

КАЛАШНИКОВ А.В.¹, МАЛИК В.Д.², ЛАЗАРЕВ І.А.¹, КАЛАШНИКОВ О.В.¹¹ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна²Полтавська обласна лікарня ім. М.В. Скліфосовського, м. Полтава, Україна

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ОСТЕОСИНТЕЗУ ЧЕРЕЗВЕРТЛЮГОВИХ ПЕРЕЛОМІВ ТИПУ А1 ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ РІЗНИХ МЕТАЛЕВИХ ФІКСАТОРІВ

Резюме. Із метою визначення оптимального виду остеосинтезу при оперативному лікуванні черезвертлюгових переломів типу А1 проведено комп'ютерне моделювання напружень на металеві фіксатори (пластина DHS та PFN-стрижень). Визначено, що найбільш біомеханічно обґрунтованою при черезвертлюгових переломах типу А1 є модель PFN-стрижня у варіанті без застосування гвинтів для дистального блокування, про що свідчать мінімальне напруження на металевому фіксаторі та наявність оптимальної мікрорухливості між кістковими відламками. Проведене дослідження дозволить визначити диференційований підхід до лікування хворих із черезвертлюговими переломами стегнової кістки, покращить ефективність надання медичної допомоги цій категорії тяжких хворих.

Ключові слова: комп'ютерне моделювання; черезвертлюгові переломи типу А1; напруження; металеві фіксатори

Вступ

Лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки (ППВСК) до цього часу залишається однією з найбільш складних проблем у травматології та ортопедії. ППВСК та їх наслідки щорічно завдають величезної шкоди економіці будь-якої держави. Так, згідно із статистичними дослідженнями, ППВСК становлять 17 % у структурі травм опорно-рухового апарату, із них вертлюгові переломи — 35–40 %, шийки стегна — 50–55 % та підвертлюгові — 5–10 % [2, 10].

У світовій практиці давно визнано перевагу й високу ефективність оперативного методу лікування черезвертлюгових переломів перед консервативним. Хірургічне втручання, яке показано більше ніж у 80 % випадків, полягає у відкритій чи закритій репозиції кісткових фрагментів і їх фіксації різними конструкціями [4, 7]. Але іноді досить складно визначити час і обсяг хірургічного лікування через особливості загального стану хворого, вибору методу фіксації (застосування проксимального стегнового стрижня, пластини DHS чи іншої конструкції)

або ендопротезування, а також раціонального лікування посттравматичної коагулопатії [1, 11, 12]. Вибір методу лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки є одним із найважливіших, оскільки від цього залежить не тільки час зрощення перелому, але й відновлення функції кінцівки та поновлення працездатності потерпілого [4].

На сьогодні в розвинутих країнах світу при лікуванні переломів проксимального відділу стегнової кістки широко впроваджуються малоінвазивні, малотравматичні технології із застосуванням проксимального стегнового стрижня (Trochanteric gamma nail G 3 — STRYKER, PFN A — SYNTHES, ChFN — ChM). Ця методика оперативного лікування переломів довгих кісток застосовується в 60–70 % хворих [1, 7] і дозволяє на відміну від ендопротезування в більшості випадків зберегти функцію травмованого кульшового суглоба.

Загальновідомою класифікацією черезвертлюгових переломів стегнової кістки є класифікація АО [11], у якій автори виділяють вертикально нестабільний, але стабільний в горизонтальній площині

перелом типу А1, нестабільний у вертикальній та горизонтальній площинах перелом типу А2 та нестабільний у горизонтальній та стабільний у вертикальній площині перелом типу А3. Проте нами не були знайдені літературні дані щодо напружень на блокований інтрамедулярний стрижень залежно від типу перелому за АО та варіантів його дистального блокування.

Із моменту появи й упровадження в медичну практику перших імплантатів і до недавнього минулого перевірка їх біомеханічних властивостей здійснювалася суто на основі натурних біомеханічних дослідів та результатів клінічної практики. Великою мірою ця тенденція збереглася і донині. Дослідні зразки імплантатів випробовуються при різних навантаженнях на мертвому кістковому матеріалі та за результатами експериментів вводяться в лікувальну практику. При цьому застосування пристрою протягом тривалого часу дозволяє остаточно оцінювати його придатність та вдосконалювати методику використання. Звісно, такий підхід вимагає значних матеріальних ресурсів і займає багато часу. Механічні випробування відносяться до руйнівних методів контролю, тому дослідження проводяться на мертвому кістковому матеріалі, який значно поступається рівню фізико-механічних властивостей живої тканини. Прямі механічні дослідження з вивчення інтерактивної поведінки системи «кістка — імплантат» достатньо складні та малоінформативні через асиметричну геометрію кісткової тканини, це унеможливує точне визначення питомої ваги навантаження як по довжині, так і в перерізі, а також відтворення складно-напруженої схеми одночасних деформацій (стиснення, кручення, згинання, розтяг), що знижує економічну й соціальну ефективність таких досліджень [3].

Водночас здійснюються спроби обґрунтування придатності штучних імплантатів на основі відомостей про біомеханіку систем людини. При цьому найчастіше проводиться розрахунок наближених схем, що відображають деякі аспекти поведінки системи «кістка — імплантат», з використанням програмних реалізацій чисельних методів, наприклад методу кінцевих елементів (МКЕ). Переваги такого підходу очевидні: на основі результатів розрахунку можна робити висновки про роботу імплантата та його вплив на кістку і відмовитися від подальшого розгляду очевидно безперспективних конструкцій; з'являється можливість корегувати або змінювати форму компонентів імплантата для поліпшення його функціональності; відпадає потреба в проведенні численних експериментів на тваринах; суттєво знижується вартість та скорочується час розробки конструкції імплантата; на основі розподілу деформуючих напружень можливе точне прогнозування віддалених результатів [6].

Тому цікавим у науковому плані вважаємо проведення комп'ютерного моделювання напружень на різні металеві фіксатори при виконанні остеосинтезу з приводу черезвертлюгових переломів типу А1.

Мета роботи — провести комп'ютерне моделювання напружень на різні металеві фіксатори при виконанні остеосинтезу з приводу черезвертлюгових переломів типу А1.

Матеріали та методи

Комп'ютерне моделювання проводили в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України». Нами застосовано комп'ютерне моделювання та МКЕ — методи рішення задач механіки суцільних середовищ у прикладанні до біологічних об'єктів із використанням програмно-комп'ютерних комплексів [8, 9]. Для проведення порівняльного аналізу надійності фіксації кісткових відламків при вертлюгових переломах стегнової кістки типу А1 використовували макет стегнової кістки, у який імплантовано фіксуючі елементи. Для фіксації відламків застосовували 2 варіанти фіксаторів — DHS-пластину (1-й варіант) та проксимальний стегновий стрижень (2-й варіант), що забезпечують оптимальні біомеханічні та біологічні умови для зрощення переломів. На основі аксіальних сканів комп'ютерної томографії моделей стегнової кістки з різними варіантами фіксації, отриманих на комп'ютерному томографі Toshiba Asteion Super 4 (Японія), за допомогою програмного пакета Mimics в автоматичному та напівавтоматичному режимах відтворено просторову геометрію проксимального відділу стегнової кістки. Моделі в полілінійях імпортовано в середовище Solid Works, де за допомогою відповідних інструментів створено імітаційні 3D-моделі проксимального відділу стегнової кістки з черезвертлюговими переломами типу А1 та їх фіксацією за допомогою DHS-пластини та PFN-стрижня.

Подальші розрахунки здійснювали МКЕ, що набув поширення як чисельний метод рішення крайових задач механіки суцільних середовищ. Для проведення розрахунків напружено-деформованого стану (НДС) МКЕ був вибраний програмно-аналітичний комплекс Ansys, розроблений компанією ANSYS Inc. [3, 6].

У розрахунках застосовували фізичні властивості кісткової тканини, отримані з літературних джерел [5]. Розрахунки НДС за допомогою МКЕ проводили для інтактної моделі з обома варіантами фіксаторів, а потім із фіксаторами при черезвертлюгових переломах типу А1 та варіантами дистального блокування (без блокування, 1 гвинтом, 2 гвинтами).

Результати та обговорення

Результати розрахунків НДС для інтактних моделей стегнової кістки наведені на рис. 1–3, де маркерами виділені показники напружень у найбільш значимих місцях (в кожній ділянці визначався найбільш навантажений елемент).

Як бачимо з рис. 1, максимальні напруження на стегновій кістці локалізовані в ділянці введення нижнього гвинта — 11,07 МПа, а також у ділянці опору дистального кінця фіксатора на кістку — 2,97–3,13 МПа. Також значні напруження спостерігаються на шийці стегнової кістки — 3,13 МПа та на діафізі — 4,54 МПа.

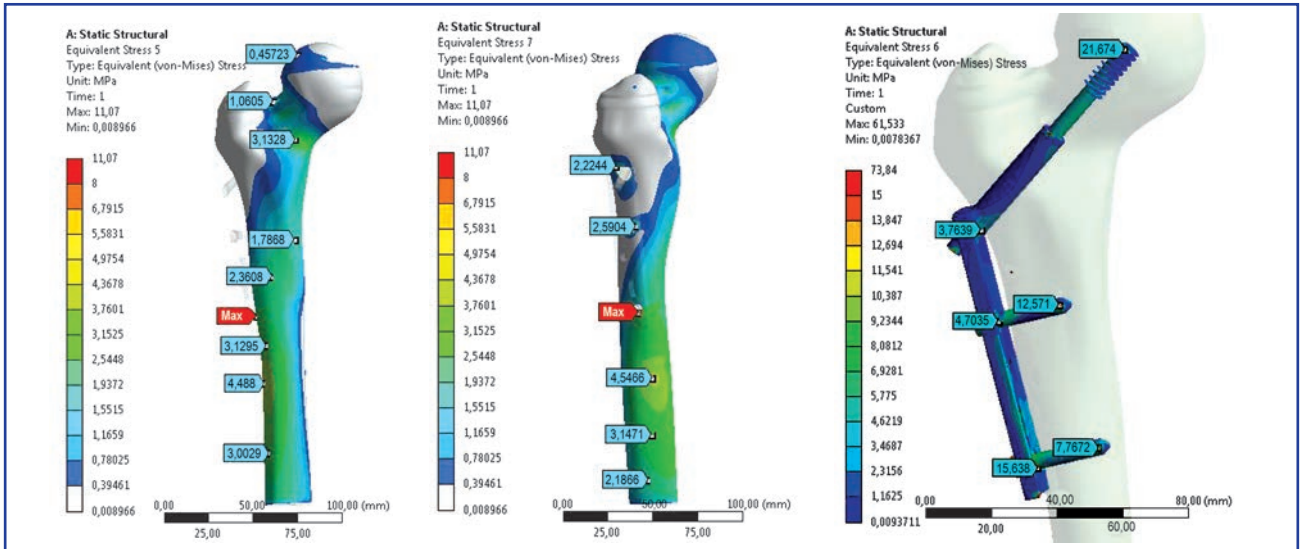


Рисунок 1. Показники напружень для моделі з інтактною кісткою та DHS-пластиною

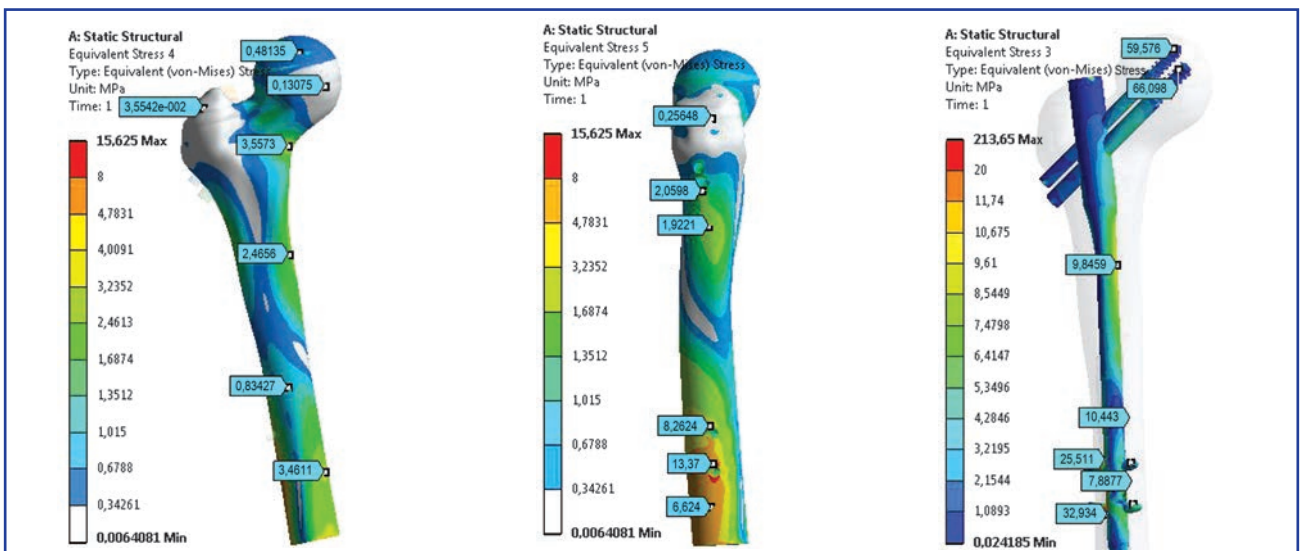


Рисунок 2. Показники напружень для моделі з інтактною кісткою та PFN-стрижнем

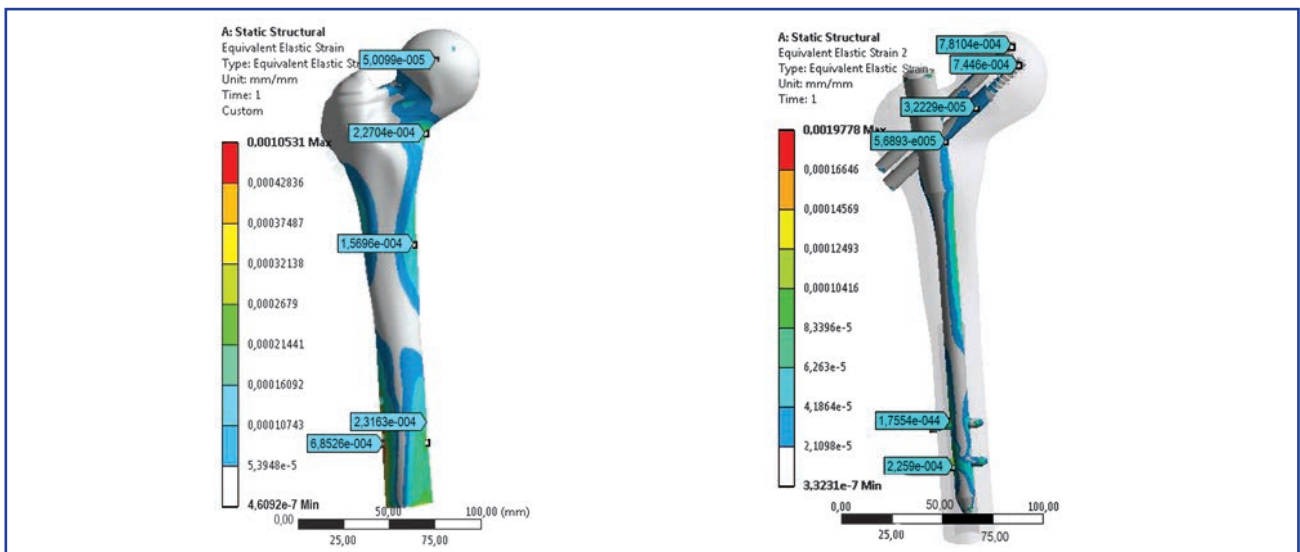


Рисунок 3. Показники деформацій для моделі з інтактною кісткою та PFN-стрижнем

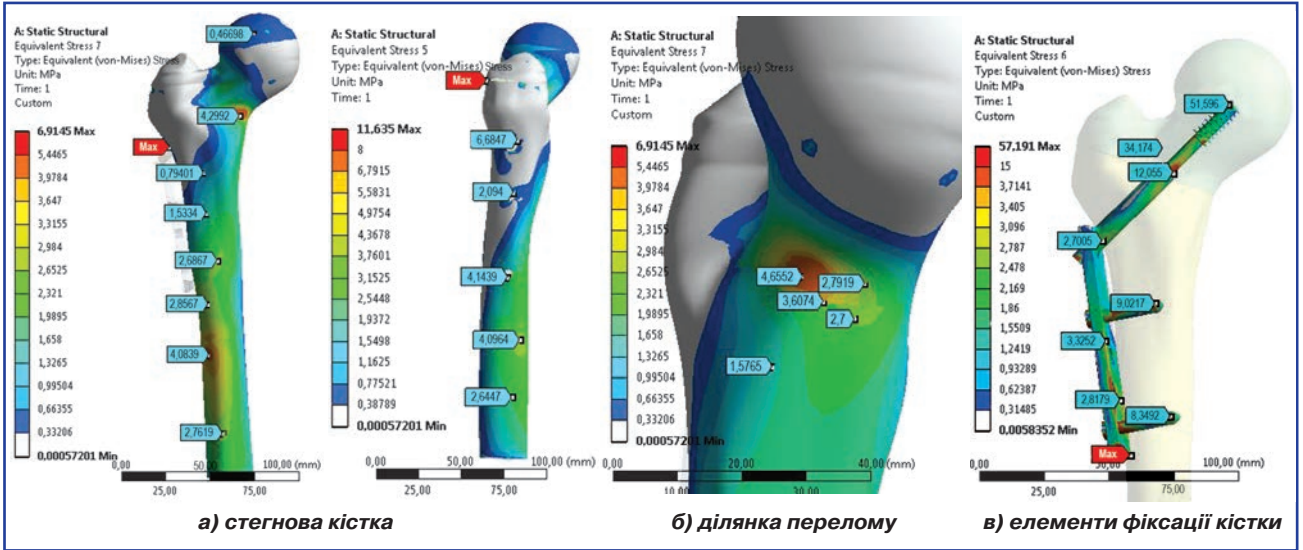


Рисунок 4. Напруження для моделі з переломом типу А1 при першому варіанті фіксації

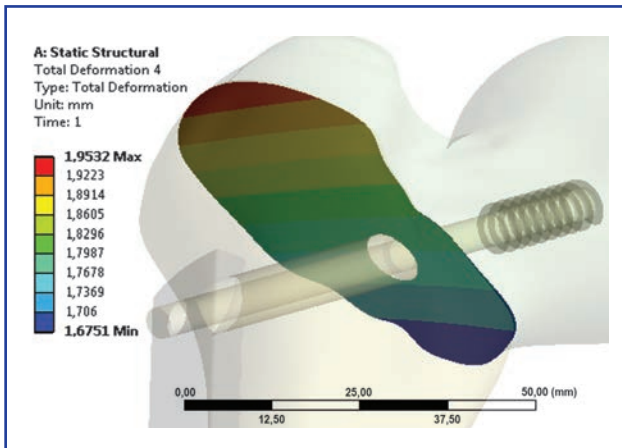


Рисунок 5. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу А1 при першому варіанті фіксації

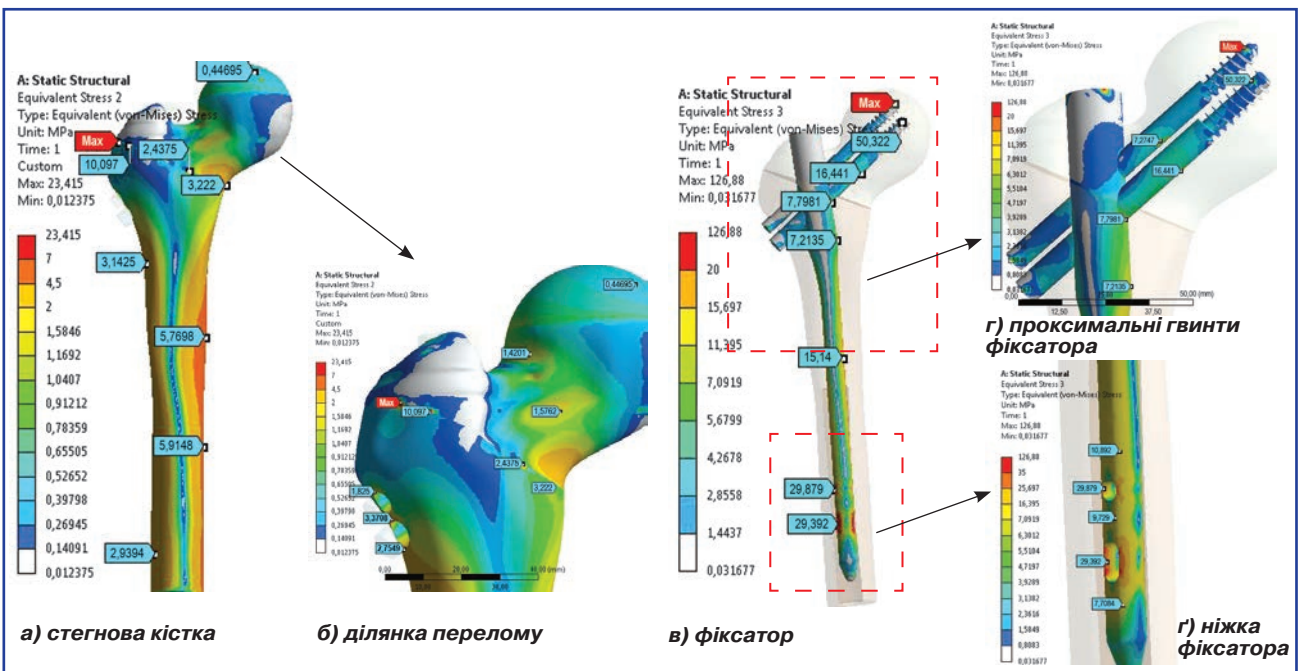


Рисунок 6. Напруження для моделі з переломом типу А1 при другому варіанті фіксації без блокуючих гвинтів

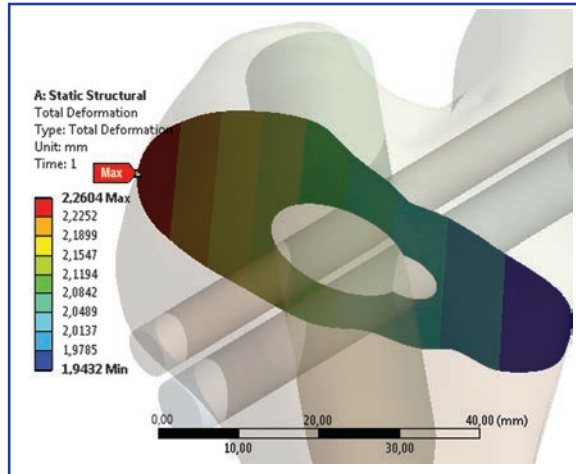


Рисунок 7. *Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу А1 при другому варіанті фіксації без блокуючих гвинтів*

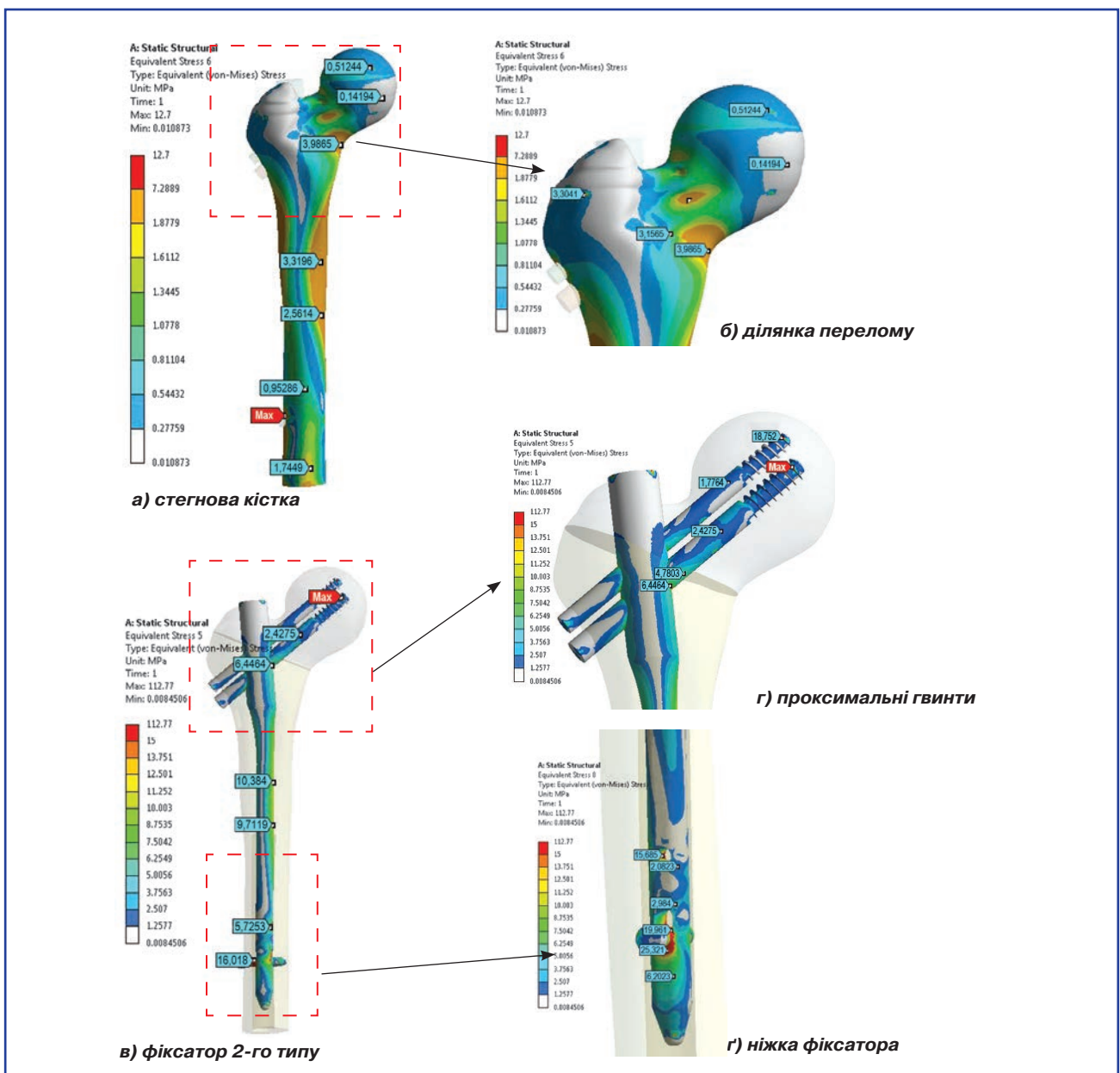


Рисунок 8. *Напруження для моделі з переломом типу А1 при другому варіанті фіксації з одним блокуючим гвинтом*

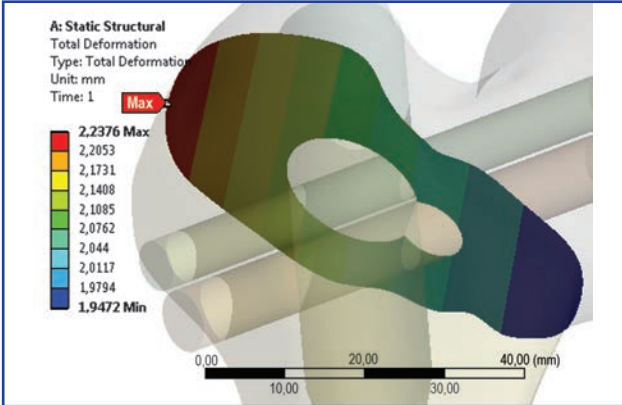


Рисунок 9. *Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу A1 при другому варіанті фіксації з одним блокуючим гвинтом*

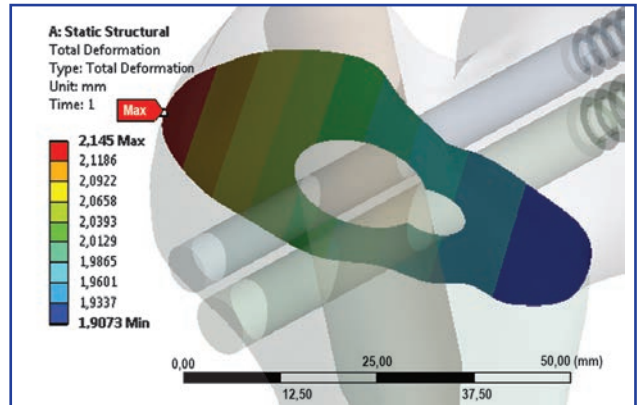


Рисунок 11. *Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу A1 при другому варіанті фіксації з двома блокуючими гвинтами*

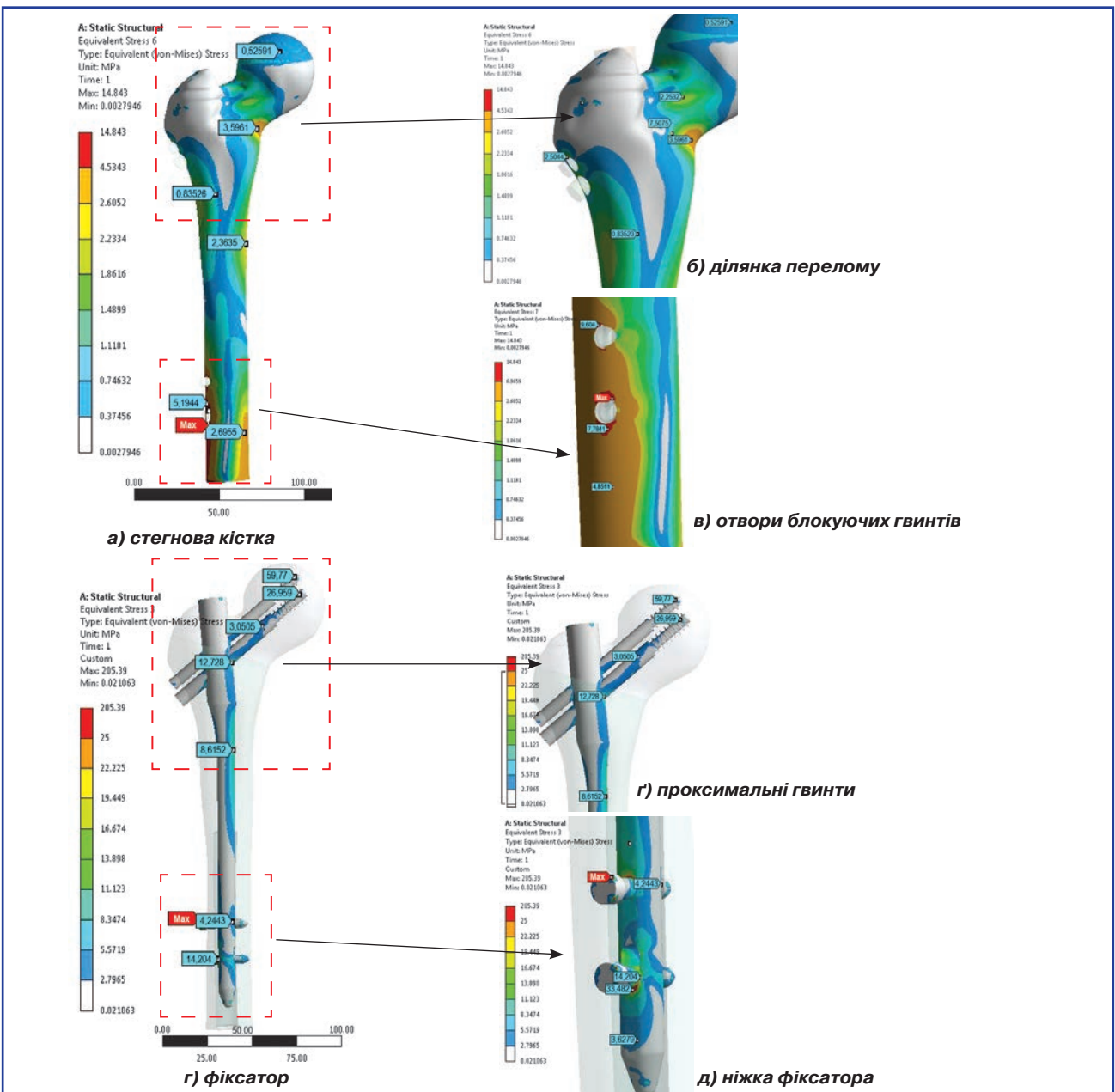


Рисунок 10. *Напруження для моделі з переломом типу A1 при другому варіанті фіксації з двома блокуючими гвинтами*

На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на першому та другому витках різьби проксимального (шийкового) гвинта — 21,67–28,37 МПа, в отворі пластини для нижнього гвинта — 73,84 МПа, власне на гвинті — 15,64 МПа.

Зазначені показники напружень на кістці та елементах фіксації не перевищують допустимих.

Як бачимо з рис. 2, максимальні напруження на стегновій кістці локалізовані в ділянці введення блокуючого гвинта в овальний отвір — 15,63 МПа. Також підвищені показники напружень спостерігаються в ділянці опору дистального кінця фіксатора на кістку, які сягають значень 6,62 МПа. На шийці стегнової кістки показники напружень більші, ніж для попередньої моделі, — 3,56 МПа. На елементах фіксації максимальні напруження отримані в ділянці введення блокуючого гвинта в овальний отвір — 13,65 МПа, а також на перших витках проксимального (шийкового) гвинта — до 66,10 МПа. У таких умовах у ділянці введення гвинтів може відбуватись незначне змінання кісткової тканини як у першій моделі, так і в другій, за рахунок чого напруження в цих ділянках значно зменшаться.

Також для даної моделі подано показники деформацій на кістці та елементах фіксації. Як видно з рис. 3, максимальні деформації — у зонах максимальних навантажень. Так, на стегновій кістці максимальні деформації мають значення 0,001 мм, а на елементах фіксації — 0,002 мм. Оскільки ці показники деформації є невеликими, при подальших розрахунках будуть визначатися лише показники напружень. Зміни цих показників відповідають пропорційним лінійним змінам показників деформацій (лінійна залежність). Залежно від цих змін відбувається аналіз забезпечення міцності моделі.

Як бачимо з рис. 2, 3, для даної моделі умови міцності також виконуються, тобто зазначені показники напружень та деформацій на кістці та елементах фіксації не перевищують допустимих.

Надалі розглянуто НДС черезвертлюгового перелому типу А1 у 4 варіантах фіксації з деталізацією показників у ділянці (площині) перелому та місцях введення гвинтів.

Для першого варіанта фіксатора отримані показники НДС моделі наведені на рис. 4.

Як бачимо з рис. 4, максимальні напруження на моделі з переломом типу А1 зосереджені в зоні перелому на шийці стегнової кістки з показниками 4,65 МПа, вони мають локальний характер. У зв'язку з наявністю концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки з деяким перевищенням межі її міцності в цій ділянці можливе крайове змінання кісткової тканини. У ділянці введення блокуючого гвинта в овальний отвір показники напружень на стегновій кістці становлять 4,14 МПа. На фіксуючих елементах максимальні напруження: на перших двох витках різьби проксимального (шийкового) гвинта — 51,6 МПа, у ділянці дистального кінця фіксатора в місці опори на кістку — 57,19 МПа.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 1,95 мм (рис. 5).

Для другого варіанта фіксації без блокуючих гвинтів у круглому й овальному отворах проксимального стегнового стрижня отримані показники НДС моделей наведені на рис. 6.

Як бачимо з рис. 6, максимальні напруження на моделі з переломом типу А1 при другому варіанті фіксації без блокуючих гвинтів зосереджені в зоні перелому на вертлюзі стегнової кістки з показниками 23,42 МПа, вони мають локальний характер. У зв'язку з наявністю концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки з перевищенням межі її міцності в цій ділянці можливе крайове змінання кісткової тканини. На елементах фіксації максимальні напруження, як і в попередньому розрахунку, спостерігаються на перших витках проксимальних (шийкових) гвинтів, сягаючи значень 126,88 МПа, та на ніжці фіксатора — 29,88 МПа, що не перевищує допустимих значень.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 2,26 мм (рис. 7).

Для другого варіанта фіксатора з одним блокуючим гвинтом, уведеним в овальний отвір фіксатора, отримані показники НДС моделі наведені на рис. 8.

Як бачимо з рис. 8, максимальні напруження на моделі з переломом типу А1 при другому варіанті фіксації з одним блокуючим гвинтом, уведеним в овальний отвір фіксатора, зосереджені в зоні введення гвинта — ділянці контакту з кісткою, — 28,06 МПа, вони мають локальний характер, перебуваючи в межах міцності кортикального шару стегнової кістки. У ділянці перелому напруження не перевищують значень 3,99 МПа. На елементах фіксації максимальні напруження, як і в попередніх розрахунках, спостерігаються на перших витках проксимальних (шийкових) гвинтів, сягаючи значень 202,77 МПа, та є більшими, ніж при використанні моделі без гвинтів; на блокуючому гвинті, уведеному в овальний отвір фіксатора, — 21,07 МПа, на ніжці фіксатора — 25,32 МПа.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 2,24 мм (рис. 9).

Для другого варіанта фіксатора з двома блокуючими гвинтами, уведеними в круглий та овальний отвори фіксатора, отримані показники НДС моделі наведені на рис. 10. Як бачимо з рис. 10, максимальні напруження на моделі з переломом типу А1 при другому варіанті фіксації з двома блокуючими гвинтами зосереджені в зоні введення гвинта в овальний отвір фіксатора — у ділянці контакту з кісткою — 14,84 МПа, вони мають локальний характер, перебуваючи в межах міцності кортикального шару стегнової кістки. У ділянці перелому напруження не перевищують значень 3,6 МПа. На елементах фіксації максимальні напруження спостерігаються на перших витках проксимальних (шийкових) гвинтів, сягаючи значень 287,39 МПа, та є більшими, ніж при використанні моделі без гвинтів та на ніжці фіксатора, навколо овального отвору, — 36,84 МПа.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 2,15 мм (рис. 11).

Отримані показники НДС моделей наведені в табл. 1.

Порівняльний аналіз показників напружень на металевих фіксаторах залежно від типу перелому та варіанта фіксації наведений на рис. 12 та 13.

При аналізі табл. 1 та гістограми 12, 13 визначено, що мінімальне напруження на металеві фіксатори в їх проксимальних відділах було при використанні пластини DHS та PFN-стрижня у варіанті без застосування гвинтів для дистального блокування. Ці дані статистично вірогідно ($p \leq 0,05$) відрізнялися від показників при застосуванні PFN-стрижня з дистальним блокуванням одним чи двома гвинтами. На дистальному відділі металевих фіксаторів напруження було відсутнє при використанні PFN-стрижня у варіанті без застосування гвинтів для дистального блокування, на відміну від цього напруження при застосуванні пластини DHS збільшувалося до максимальних показників та становило 57,19 МПа.

Отримані показники переміщень (Total Deformation) по площині кісткових фрагментів моделей наведені на рис. 14.

При аналізі рис. 14 визначено, що максимальна, але адекватна мікрорухливість спостерігалася при використанні моделі PFN-стрижня у варіанті без застосування гвинтів для дистального блокування. Ці мікрорухи сприятимуть покращенню репаративного остеогенезу черезвертлюгових переломів типу A1. Занадто міцна фіксація при застосуванні пластини DHS (1,95 мм) може призвести до порушення репаративного остеогенезу при використанні цього методу остеосинтезу.

Таким чином, проведене комп'ютерне моделювання доводить, що найбільш біомеханічно обґрунтованим при черезвертлюгових переломах типу A1 є використання моделі PFN-стрижня у варіанті без застосування гвинтів для дистального блокування, саме при цьому варіанті спостерігали найнижчі показники НДС на металевому фіксаторі, мікрорухливість при статичному навантаженні на прооперовану нижню кінцівку сприятиме покращенню репаративного остеогенезу в цієї категорії хворих.

Таблиця 1. Показники НДС на фіксаторах дослідних моделей

Модель стегнової кістки/тип перелому	1-й варіант фіксації		2-й варіант фіксації					
			Без блокуючих гвинтів		З 1 блокуючим гвинтом		З 2 блокуючими гвинтами	
	Прокс.	Дистальн.	Прокс.	Дистальн.	Прокс.	Дистальн.	Прокс.	Дистальн.
	σ_{max} , МПа		σ_{max} , МПа		σ_{max} , МПа		σ_{max} , МПа	
Інтактна	73,84	21,67	213,65	–	213,65	66,10	213,65	66,10
A1	51,60*	57,19	126,88*	–	202,77	28,06	287,39	36,84

Примітка: * – дані статистично вірогідно ($p \leq 0,01$) відмінні від показників групи хворих з одним блокуючим гвинтом.

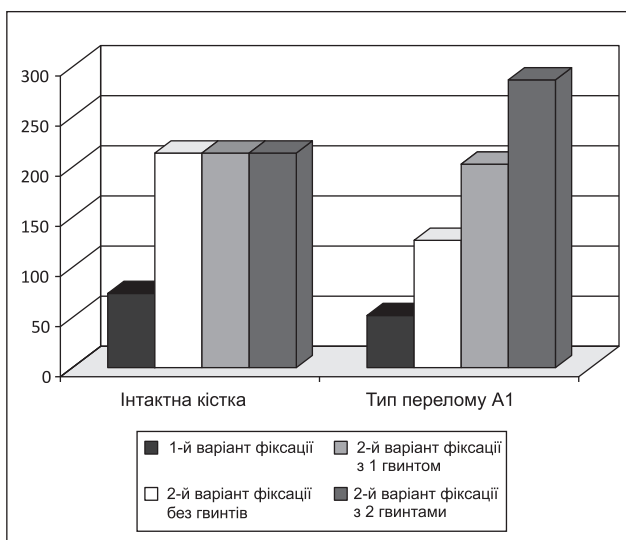


Рисунок 12. Гістограма показників НДС на проксимальному відділі металевих фіксаторів

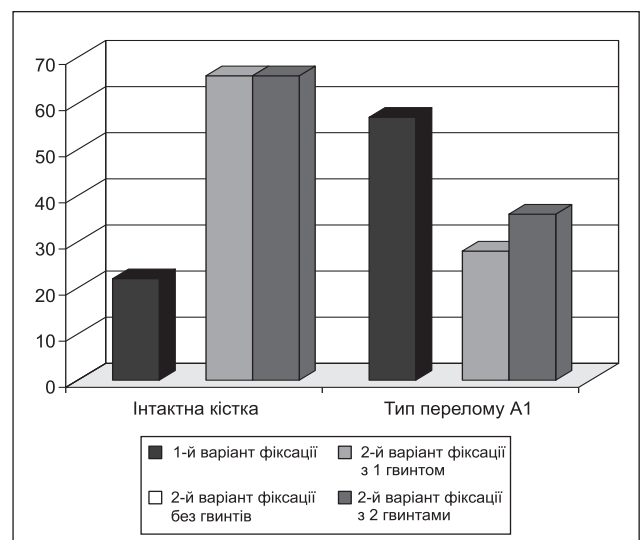


Рисунок 13. Гістограма показників НДС на дистальному відділі металевих фіксаторів

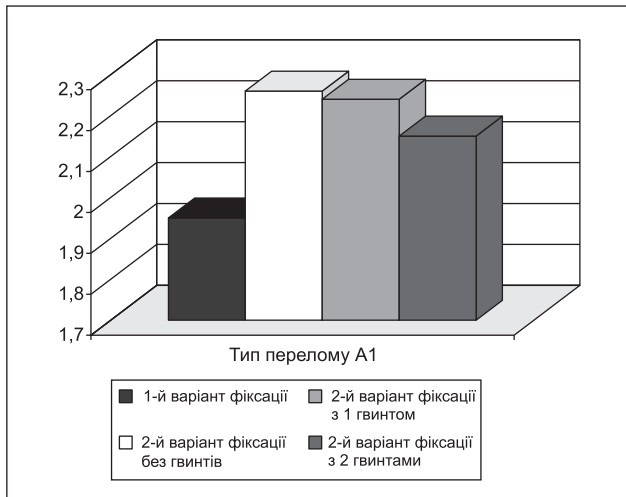


Рисунок 14. Гістограма показників переміщень (Total Deformation) по площині кісткових фрагментів моделей

Висновки

1. Проведено комп'ютерне моделювання напружено-деформованого стану моделей остеосинтезу черезвертлюгових переломів типу А1 з метою визначення оптимального розподілу напружень при різних типах фіксації (пластина DHS та PFN-стрижень).

2. Визначено, що найбільш біомеханічно обґрунтованим при черезвертлюгових переломах типу А1 є використання моделі PFN-стрижня у варіанті без застосування гвинтів для дистального блокування, про що свідчать мінімальне напруження на металевому фіксаторі та наявність оптимальної мікрорухливості між кістковими відламками.

3. Екстраполяція результатів проведеного дослідження в клінічну практику буде сприяти визначенню диференційованого підходу до лікування хворих із черезвертлюговими переломами стегнової кістки, що покращить ефективність надання медичної допомоги цій категорії тяжких хворих.

Список літератури

1. Абдулхабиров М.А. Блокирующий интрамедуллярный остеосинтез / М.А. Абдулхабиров // *Мат-лы Межд. конгресса «Травматология и ортопедия: современность и будущее»*. — М., 2003. — С. 193-194.
2. Аналіз стану травматологічно-ортопедичної допомоги населенню України в 2006–2007 рр.: Довідник / Гайко Г.В., Корж М.О., Калашников А.В., Герасименко С.І., Полішко В.П. — К.: Видавнича компанія «Воля», 2008. — 134 с.
3. Боев В.Д. Компьютерное моделирование / В.Д. Боев, Р.П. Сыпченко. — М.: ИНТУИТ. РУ, 2010. — 349 с.
4. Гиришин С.Г. Клинические лекции по неотложной травматологии / С.Г. Гиришин. — М.: Азбука, 2004. — 543 с.
5. Зацюрский В.М. Биомеханика двигательного аппарата человека / В.М. Зацюрский, А.С. Аруин, В.И. Селуянов. — М.: Физкультура и спорт, 1981. — 143 с.
6. Королев А.Л. Компьютерное моделирование / А.Л. Королев. — М.: Бином; Лаборатория знаний, 2010. — 232 с.
7. Лазарев А.Ф. Новые подходы к лечению переломов проксимального отдела бедренной кости / А.Ф. Лазарев // *Вестник травматологии и ортопедии*. — 2004. — № 1. — С. 27-31.
8. Маланчук В.О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії / В.О. Маланчук, М.Г. Кришук, А.В. Копчак. — К.: Асканія, 2013. — 231 с.
9. Механико-математическая модель системы металлоостеосинтеза и расчет ее напряженно-деформированного состояния / Р.Р. Никифоров, С.Н. Куценко, Ю.А. Костандов и др. // *Травма*. — 2013. — Т. 14, № 3. — С. 43-51.
10. Распространенность переломов костей и результаты их лечения в Украине (клинико-эпидемиологическое исследование) / Н.А. Корж, С.И. Герасименко, В.Г. Климовицкий и др. // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2010. — № 3. — С. 5-14.
11. Руководство по внутреннему остеосинтезу / М.Е. Мюллер, М. Альговер, Р. Шнайдер, Х.М. Вилленгер. — Спрингер-Верлаг, 1996. — 750 с.
12. Юрійчук Л.М. Ендопротезування кульшового суглоба у хворих похилого та старечого віку з через- та міжвертлюговими переломами стегнової кістки: Автореф. дис... канд. мед. наук, спец.: 14.01.21 — травматологія та ортопедія / Л.М. Юрійчук. — К.: ДУАМН України «Ін-т травматології та ортопедії», 2009. — 24 с.

Отримано 22.11.2016 ■

Калашников А.В.¹, Малик В.Д.², Лазарев И.А.¹, Калашников О.В.¹

¹ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», г. Киев, Украина

²Полтавская областная больница им. Н.В. Склифосовского, г. Полтава, Украина

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ОСТЕОСИНТЕЗА ЧРЕЗВЕРТЕЛЬНЫХ ПЕРЕЛОМОВ ТИПА А1 С ПРИМЕНЕНИЕМ РАЗЛИЧНЫХ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ФИКСАТОРОВ

Резюме. С целью определения оптимального вида остеосинтеза при оперативном лечении чрезвертельных переломов типа А1 проведено компьютерное моделирование напряжений на металлические фиксаторы (пластина DHS и PFN-стержень). Определено, что наиболее биомеханически обоснованным при чрезвертельных переломах типа А1 является применение модели PFN-стержня в варианте без использования винтов для дистального блокирования, о чем свидетельствует минимальное напряжение на металлическом

фиксаторе и наличие оптимальной микроподвижности между костными отломками. Проведенное исследование позволит определить дифференцированный подход в лечении больных с чрезвертельными переломами бедренной кости, улучшит эффективность оказания медицинской помощи этой тяжелой категории больных

Ключевые слова: компьютерное моделирование; чрезвертельные переломы типа А1; напряжение; металлические фиксаторы

A.V. Kalashnikov¹, V.D. Malyk², I.A. Lazarev¹, O.V. Kalashnikov¹

¹State Institution «Institute of Traumatology and Orthopedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kyiv, Ukraine

²Poltava Regional Hospital Named after M.V. Sklifosovskiy, Poltava, Ukraine

MATHEMATICAL MODELING OF OSTEOSYNTHESIS FOR TRANSTROCHANTERIC FRACTURES TYPE A1 USING DIFFERENT METAL FIXATION DEVICES

Abstract. Background. In most cases, fractures of the proximal femur are associated with osteoporosis. The choice of treatment for fractures of the proximal femur is one of the most important, because it affects not only the time of fracture union, but also the restoration of limb function and rehabilitation of the victim. Today, in the developed world in the treatment of fractures of the proximal femur, a minimally invasive, less traumatic technology using proximal femoral rods have been widely introduced (trochanteric gamma nail 3 G — STRYKER, PFN A — SYNTHES, ChFN — ChM). This technique of operative treatment for fractures of the long bones is used in 60–70 % of patients. **Materials and Methods.** We applied computer simulation and finite element methods (FEM) for solving problems of continuum mechanics in application to biological objects with the use of software and computer systems. For comparative analysis of reliability of fixation of bone fragments in transtrochanteric fractures type A1, we have used a model of the femur, in which fixing elements are implanted in. For fixation of fragments, there were used 2 types of fixators: DHS plate (1st one) and the proximal femoral rod (2nd one), which provides optimal biomechanical and biological conditions for healing the fractures. Based on axial scans of computed tomography (CT) in models of the femur with different versions of fixation obtained on CT scanner Toshiba Asteion Super 4 (Japan) using the software package mimics, in automatic and semi-automatic modes, the spatial geometry of the proximal femur has been reproduced. Models in polylines were imported in Solid Works environment, where with the help

of appropriate simulation tools we have created 3D models of the proximal femur with transtrochanteric fractures of type A1 and their fixation with a DHS plate and PFN rod. Calculation of the stress-strain state using FEM was performed for the intact model with both fixation devices, and then with nails in transtrochanteric fractures of type A1 and distal nailing (without locking, with 1 screw, 2 screws).

Results. It was determined that the minimum stress on metal fixators in their proximal was noted during the use of DHS plate and PFN rod without using screws for distal locking. These data are statistically significantly ($p \leq 0.05$) differed from data in the application of PFN rod with distal locking by means of 1 or 2 screws. On the distal part of metal fixation devices, the stress was absent when using PFN rod without the use of screws for distal locking, in contrast to this, during the use of DHS plates the stress increased to maximum values and was 57.19 MPa. Maximum but adequate micromotion was observed when using model of PFN rod without the use of screws for distal locking. These micromovements will contribute to the improvement of reparative osteogenesis in patients with transtrochanteric fractures of type A1. Too strong fixation when using DHS plates (1.95 mm) can lead to the violation of reparative osteogenesis in the application of this method of metal fixation. **Conclusions.** The study will determine a differentiated approach in the treatment of patients with transtrochanteric femoral neck fractures, will improve the efficiency of medical care for this severe category of patients.

Keywords: computer modeling; transtrochanteric fractures type A1; tension; metal fixation devices