксованим накістковою пластиною, яка виникає під впливом навантаження стопи спереду назад.

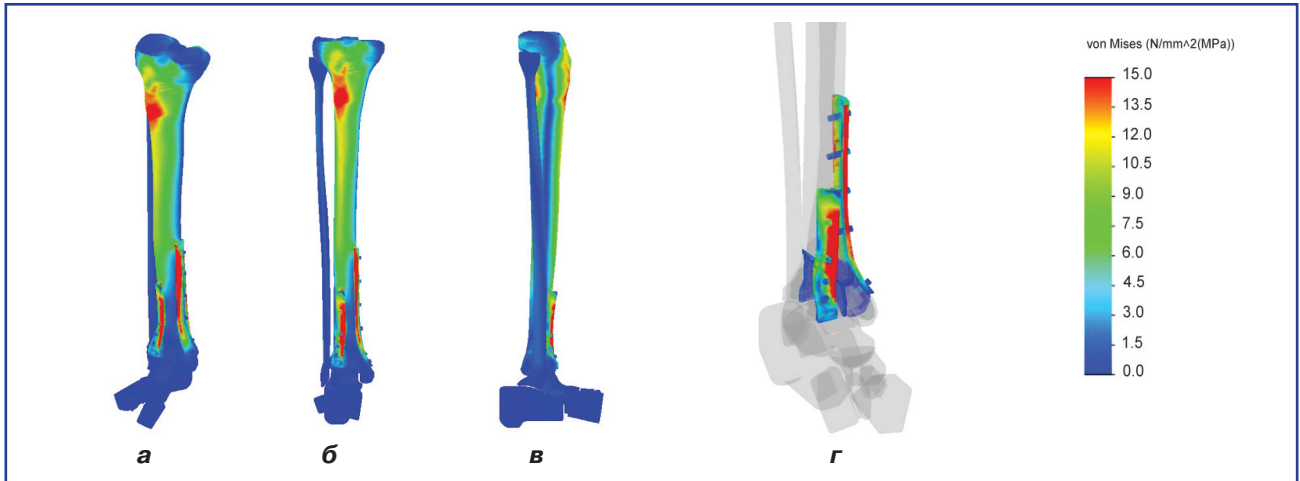


Рисунок 7. Картина розподілу напружень в моделі з переломом типу С1, фіксованим накістковою пластинною, при навантаженні стопи спереду назад: а – зовнішній вигляд; б – фронтальна проекція; в – сагітальна проекція; г – на елементах металевих конструкцій

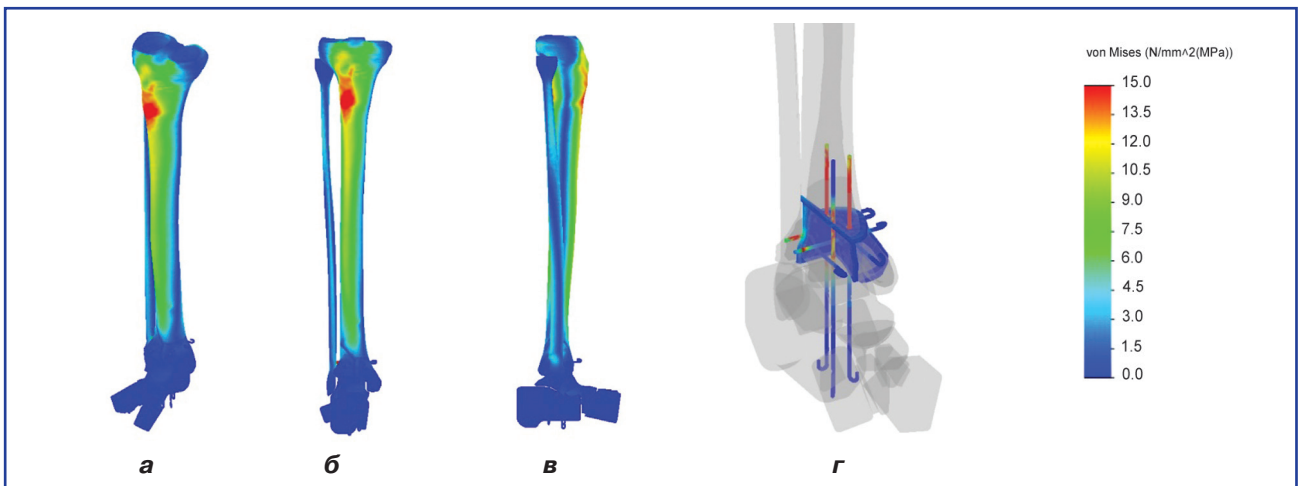


Рисунок 8. Картина розподілу напружень в моделі з переломом типу С1, фіксованим спицями, при навантаженні стопи спереду назад: а – зовнішній вигляд; б – фронтальна проекція; в – сагітальна проекція; г – на елементах металевих конструкцій

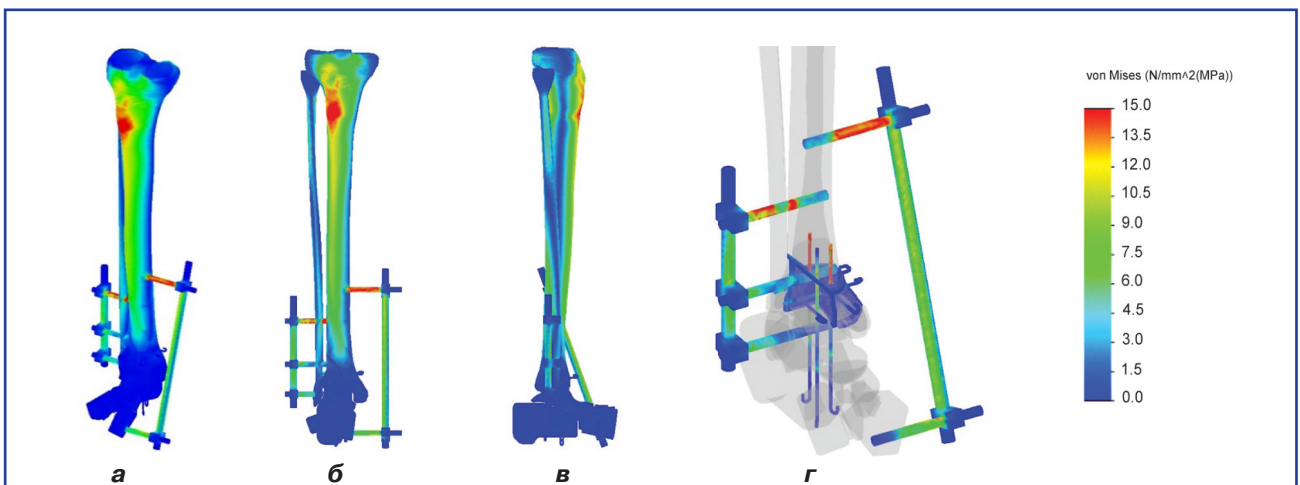


Рисунок 9. Картина розподілу напружень в моделі з переломом типу С1, фіксованим спицями та АЗФ, при навантаженні стопи спереду назад: а – зовнішній вигляд; б – фронтальна проекція; в – сагітальна проекція; г – на елементах металевих конструкцій

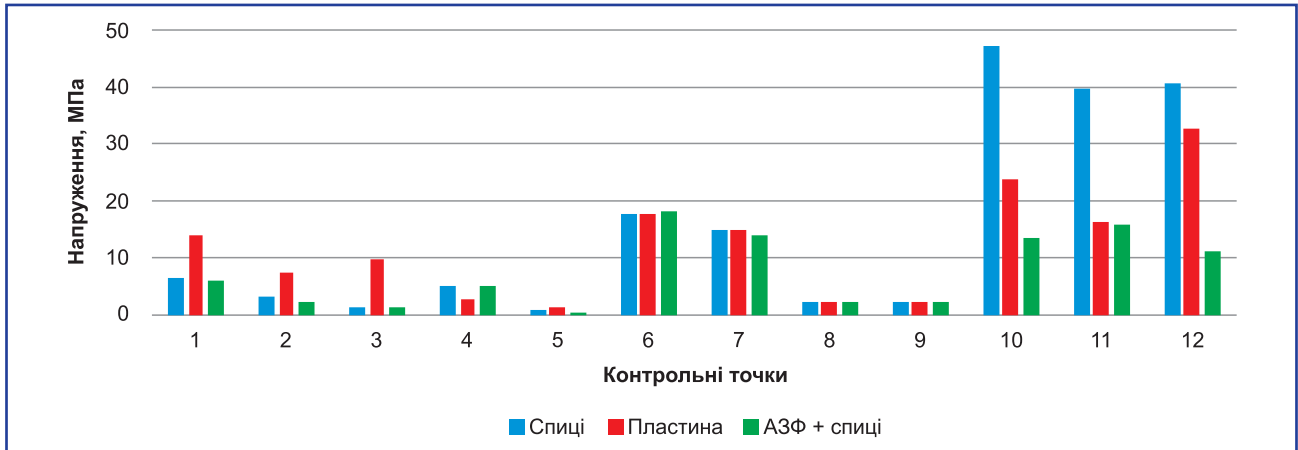


Рисунок 10. Діаграма величин максимальних напружень в контрольних точках моделей з переломом С1 при навантаженні стопи спереду назад

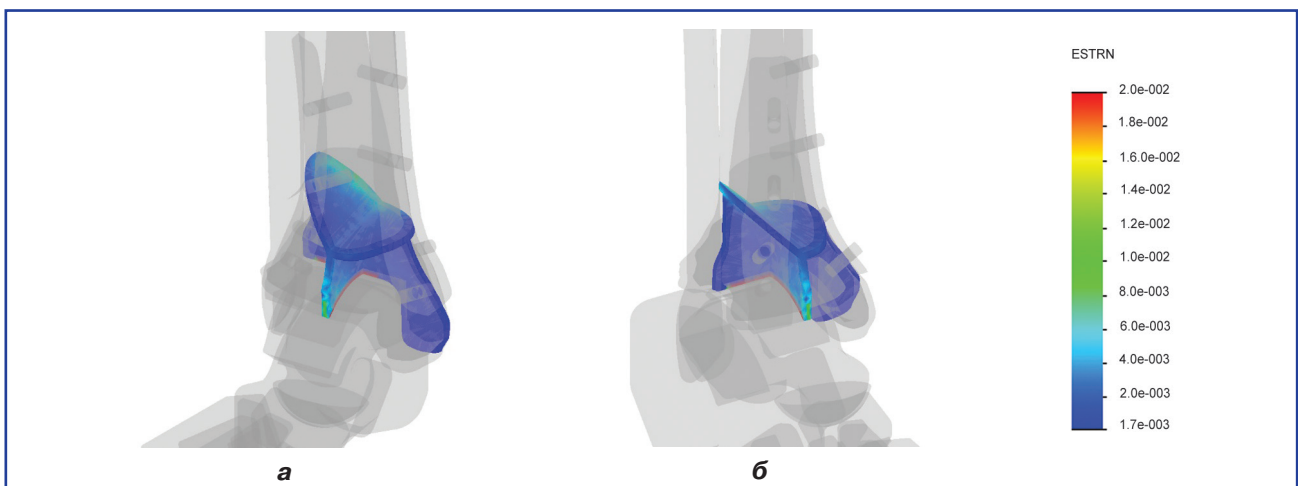


Рисунок 11. Картина розподілу відносних деформацій в моделі з переломом типу С1, фіксованим накістковою пластиною, при навантаженні стопи спереду назад: а — вид з медіального боку; б — вид з латерального боку

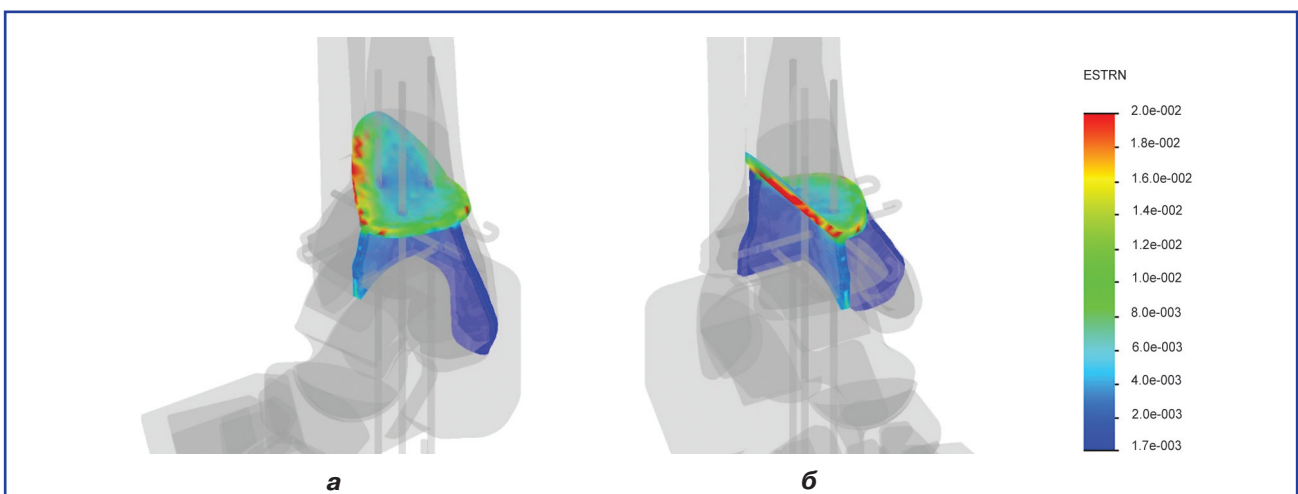


Рисунок 12. Картина розподілу відносних деформацій в моделі з переломом типу С1, фіксованим спицями, при навантаженні стопи спереду назад: а — вид з медіального боку; б — вид з латерального боку

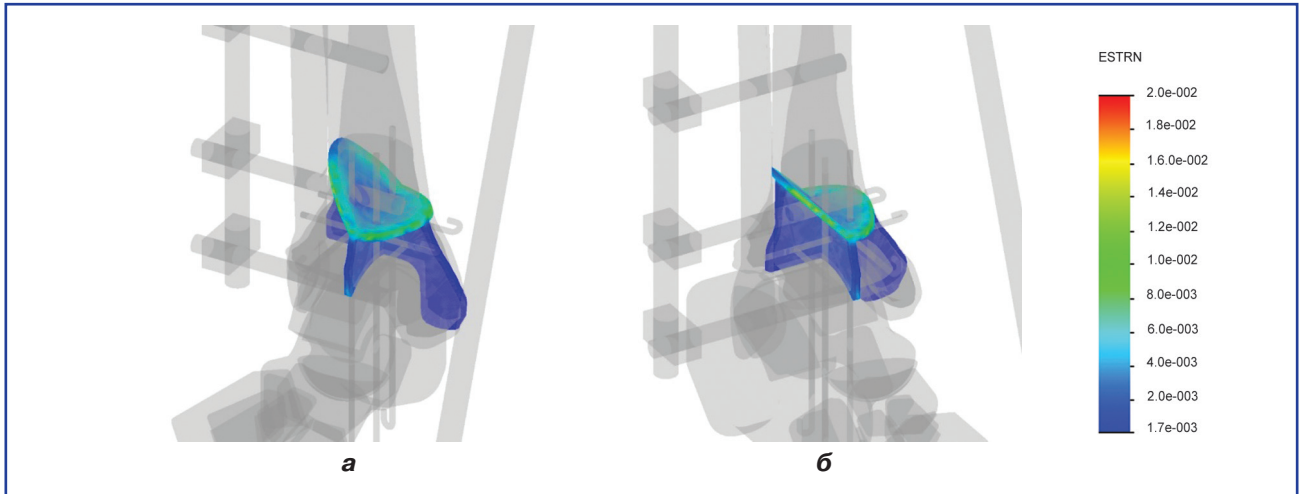


Рисунок 13. Картина розподілу відносних деформацій в моделі з переломом типу С1, фіксованим спицями та АЗФ, при навантаженні стопи спереду назад: а – вид з медіального боку; б – вид з латерального боку

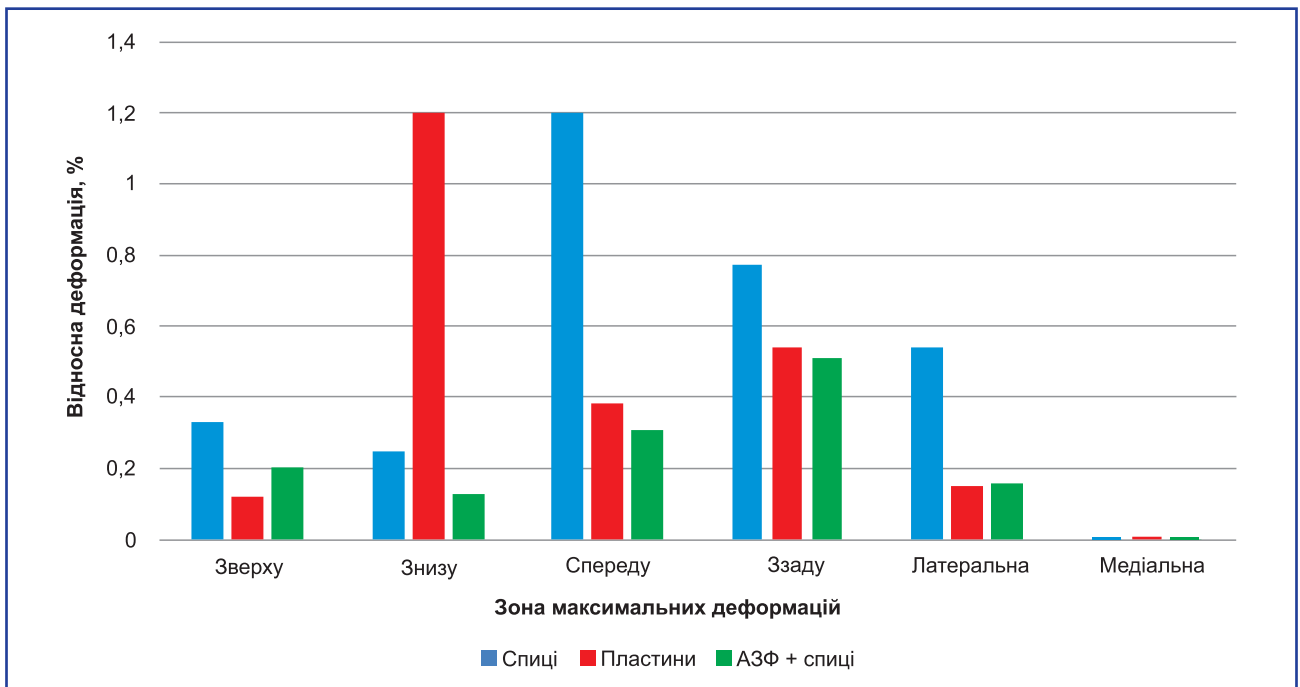


Рисунок 14. Діаграма максимальних величин відносних деформацій в контрольних точках моделей з переломом С1 при навантаженні стопи спереду назад

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
Титан BT-16	110 000	0,20

Таблиця 2. Величини максимальних напружень в контрольних точках моделей з переломом С1 при навантаженні стопи спереду назад

Контрольні точки			Напруження, МПа		
№	Елемент	Зона	Спиці	Пластина	АЗФ/спиці
1	Великогомілкова кістка	Дистальний середина	6,5	14,1	5,8
2		Дистальний латеральний	3,2	7,6	2,4
3		Дистальний медіальний	1,5	10,0	1,3
4		Дистальний ззаду	5,2	2,6	5,0
5	Надп'ятова кістка		1,0	1,2	0,2
6	Великогомілкова кістка	Проксимальний спереду	17,9	17,9	18,0
7		Проксимальний ззаду	14,9	15	13,9
8		Проксимальний латеральний	2,3	2,4	2,4
9		Проксимальний медіальний	2,4	2,4	2,4
10	Конструкція	Дистальна	47,2	23,9	15,1/13,5
11		Проксимальна	39,6	16,4	26,2/15,9
12		Зона перелому	40,7	32,8	21,4/11,3

Проведене дослідження показало, що при навантаженні стопи спереду назад моделі з переломом типу С1 при остеосинтезі накістковими пластинами максимальна величина відносної деформації визначається в нижній частині кісткового регенерату і становить 1,2 %.

Картина розподілу відносних деформацій в моделі з переломом типу С1, фіксованим спицями, при навантаженні стопи спереду назад приведена на рис. 12.

При остеосинтезі спицями відносні деформації максимальної величини виникають в верхній частині кісткового регенерату по його периметру. Але при даному способі навантаження не спостерігається зниження максимальної величини відносної деформації порівняно з моделлю остеосинтезу накістковою пластиною. Тобто максимальна відносна деформація визначається на

рівні 1,2 % і спостерігається в передній частині кісткового регенерату. Розподіл відносних деформацій в кістковому регенераті моделі з переломом типу С1, фіксованим спицями та АЗФ, при навантаженні стопи спереду назад наведено на рис. 13.

Комбінований остеосинтез спицями та АЗФ на основі стрижнів при переломах типу С1 дозволяє значно обмежити деформації кісткового регенерату до максимальної відносної величини 0,51 %.

Дані про величини відносних деформацій в кістковому регенераті моделей з різними варіантами остеосинтезу при навантаженні стопи спереду назад наведено у табл. 3.

Для наочного порівняння максимальних величин відносних деформацій в кістковому регенераті моделей з переломом С1 при навантаженні стопи спереду назад було побудовано діаграму, яка наведена на рис. 14.

Таблиця 3. Максимальні величини відносних деформацій в контрольних точках моделей з переломом С1 при навантаженні стопи спереду назад

Зона максимальних деформацій	Відносна деформація, %		
	Спиці	Пластина	АЗФ + спиці
Зверху	0,33	0,12	0,20
Знизу	0,25	1,20	0,13
Спереду	1,20	0,38	0,31
Ззаду	0,77	0,54	0,51
Латеральна	0,54	0,15	0,16
Медіальна	0,0004	0,007	0,0006

Проведене дослідження розподілу відносних деформацій в кістковому регенераті моделей з переломом типу С1 під навантаженням спереду назад також підтвердило перевагу комбінованого остеосинтезу над іншими за критерієм максимальних величин відносної деформації.

Таким чином, аналіз напружено-деформованого стану моделей з переломом дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1 довів, що використання комбінованого остеосинтезу спицями та АЗФ на основі стрижнів забезпечує мінімальні напруження в кісткових елементах в ділянці перелому при всіх типах навантаження, а також дозволяє найбільш ефективно обмежити деформації кісткового регенерату серед усіх інших методів фіксації уламків.

Висновки

Дослідження напружено-деформованого стану моделей з переломом дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1 показало, що використання комбінованого остеосинтезу спицями та АЗФ на основі стрижнів забезпечує мінімальні напруження в кісткових елементах в ділянці перелому при всіх типах навантаження, а також дозволяє найбільш ефективно обмежити деформації кісткового регенерату серед усіх інших методів фіксації уламків.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Корж Н.А., Романенко К.К., Горидова Л.Д., Прозоровский Д.В. Переломы костей голени на уровне дистального эпиметафиза (переломы Pilona) и их последствия, диагностика и лечение // Травма. — 2012. — № 12. — С. 6-10.
2. Стойко И.В., Бэц Г.В., Бэц И.Г. Функциональное лечение закрытых переломов pilon'a // Матеріали Всеукр. наук.-практ. конф. з міжнар. участю «Сучасні теоретичні та практичні аспекти травматології та ортопедії», 24–25 травня 2012 року. — Донецьк, 2012. — С. 107-109.
3. Panchbhavi V.K., Gurbani B.N., Mason C.B., Fischer W. Radiographic Assessment of Fibular Length Variance: The Case for «Fibula Minus» // J. Foot Ankle Surg. — 2018. — 57(1). — P. 91-4. doi: 10.1053/j.jfas.2017.08.013.
4. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.
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 / А.А. Алямовский. — М.: ДМК Пресс, 2004. — 432 с.

Отримано 17.12.2018 ■

Васюк В.Л.¹, Коваль А.А.¹, Карпинский М.Ю.², Ярьсько А.В.²

¹ВГУЗ «Буковинский государственный медицинский университет», г. Черновцы, Украина

²ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины», г. Харьков, Украина

Математическое моделирование вариантов остеосинтеза переломов дистального метаэпифиза большеберцовой кости типа С1

Резюме. Актуальность. Переломы пилона достаточно часто являются компонентом политравмы. Частота этих переломов в общей структуре поврежденных скелета составляет 1–7 %. Переломы данной локализации являются лидерами по количеству осложнений (до 30 %) и неудовлетворительных последствий. Причинами такого положения оказываются в первую очередь нарушение кровоснабжения в зоне перелома и технические проблемы при выполнении оперативного вмешательства. **Цель:** на математической модели изучить механические особенности различных вариантов остеосинтеза большеберцовой кости с переломом дистального метаэпифиза типа С1 по классификации Ассоциации остеосинтеза (АО). **Материалы и методы.** Была разработана математическая модель дистальной части нижней конечности, содержащей костные элементы голени и стопы, на которой моделировали переломы дистального метаэпифиза большеберцовой кости типа С1 по классификации АО. В качестве контроля использовали модели с фиксацией отломков на костной пластине. Также был промоделирован комбинированный вариант фиксации костных отломков при переломах дистального метаэпифиза большеберцовой кости типа С1

с помощью спиц и аппарата внешней фиксации (АВФ) на основе стержней. **Результаты.** Проведенное исследование позволяет сделать вывод, что при наличии перелома дистального метаэпифиза типа С1 по критерию обеспечения минимальных напряжений в области перелома при всех типах нагрузки метод комбинированного остеосинтеза спицами и АВФ на основе стержней имеет преимущество перед другими методами фиксации отломков. Исследование распределения относительных деформаций в костном регенерате моделей с переломом типа С1 под нагрузкой спереди назад также подтвердило преимущество комбинированного остеосинтеза перед другими по критерию максимальных величин относительной деформации. **Выводы.** Исследование напряженно-деформированного состояния моделей с переломом дистального метаэпифиза большеберцовой кости типа С1 показало, что использование комбинированного остеосинтеза спицами и АВФ на основе стержней обеспечивает минимальные напряжения в костных элементах в области перелома при всех типах нагрузки, а также позволяет наиболее эффективно ограничить деформации костного регенерата среди всех других методов фиксации отломков.

V.L. Vasyuk¹, O.A. Koval¹, M.Yu. Karpinsky², O.V. Yaresko²

¹State Higher Education Institution of Ukraine "Bukovinian State Medical University", Chernivtsi, Ukraine

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

Mathematical modeling of options for osteosynthesis of distal tibial metaphyseal fractures type C1

Abstract. Background. Pilon fractures are often a component of polytrauma. The frequency of these fractures in the overall structure of skeletal damage is 1–7 %. Fractures of this localization are leaders in terms of the number of complications (up to 30 %) and adverse effects. The causes of this situation are, first of all, disturbances of blood supply in the fracture zone and technical problems when performing surgical intervention. The purpose was to study the mechanical features of different types of osteosynthesis for distal tibial metaphyseal fractures type C1 according to the AO classification using the mathematical model. **Materials and methods.** A mathematical model of the distal part of the lower limb containing the bone elements of the tibia and foot was developed, on which distal tibial metaphyseal fractures type C1 according to the AO classification were modeled. As controls, models were used with fragment fixation by means of external plate. Also, a combined type of bone fragment fixation was modeled for distal tibial metaphyseal fractures type C1, with the help of wires

and external fixation device (EFD) on the basis of rods. **Results.** The conducted study allows us to conclude that in the presence of distal tibial metaphyseal fractures type C1, according to the criterion of providing minimum stresses in the fracture site for all types of loads, the method of combined osteosynthesis with wires and EFD on the basis of rods has an advantage over other methods of fragment fixation. The study on the distribution of relative deformations in bone regenerate of models with type C1 fracture under anteroposterior loads also confirmed the advantage of combined osteosynthesis over the others according to the criterion of maximum values of relative deformation. **Conclusions.** The study of the stress strain state of models with distal tibial metaphyseal fractures type C1 showed that the use of combined osteosynthesis with wires and EFD on the basis of the rods provides minimal stresses in bone elements in the fracture site in all types of loads, and also the most effective restriction of bone deformation among all other methods of fragment fixation.