

УДК 616.718.4-033.2-001.5-089.227.84

DOI: 10.22141/1608-1706.5.17.2016.83876

ЛАЗАРЕВ І.А., ІЛЬНИЦЬКИЙ О.В., ПРОЦЕНКО В.В., СКИБАН М.В.

ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна

МАТЕМАТИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ЗАСТОСУВАННЯ РІЗНИХ МЕТОДИК ОСТЕОСИНТЕЗУ ПАТОЛОГІЧНОГО ПЕРЕЛОМУ ПРОКСИМАЛЬНОГО ВІДДІЛУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ПРИ ЛІКУВАННІ МЕТАСТАТИЧНИХ ПУХЛИН ДОВГИХ КІСТОК КІНЦІВОК

Резюме. Метастатичне ураження кісток є тяжким ускладненням онкологічної хвороби. Метастази в кістки виявляються у 17–50 % хворих із солідними злоякісними пухлинами та є третьою за частотою локалізацією після метастатичного ураження легень і печінки. Основними клінічними проявами метастатичного ураження кісток є біль, патологічні переломи, що виникають у 8–30 % випадків, компресія спинного мозку та гіперкальціємія, що значною мірою визначає тяжкість стану хворого, а в ряді випадків є причиною летальності. Вибір методики остеосинтезу при метастатичному ураженні довгих кісток кінцівок є актуальним у зв'язку з тим, що потрібна надійна фіксація відламків кістки, тому що в більшості випадків зрощення кістки не відбувається. Проведено біомеханічне дослідження з випробуванням на міцність і жорсткість нативної моделі стегнової кістки з наявним порожнистим дефектом у проксимальному її відділі трьома різними варіантами металофіксаторів: проксимальним стегновим стрижнем, накістковою пластиною та апаратом зовнішньої фіксації Костюка. Порівнюючи показники напружень на фрагментах моделі стегнової кістки між собою, слід відмітити, що при застосуванні апарата зовнішньої фіксації Костюка спостерігається зростання значень напружень майже у 2 рази порівняно зі значеннями при застосуванні проксимального стегнового стрижня та накісткової пластини. Значення напружень на кістці при застосуванні апарата зовнішньої фіксації перевищують поріг міцності кортикальної тканини. Показники напружень на елементах фіксації зростають майже у 9 разів при застосуванні апарата зовнішньої фіксації Костюка порівняно із значеннями при застосуванні проксимального стегнового стрижня та у 3 рази при використанні накісткової пластини. Значення напружень на металевих конструкціях при застосуванні апарата зовнішньої фіксації Костюка не перевищують поріг їх міцності. Порівнюючи отримані показники переміщень цілком усієї моделі стегнової кістки, тобто проксимального її відділу відносно закріпленого дистального відділу, можна спостерігати майже рівнозначні показники при застосуванні проксимального стегнового стрижня та накісткової пластини. Показники переміщень при застосуванні апарата зовнішньої фіксації Костюка майже у 2 рази вище, ніж при застосуванні проксимального стегнового стрижня та накісткової пластини. В усіх варіантах фіксації відбувається перерозподіл навантаження на металеві конструкції фіксаторів, тобто основну функцію утримання несе на собі фіксатор, тим самим розвантажуючи саме кістку та ділянку її перелому. В результаті експериментального дослідження встановлено, що більш надійну фіксацію уламків забезпечують проксимальний стегновий стрижень та накісткова пластина. Апарат зовнішньої фіксації Костюка в даних умовах справляється з поставленим завданням гірше. Відбувається значна деформація стрижнів апарата зі зминанням кістки у ділянці перелому та збільшенням рухливості відламків. Дані експериментального дослідження можуть бути розглянуті як варіант вибору методики остеосинтезу у хворих із метастатичним ураженням кісток кінцівок.

Ключові слова: метастатичне ураження кісток кінцівок, проксимальний відділ стегнової кістки, патологічний перелом, біомеханічний аналіз, металоостеосинтез.

Адреса для листування з авторами:

Лазарев Ігор Альбертович

ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України»,
лабораторія біомеханіки,

вул. Бульварно-Кудрявська, 27, м. Київ, 01061, Україна

E-mail: ilazarev@ukr.net

© Лазарев І.А., Ільницький О.В., Проценко В.В.,
Скибан М.В., 2016

© «Травма», 2016

© Заславський О.Ю., 2016

Вступ

Актуальність дослідження обумовлена тим, що метастатичне ураження кісток є тяжким ускладненням онкологічної хвороби [1, 6]. Метастази в кістки виявляються у 17–50 % хворих із солідними злоякісними пухлинами та є третьою за частотою локалізацією після метастатичного ураження легень і печінки [7, 8]. Ураження хребта метастатичними пухлинами зустрічається у 70 % хворих, кісток таза та кінцівок — у 40 %, ділянки кульшового суглоба — у 25 % [8]. Основними клінічними проявами метастатичного ураження кісток є біль, патологічні переломи, що виникають у 8–30 % випадків, компресія спинного мозку та гіперкальціємія, що значною мірою визначає тяжкість стану хворого, а в ряді випадків є причиною летальності [10, 11, 14]. Хірургічне лікування кісткових метастазів останнім часом вважається виправданим як засіб поліпшення якості життя та підвищення виживаності, а в деяких випадках і виведення пацієнтів в стійку ремісію [4, 7]. При патологічних переломах кісток на тлі метастатичного ураження хірургічне лікування є паліативним методом у комплексному лікуванні хворих із метастазами в кістки, відіграє важливу роль в адаптації хворих і полегшенні проведення в подальшому лікувальних маніпуляцій [4, 6, 10]. На сьогодні в онкоортопедії хірургічні методи лікування метастатичного ураження кісток, в тому числі при патологічних переломах, представлені ендопротезуванням, черезкістковим остеосинтезом, інтрамедулярним і накістковим остеосинтезом, як допоміжні засоби для заповнення дефектів кісток використовуються алотрансплантати, автотрансплантати та кістковий цемент [2, 3, 9, 10, 13, 15, 16]. При плануванні хірургічного лікування патологічних переломів довгих трубчастих кісток на тлі метастатичного ураження враховується наступне: метод фіксації повинен забезпечити достатню стабільність в ранні терміни після хірургічного втручання, зрощення в ділянці перелому не відбувається, фіксація уламків кістки повинна бути задовільною до кінця життя хворого [8]. Усім цим пояснюється необхідність розробки малотравматичних методів хірургічного втручання із застосуванням черезкісткового позавогнищезового остеосинтезу та армованого остеосинтезу, які спрямовані не на консолідацію, а на стабільну фіксацію кісткових фрагментів, що призводить до зменшення або повного пригнічення больового синдрому, відновлення опороздатності та функції кінцівки, дає можливість у максимально ранній активізації хворих у післяопераційному періоді та дозволяє проводити специфічне лікування на наступному етапі.

Мета дослідження: порівняльний аналіз надійності фіксації патологічного перелому проксимального відділу стегнової кістки моделями інтрамедулярного блокового остеосинтезу, накісткового армованого остеосинтезу та черезкісткового позавогнищезового остеосинтезу.

Матеріали та методи

Для проведення порівняльного аналізу надійності фіксації кісткових відламків при патологічному переломі проксимального відділу діафіза стегнової кістки з наявністю кісткового дефекту використовували аксіальні спіральні комп'ютерні томографічні скани нативної стегнової кістки, з яких за допомогою програмного пакета

Mimics в автоматичному та напівавтоматичному режимах відтворено просторову геометрію проксимального відділу стегнової кістки. На наступному етапі комп'ютерну модель стегнової кістки в поліліній імпортано у середовище SolidWorks, де за допомогою відповідних інструментів створено імітаційні 3D-моделі проксимального відділу стегнової кістки з кістковим дефектом, патологічним переломом та трьома різними варіантами металофіксаторів: проксимальний стегновий стрижень (1-й варіант), накісткова пластина (2-й варіант) та апарат зовнішньої фіксації Костюка (3-й варіант), що є засобами остеосинтезу у повсякденній практиці лікарів ортопедів-травматологів та забезпечують стабільну фіксацію кісткових фрагментів, зменшують інтенсивність болу, тим самим сприяючи відновленню функціональних можливостей та опороздатності кінцівки (рис. 1, 2). У 1-му та 2-му варіантах кістковий дефект заповнено кістковим цементом (метилметакрилат).

Для спрощення моделі блокуючі гвинти проксимального стегнового стрижня (1-й варіант) спроектовано без різьби, але під час розрахунків її наявність враховували.

Подальші розрахунки напружено-деформованого стану (НДС) моделей здійснювали у програмному пакеті ANSYS методом скінченних елементів (СЕ), який набув поширення як чисельний метод рішення крайових задач механіки суцільних середовищ, орієнтований на використання ЕОМ [12]. У розрахунках застосовували фізичні властивості кісткової тканини та матеріалів, що отримані з літературних джерел [5, 17] (табл. 1).

Таблиця 1. Фізичні властивості кісткової тканини

Тип кістки	Модуль Юнга, Па	Коефіцієнт Пуассона
Кортикальний шар	17,6e9	0,3
Спонгіозний шар	5,0e8	0,28
Метилметакрилат	2,2e9	0,35
Титан BT-16 і BT-6	1,12e11	0,32
Медична сталь 17X18H9	2e11	0,3

Після визначення в'язко-пружних (ізотропних) механічних властивостей, контактної зв'язки між усіма елементами біомеханічної конструкції та зазначення початкових і граничних умов у напівавтоматичному режимі згенеровано скінченно-елементну сітку для всіх моделей. Для підвищення точності розрахунків сітку в ділянках контактів було згущено (рис. 3). Граничні умови закріплення та навантаження наведені на рис. 4. Як навантаження моделі прийнято дію перерахованої маси тіла $F = 750 \text{ Н}$ (для середньостатистичної маси тіла людини 75 кг у положенні стоячи на одній нозі). Вплив м'язової активності не враховувався.

Критеріями для проведення порівняльного аналізу обрано отримані шляхом розрахунків значення інтенсивності напружень (за Мізісом), загальні переміщення моделі та переміщення (Total Deformations) у площині перелому (рис. 5). Значення напружень

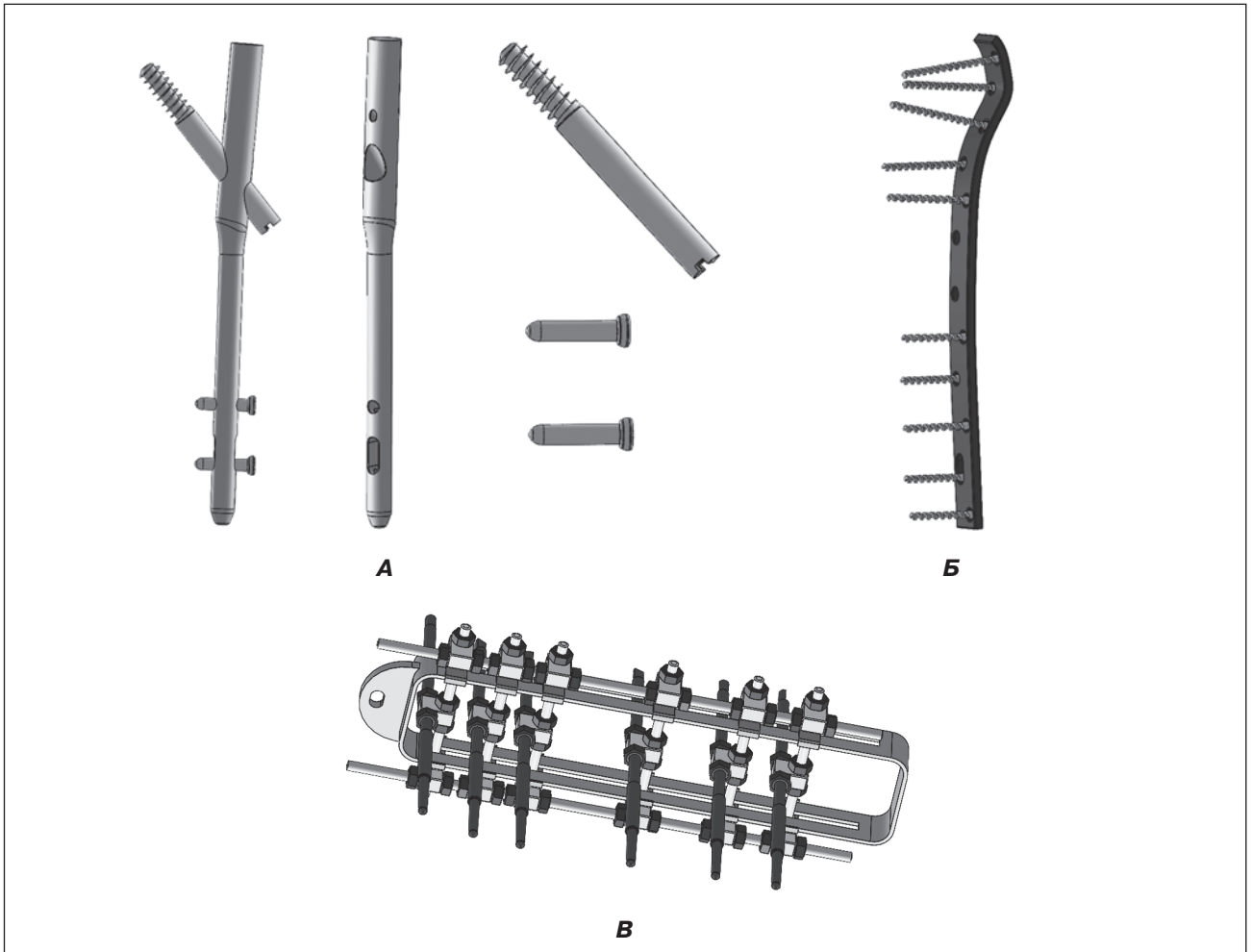


Рисунок 1. Типи металофіксаторів: А – проксимальний стегновий стрижень (1-й варіант); Б – накісткова пластина (2-й варіант); В – апарат зовнішньої фіксації Костюка (3-й варіант)

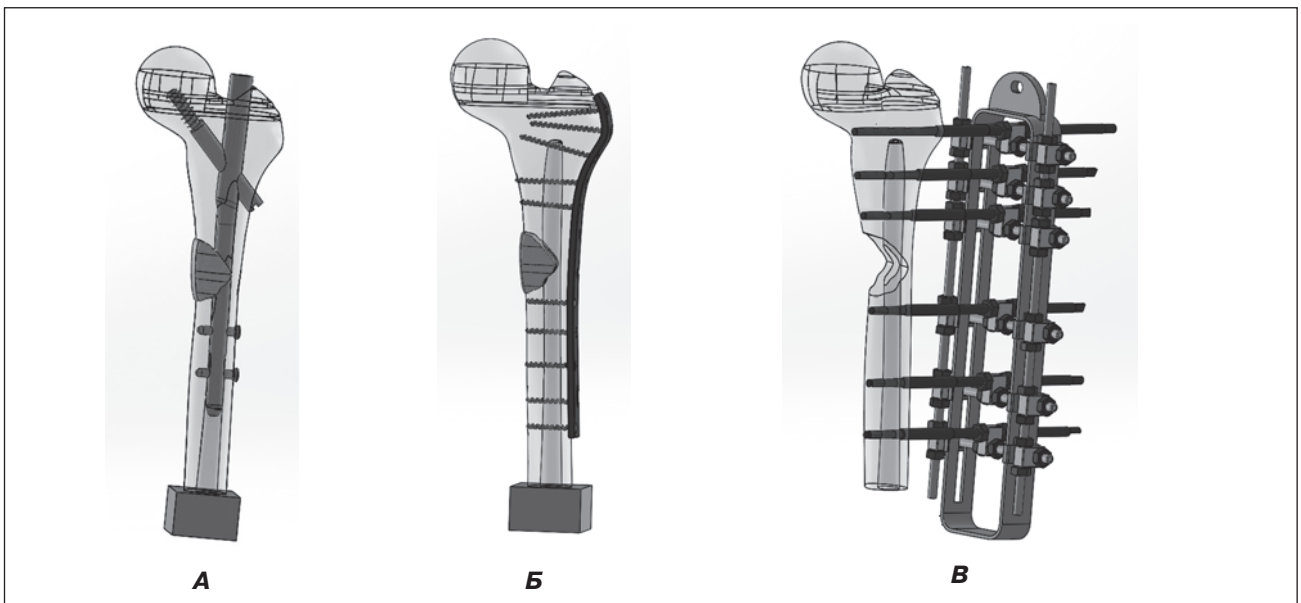


Рисунок 2. Варіанти остеосинтезу: А – фіксація проксимальним стегновим стрижнем (1-й варіант); Б – фіксація накістковою пластиною (2-й варіант); В – фіксація стрижневим апаратом зовнішньої фіксації Костюка (3-й варіант)

Мізиса визначали на центральному та периферійному фрагментах в ділянці перелому стегнової кістки, а також на елементах фіксації. Границі міцності кістки індивідуально варіюють, тому нами прийнято порогові значення напружень (порог міцності) для кортикального шару стегнової кістки — 10 МПа, а для губчастого — 4,5 МПа. Для забезпечення міцності елементів фіксації за порогові показники прийнято значення напружень для сталі 17Х18Н9 — які не перевищують 568 МПа, для титану VT-6 — які не перевищують 590 МПа.

Результати та їх обговорення

Отримані результати розрахунків НДС моделі з 1-м варіантом фіксації наведені на рис. 6. Епюри максимальних напружень на стегнової кістці локалізовані у ділянці перелому, з показниками 9,18 МПа. Концентрація напружень спостерігається по всій окружності контакту проксимального стегнового стрижня з внутрішньою стінкою діафіза стегнової кістки, з показниками 8,83 МПа. У місцях введення гвинтів на кортикальній кістці спостерігаються невеликі напруження — до 1,5 МПа. На проксимальному стегновому стрижні максимальні показники

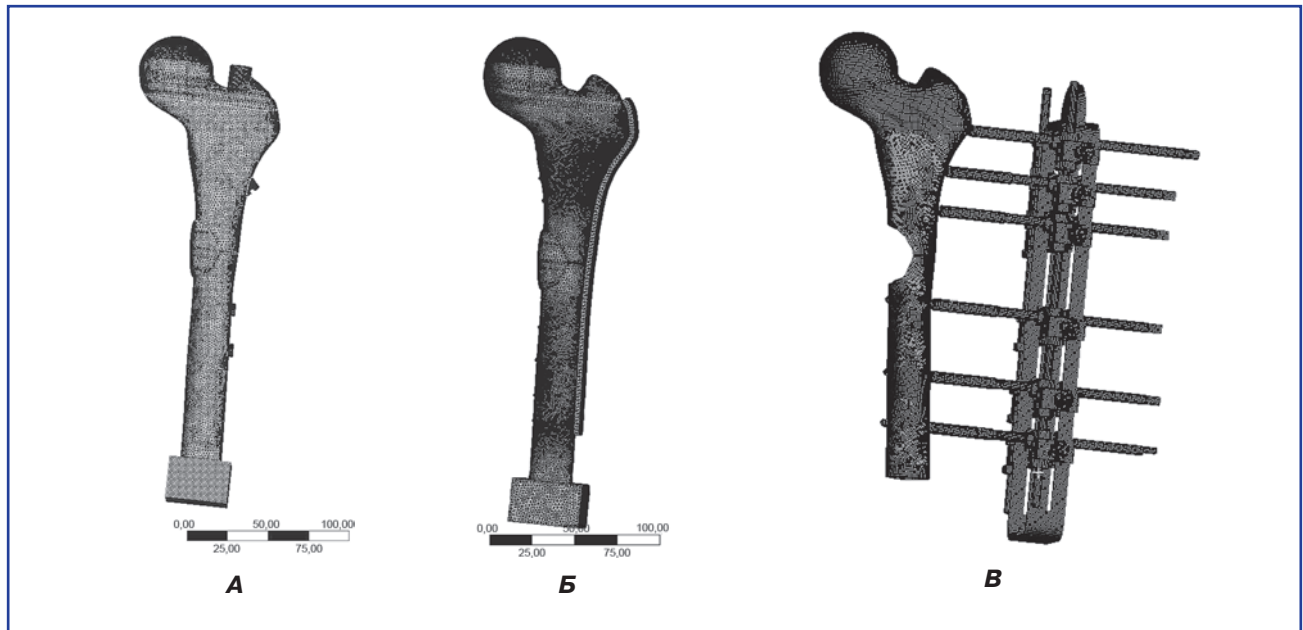


Рисунок 3. Скінченно-елементні розрахункові моделі: А — 1-й варіант фіксації (728 385 вузлів і 369 672 елементи); Б — 2-й варіант фіксації (802 835 вузлів і 484 166 елементів); В — 3-й варіант фіксації (2 439 675 вузлів і 689 184 елементи)

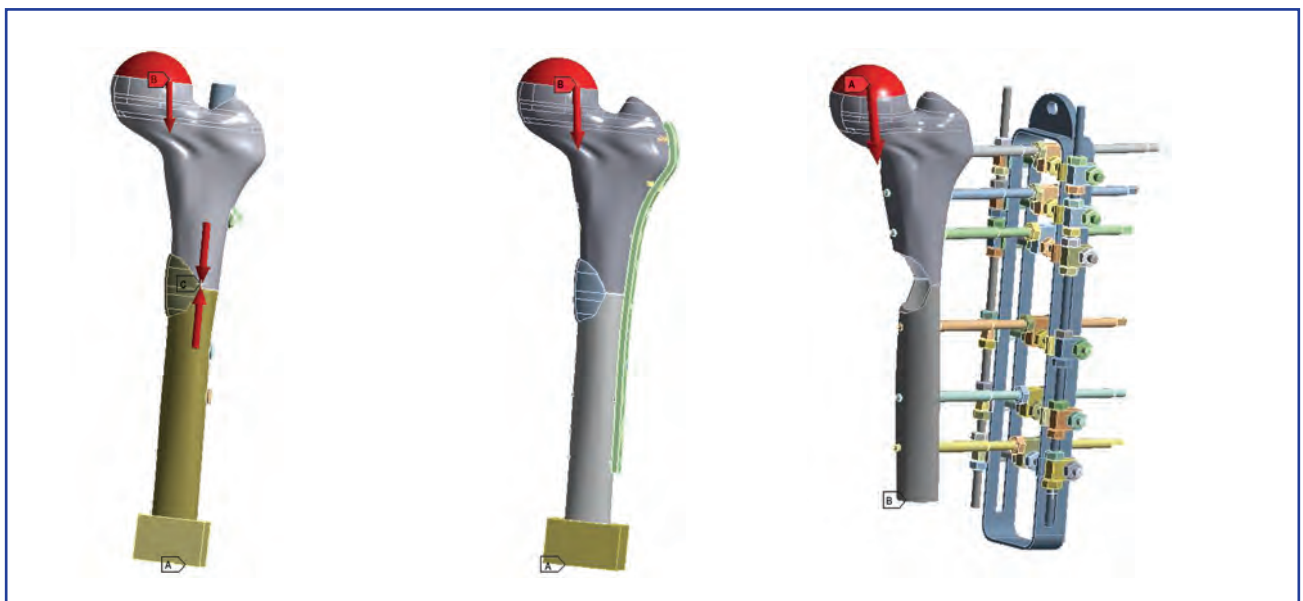


Рисунок 4. Граничні умови

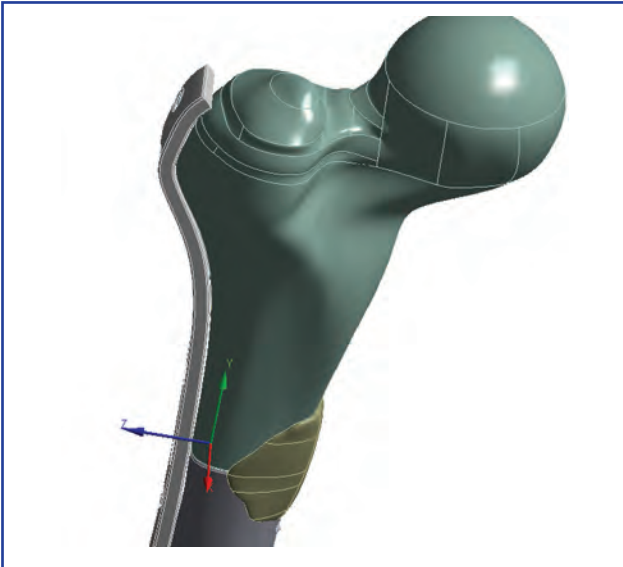


Рисунок 5. Напрямки осей координат, відносно яких визначалися переміщення

напружень 15,13 МПа локалізовані в ділянці введення нижнього блокуючого гвинта. В зоні перелому показники напружень на стрижні становлять 5,36 МПа.

Показники загальних переміщень (Total Deformation) моделі становили 0,103 мм (рис. 7). Тобто під дією навантаження проксимальний відділ стегнової кістки відхилився від початкового положення на 0,103 мм відносно закріпленого дистального відділу стегнової кістки. Переміщення центрального фрагмента відносно периферійного по площині перелому за віссю X становили 0,074 мм, Y — 0,14 мм, Z — 0,29 мм. Відбувається розкриття зовнішньої ділянки зони контакту фрагментів на 0,039 мм та зминання внутрішньої ділянки на 0,109 мм.

Отримані результати розрахунків НДС моделі з 2-м варіантом фіксації наведені на рис. 8. Максимальні напруження на діяфізі стегнової кістки локалізовані на рівні дистального кінця накісткової пластини, з показниками 10,02 МПа. У площині перелому напруження становлять 2,39 МПа, 1,76 МПа — у зонах контакту кістки з кістковим цементом. При цьому сам кістковий цемент являє собою ділянку великих напружень 8,2 МПа.

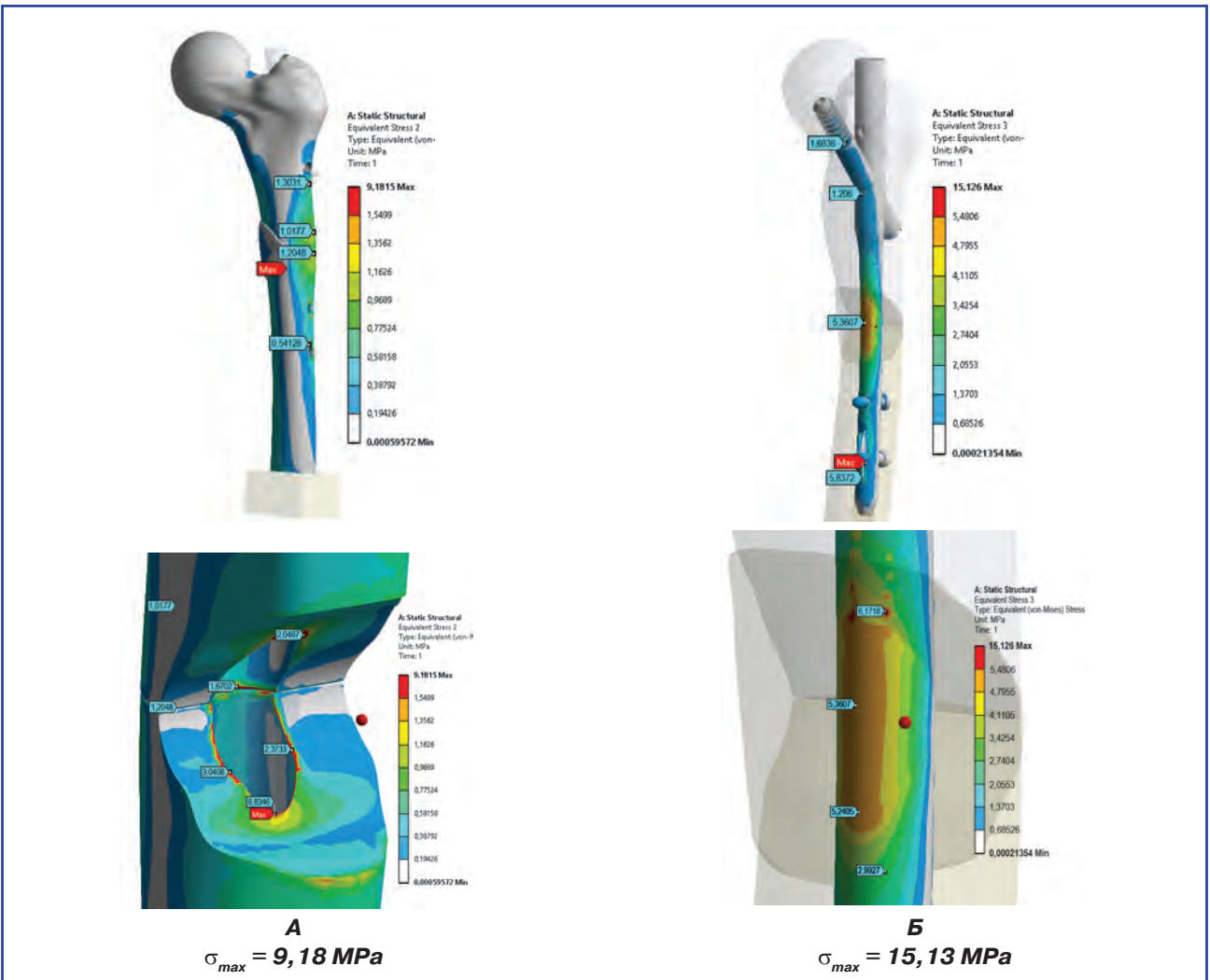


Рисунок 6. Напруження на моделі з 1-м варіантом фіксації: А — на стегновій кістці; Б — на елементах фіксації

Максимальні значення напружень з показниками 46,86 МПа на накістковій пластині локалізовані у отворі гвинта, який розташований нижче площини перелому, а також в ділянці дистального кінця пластини, з показниками 6,52 МПа. В зоні перелому показники напружень на пластині становлять 6,49 МПа.

Показники загальних переміщень (Total Deformation) моделі становили 0,12 мм (рис. 9). Тобто під дією навантаження проксимальний відділ стегнової кістки відхилився від початкового положення на 0,12 мм відносно закріпленого дистального відділу стегнової кістки. Переміщення центрального фрагмента відносно периферійного по площині перелому за віссю X становили 0,12 мм, Y — 0,15 мм, Z — 0,49 мм. Відбувається розкриття зовнішньої ділянки зони контакту фрагментів на 0,033 мм та зминання внутрішньої ділянки на 0,119 мм.

Отримані результати розрахунків НДС моделі з 3-м варіантом фіксації наведені на рис. 10. Максимальні напруження на діяфізі стегнової кістки локалізовані в площині перелому 18,89 МПа. Також збільшення напружень спостерігається в отворах стрижнів, з показниками в отворі першого стрижня 17,5 МПа. На апараті Костюка максимальні напруження спостерігаються в місці фіксації третього стрижня у стрижнетримачі — 137,59 МПа та на четвертому стрижні, з показниками 30 МПа.

Показники загальних переміщень (Total Deformation) моделі становили 0,215 мм (рис. 11). Тобто під дією навантаження проксимальний відділ стегнової кістки відхилився від початкового положення на 0,215 мм відносно закріпленого дистального відділу стегнової кістки. Переміщення центрального фрагмента відносно периферійного по площині перелому за віссю X становили 0,08 мм, Y — 0,37 мм, Z — 0,34 мм. Відбувається розкриття зовнішньої ділянки зони контакту фрагментів на 0,049 мм та зминання внутрішньої ділянки на 0,321 мм.

Порівняльний аналіз результатів наведено на рис. 12–15.

Порівнюючи показники напружень на фрагментах стегнової кістки моделі між собою при застосуванні апарата зовнішньої фіксації Костюка (3-й варіант), спостерігається зростання значень напружень майже у 2 рази порівняно із значеннями при застосуванні проксимального стегнового стрижня (1-й варіант) та накісткової пластини (2-й варіант). Значення напружень на кістці при 3-му варіанті фіксації перевищують поріг міцності кортикальної тканини. Показники напружень на елементах фіксації зростають майже у 9 разів при застосуванні апарата зовнішньої фіксації Костюка (3-й варіант) та у 3 рази при використанні накісткової пластини (2-й варіант) порівняно із значеннями при застосуванні проксимального стегнового стрижня

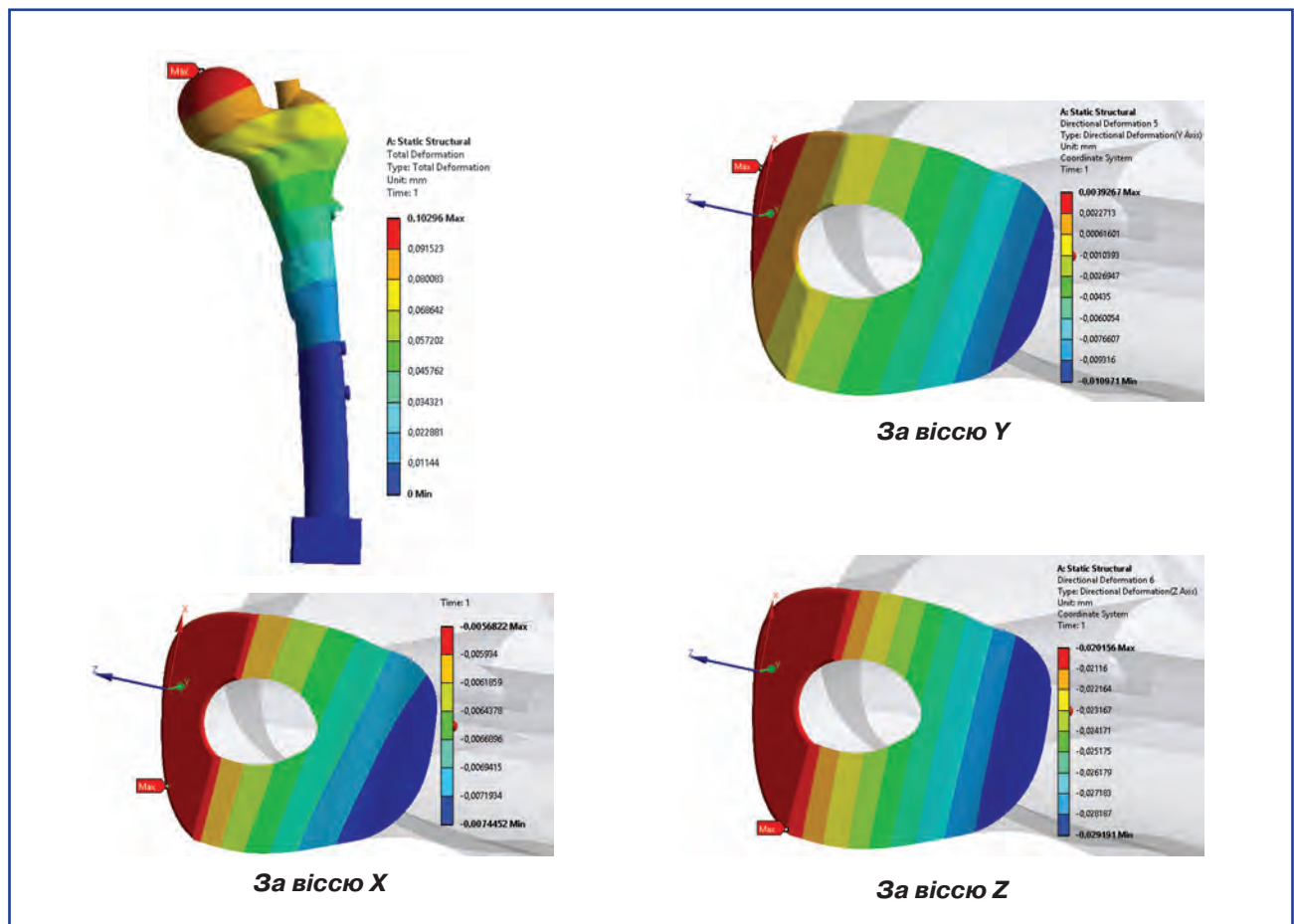


Рисунок 7. Переміщення на моделі з 1-м варіантом фіксації

(1-й варіант). При цьому значення напружень на металевих конструкціях при 3-му варіанті фіксації не перевищують поріг їх міцності.

Порівнюючи отримані показники переміщень цілком усієї моделі стегнової кістки, тобто проксимально її кінця відносно закріпленого дистального відділу, можна спостерігати майже рівнозначні показники для 1-го та 2-го варіантів фіксації (0,10 та 0,12 мм). Показники переміщень для 3-го варіанта фіксації майже у 2 рази вище, ніж для 1-го та 2-го варіантів (0,215 мм).

У всіх варіантах фіксації відбувається перерозподіл навантаження на металеві конструкції фіксаторів, тобто основну функцію утримання несе на собі фіксатор, тим самим розвантажуючи саме кістку та

ділянку її перелому. При статичному навантаженні масою тіла надійну фіксацію уламків забезпечує проксимальний стегновий стрижень (1-й варіант) та накісткова пластина (2-й варіант). Апарат зовнішньої фіксації Костюка (3-й варіант) у даних умовах справляється з поставленим завданням гірше. Відбувається значна деформація стрижнів апарата зі зминанням кістки у ділянці перелому та збільшенням рухливості відламків. Якщо брати до уваги те, що розраховано пружну задачу з ізотропними (лінійними, без врахування повзучості і пластичності) властивостями матеріалів, то можна стверджувати, що напруження в моделі залежить від навантаження на неї прямопропорційно. Тому щоб визначити, в скільки разів

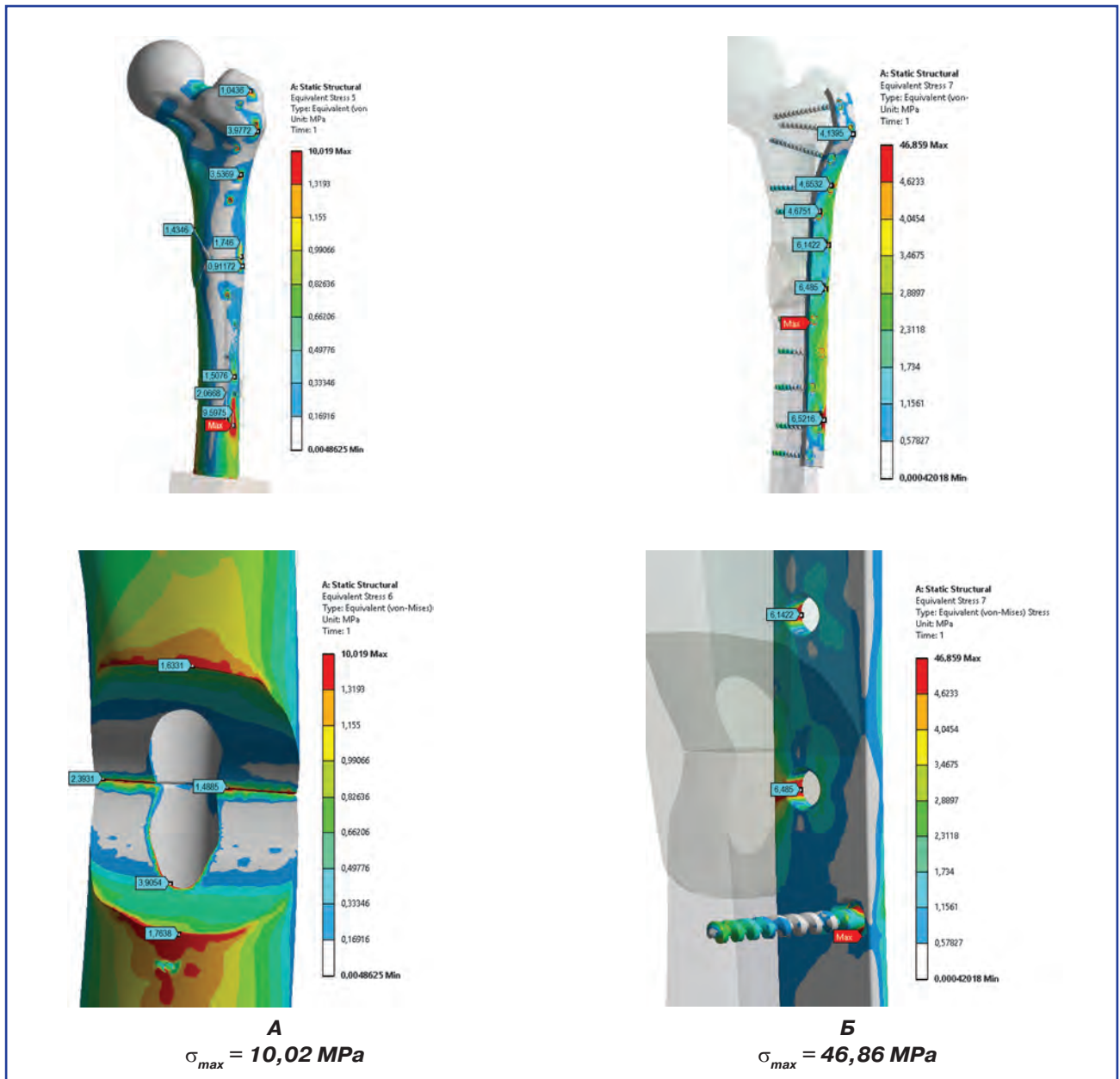


Рисунок 8. Напруження на моделі з 2-м варіантом фіксації: А — на стегнової кістці; Б — на елементах фіксації

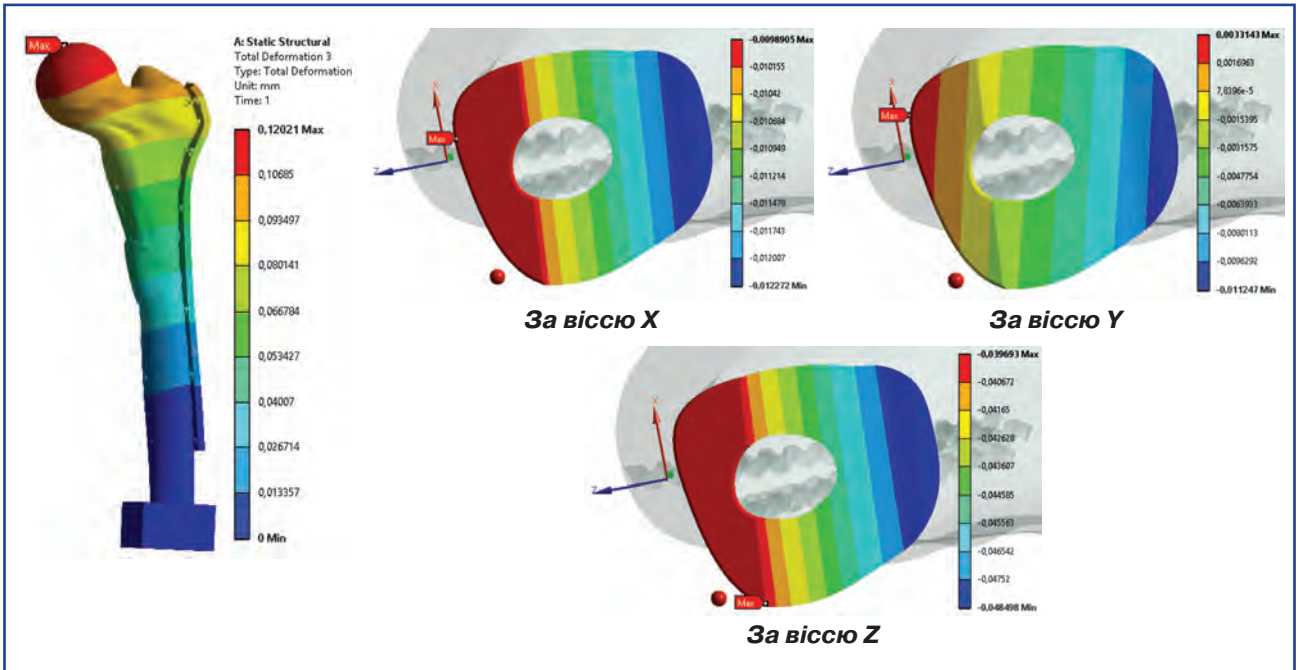


Рисунок 9. Переміщення на моделі з 2-м варіантом фіксації

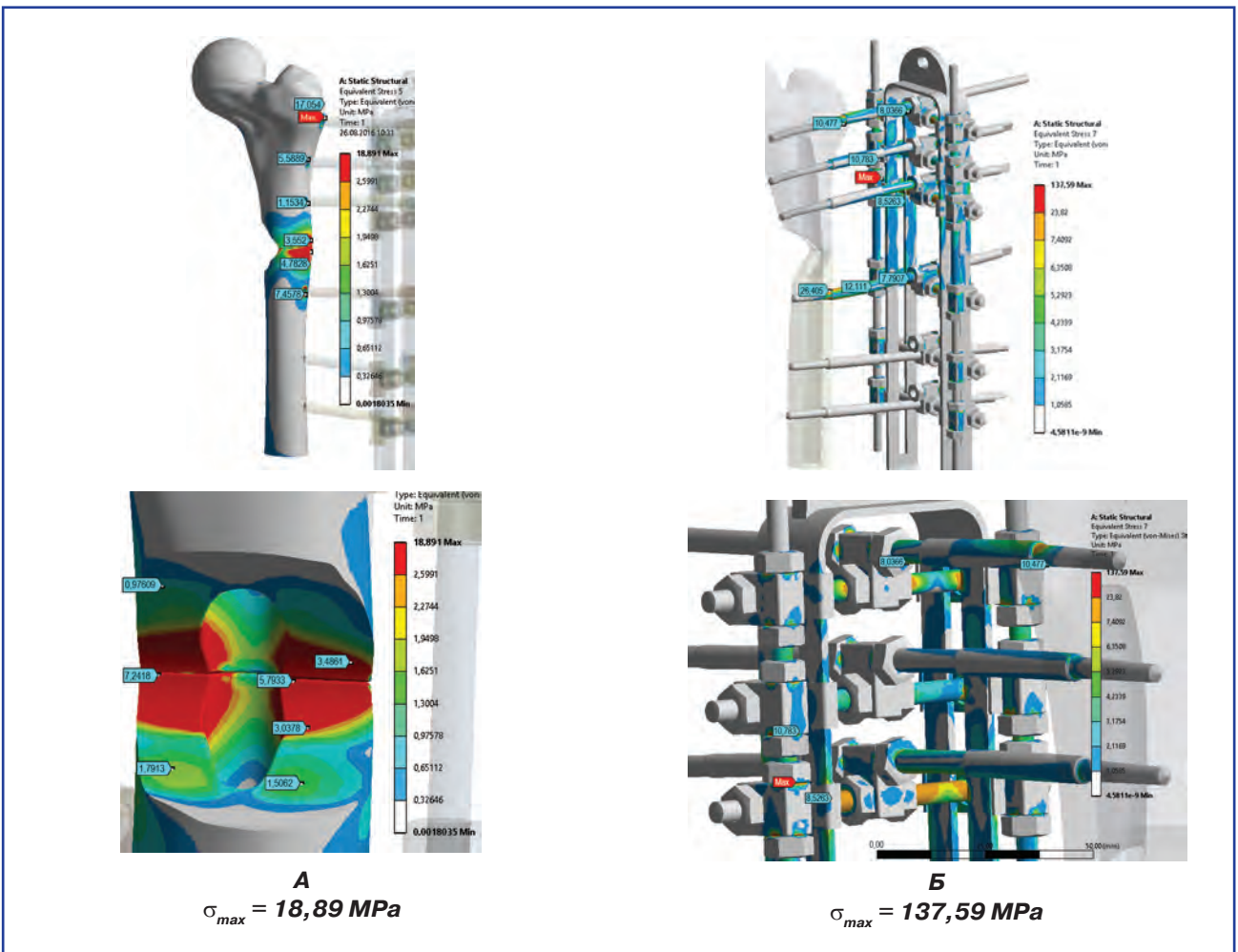


Рисунок 10. Напруження на моделі з 3-м варіантом фіксації: А — на стегновій кістці; Б — на елементах фіксації

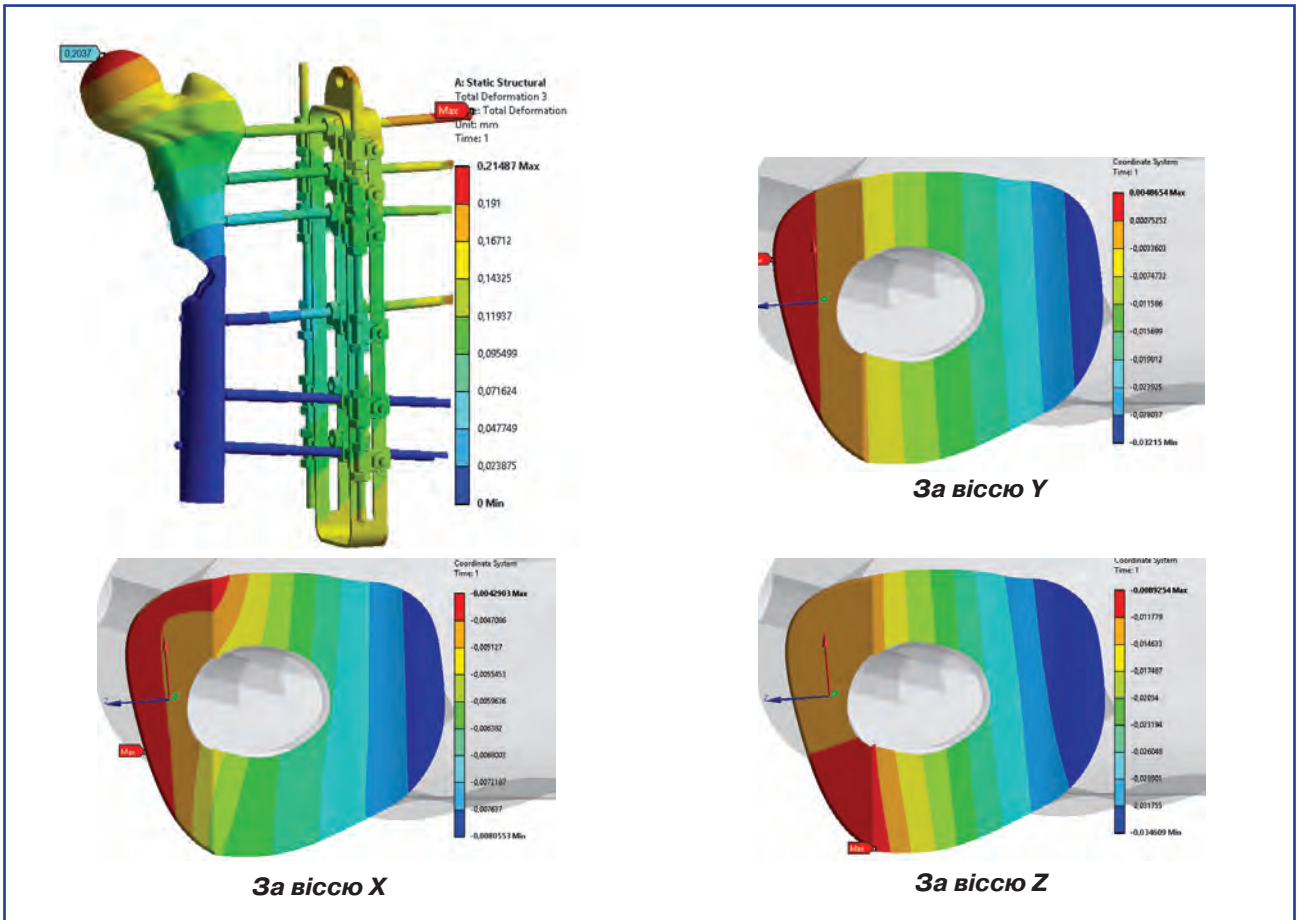


Рисунок 11. Переміщення на моделі з 3-м варіантом фіксації

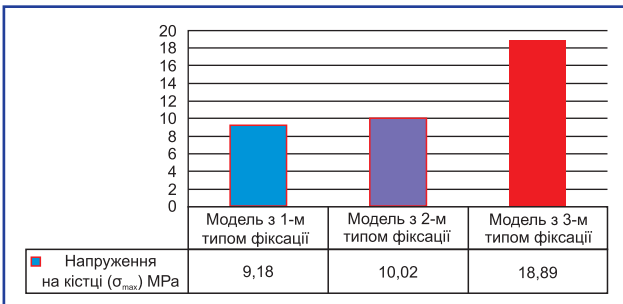


Рисунок 12. Напруження на кістці (σ_{max} , МПа)

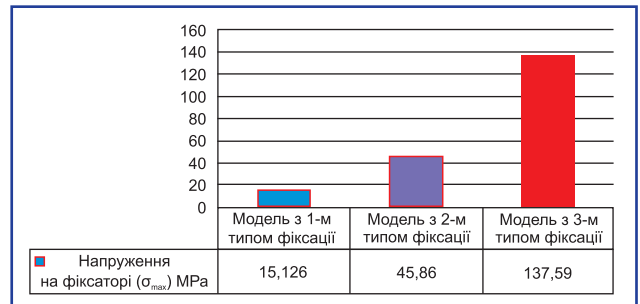


Рисунок 13. Напруження на фіксаторі (σ_{max} , МПа)

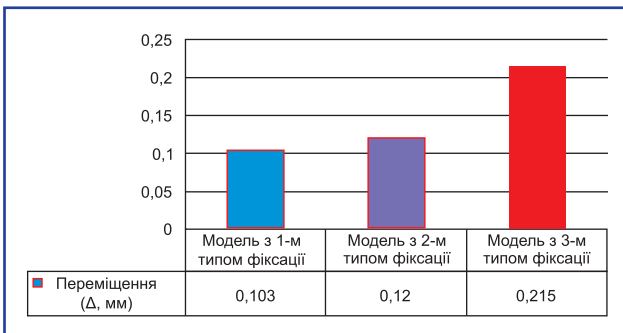


Рисунок 14. Загальні переміщення моделі (Δ , мм)

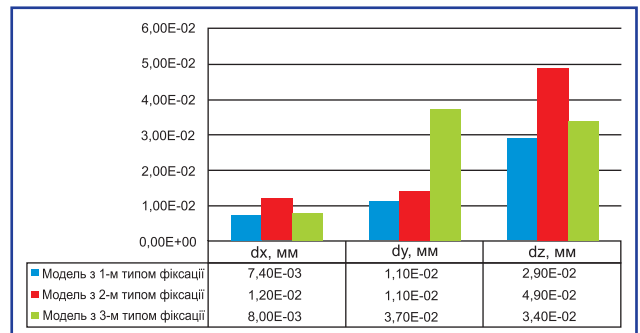


Рисунок 15. Переміщення по площині перелому за осями координат X, Y, Z (Δ , мм)

потрібно зменшити силу F (допустима сила), щоб показники напружень не перевищували максимально допустимих, необхідно $\sigma_{\max}/\sigma_{\text{доп}}$, де σ_{\max} — напруження на моделі, $\sigma_{\text{доп}}$ — допустиме напруження. У даних розрахунках зменшення навантаження на стегнову кістку у 3–3,5 раза (30 % маси тіла) забезпечить умови стабільності фіксації кісткових відламків у площині перелому при застосуванні апарата зовнішньої фіксації (3-й варіант).

Потрібно брати до уваги те, що розрахунки здійснено у рамках пружної задачі, а саме: властивості матеріалів враховано як пружні, без передбачених пластичних деформацій або зминання. Для урахування цих факторів необхідно додаткове уточнення властивостей матеріалів, отриманих експериментальним шляхом. Це означає, що в реальних умовах напруження на кістках можуть бути дещо меншими за рахунок тих самих пластичних деформацій (зминання). При цьому деформації і особливо переміщення, навпаки, збільшаться. Також поведінка фіксуючих елементів в умовах циклічних навантажень буде відрізнятися від аналогічних статичних навантажень. Для їх вивчення необхідно проведення додаткових досліджень.

Висновки

1. Проведений порівняльний аналіз надійності фіксації патологічного перелому проксимального відділу стегнової кістки з наявним метастатичним порожнистим дефектом проксимального відділу стегнової кістки (імітаційна модель). При використанні різних методик остеосинтезу довели перевагу фіксаторів армованого інтрамедулярного остеосинтезу та армованого накісткового остеосинтезу порівняно з черезкістковим позавогнищевим остеосинтезом, завдяки їх можливості утримувати максимальні навантаження при достатньо стабільній фіксації.

2. При заміщенні метастатичного вогнища ураження стегнової кістки кістковим цементом додатковий накістковий або інтрамедулярний металоостеосинтез підсилює дану конструкцію.

3. Результати експериментальних досліджень можуть стати аргументованим підґрунтям для вибору оптимальної методики остеосинтезу у хворих із метастатичним ураженням проксимального відділу стегнової кістки, що дозволить в оптимальні терміни відновити функцію кінцівки у даного контингенту хворих.

Список літератури

1. Алиев М.Д. Органосохраняющие методы хирургического лечения метастазов рака почки при поражении длинных трубчатых костей / М.Д. Алиев, В.В. Тепляков, В.А. Соколовский // *Онкоурология*. — 2006. — № 1. — С. 12-16.
2. Злобина Ю.С. Применение костного цемента в лечении патологических переломов костей конечностей при их метастатическом поражении / Ю.С. Злобина, В.И. Зоря // *VII съезд травматологов-ортопедов России «Травматология и ортопедия XXI века»: Тезисы докладов*. — Самара, 2006. — Т. 1. — С. 189-190.
3. Зоря В.И. Патологические переломы костей конечностей метастатического происхождения (диагностика и лечение) / В.И. Зоря, Ю.С. Злобина //

4. *Травматология и ортопедия России*. — 2008. — № 1. — С. 27-34.
5. Использование стержневых аппаратов внешней фиксации Костюка как этап комплексного лечения больных с метастатическим поражением костей конечностей / В.В. Проценко, А.Н. Костюк, А.А. Бурьянов [и соавт.] // *Травма*. — 2013. — Т. 14, № 3. — С. 85-89.
6. *Марочник сталей и сплавов / Под общ. ред. А.С. Зубченко*. — М.: Машиностроение, 2003. — 784 с.
7. Пташников Д.А. Патологические переломы костей / Д.А. Пташников, В.Д. Усиков, Ф.Ю. Засульский // *Практическая онкология*. — 2006. — № 2(7). — С. 117-125.
8. Результаты хирургического лечения пациентов с метастазами в длинные трубчатые кости / В.В. Тепляков, В.Ю. Карпенко, А.В. Бухаров [и соавт.] // *Саркомы костей, мягких тканей и опухоли кожи*. — 2010. — № 3. — С. 10-15.
9. Современные подходы к хирургическому лечению метастазов злокачественных опухолей в кости / М.Д. Алиев, В.В. Тепляков, В.Е. Каллистов [и соавт.] // *Практическая онкология: избранные лекции / Под ред. С.А. Тюляндина, В.М. Моисеенко*. — СПб., 2004. — С. 738-748.
10. Тарасов А.Н. Лечебная тактика при патологических переломах (обзор литературы) / А.Н. Тарасов // *Травматология и ортопедия России*. — 2009. — № 2. — С. 150-156.
11. Тепляков В.В. Хирургическое лечение патологических переломов длинных трубчатых костей при метастатическом поражении / В.В. Тепляков, В.Ю. Карпенко, А.К. Валиева // *Вопросы онкологии*. — 2005. — Т. 51, № 3. — С. 377-381.
12. Coleman R.E. Metastatic bone disease: clinical features, pathophysiology and treatment strategies / R.E. Coleman // *Cancer Treat. Rev.* — 2001. — Vol. 27. — P. 165-176.
13. Huiskes R., Chao E.Y.S. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: the first decade // *J. Biomech.* — 1983. — № 16. — P. 385-409.
14. Malawer M.M. The effect of cryosurgery and PMMA in dogs with experimental bone defects, comparable to tumor defects / M.M. Malawer, A. Marks, D. Mc Chacney // *Clin. Orthop.* — 1988. — Vol. 226. — P. 299-310.
15. Rubens R.D. Bone metastases — the clinical problem / R.D. Rubens // *Eur. J. Cancer* — 1998. — Vol. 34(2). — P. 210-214.
16. Spencer S.J. Locked intramedullary nailing of symptomatic metastases in the humerus / S.J. Spencer // *J. Bone Joint Surg. (Br.)* — 2001. — Vol. 92-B(1). — P. 142-145.
17. Wedin R. Surgical treatment of skeletal metastatic lesions of the proximal femur: endoprosthesis or reconstruction nail? / R. Wedin // *J. Bone Joint Surg. (Br.)* — 2005. — Vol. 87-B. — P. 1653-1657.
18. Zysset P.K. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur / Zysset P.K., Guo X.E., Hoffler C.E., Moore K.E., Goldstein S.A. Steven A. Goldstein // *Journal of Biomechanics*. — 1999. — Vol. 32. — P. 1005-1012.

Отримано 17.08.16 ■

Лазарев И.А., Ильницький А.В., Проценко В.В., Скибан М.В.
 ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», г. Киев, Украина

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ РАЗНЫХ МЕТОДИК ОСТЕОСИНТЕЗА ПАТОЛОГИЧЕСКОГО ПЕРЕЛОМА ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ ЛЕЧЕНИИ МЕТАСТАТИЧЕСКИХ ОПУХОЛЕЙ ДЛИННЫХ КОСТЕЙ КОНЕЧНОСТЕЙ

Резюме. Метастатическое поражение костей является тяжелым осложнением онкологической болезни. Метастазы в кости наблюдаются у 17–50 % больных с солидными злокачественными опухолями и являются третьей по частоте локализацией после метастатического поражения легких и печени. Основными клиническими проявлениями метастатического поражения костей является боль, патологические переломы, возникающие в 8–30 % случаев, компрессия спинного мозга и гиперкальциемия, что в значительной степени определяет тяжесть состояния больного, а в ряде случаев является причиной летальности. Выбор методики остеосинтеза при метастатическом поражении длинных костей конечностей является актуальным в связи с тем, что нужна надежная фиксации отломков кости, так как в большинстве случаев сращение кости не происходит. Проведено биомеханическое исследование с испытанием на прочность и жесткость нативной модели бедренной кости с имеющимся полым дефектом в проксимальном ее отделе тремя различными вариантами металлофиксаторов: проксимальным бедренным стержнем, наkostная пластина и аппарат внешней фиксации Костюка. Сравнительные показатели напряжений на фрагментах модели бедренной кости между собой, следует отметить, что при применении аппарата внешней фиксации Костюка наблюдается рост значений напряжений почти в 2 раза по сравнению со значениями при применении проксимального бедренного стержня и наkostной пластины. Значения напряжений на кости при применении аппарата внешней фиксации превышают порог прочности кортикальной ткани. Показатели напряжений на элементах фиксации растут почти в 9 раз при применении аппарата внешней фиксации Костюка по сравнению со значениями при

применении проксимального бедренного стержня и в 3 раза при использовании наkostной пластины. Значения напряжений на металлических конструкциях при применении аппарата внешней фиксации Костюка не превышают порог их прочности. Сравнительные показатели перемещений в целом всей модели бедренной кости, то есть проксимального ее отдела относительно закрепленного дистального отдела, можно наблюдать почти равнозначные показатели при применении проксимального бедренного стержня и наkostной пластины. Показатели перемещений при применении аппарата внешней фиксации Костюка почти в 2 раза выше, чем при применении проксимального бедренного стержня и наkostной пластины. Во всех вариантах фиксации происходит перераспределение нагрузки на металлические конструкции фиксаторов, то есть основную функцию удерживания несет на себе фиксатор, тем самым разгружая именно кость и участок ее перелома. В результате экспериментального исследования установлено, что более надежную фиксацию отломков обеспечивают проксимальный бедренный стержень и наkostная пластина. Аппарат внешней фиксации Костюка в данных условиях справляется с поставленной задачей хуже. Происходит значительная деформация стержневой аппарата со смятием кости в области перелома и увеличением подвижности отломков. Данные экспериментального исследования могут быть рассмотрены как вариант выбора методики остеосинтеза у больных с метастатическим поражением костей конечностей.

Ключевые слова: метастатическое поражение костей конечностей, проксимальный отдел бедренной кости, патологический перелом, биомеханический анализ, металлоостеосинтез.

Lazarev I.A., Ilnitskyi A.V., Protsenko V.V., Skyban M.V.
 SI «Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine», Kyiv, Ukraine

MATHEMATICAL BACKGROUND FOR DIFFERENT METHODS OF OSTEOSYNTHESIS OF THE PROXIMAL FEMUR FRACTURE FOR THE TREATMENT OF PATHOLOGICAL METASTATIC TUMORS OF LONG BONES

Summary. Metastatic bone disease is a serious complication of cancer disease. Bone metastases occur in 17–50 % of patients with solid malignant tumors and are the third most common localization of metastatic lesions after the lungs and liver. The main clinical manifestations of metastatic bone disease are pain, pathological fractures, occurring in 8–30 % of cases, spinal cord compression, and hypercalcemia, which largely determines the severity of the patient's condition and in some cases is the cause of mortality. Selection of osteosynthesis techniques in metastatic lesions of the long bones of the limbs is relevant due to the necessity of a reliable fixation of bone fragments, as in most cases the bone fusion occurs. A biomechanical study was held to test the strength and stiffness of the native model of the femur, with the existing hollow defect in its proximal section, using three different kinds of metal fixation apparatus: proximal femoral stem, extramedullary plate and Kostiuk external fixation apparatus. Comparing the performance of stress on fragments of the model of the femur it should be noted that in cases of Kostiuk external fixation apparatus application stress values doubled compared to the values at the proximal femoral shaft and extramedullary plate. The stress value on the bone while external fixation application exceeds the threshold strength of cortical tissue. Indicators of stress in the fixing elements grow almost 9 times with the use of Kostiuk external fixation apparatus compared to the values at the

application of the proximal femoral shaft and 3 times while using extramedullary plate. The value of the stress on the metal structures in cases of Kostiuk external fixation apparatus does not exceed the threshold of their strength. Comparing the movement of indicators as a whole throughout the femur model, such as the proximal area regarding its fixed distal area, almost equivalent performance in the application of the proximal femoral shaft and extramedullary plate is observed. Indicators of movement while using the Kostiuk external fixation apparatus are almost 2 times higher than with the proximal femoral shaft and extramedullary plate. All fixing methods are associated with the load redistribution on the metal structures of clamps, that is a clamp has a basic function of holding, that relieves bone and fracture. As a result of the pilot study it was found that the proximal femoral shaft and extramedullary plate provide more reliable fixation of fragments. Kostiuk external fixation devices under these conditions cope with the task worse. There is observed a considerable strain of rod apparatus with crumpled bone in the fracture fragments and the increase in mobility. These pilot studies can be considered as an option to choose proper osteosynthesis technique in patients with metastatic bone lesions.

Key words: metastatic disease of limbs, proximal femur, pathological fracture, biomechanical analysis, osteosynthesis.