

© Калашніков А.В., Малик В.Д., Лазарев І.А.

УДК: 616.718.4-007.24-001.5-089.227.84

Калашніков А.В.¹, Малик В.Д.², Лазарев І.А.¹

¹ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України" (вул. Бульварно-Кудрявська, 27, м.Київ, Україна, 01601), ²Полтавська обласна лікарня ім. Н.В. Скліфосовського (вул. Шевченка, 23, м. Полтава, Україна, 36011)

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНЬ НА РІЗНІ МЕТАЛЕВІ ФІКСАТОРИ ПРИ ВИКОНАННІ ОСТЕОСИНТЕЗУ З ПРИВОДУ ЧЕРЕЗВЕРТЛЮГОВИХ ПЕРЕЛОМІВ ТИПУ А2

Резюме. З метою визначення оптимального виду остеосинтезу при оперативному лікуванні черезвертлюгових переломів типа А2 проведено комп'ютерне моделювання напружень на металеві фіксатори (пластина DHS та PFN стрижень). Визначено, що найбільш біомеханічно обґрунтованим при черезвертлюгових переломах типу А2 є застосування моделі PFN стрижня у варіанті із застосуванням 2 гвинтів для дистального блокування, про що свідчить мінімальне напруження на металевий фіксатор та наявність оптимальної мікрорухливості між кістковими відламками. Проведене дослідження дозволить визначити диференційований підхід лікування хворих з черезвертлюговими переломами стегнової кістки, покращить ефективність надання медичної допомоги цієї тяжкої категорії хворих.

Ключові слова: комп'ютерне моделювання, черезвертлюгові переломи типу А2, напруження, металеві фіксатори.

Вступ

Переломи проксимального відділу стегнової кістки (ППВСК) та їх наслідки щорічно завдають величезної шкоди економіці будь-якої держави. Так, за даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, в 1990 році близько 1,3 мільйони випадків ППВСК зареєстровано в усьому світі. На думку експертів, ця цифра буде збільшуватися, і в 2025 році може вирости в два рази, а в 2050 році - в три рази [4, 6]. Згідно статистичних досліджень, ППВСК становлять 17% у структурі травм опорно-рухового апарату, з них вертельні переломи складають 35-40%, підвертельні 5-10% [1, 9].

У світовій практиці давно визнано перевагу і високу ефективність оперативного методу лікування черезвертлюгових переломів перед консервативним. Хірургічне втручання, яке показано більш ніж у 80% випадків, полягає у відкритій чи закритій репозиції кісткових фрагментів і їх фіксації різними конструкціями [10, 14]. Але часом досить складно визначити час і обсяг хірургічного лікування через особливості загального стану хворого, вибору методу фіксації (застосування проксимального стегнового стержня, пластини DHS, чи іншої конструкції) або ендопротезування, а також раціонального лікування посттравматичної коагулопатії [2, 10, 11]. Вибір методу лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки є одним з найважливіших, оскільки від цього залежить не тільки час зрощення перелому, але і відновлення функції кінцівки та поновлення працездатності потерпілого [14].

Сьогодні в розвинутих країнах світу при лікуванні переломів проксимального відділу стегнової кістки широко впроваджуються малоінвазивні, малотравматичні технології застосування проксимального стегнового стержня (Trochanteric gamma nail G 3 - STRYKER, PFN A - SYNTHES, ChFN - ChM). Ця методика оперативного лікування переломів довгих кісток застосовується у 60-70% хворих [2, 6] і дозволяє, на відміну від ендопротезування, в більшості випадків зберег-

ти функцію травмованого кульшового суглоба.

Загальновідомою класифікацією черезвертлюгових переломів стегнової кістки є класифікація OA [11], де автори виділяють вертикально-нестабільний, але стабільний в горизонтальній площині перелом типа А1, нестабільний в вертикальній та горизонтальній площинах перелом типа А2 та нестабільний в горизонтальній площині та стабільний в вертикальній площині перелом типа А3. Проте, нами не були знайдені жодних літературних даних щодо напружень на блокуваний інтрамедулярний стрижень залежно від типу перелому за OA та варіантів його дистального блокування.

З моменту появи і впровадження в медичну практику перших остеоімплантатів і до недавнього минулого перевірка їх біомеханічних властивостей здійснювалася суто на основі натурних біомеханічних дослідів та результатів клінічної практики. У великій мірі ця тенденція збереглася і донині. Дослідні зразки імплантатів випробовують при різних навантаженнях на мертвому кістковому матеріалі та результати експериментів вводять до лікувальної практики. При цьому застосування пристрою протягом тривалого часу дозволяє остаточно оцінити його придатність та вдосконалити методику використання. Звісно, такий підхід вимагає значних матеріальних ресурсів та достатньо тривалого періоду часу. Механічні випробування відносять до руйнівних методів контролю, тому дослідження проводять на мертвому кістковому матеріалі, який значно поступається рівню фізико-механічних властивостей живої тканини. Прямі механічні дослідження вивчення інтерактивної поведінки системи "кістка - імплантат" достатньо складні та малоінформативні через асиметричну геометрію кісткової тканини, що унеможливорює точно визначити питомі навантаження, як по довжині, так і в перерізі, а також відтворити складно-напружену схему одночасних деформацій (стиснення, кручення, згин,

розтяг) це знижує економічну і соціальну ефективність таких досліджень [3].

Водночас, здійснюються спроби обґрунтування придатності механічних остеоімплантатів 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 остеоімплантата та його вплив на кістку і, тим самим, відмовитися від подальшого розгляду очевидно безперспективних конструкцій; з'являється можливість корегувати або змінювати форму компонентів імплантату для поліпшення його функціональності; відпадає потреба у проведенні чисельних експериментів на тваринах; суттєво знижується вартість та скорочується час розробки конструкції імплантату; на основі розподілу деформуючих напружень можливе точне прогнозування віддалених результатів [5, 13].

Тому цікавим в науковому плані вважаємо здійснення комп'ютерного моделювання напружень на різні металеві фіксатори при виконанні остеосинтезу з приводу черезвертлюгових переломів типу А2.

Мета роботи - провести комп'ютерне моделювання напружень на різні металеві фіксатори при виконанні остеосинтезу з приводу черезвертлюгових переломів типу А2.

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 з використанням програмно-комп'ютерних комплексів [7, 8].

Для проведення порівняльного аналізу надійності фіксації кісткових відламків при вертлюгових переломах стегнової кістки А2 типу використовували макет стегнової кістки, в який імплантовано фіксуючі елементи. Для фіксації відламків застосовували 2 варіанти фіксаторів - DHS пластину (1 варіант) та проксимальний стегновий стержень (2 варіант), які 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 пакету Mimics в автоматичному та напівавтоматичному режимах відтворено просторову геометрію проксимального відділу стегнової кістки. Моделі в полілініях імпортовано в середовище Solid Works,

де за допомогою відповідних інструментів створено імітаційні 3-D моделі проксимального відділу стегнової кістки з черезвертлюговими переломами А2 типу та їх фіксацією за допомогою DHS пластини та PFN стрижня.

Подальші розрахунки здійснювали МКЕ, який набув поширення як чисельний метод рішення крайових задач механіки суцільних середовищ. Для проведення розрахунків напружено-деформованого стану (НДС) методом МКЕ був вибраний програмно-аналітичний комплекс Ansys, розроблений компанією ANSYS Inc. [3, 5, 13].

У розрахунках застосовували фізичні властивості кісткової тканини, які отримані з літературних джерел [12]. Розрахунки НДС методом МКЕ проводили для інтактною моделі з обома варіантами фіксаторів, а потім з фіксаторами при черезвертлюгових переломах типу А2 та варіантами дистального блокування (без блокування, 1 гвинтом, 2 гвинтами).

Результати. Обговорення

Результати розрахунків НДС для інтактних моделей стегнової кістки представлені на рис. 1-3. На рисунках маркерами виділені значення напружень у найбільш значимих місцях (в кожній ділянці визначали найбільш навантажений елемент).

Як бачимо з рис. 1 максимальні напруження на стегновій кістці локалізовані в ділянці введення нижнього гвинта - 11,07 МПа, а також в ділянці опору дистального кінця фіксатору на кістку - 2,97-3,13 МПа. Також значні напруження спостерігаються на шийці стегнової кістки - 3,13 МПа та на діафізі - 4,54 МПа. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на першому та другому витках різьби проксимального (шийкового) гвинта - 21,67-28,37 МПа, та в отворі пластини для нижнього гвинта - 73,84 МПа, та саме на гвинті - 15,64 МПа.

Як бачимо з рис. 2, максимальні напруження на стегновій кістці локалізовані в ділянці введення блокуючого гвинта у овальний отвір - 15,63 МПа. Також підвищені показники напружень спостерігаються в ділянці опору дистального кінця фіксатору 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 у овальний отвір, з показниками, які сягають значень 213,65 МПа, а також на перших витках проксимального (шийкового) гвинта - до 66,10 МПа. У таких умовах в ділянці введення гвинтів може відбуватись незначне зминання кісткової тканини, як в першій моделі так і в другій, за рахунок чого, напруження в цих ділянках значно зменшаться.

Також для даної моделі представлено показники деформацій на кістці та елементах фіксації. Як видно з рис. 3, максимальні деформації розташовані в зо-

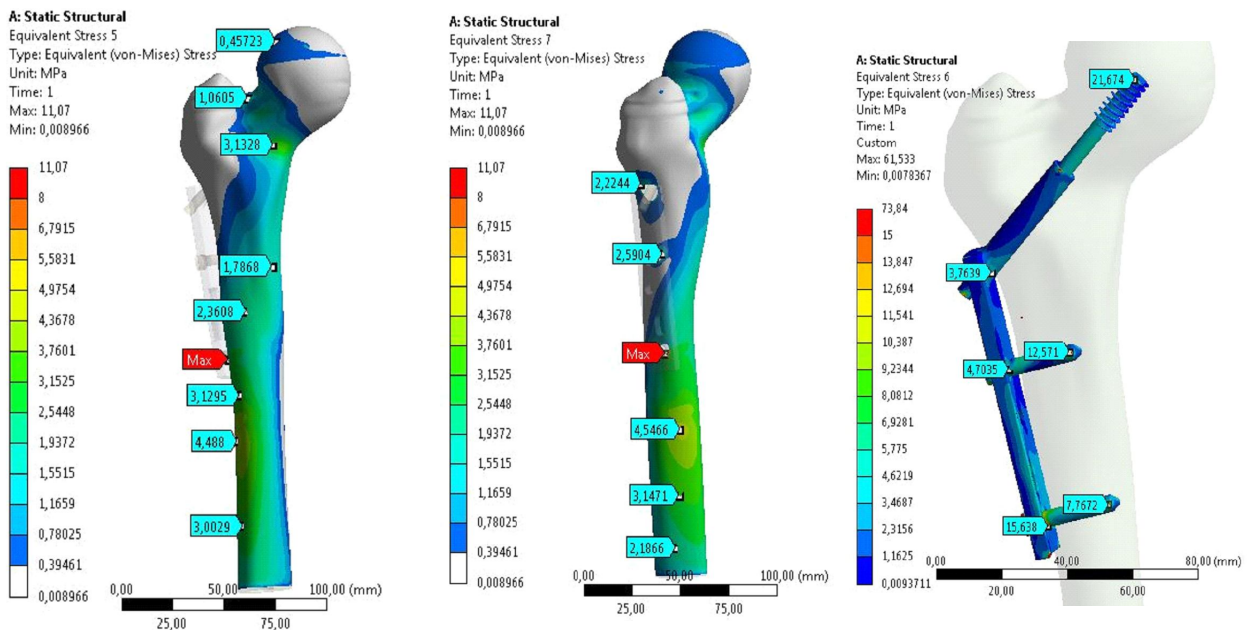


Рис. 1. Показники напружень для моделі з інтактною кісткою та DHS пластиною.

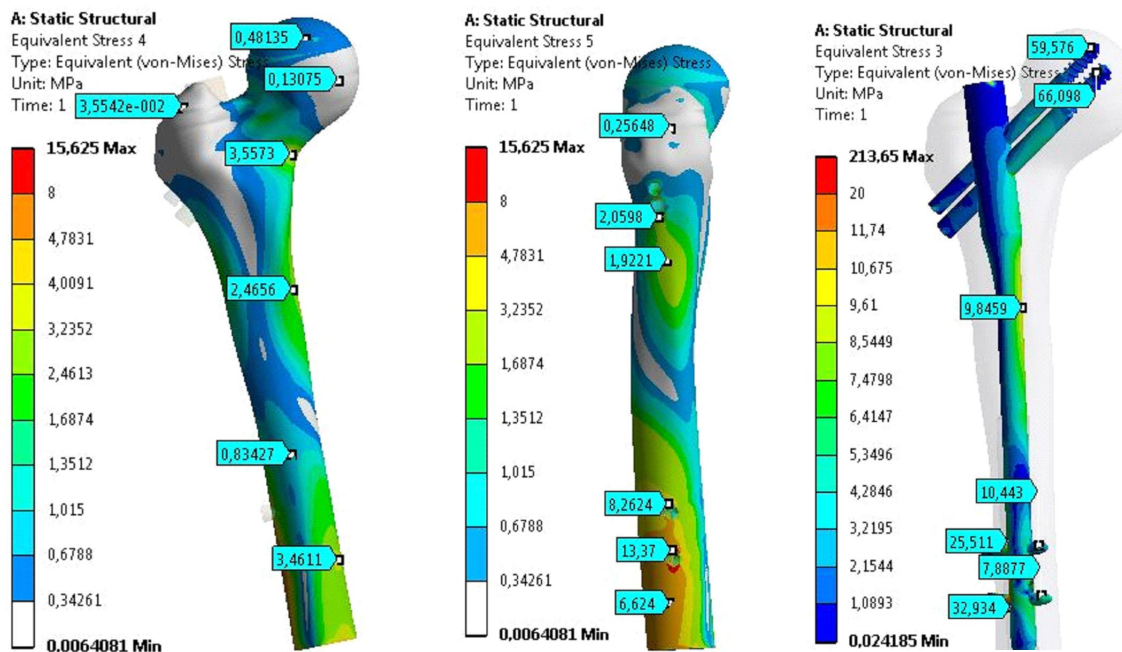


Рис. 2. Показники напружень для моделі з інтактною кісткою та PFN стрижнем.

нах максимальних навантажень. Так на стегновій кістці максимальні деформації мають значення - 0,001 мм, а на елементах фіксації - 0,002 мм. І так як ці показники деформації є невеликими, при подальших розрахунках будуть визначатися лише показники напружень. Зміни цих показників відповідають пропорційним лінійним змінам і показників деформацій (лінійна залежність). У залежності 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 А2 типу череззвертельного перелому у 4 варіантах фіксації, з деталізацією показників у ділянці (площині) перелому та місцях введення гвинтів.

Для першого варіанта фіксатора отримані показники НДС моделі представлені на рисунку 4.

Як бачимо з рис. 4, максимальні напруження на

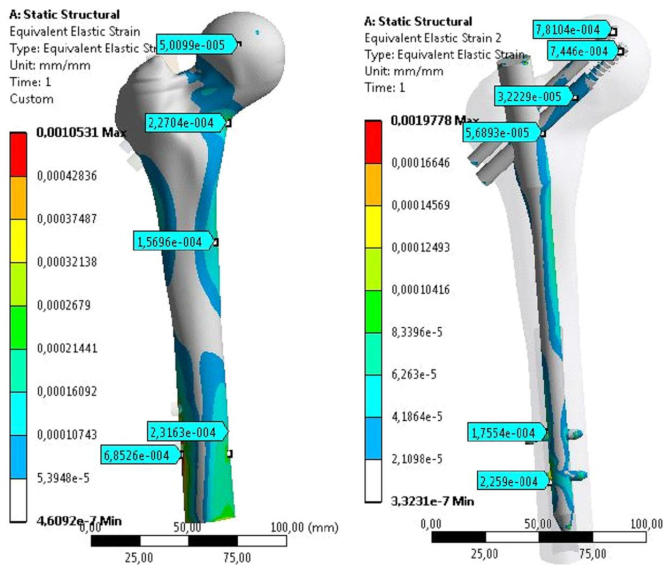
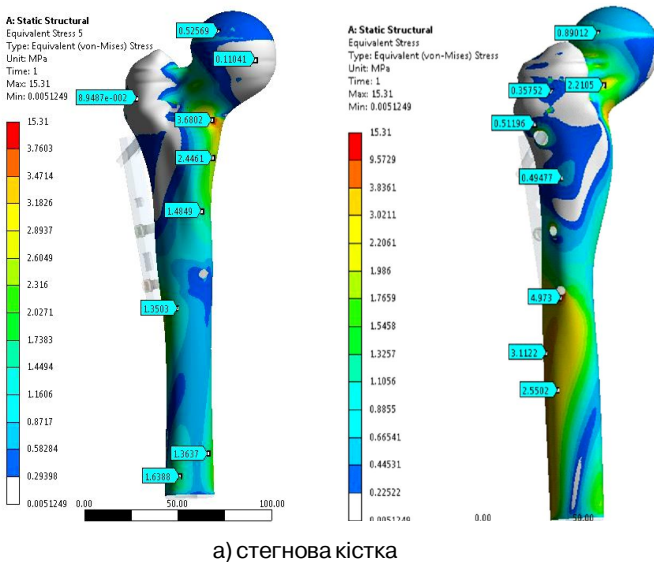
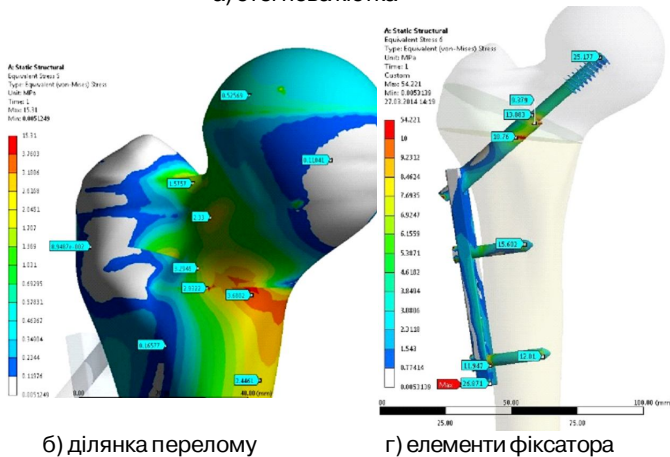


Рис.3. Показники деформацій для моделі зінтактною кісткою та PFN стрижнем



а) стегнова кістка



б) ділянка перелому

г) елементи фіксатора

Рис. 4. Напруження для моделі з переломом типу A2 при 1 варіанті фіксації.

моделі з переломом типу A2 зосереджені в зоні перелому на шийці стегнової кістки з показниками 15,31 МПа і мають локальний характер. У зв'язку з наявністю концентраторів напружень в зоні перелому губчастої кістки із значним перевищенням її межі міцності, у цій ділянці можливе зминання кісткової тканини. В ділянці введення нижнього гвинта показники напружень на стегновій кістці мають значення 4,97 МПа. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосередженні в ділянці дистального кінця пластини у місці опору на кістку, які сягають значень 54,22 МПа. На перших двох витках різьби проксимального (шийкового) гвинта напруження становили 25,18 МПа та на елементах фіксатора у площині перелому - 13,88 МПа. Усі показники НДС для фіксуючих елементів не перевищували межі міцності матеріалу.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при данному варіанті фіксації становили 1,93 мм (рис. 5).

Для другого варіанта фіксатора без блокуючих гвинтів у круглому і овальному отворах проксимального стегнового стержня отримані показники НДС моделі представлені на рисунку 6.

Як бачимо з рис. 6 максимальні напруження на моделі з переломом типу A2 при 2 варіанті фіксації без блокуючих гвинтів зосереджені в площині перелому на вертлюговій ділянці з показниками 21,03 МПа і мають локальний характер. У зв'язку з наявністю концентраторів напружень в зоні перелому губчастої кістки з перевищенням її межі міцності, у цій ділянці можливе крайове зминання кісткової тканини. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосередженні навколо круглого отвору дистального кінця стегнового стержня з показниками 218,77 МПа та на перших двох витках різьби проксимального (шийкового) гвинта з показниками 90,8 МПа.

Максимальні значення переміщень (Total

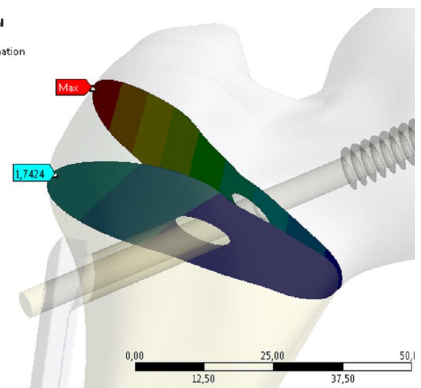


Рис. 5. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу A2 при 1 варіанті фіксації.

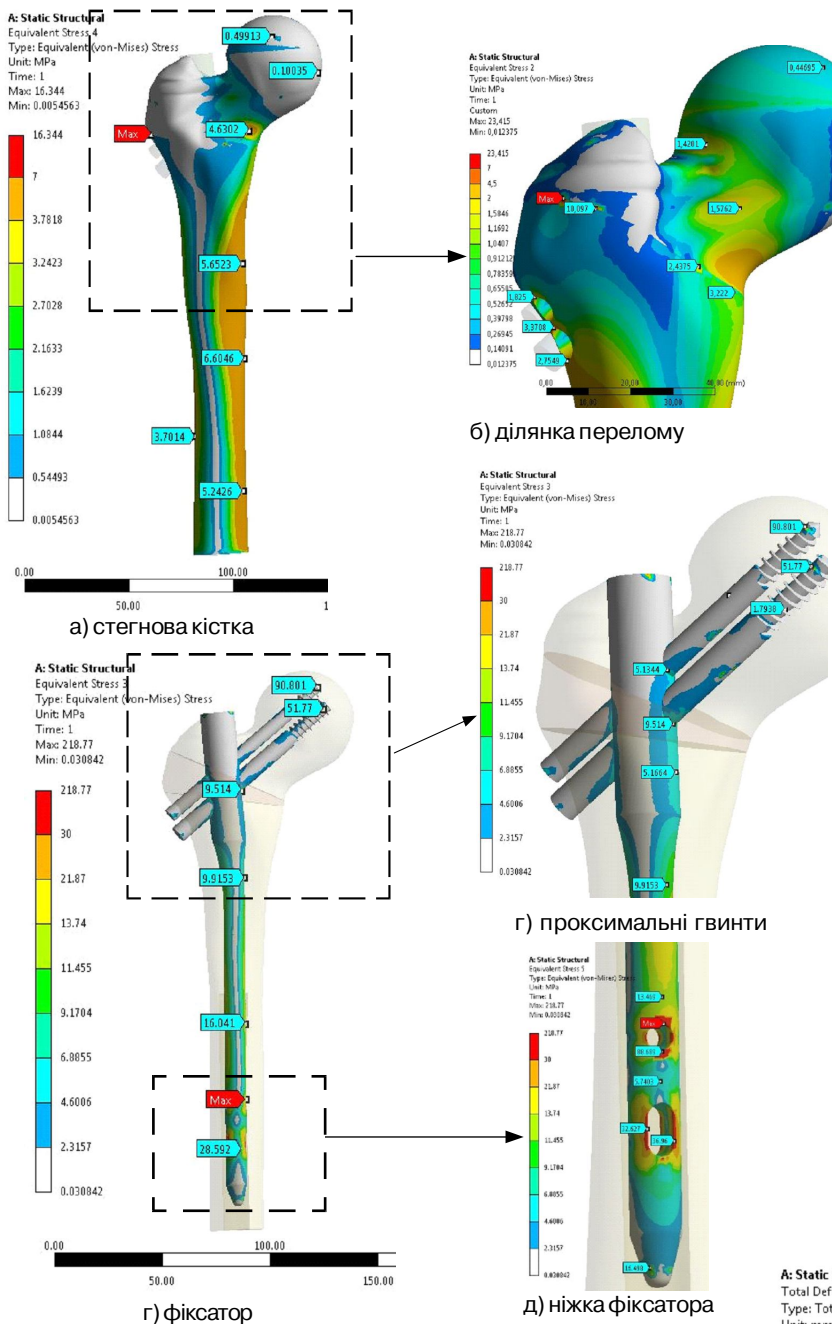


Рис. 6. Напруження для моделі з переломом типу A2 при 2 варіанті фіксації без блокуючих гвинтів.

Deformation) по площині перелому при данному варіанті фіксації становили 2,28 мм (рис. 7).

Для другого варіанта фіксатора з 1 блокуючим гвинтом у овальному отворі проксимального стегнового стержня отримані показники НДС моделі представлені на рисунку 8.

Як бачимо з рис. 8, максимальні напруження на моделі з переломом типу A2 при 2 варіанті фіксації з 1 блокуючим гвинтом у овальному отворі проксимального стегнового стержня зосереджені в площині пе-

релому на вертлюговій ділянці з показниками 16,84 МПа і мають локальний характер. У зв'язку з наявністю концентраторів напружень в зоні перелому губчастої кістки з перевищенням її межі міцності, у цій ділянці можливе крайове змінання кісткової тканини. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на перших двох витках різьби обох проксимальних (шийкових) гвинтів з показником 298,51 МПа, а також навколо овального отвору проксимального стегнового стержня з показником 16,03 МПа.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при данному варіанті фіксації становили 2,21 мм (рис. 9).

Для другого варіанта фіксатора з 2 блокуючими гвинтами у отворах проксимального стегнового стержня отримані показники НДС моделі представлені на рисунку 10.

Як бачимо з рис. 10, максимальні напруження на моделі з переломом типу A2 при 2 варіанті фіксації з двома блокуючими гвинтами у отворах проксимального стегнового стержня зосереджені на діяфізі стегнової кістки у отворі блокуючого гвинта, який введений у овальний отвір проксимального стегнового стержня з показниками 18,44 МПа. Ці напруження мають локальний характер без перевищення межі міцності кортикальної кістки. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на голівці блокуючого гвинта, який введений у круглий отвір про-

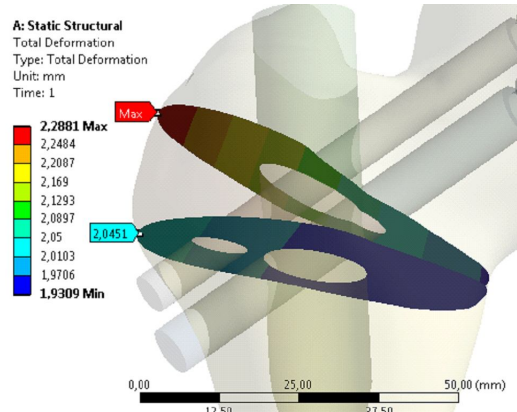


Рис. 7. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу A2 при 2 варіанті фіксації без блокуючих гвинтів.

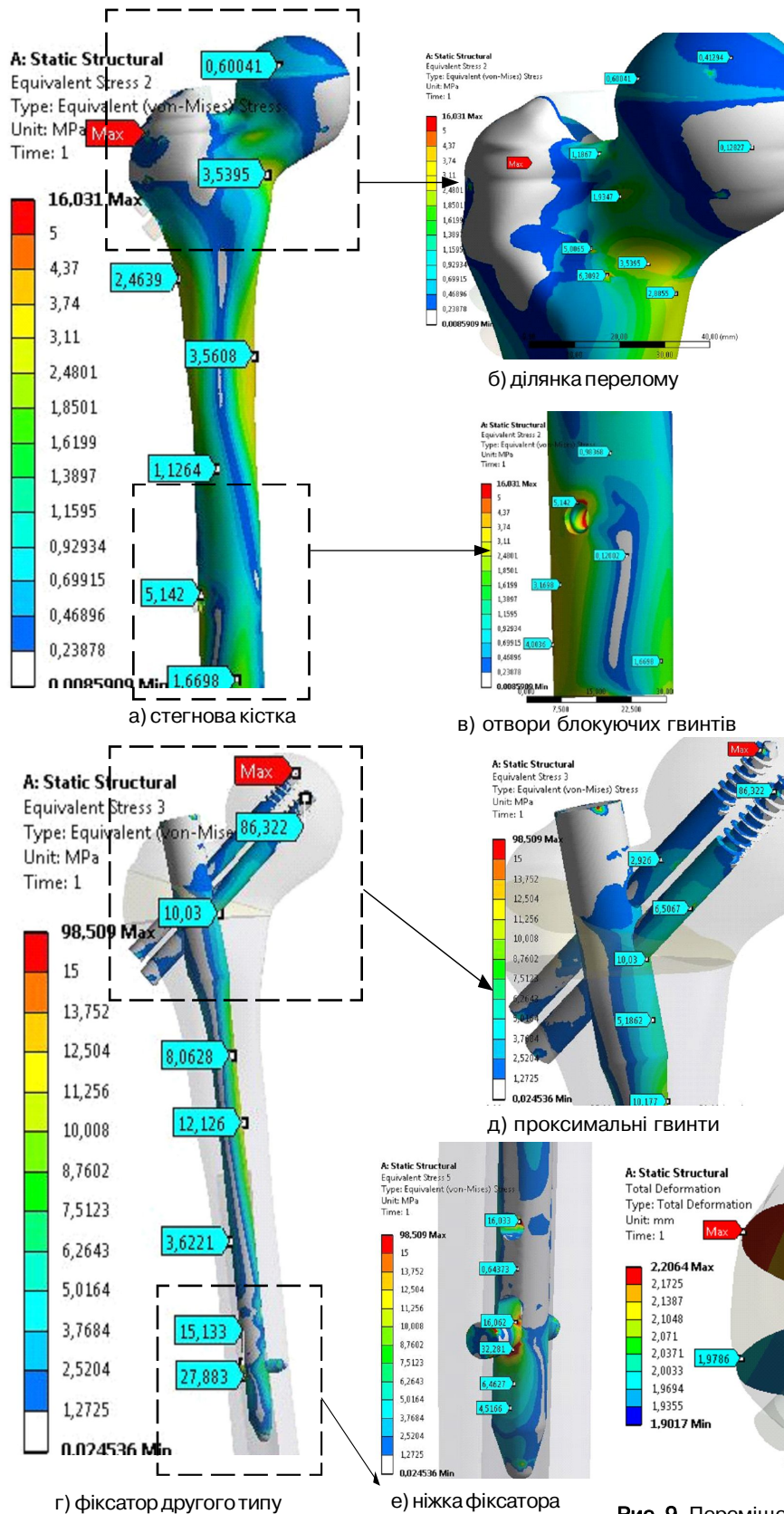


Рис. 8. Напруження для моделі з переломом типу A2 при 2 варіанти фіксації з одним блокуючим гвинтом

ксимального стегнового стержня з показниками 195,25 МПа та на перших двох витках різьби обох проксимальних (шийкових) гвинтів з показниками 62,36 МПа та 72,96 МПа, а також навколо овального отвору проксимального стегнового стержня з показниками 17,71 МПа, що в усіх локалізаціях не перевищують допустимих значень міцності матеріалів.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при данному варіанті фіксації становили 2,16 мм (рис. 11).

Отримані показники НДС моделей представлені в таблиці 1.

Порівняльний аналіз показників напружень на металевих фіксаторах в залежності від типу перелому та варіанту фіксації наведені на гістограмах рис. 12 та 13 (1 - інтактна кістка, 2 - модель перелому типу A2).

Аналізуючи табл.1 та гістограми 12 та 13 визначено, що мінімальне напруження на металеві фіксатори в їх проксимальних відділах визначалося при застосуванні пластини DHS та PFN стрижня в варіанті з застосуванням 2 гвинтів для дистального блокування. Ці дані статистично достовірно ($p \leq 0,05$) відрізнялися від даних при застосуванні PFN стрижня без дистального блокування. На дистальний відділ металевих фіксаторів напруження було мінімальне при застосуванні

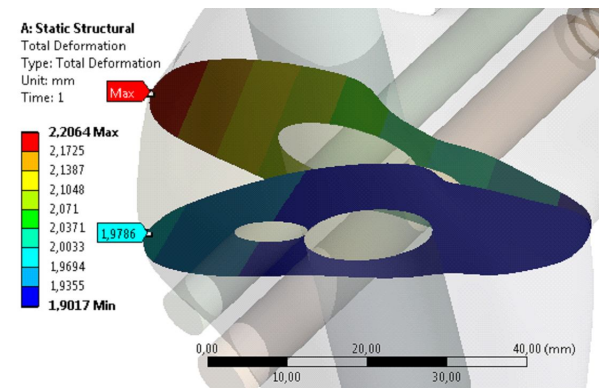


Рис. 9. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу A2 при 2 варіанти фіксації з одним блокуючим гвинтом.

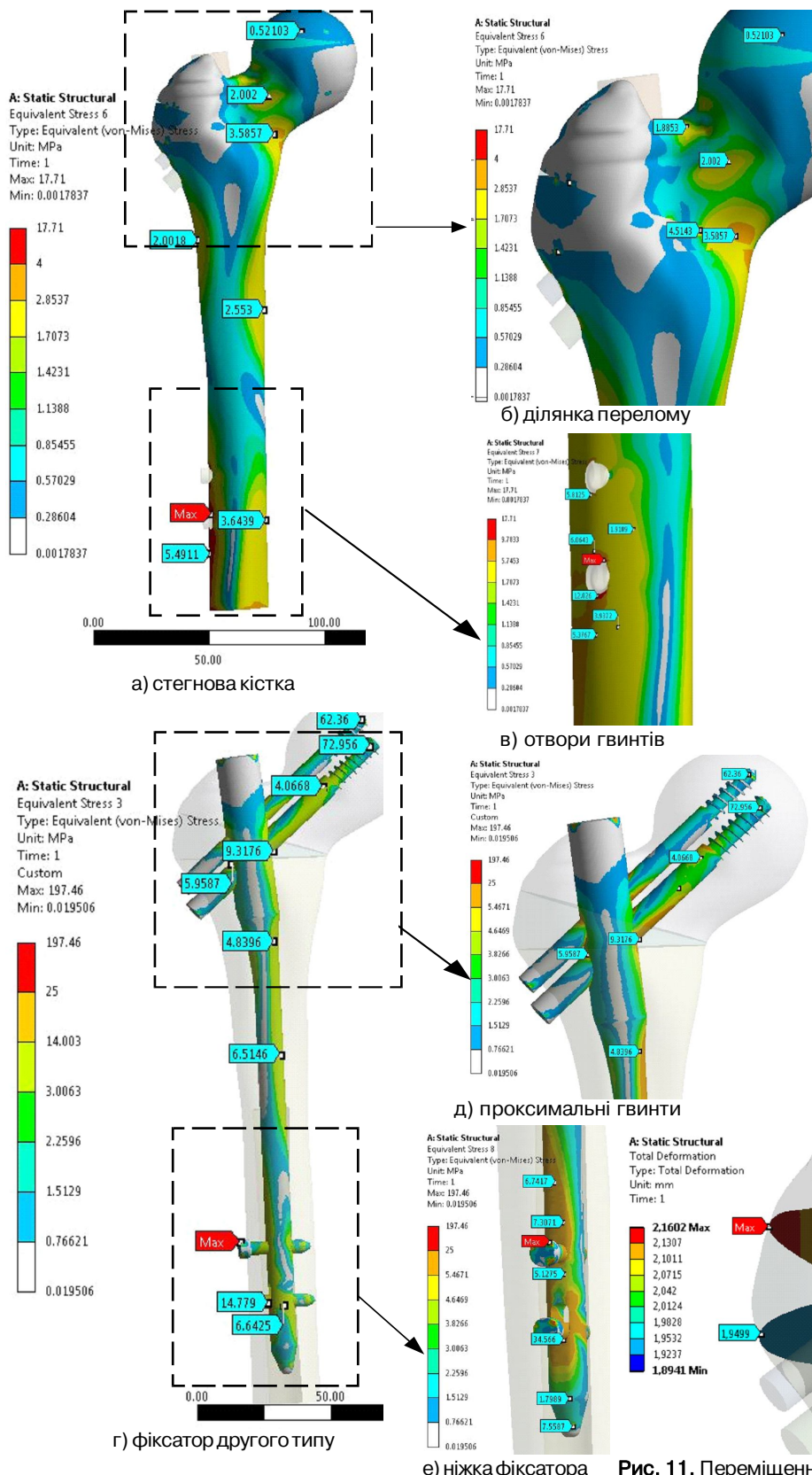


Рис. 10. Напруження для моделі з переломом типу A2 при 2 варіанті фіксації з двома блокуючими гвинтами.

PFN стрижня з застосуванням 1 та 2 гвинта для дистального блокування (16,03 та 17,77 МПа), на відміну від цього напруження при застосуванні пластини DHS різко збільшувалося до максимальних показників та складало 54,22 МПа.

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

Аналізуючи рис. 14 визначено, що мінімальна але адекватна для цього типу вертикально та ротаційно нестабільного перелому мікрорухливість спостерігалася при застосуванні моделі PFN стрижня із застосуванням 2 гвинтів для дистального блокування. Ці мікрорухи сприятимуть покращенню репаративного остеогенезу через вертлюгових переломів типу A2 хворих. Занадто велика мікрорухливість при застосуванні пластини моделей без та застосуванням 1 блокуючого гвинта для дистального блокування PFN стрижня (2,28 та 2,21 мм) може призвести до порушення репаративного остеогенезу при застосування цього методу металофіксації.

Таким чином, проведене комп'ютерне моделювання доводить, що найбільш біомеханічно обґрунтованим при

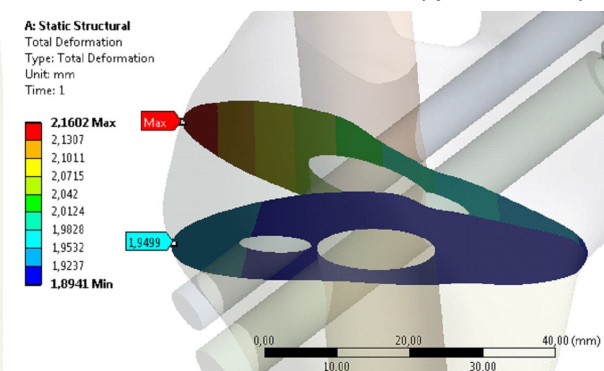


Рис. 11. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу A2 при 2 варіанті фіксації з двома блокуючими гвинтами.

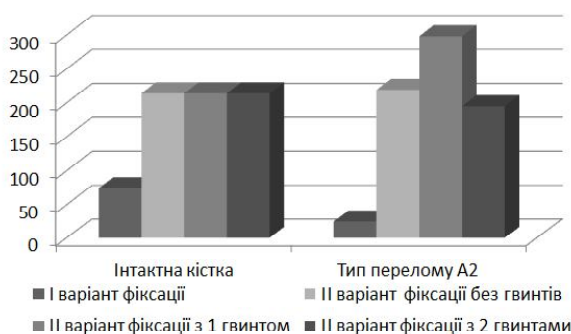


Рис. 12. Гістограма показників НДС на проксимальний відділ металевих фіксаторів.

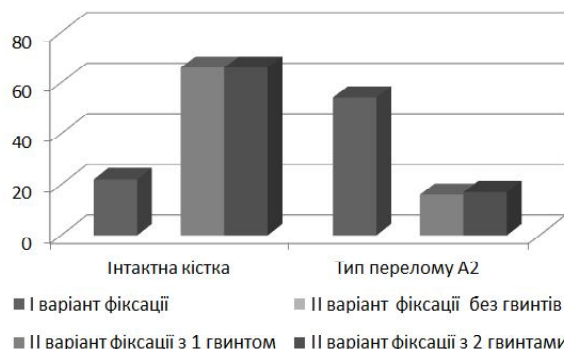


Рис. 13. Гістограма показників НДС на дистальний відділ металевих фіксаторів.

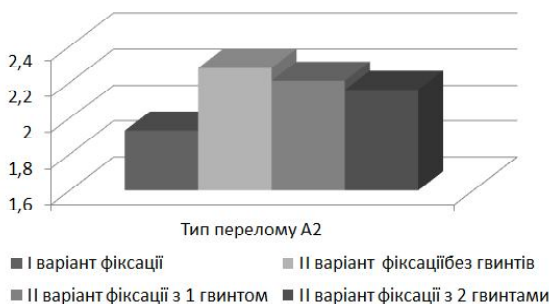


Рис. 14. Гістограма показників переміщень (Total Deformation) по площині кісткових фрагментів моделей.

Таблиця 1. Показники НДС на фіксатори дослідних моделей.

Модель стегнової кістки/тип перелому	1 варіант фіксації		2 варіант фіксації					
			без блокуючих гвинтів		з 1 блокуючим гвинтом		з 2 блокуючими гвинтами	
	прокс.	дис-тал.	прокс.	дис-тал.	прокс.	дис-тал.	прокс.	дис-тал.
	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
A2	25,18	54,22	218,77	-	298,51*	16,03	195,25	17,71

Примітки: * - дані статистично достовірно ($p \leq 0,01$) відмінні від даних групи хворих з 2 блокуючими гвинтами.

черезвертлюгових переломах типу A2 є застосування моделі PFN стрижня у варіанті із застосуванням 2 гвинтів для дистального блокування. Саме при цьому варіанті спостерігали найнижчі показники НДС на металевий фіксатор, а також адекватну та необхідну мікрорухливість для покращення репаративного остеогенезу у такої категорії хворих.

Висновки та перспективи подальших розробок

1. З метою визначення оптимального виду остеосинтезу при оперативному лікуванні черезвертлюгових переломів типа A2 проведено комп'ютерне моделювання напружень на металеві фіксатори (пластина DHS та PFN стрижень).

2. Біомеханічно обґрунтованим при черезвертлюгових переломах типу A2 є застосування моделі PFN стрижня в варіанті з застосуванням 2 гвинтів для дистального блокування про що свідчить мінімальне напруження на металевий фіксатор та наявність оптимальної мікрорухливості між кістковими відламками.

Проведене дослідження дозволить у подальшому визначити диференційований підхід лікування хворих з черезвертлюговими переломами стегнової кістки, покращить ефективність надання медичної допомоги хворим цієї тяжкої категорії.

Список літератури

- Аналіз стану травматологічно-ортопедичної допомоги населенню України в 2006-2007 рр. Довідник /Гайко Г.В., Корж М.О., Калашніков А.В. [та ін.]. - К: Видавнича компанія "Воля", 2008. - 134 с.
- Абдулхабиров М.А. Блокирующий интрамедуллярный остеосинтез /М.А. Абдулхабиров - Матер. междуна. конгресса "Травматология и ортопедия: современность и будущее".- М., 2003.- С.193-194.
- Боев В.Д. Компьютерное моделирование /В.Д. Боев, Р.П. Сыпченко. - М: ИНТУИТ. РУ, 2010.- 349с.
- Гиршин С.Г. Клинические лекции по неотложной травматологии /С.Г. Гиршин. - М: издательский дом "Азбука", 2004. - 543 с.
- Королев А.Л. Компьютерное моделирование /А.Л. Королев. - М: Бином. Лаборатория знаний, 2010. - 232 с.
- Лазарев А.Ф. Новые подходы к лечению переломов проксимального отдела бедренной кости /А.Ф. Лазарев //Вестник травматол. и ортопедии.- 2004. - №1.- С.27-31.
- Маланчук В.О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії /В.О. Маланчук, М.Г. Кришук, А.В. Копчак. - К.: Видавничий дім "Асканія", 2013. - 231 с.
- 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.
- Распространенность переломов костей и результаты их лечения в Украине (клинико-эпидемиол. иссл-е) /Н.А. Корж, С.И. Герасименко, В.Г. Климовицкий [и др.] //Ортопедия, травматол. и протез.- 2010. - №3. - С.5-14.
- Юрійчук Л.М. Ендопротезування кульшового суглоба у хворих похилого та старечого віку з через- та міжвертлюговими переломами стегнової кістки: автореферат... к. мед.

- н., спец.: 14.01.21 - травматологія та ортопедія /Л.М. Юрійчук. - К.: ДУ АМН України "Ін-т травматології та ортопедії", 2009. - 24с.
11. Руководство по внутреннему остеосинтезу /М.Е. Мюллер, М. Альговер, Р. Шнайдер, Х. М. Вилленгер: Спрингер-Верлаг, 1996. - 750с.
12. Заціорский В.М. Биомеханика двигательного аппарата человека /В.М. Заціорский, А.С. Аруин, В.И. Селуянов. - М.: Физкультура и спорт, 1981. - 143с.
13. Miler K. Computational biomechanics for medicine /K. Miler, P.M.F. Nielsen. - Springer + Business Media, LLS, 2010. - 155 p.
14. Proximal fracture of the femur in elderly patients. The influence of surgical care and patient characteristics on postoperative mortality /F. Geiger, K. Schreiner, S. Schneider [et al.] // Orthopade. - 2006. - Vol.35, №6. - P. 651 - 658.

Калашников А.В., Малик В.Д., Лазарев И.А.

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕНИЙ НА РАЗЛИЧНЫЕ МЕТАЛЛИЧЕСКИЕ ФИКСАТОРЫ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ ОСТЕОСИНТЕЗА ПО ПОВОДУ ЧРЕЗВЕРТЕЛЬНЫХ ПЕРЕЛОМОВ ТИПА А2

Резюме. С целью определения оптимального вида остеосинтеза при оперативном лечении чрезвертельных переломов типа А2 проведено компьютерное моделирование напряжений на металлические фиксаторы (пластина DHS и PFN стержень). Определено, что наиболее биомеханически обоснованным при чрезвертельных переломах типа А2 является применение модели PFN стержня в варианте с применением 2 винтов для дистального блокирования о чем свидетельствует минимальное напряжение на металлический фиксатор 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 А2, напряжение, металлические фиксаторы.

Kalashnikov A.V., Malik V.D., Lazarev I. A.

COMPUTER SIMULATION OF STRESSES ON THE VARIOUS METAL FIXTURES WHEN PERFORMING OSTEOSYNTHESIS ABOUT CERESVILLE FRACTURES OF TYPE A2

Summary. To determine the optimal type of osteosynthesis in the surgical treatment of ceresville fractures of type A2 computer simulations of the stresses on the metal fixtures (plate DHS and PFN rod). Determined that the most biomechanically justified under ceresville fractures of type A2 is the use of models PFN web in option with 2 screws for distal locking as evidenced by the minimum voltage on the metal clip and the existence of optimal micromotion between the bone atomtime. The study will determine the differentiated approach in treatment of patients with ceresville femoral neck fractures, will improve the efficiency of medical care for this severe category of patients.

Key words: computer simulation, ceresville fractures of type A2, voltage, metal clips.

Рецензент - д.мед.н. Калашніков О.В.

Стаття надійшла до редакції 8.06.2016р.

Калашніков Андрій Валерійович - д. мед. н., професор, завідувач відділом травматології та проблем остеосинтезу ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України", +38(044)2347333; Kalashnikov26@ukr.net

Малик Віталій Данилович - к. мед. н., завідувач відділенням травматології Полтавської обласної клінічної лікарні ім. М.В. Скліфосовського, +38(066)9197550

Лазарев Ігор Альбертович - к. мед. н., завідувач відділенням біомеханіки ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України", +38(044)2347333