

УДК 616.718.4-001.5-089.223.881:615.7

DOI: 10.22141/1608-1706.4.18.2017.109342

Лазарев І.А.<sup>1</sup>, Калашніков А.В.<sup>1</sup>, Малик В.Д.<sup>2</sup>, Скибан М.В.<sup>1</sup><sup>1</sup>ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна<sup>2</sup>Полтавська обласна лікарня ім. М.В. Скліфосовського, м. Полтава, Україна

## Порівняльний аналіз надійності фіксації черезвертлюгових переломів стегнової кістки із застосуванням звичайного та подовженого проксимального стегового стрижня

**Резюме. Актуальність.** Проблема лікування хворих із навколосуглобовими переломами проксимального відділу стегнової кістки в наш час не може вважатися остаточно вирішеною. За даними різних авторів, їх частота становить від 20 до 53,3 % серед усього числа постраждалих з переломами стегна і виникають вони частіше у старечому віці (60 %), ніж у літньому (40 %). При лікуванні переломів проксимального відділу стегнової кістки широко впроваджуються малоінвазивні, малотравматичні технології застосування проксимального стегового стрижня Trochanteric Gamma Nail G 3 (Stryker), PFN A (Synthes), ChFN (ChM). Використовують як звичайний, так і подовжений варіант проксимального стегового стрижня. Здійснюються спроби обґрунтування придатності механічних остеоплантатів на основі імітаційного комп'ютерного моделювання, що відображають деякі аспекти поведінки системи «кістка — імплантат», з використанням методу скінченних елементів. У роботі шляхом імітаційного комп'ютерного моделювання досліджено поведінку біомеханічної системи «фіксатор — кістка» з визначенням її напружено-деформованого стану при застосуванні звичайного та подовженого проксимального стегового стрижня (PFN), який забезпечує оптимальні біомеханічні та біологічні умови для зрощення черезвертлюгових переломів. **Мета роботи.** Порівняльний аналіз стабільності остеосинтезу кісткових фрагментів черезвертлюгових переломів стегнової кістки типу A2 та A3 із застосуванням звичайного та подовженого проксимального стегового стрижня. **Матеріали та методи.** На основі аксіальних сканів спіральної комп'ютерної томографії моделей стегнової кістки за допомогою програмного пакета Mimics і Solid Works створено імітаційні 3-D-моделі проксимального відділу стегнової кістки з вертлюговими переломами типу A2 та A3 з їх фіксацією за допомогою звичайного та подовженого проксимального стегового стрижня (PFN). Подальші розрахунки напружено-деформованого стану (НДС) методом скінченних елементів здійснювали у програмному середовищі ANSYS. Ключовими показниками для проведення порівняльного аналізу обрані отримані шляхом розрахунків значення НДС — інтенсивності напружень (за Мізісом) у фіксуючих конструкціях і в ділянці перелому та переміщення (Total Deformations) у площині перелому. Розрахунки НДС проводили для інтактної моделі та для кожного з типів переломів A2 та A3 із застосуванням для фіксації звичайного та подовженого проксимального стегового стрижня без блокуючих гвинтів, з одним та двома блокуючими гвинтами. **Результати.** Подовжений стрижень забезпечує більш надійну фіксацію кісткових відламків стегнової кістки при обох типах переломів. Показники напружень на кістки та фіксатори значно знижуються, а навантаження на біомеханічну конструкцію «кістка — фіксатор» розподіляються між усіма елементами моделі більш рівномірно, не створюючи локальних концентраторів напружень та не перевищуючи межі міцності матеріалу. Переміщення по площині перелому при подовженому стрижні зменшуються приблизно в 10 разів для всіх комбінацій «перелом/фіксатор». Варіювання кількістю блокуючих гвинтів при остеосинтезі проксимальним стеговим стрижнем змінює характер поведінки біомеханічної конструкції «кістка — фіксатор». Застосування одного або двох блокуючих гвинтів викликає незначне зростання показників напружень по площині перелому при переломі типу A2 та їх зменшення при переломі типу A3. Але зміна напружень є незначною, більш важливим моментом є те, що при додаванні блокуючих гвинтів переміщення по площині перелому зменшуються для переломів як типу A2,

© «Травма», 2017

© Видавець Заславський О.Ю., 2017

© Trauma, 2017

© Publisher Zaslavsky O.Yu., 2017

Для кореспонденції: Лазарев Ігор Альбертович, ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», вул. Бульварно-Кудрявська, 27, м. Київ, 01601, Україна; e-mail: ilazarev@ukr.net

For correspondence: I. Lazarev, State Institution "Institute of Traumatology and Orthopaedics NAMS of Ukraine", Bulvarno-Kudriavskaya st., 27, Kyiv, 01601, Ukraine; e-mail: ilazarev@ukr.net

так і типу А3, що свідчить про надійнішу фіксацію відламків і більш стабільний остеосинтез. **Висновки.** За даними комп'ютерного моделювання обидва варіанти PFN забезпечують достатню фіксацію відламків і стабільність остеосинтезу при хірургічному лікуванні черезвертлюгових переломів типу А2 та А3. Застосування подовженого PFN-стрижня забезпечує більш надійну фіксацію кісткових фрагментів порівняно зі звичайним стрижнем PFN при черезвертлюгових переломах стегнової кістки типу А2 та А3 та не залежить від кількості застосованих блокуючих гвинтів. Проведене дослідження дозволить визначити диференційований підхід до лікування осіб із черезвертлюговими переломами стегнової кістки, покращить ефективність надання медичної допомоги цій тяжкій категорії хворих.

**Ключові слова:** черезвертлюгові переломи; інтрамедулярний блокований стрижень; проксимальний стегновий стрижень; біомеханічне моделювання; метод скінченних елементів

## Вступ

Проблема лікування хворих із навколосуглобовими переломами стегнової кістки в наш час не може вважатися остаточно вирішеною. Всі аспекти цієї проблеми — вибір консервативного або оперативного підходу до ведення хворих, тактика втручання — відкрита або закрыта репозиція відламків, перевага застосування остеометалосинтезу або ендопротезування кульшового суглоба — активно дискутуються у вітчизняній і зарубіжній літературі. Великий інтерес до вивчення і лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки обумовлений насамперед тим, що, за даними різних авторів, їх частота на сьогодні становить від 9 до 45 % в структурі всіх ушкоджень опорно-рухової системи у хворих старших вікових груп [2, 5, 7, 13, 14]. При цьому навколосуглобові переломи проксимального відділу стегнової кістки становлять від 20 до 53,3 % серед усього числа постраждалих із переломами стегна та виникають частіше у старечому віці (60 %), ніж у літньому (40 %) [9, 15]. Останніми роками через «постаріння» населення наростає питома вага осіб похилого та старечого віку і, відповідно, збільшується число осіб із переломами проксимального відділу стегнової кістки [10]. У той же час деякими дослідниками відзначається чітка тенденція до «омолодження» даної групи переломів. Первинна інвалідність внаслідок травм і захворювань кістково-м'язової системи за останні 10 років зросла майже на 20 % з тенденцією омолодження віку хворих і вийшла на третє місце після хвороб органів кровообігу та злоякісних новоутворень, що свідчить про зростаючу соціально-економічну значущість проблеми [12].

Сьогодні в розвинутих країнах світу при лікуванні переломів проксимального відділу стегнової кістки широко впроваджуються малоінвазивні, малотравматичні технології застосування проксимального стегнового стрижня Trochanteric Gamma Nail G 3 (Stryker), PFN A (Synthes), ChFN (ChM). Ця методика оперативного лікування переломів довгих кісток застосовується у 60–70 % хворих [1, 8] і дозволяє на відміну від ендопротезування в більшості випадків зберегти функцію травмованого кульшового суглоба. Натепер використовують як звичайний, так і подовжений варіант проксимального стегнового стрижня. Аналізуючи літературні джерела, ми не знайшли даних щодо переваг міцності фіксації того чи іншого варіанта імплантатів.

Загальновідомою класифікацією черезвертлюгових переломів стегнової кістки є класифікація Асоціації остеосинтезу (АО) [11], в якій автори виділяють вертикально нестабільний, але стабільний у горизонтальній площині перелом типу А1, нестабільний у вертикальній і горизонтальній площинах перелом типу А2 та нестабільний у горизонтальній площині та стабільний у вертикальній площині перелом типу А3.

З моменту появи і впровадження в медичну практику перших остеоімплантатів і до недавнього минулого перевірка їх біомеханічних властивостей здійснювалася суто на підставі натурних біомеханічних досліджень та результатів клінічної практики. Великою мірою ця тенденція збереглася й донині. Дослідні зразки імплантатів випробовуються при різних навантаженнях на кадаверному кістковому матеріалі з подальшим впровадженням отриманих результатів експериментів в лікувальну практику. Механічні випробування належать до руйнівних методів контролю, що вимагає значних матеріальних ресурсів і займає багато часу. При цьому кадаверний кістковий матеріал значно поступається рівню фізико-механічних властивостей живої тканини. Прямі механічні дослідження вивчення інтерактивної поведінки біомеханічної системи «кістка імплантат» достатньо складні та малоінформативні через асиметричну геометрію кісткової тканини. Це унеможливує точно визначити питомі навантаження, як за довжиною, так і в перерізі, а також відтворити складно-напружену схему одночасних деформацій (стиснення, кручення, згин, розтяг), що знижує економічну та соціальну ефективність таких досліджень [3].

Водночас здійснюються спроби обґрунтування придатності механічних остеоімплантатів на підставі імітаційного комп'ютерного моделювання, що відображають деякі аспекти поведінки системи «кістка — імплантат», з використанням програмних реалізацій чисельних методів, наприклад, методу скінченних елементів (МСЕ). Переваги такого підходу очевидні: на підставі результатів розрахунку можна досліджувати та прогнозувати поведінку остеоімплантата та його взаємодію з кісткою 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 в проведенні численних експериментів на тваринах; суттєво знижується вартість, скорочується час розробки конструкції

імплантату; на підставі розподілу деформуючих напружень можливе точне прогнозування віддалених результатів [6].

У роботі шляхом імітаційного комп'ютерного моделювання досліджено поведінку біомеханічної системи «фіксатор — кістка» з визначенням її напружено-деформованого стану при застосуванні звичайного та подовженого проксимального стегового стрижня (PFN), який забезпечує оптимальні біомеханічні та біологічні умови для зрощення черезвертлюгових переломів.

**Мета роботи.** Порівняльний аналіз стабільності остеосинтезу кісткових фрагментів черезвертлюгових переломів стегової кістки типу A2 та A3 із застосуванням звичайного та подовженого проксимального стегового стрижня.

## Матеріали та методи

Для проведення порівняльного аналізу надійності фіксації кісткових відламків при вертлюгових переломах стегової кістки типу A2 та A3 за класифікацією АО використовували макет стегової кістки, в який імплантовано фіксуючі елементи. Для фіксації відламків застосовували звичайний та подовжений PFN, який забезпечує оптимальні біомеханічні та біологічні умови для зрощення переломів (рис. 1).

На підставі аксіальних сканів спіральної комп'ютерної томографії моделей стегової кістки, 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 стегової кістки (рис. 2).

Моделі в полілініях імпортовано у середовище Solid Works, де за допомогою відповідних інструментів створено імітаційні 3D-моделі проксимального відділу стегової кістки (рис. 3) з вертлюговими переломами типу A2 та A3 з їх фіксацією за допомогою проксимального стегового стрижня.

Для усіх елементів фіксатора використовувався титан BT-6, фізичні властивості якого отримували з його технічної документації. Фізичні властивості кісткової тканини отримані з літературних джерел [3, 6] (табл. 1).

Подальші розрахунки здійснювали за МСЕ — чисельним методом рішення крайових задач механіки суцільних середовищ, з використанням програмно-комп'ютерного комплексу. Для проведення розрахунків напружено-деформованого стану (НДС) за МСЕ моделі імпортовано у програму ANSYS [4]. На наступному етапі визначали в'язко-пружні (ізотропні) механічні властивості, контактний зв'язок між усіма елементами біомеханічної конструкції та завдавали по-

чаткові та граничні умови закріплення й навантаження (рис. 4). За навантаження моделі вважають дію перерахованої маси тіла  $F = 750$  Н (для середньостатистичної маси тіла людини 75 кг у положенні стоячи на одній нозі). В напівавтоматичному режимі згенеровано скінченно-елементну сітку, що налічувала 314 511 вузлів та 181 741 елемент. Для більш точних розрахунків сітка в ділянках контактів згущена.

Ключовими показниками для проведення порівняльного аналізу обрані отримані шляхом розрахунків значення НДС — інтенсивності напружень (за Мізісом) у фіксуємих конструкціях і в ділянці перелому та переміщення (Total Deformations) у площині перелому.

У розрахунок введено умову, за якої при введенні титанових гвинтів кісткова тканина не зминається, а гвинт лише фіксує відламок від переміщень.

Через те, що межі міцності кісткової тканини індивідуально варіюють, нами прийнято порогове значення для кортикального шару стегової кістки — 25 МПа, для губчастого — 4,5 МПа.

З метою забезпечення міцності елементів фіксації відламків у ділянці перелому для титану BT-6 за граничні показники прийнято значення напружень, які не перевищують 590 МПа.

Розв'язок задачі за аналогією із задачами механіки суцільного середовища зводили до рішення системи диференціальних рівнянь з граничними умовами та розв'язку задачі з мінімізацією функціоналу. Як умови конкретизуючого розв'язку крайової задачі сформульовано граничні умови, що характеризують взаємодію досліджуваного тіла із зовнішнім середовищем. Напружений стан у будь-якій точці тіла біомеханічної конструкції охарактеризовано тензором напружень:

$$T_{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \text{ або } T_{\sigma} = \sigma_{ij}, i, j = x, y, z, \quad (1)$$

де  $\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}$  — нормальні напруження,  $\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}, \dots$  — дотичні напруження.

У силу парності дотичних напружень ( $\sigma_{ij} = \sigma_{ji}, i \neq j$ ) тензор напружень є симетричним.

Деформований стан твердого тіла біомеханічної конструкції охарактеризовано тензором деформацій:

$$T_{\epsilon} = \epsilon_{ij} = \begin{bmatrix} \epsilon_{xx} & \epsilon_{xy} & \epsilon_{xz} \\ \epsilon_{yx} & \epsilon_{yy} & \epsilon_{yz} \\ \epsilon_{zx} & \epsilon_{zy} & \epsilon_{zz} \end{bmatrix}, \text{ де } i, j = x, y, z, \quad (2)$$

де  $\epsilon_{xx}, \epsilon_{yy}, \epsilon_{zz}$  характеризують відносні подовження,  $\epsilon_{xx}, \epsilon_{yy}, \epsilon_{zz}, \dots$  — деформації зсуву (кутові деформації).

**Таблиця 1. Фізичні властивості матеріалів моделі**

Матеріал	Модуль Юнга, Pa	Коефіцієнт Пуассона
BT 6	1,12 e11	0,32
Кортикальний шар стегової кістки	E = 17,6 e9	0,3
Спонгіозний шар стегової кістки	E = 5,0 e8	0,28

Розрахунки НДС за МСЕ проводили для інтактної моделі та для кожного з типів переломів A2 та A3 із застосуванням для фіксації звичайного та подовженого проксимального стегового стрижня без блокуючих гвинтів з одним та двома блокуючими гвинтами.

## Результати та обговорення

Результати розрахунків НДС моделей вертлюгових переломів стегової кістки типу A2 подані на рис. 5, де маркерами виділені значення напружень у найбільш значущих місцях (у кожній ділянці визначався найбільш навантажений елемент).

Максимальні напруження на моделі з переломом типу A2 при фіксації звичайним проксимальним стеговим стрижнем без блокуючих гвинтів у круглому й овальному отворах зосереджені в площині перелому з показниками 23,41 МПа і мають локальний характер. У зв'язку з наявністю концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки з перевищенням її межі міцності в цій ділянці можливе крайове зминання кісткової тканини. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені навколо круглого отвору дистального кінця стегового стрижня з показниками 218,77 МПа та на перших двох витках різьби верхнього шийкового гвинта з показниками 90,8 МПа, що в обох локалізаціях не перевищує допустимих значень. Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 2,29 мм.

Максимальні напруження на моделі з переломом типу A2 при фіксації подовженим проксимальним стеговим стрижнем без блокуючих гвинтів у круглому й овальному отворах зосереджені на стеговій кістці на межі в/3 та с/3 діафіза стегової кістки по внутрішній її поверхні з показником 6,46 МПа та в площині перелому на вертлюговій ділянці з показником 5,81 МПа. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на витках верхнього шийкового гвинта з показником 24,02 МПа, в отворі стрижня навколо нижнього проксимального гвинта з показником 10,34 МПа та на стрижні, у проекції межі в/3 та с/3 діафіза стегової кістки, з показником 20,97 МПа, що в усіх локалізаціях не перевищує допустимих значень міцності матеріалу. Максимальне значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становило 0,23 мм.

Максимальні напруження на моделі з переломом типу A2 при фіксації звичайним проксимальним стеговим стрижнем з одним блокуючим гвинтом у овальному отворі проксимального стегового стрижня зосереджені у площині перелому на вертлюговій ділянці з показником 16,03 МПа і мають локальний характер. Через наявність 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 зосереджені на перших двох витках різьби обох шийкових гвинтів з показниками 98,5 та 86,3 МПа, а також навколо оального отвору проксимального стег-

нового стрижня з показником 32,3 МПа, що в обох локалізаціях не перевищує допустимих значень міцності матеріалів. Максимальне значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становило 2,21 мм.

Максимальні напруження на моделі з переломом типу A2 при фіксації подовженим проксимальним стеговим стрижнем з одним блокуючим гвинтом зосереджені саме на фіксаторі, в овальному отворі навколо гвинта, з показником 34,45 МПа і мають локальний характер. На стеговій кістці максимальні напруження локалізовані на межі в/3 та с/3 діафіза стегової кістки по внутрішній її поверхні з показником 8,77 МПа. В площині перелому на вертлюговій ділянці значення напружень з показником 5,91 МПа мають локальний характер. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені під шляпкою на блокуючому гвинті в овальному отворі з показником 13,94 МПа, в отворі стрижня під нижнім шийковим гвинтом — з показником 15,04 МПа, а також саме на нижньому шийковому гвинті в отворі стрижня — з показником 16,46 МПа, що в усіх цих локалізаціях не перевищує допустимих значень міцності матеріалів. Максимальне значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становило 0,23 мм.

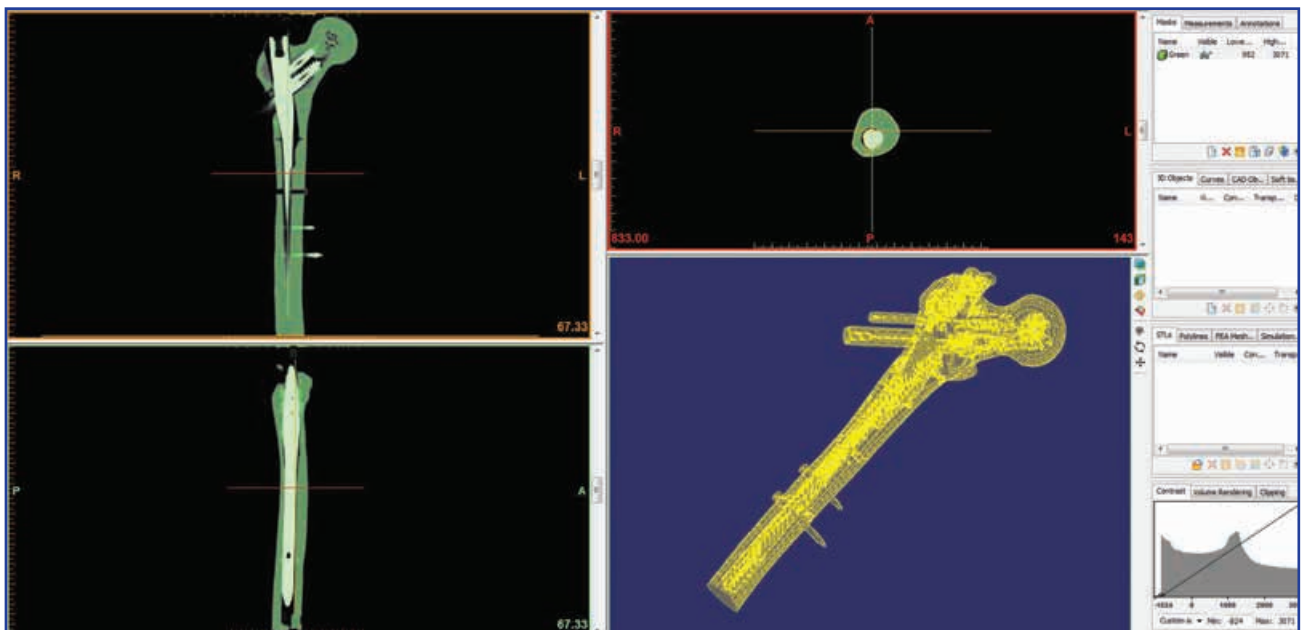
Максимальні напруження на моделі з переломом типу A2 при фіксації звичайним проксимальним стеговим стрижнем з двома блокуючими гвинтами в отворах проксимального стегового стрижня зосереджені на діафізі стегової кістки в отворі блокуючого гвинта, який уведено в овальний отвір проксимального стегового стрижня з показником 17,71 МПа. Ці напруження мають локальний характер без перевищення межі міцності кортикальної кістки. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на голівці блокуючого гвинта, який уведений у круглий отвір проксимального стегового стрижня з показником 197,46 МПа та на перших двох витках різьби обох шийкових гвинтів з показниками 62,36 та 72,96 МПа, а також навколо оального отвору проксимального стегового стрижня з показником 34,57 МПа, що в усіх локалізаціях не перевищує допустимих значень міцності матеріалів. Максимальне значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становило 2,16 мм.

Максимальні напруження на моделі з переломом типу A2 при фіксації подовженим проксимальним стеговим стрижнем з двома блокуючими гвинтами зосереджені саме на фіксаторі, в круглому отворі навколо блокуючого гвинта, з показником 47,15 МПа і мають локальний характер. На стеговій кістці максимальні напруження локалізовані в круглому отворі блокуючого гвинта з показником 9,43 МПа та в площині перелому у передньомедіальній зоні шийки — із значенням 6,82 МПа, маючи локальний характер. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені під шляпкою блокуючого гвинта в круглому отворі з показником 14,53 МПа, в отворі стрижня під нижнім шийковим гвинтом — з показником 21,24 МПа,

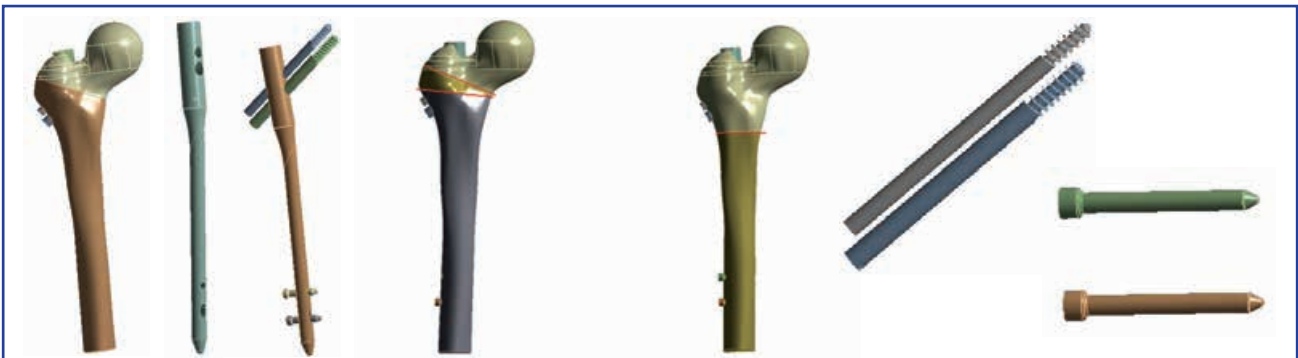




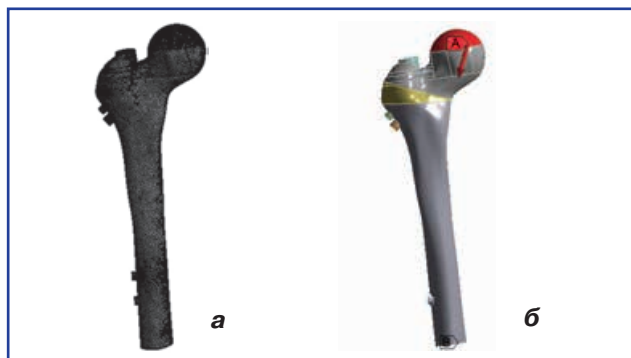
**Рисунок 1. Фіксація відламків проксимальним стегновим стрижнем**



**Рисунок 2. Відтворення просторової геометрії у вигляді поліліній**



**Рисунок 3. Модель стегнової кістки з елементами фіксації проксимальним стегновим стрижнем та моделі переломів проксимального відділу стегна типу A2 та A3**



**Рисунок 4. Скінченно-елементна розрахункова модель (а) з граничними умовами (б)**

що в усіх цих локалізаціях не перевищує допустимих значень міцності матеріалів. Максимальне значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становило 0,215 мм (рис. 5).

Результати розрахунків НДС моделей вертлюгових переломів стегнової кістки типу А3 наведені на рис. 6, де маркерами виділені значення напружень у найбільш значущих місцях (у кожній ділянці визначався найбільш навантажений елемент).

Максимальні напруження на моделі з переломом типу А3 при фіксації звичайним проксимальним стегновим стрижнем без блокуючих гвинтів зосереджені в зоні підвертлюгового перелому стегнової кістки з показником 16,49 МПа і мають локальний характер. У зв'язку з наявністю концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки з перевищенням її межі міцності у цій ділянці можливе крайове зминання кісткової тканини. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені навколо круглого та овального отворів проксимального стегнового стрижня з показниками 231,53 та 31,13 МПа, а також на перших двох витках різьби обох шийкових гвинтів з показниками 112,43 та 75,28 МПа, що в усіх локалізаціях не перевищують допустимих значень міцності матеріалів. Максимальне значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становило 1,63 мм.

Максимальні напруження на моделі з переломом типу А3 при фіксації подовженим проксимальним стегновим стрижнем без блокуючих гвинтів у круглому й овальному отворах зосереджені на стегновій кістці у кістковому отворі нижнього шийкового гвинта з показником 8,95 МПа. В площині перелому максимальні значення напружень локалізовані в передньомедіальній ділянці шийки — 4,22 МПа. На фіксуючих елементах максимальні значення напружень локалізовані на стрижні в ділянці перелому стегнової кістки з показником 89,82 МПа та в отворі нижнього проксимального (шийкового) гвинта — з показником 49,82 МПа. На нижньому проксимальному (шийковому) гвинті максимальні напруження локалізовані в отворі стрижня — 24,98 МПа. В усіх локалізаціях значення напружень не перевищують допустимих значень міцності матеріалу. Максимальне значення переміщень (Total

Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становило 0,15 мм.

Максимальні напруження на моделі з переломом типу А3 при фіксації звичайним проксимальним стегновим стрижнем з одним блокуючим гвинтом у овальному отворі фіксатора зосереджені на фіксуючих елементах — перших двох витках різьби верхнього шийкового гвинта з показником 112,31 МПа, а також навколо овального отвора проксимального стегнового стрижня з показником 26,58 МПа, що не перевищує допустимих значень міцності матеріалів. На стегновій кістці напруження зосереджені на діяфізі навколо блокуючого гвинта з показником 11,25 МПа та у зоні підвертлюгового перелому з показником 7,14 МПа і мають локальний характер. У зв'язку з наявністю концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки з перевищенням її межі міцності у цій ділянці можливе крайове зминання кісткової тканини. Максимальне значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становило 1,58 мм.

Максимальні напруження на моделі з переломом типу А3 при фіксації подовженим проксимальним стегновим стрижнем з одним блокуючим гвинтом зосереджені саме на фіксаторі, в овальному отворі навколо блокуючого гвинта, з показником 34,85 МПа та в отворі нижнього проксимального (шийкового) гвинта — з показником 33,44 МПа, мають локальний характер. На стегновій кістці максимальні значення напружень локалізовані у кістковому отворі нижнього (шийкового) гвинта з показником 10,62 МПа. В площині перелому напруження локалізовані у передньомедіальній ділянці шийки з показником 4,23 МПа. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на нижньому шийковому гвинті в отворі стрижня — 24,99 МПа та під шліпкою на блокуючому гвинті в овальному отворі — з показником 13,92 МПа. В усіх локалізаціях значення напружень не перевищує допустимих значень міцності матеріалу. Максимальне значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становило 0,15 мм.

Максимальні напруження на моделі з переломом типу А3 при фіксації звичайним проксимальним стегновим стрижнем з двома блокуючими гвинтами у круглому й овальному отворах фіксатора зосереджені навколо гвинта, введенного в овальний отвір з показником 17,24 МПа та у площині підвертлюгового перелому стегнової кістки — з показником 13,91 МПа, які мають локальний характер. Через наявність 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 зосереджені навколо овального отвора проксимального стегнового стрижня з показником 205,11 МПа та на перших двох витках різьби верхнього шийкового гвинта — з показником 60,09 МПа, що не перевищує допустимих значень міцності матеріалів. Максимальне значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становило 1,56 мм.

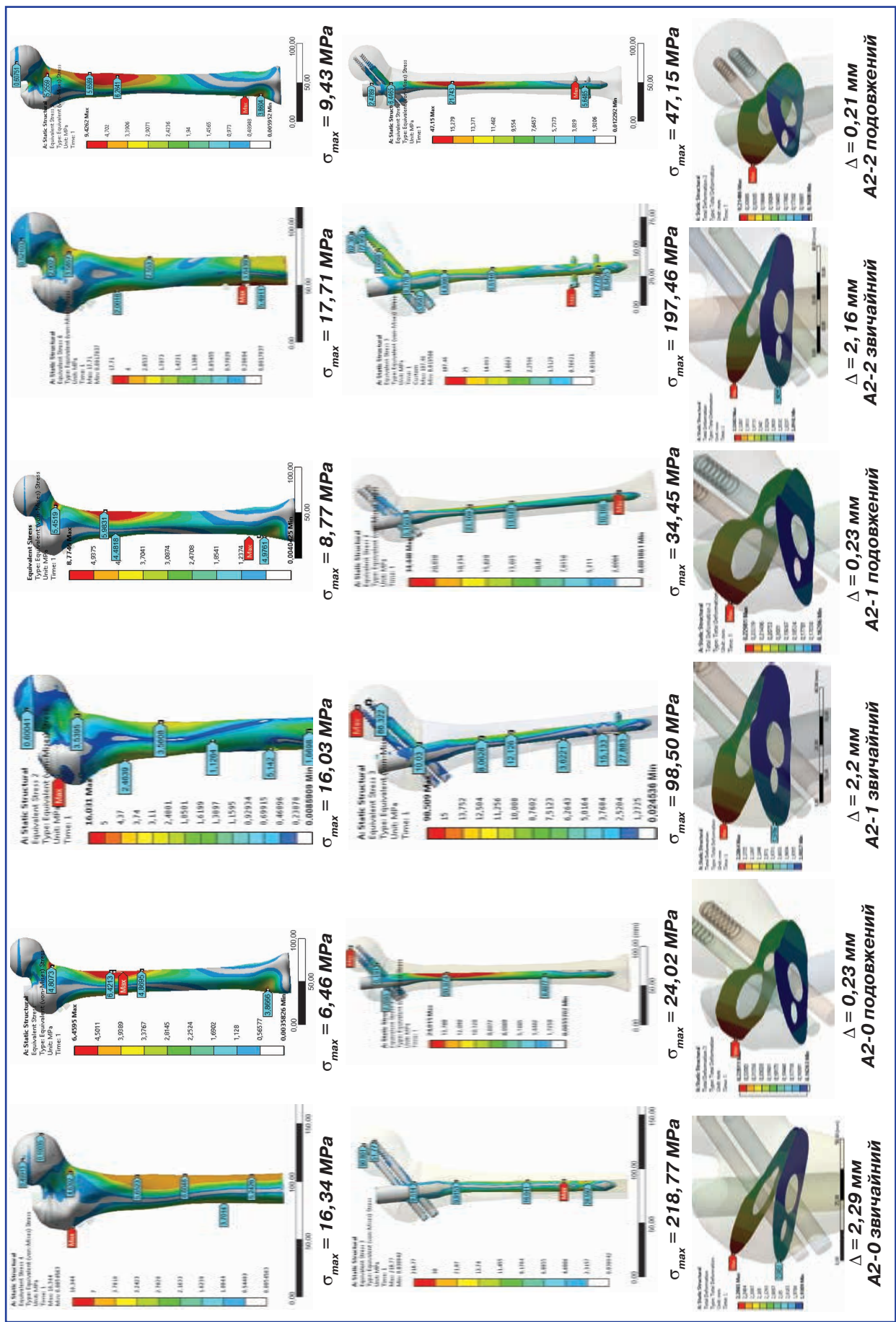


Рисунок 5. Загальні показники НДС на основних елементах моделі перелому проксимального відділу стегна типу A2 (напруження на стегновій кістці, фіксатори та переміщення по площині перелому) залежно від кількості блокуючих гвинтів



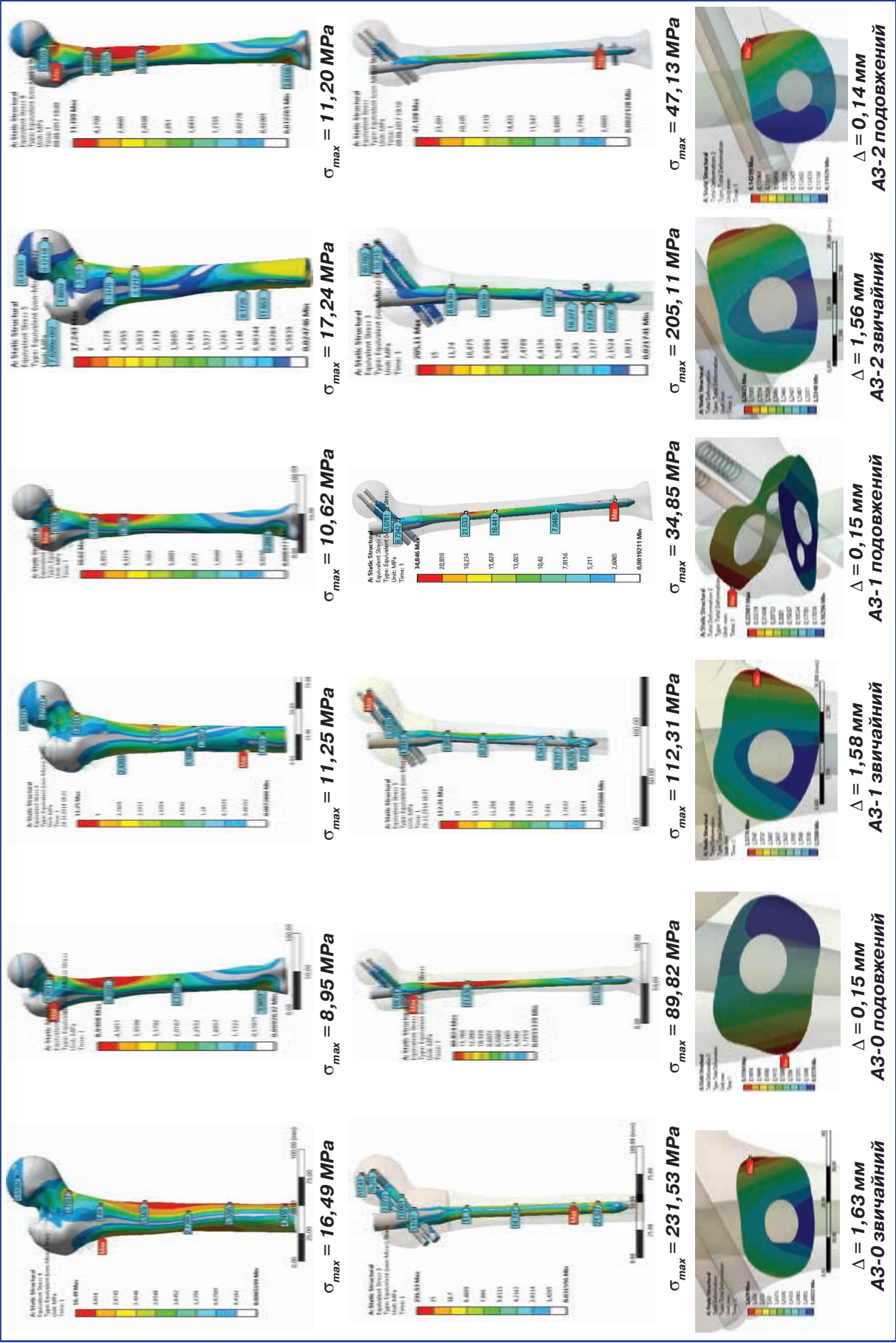
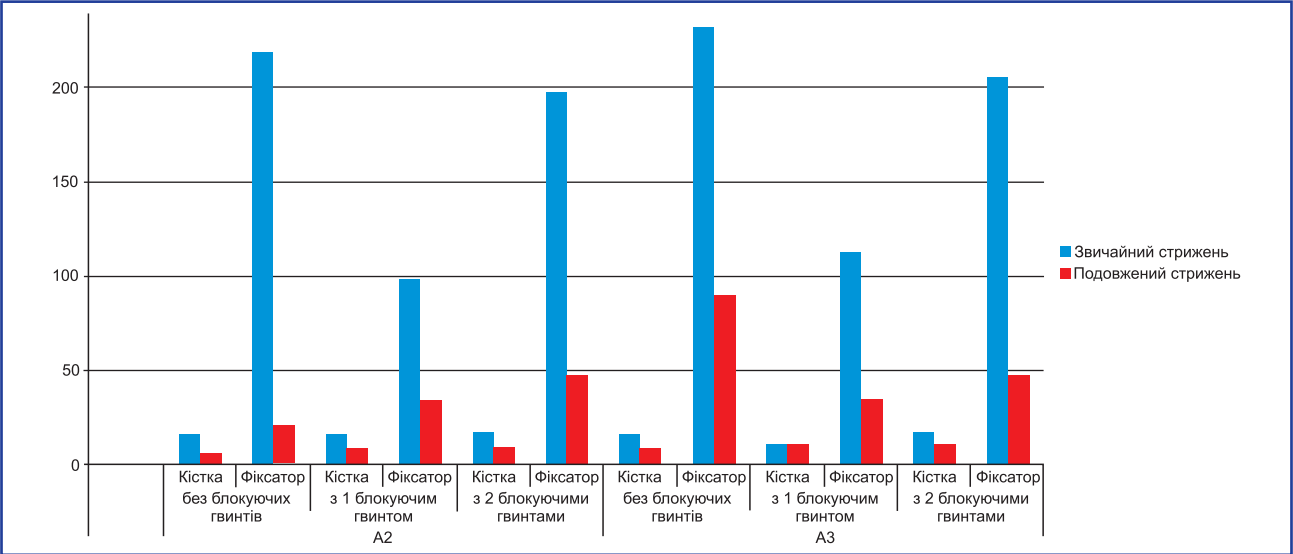
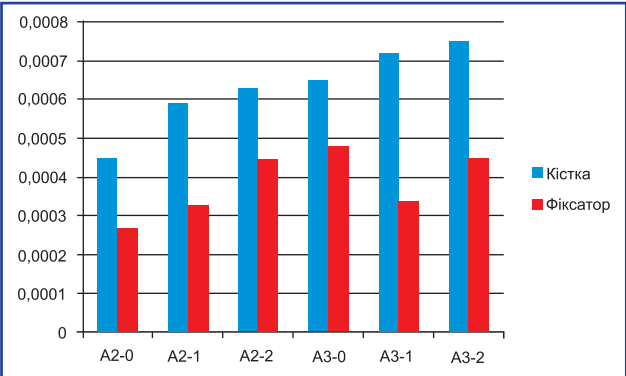


Рисунок 6. Загальні показники НДС на основних елементах моделі перелому проксимального відділу стегна типу АЗ (напруження на стегновій кістці, фіксаторі та переміщення по площині перелому) залежно від кількості блокуючих гвинтів

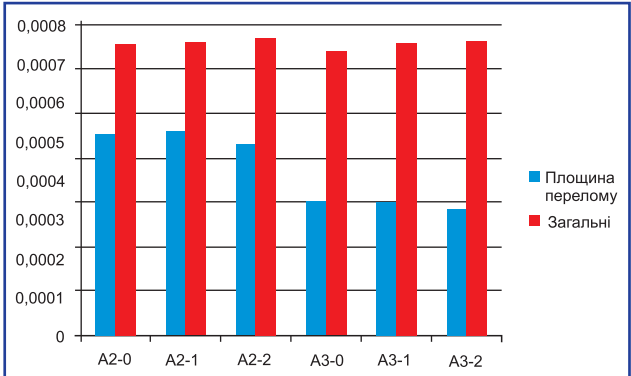




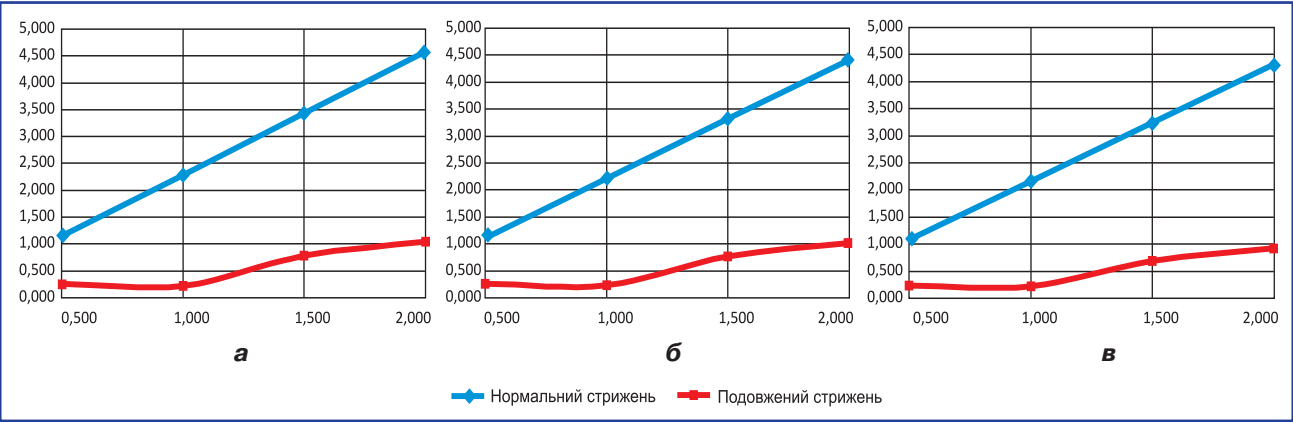
**Рисунок 7. Порівняльний аналіз показників НДС моделей переломів проксимального відділу стегнової кістки типу A2 та A3 при їх фіксації звичайним і подовженим проксимальним стегновим стрижнем**



**Рисунок 8. Деформації моделей переломів проксимального відділу стегнової кістки типу A2 та A3 при їх фіксації подовженим проксимальним стегновим стрижнем з різною кількістю блокуючих гвинтів**



**Рисунок 9. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому моделей переломів проксимального відділу стегнової кістки типу A2 та A3 при їх фіксації подовженим проксимальним стегновим стрижнем з різною кількістю блокуючих гвинтів**



**Рисунок 10. Графіки залежності показників загальних переміщень по площині перелому A2 від навантаження на кінцівку при застосуванні звичайного та подовженого проксимального стегнового стрижня без блокуючих гвинтів (а), з одним блокуючим гвинтом (б) та з двома блокуючими гвинтами (в)**



**Рисунок 11. Графіки залежності показників загальних переміщень по площині перелому A3 від навантаження на кінцівку при застосуванні звичайного та подовженого проксимального стегового стрижня без блокуючих гвинтів (а), з одним блокуючим гвинтом (б) та двома блокуючими гвинтами (в)**

Максимальні напруження на моделі з переломом типу A3 при фіксації подовженим проксимальним стеговим стрижнем з двома блокуючими гвинтами зосереджені саме на фіксаторі, в круглому отворі навколо блокуючого гвинта, з показником 47,13 МПа та в отворі нижнього шийкового гвинта з показником 32,43 МПа. Мають локальний характер. На стеговій кістці максимальні значення напружень локалізовані у кістковому отворі навколо нижнього шийкового гвинта з показником 11,2 МПа. В площині перелому напруження локалізовані у каналі навколо стрижня з показником 3,81 МПа. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на нижньому шийковому гвинті в отворі стрижня — 25,68 МПа та під шляпкою на блокуючому гвинті в круглому отворі — з показником 15,72 МПа. В усіх локалізаціях значення напружень не перевищувало допустимих значень міцності матеріалу. Максимальне значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становило 0,14 мм (рис. 6).

За результатами табл. 2 та рис. 7–9, варіювання кількості блокуючих гвинтів при остеосинтезі проксимальним стеговим стрижнем змінює характер поведінки біоме-

ханічної конструкції «кістка — фіксатор». Застосування одного або двох блокуючих гвинтів викликає незначне зростання показників напружень по площині перелому при переломі типу A2 та їх зменшення при переломі типу A3. Але зміна напружень є незначною, більш важливим моментом є те, що при додаванні блокуючих гвинтів переміщення по площині перелому зменшуються для переломів як типу A2, так і типу A3, що свідчить про надійнішу фіксацію відламків та більш стабільний остеосинтез.

За результатами розрахунків НДС моделей вертлюгових переломів стегової кістки типу A2 та A3 за класифікацією АО можна стверджувати, що подовжений стрижень забезпечує більш надійну фіксацію кісткових відламків стегової кістки при обох типах переломів. При цьому напруження і на стрижні, і на стеговій кістці при обох варіантах стрижня не перевищує допустимих значень.

За даними табл. 3 можна спостерігати, як у відсотках відбувається перерозподіл навантажень між кісткою та елементами фіксації при застосуванні звичайного та подовженого стрижня. У випадку застосування подовженого стрижня показники напружень на кістці та фіксаторі значно знижуються, а навантаження на біомеханічну конструкцію «кістка — фіксатор» розподіля-

**Таблиця 2. Порівняльний аналіз показників НДС моделей переломів проксимального відділу стегової кістки типу A2 та A3 при фіксації фрагментів звичайним і подовженим проксимальним стеговим стрижнем**

Мо- дель стег- нової кіст- ки/ тип перело- му	2-й варіант фіксації звичайним стрижнем						2-й варіант фіксації подовженим стрижнем					
	Без блокуючих гвинтів		3 1 блокуючим гвинтом		3 2 блокуючими гвинтами		Без блокуючих гвинтів		3 1 блокуючим гвинтом		3 2 блокуючими гвинтами	
	Кістка	Фіксатор	Кістка	Фіксатор	Кістка	Фіксатор	Кістка	Фіксатор	Кістка	Фіксатор	Кістка	Фіксатор
	$\sigma_{\max}$ , МПа		$\sigma_{\max}$ , МПа		$\sigma_{\max}$ , МПа		$\sigma_{\max}$ , МПа		$\sigma_{\max}$ , МПа		$\sigma_{\max}$ , МПа	
A2	16,34	218,77	16,03	98,51	17,71	197,46	6,46	24,02	8,77	34,45	9,43	47,15
A3	16,49	231,53	11,25	112,31	17,24	205,11	8,95	89,82	10,62	34,85	11,2	47,13

**Таблиця 3. Перерозподіл навантажень між елементами моделей переломів проксимального відділу стегнової кістки типу А2 та А3 при їх фіксації звичайним і подовженим проксимальним стегновим стрижнем**

Тип перелому	Звичайний стрижень				Подовжений стрижень			
	Напруження, МПа		Перерозподіл навантаження, %		Напруження, МПа		Перерозподіл навантаження, %	
	Кістка	Фіксатор	Кістка	Фіксатор	Кістка	Фіксатор	Кістка	Фіксатор
A2-0	16,34	218,77	6,95	93,05	6,46	20,97	23,55	76,45
A2-1	16,03	98,51	14,00	86,00	8,77	34,45	20,29	79,71
A2-2	17,71	197,46	8,23	91,77	9,43	47,15	16,67	83,33
A3-0	16,49	231,53	6,65	93,35	8,95	89,82	9,06	90,94
A3-1	11,25	112,31	9,10	90,90	10,73	34,85	23,54	76,46
A3-2	17,24	205,11	7,75	92,25	11,20	47,13	19,20	80,80

**Таблиця 4. Показники переміщень по площині перелому для нормального та подовженого стрижнів**

Тип перелому, кількість гвинтів/ елементи моделі	Показники переміщень, по площині перелому	
	Звичайний стрижень	Подовжений стрижень
A2-0	2,29	0,228
A2-1	2,21	0,23
A2-2	2,16	0,215
A3-0	1,63	0,152
A3-1	1,58	0,15
A3-2	1,56	0,142

ються між усіма елементами моделі більш рівномірно, не створюючи локальних концентраторів напружень та не перевищуючи межі міцності матеріалу.

За даними табл. 4, переміщення по площині перелому при подовженому стрижні зменшуються приблизно в 10 разів для всіх комбінацій «перелом/фіксатор».

Порівняльний аналіз надійності фіксації відламків переломів проксимального відділу стегнової кістки типу А2 із застосуванням звичайного та подовженого проксимального стегнового стрижня (без блокуючих гвинтів, з одним та двома блокуючими гвинтами) за показником загальних переміщень (Total Deformation) по площині перелому, при різних рівнях навантаження кінцівки (0,5; 1,0; 1,5; 2,0 маси тіла) подано на графіках (рис. 10).

Порівняльний аналіз надійності фіксації відламків переломів проксимального відділу стегнової кістки типу А3 із застосуванням звичайного та подовженого проксимального стегнового стрижня (без блокуючих гвинтів, з одним та двома блокуючими гвинтами) за показником загальних переміщень (Total Deformation) по площині перелому, при різних рівнях навантаження кінцівки (0,5; 1,0; 1,5; 2,0 маси тіла) наведено на графіках (рис. 11).

## Висновки

1. Комп'ютерне моделювання біомеханічної системи «фіксатор — кістка» з визначенням її НДС при застосуванні звичайного та подовженого прокси-

мального стегнового стрижня (PFN) виявило, що обидва варіанти PFN забезпечують достатню фіксацію відламків та стабільність остеосинтезу при оперативному лікуванні черезвертлюгових переломів типу А2 та А3.

2. Застосування подовженого PFN-стрижня забезпечує більш надійну фіксацію кісткових фрагментів порівняно зі звичайним стрижнем PFN при черезвертлюгових переломах стегнової кістки типу А2 та А3 і не залежить від кількості застосованих блокувальних гвинтів.

3. Проведене дослідження дозволить визначити диференційований підхід до лікування осіб із черезвертлюговими переломами стегнової кістки, покращить ефективність надання медичної допомоги цій тяжкій категорії хворих.

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

## Список літератури

1. Абдулхабиров М.А. Блокирующий итрамедуллярный остеосинтез / М.А. Абдулхабиров. — Мат-лы междунар. конгресса «Травматология и ортопедия: современность и будущее». — М., 2003. — С. 193-194.
2. Барабаш А.П. Сравнительная характеристика линейных перемещений отломков проксимального отдела бедренной кости при чрезкостной фиксации / А.П. Барабаш,



А.Г. Русанов, О.А. Кауц // Саратовский научно-медицинский журнал. — 2009. — № 3. — С. 399-403.

3. Боев В.Д. Компьютерное моделирование / В.Д. Боев, Р.П. Сытченко. — М.: ИНТУИТ. РУ, 2010. — 349 с.

4. Компьютерное моделирование в инженерной практике / А.А. Алямовский, А.А. Собачкин, Б.В. Одинцов. А.И. Харитонович, Н.Б. Пономарев. — СПб.: БХВ Петербург, 2008. — 1040 с.

5. Корнилов Н.В. Травматология и ортопедия: Рук-во для врачей / Н.В. Корнилова, Э.Г. Грязнухина. — СПб.: Гиппократ, 2004. — Т. 3. — 896 с.

6. Королев А.Л. Компьютерное моделирование / А.Л. Королев. — М.: Бином. Лаборатория знаний, 2010. — 232 с.

7. Котельникова Г.П. Травматология: Национальное рук-во / Г.П. Котельникова, С.П. Миронова. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. — 808 с.

8. Лазарев А.Ф. Новые подходы к лечению переломов проксимального отдела бедренной кости / А.Ф. Лазарев // Вестник травматологии и ортопедии. — 2004. — № 1. — С. 27-31.

9. Рафаелян А.В. Перспективы аппаратного лечения переломов проксимального отдела бедра / А.В. Рафаелян // Вестник травматологии и ортопедии. — 2006. — № 4. — С. 24-28.

10. Результаты остеосинтеза переломов проксимального отдела бедренной кости у пациентов старшей возраст-

ной группы в Хабаровском крае / А.Г. Рыков, В.С. Гороховский, Д.Д. Дьяков и др. // Дальневосточный медицинский журнал. — 2009. — № 1. — С. 32-34.

11. Руководство по внутреннему остеосинтезу / М.Е. Мюллер, М. Альговер, Р. Шнайдер, Х.М. Вилленгер. — Спрингер-Верлаг, 1996. — 750 с.

12. Чрескостный остеосинтез при переломах вертельной области бедренной кости / С.П. Миронов. А.И. Городниченко., О.Н. Усков, Г.В. Сорокин // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2002. — № 4. — С. 13-17.

13. Astrand J. One fracture is enough experience with a prospective and consecutive osteoporosis screening program with 239 fracture patients / J. Astrand, K.G. Thorngren, M. Tegil // Acta Orthop. — 2006. — № 77(1). — С. 3-8.

14. Development and delivery of patient treatment in the Trondheim Hip Fracture Trial. A new geriatric in-hospital pathway for elderly patients with hip fracture / I. Saltvedt, A. Prestmo, E. Einarsen, L.G. Johnsen, J.L. Helbostad, O. Sletvold // BMC Res. Notes. — 2012. — № 5. — P. 355.

15. Hip fracture management: tailoring care for the older patient / W.W. Hung, K.A. Egol, J.D. Zuckerman, A.L. Siu // JAMA. — 2012. — Vol. 307, № 20. — P. 2185-2194.

Отримано 15.08.2017 ■

Лазарев И.А.<sup>1</sup>, Калашников А.В.<sup>1</sup>, Малик В.Д.<sup>2</sup>, Скибан М.В.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», г. Киев, Украина

<sup>2</sup>Полтавская областная больница им. Н.В. Склифосовского, г. Полтава, Украина

### Сравнительный анализ надежности фиксации чрезвертельных переломов бедренной кости с применением обычного и удлиненного проксимального бедренного стержня

**Резюме. Актуальность.** Проблема лечения больных с окколосуставными переломами проксимального отдела бедренной кости в настоящее время не может считаться окончательно решенной. По данным различных авторов, частота их составляет от 20 до 53,3 % среди всего числа пострадавших с переломами бедра, и возникают они чаще в старческом возрасте (60 %), чем в пожилом (40 %). При лечении переломов проксимального отдела бедренной кости широко внедряются малоинвазивные, малотравматичные технологии применения проксимального бедренного стержня Trochanteric Gamma Nail G 3 (Stryker), PFN A (Synthes), ChFN (ChM). Используют как обычный, так и удлиненный вариант проксимального бедренного стержня. Осуществляются попытки обоснования пригодности механических остеоимплантатов на основе имитационного компьютерного моделирования, отражающие некоторые аспекты поведения системы «кость — имплантат», с использованием метода конечных элементов. В работе путем имитационного компьютерного моделирования исследовано поведение биомеханической системы «фиксатор — кость» с определением ее напряженно-деформированного состояния при применении обычного и удлиненного проксимального бедренного стержня (PFN), который обеспечивает оптимальные биомеханические и биологические условия для сращения чрезвертельных переломов. **Цель работы.** Сравнительный анализ стабильности остеосинтеза костных фрагментов чрезвертельных переломов бедренной кости типа A2 и A3 с применением обычного и удлиненного проксимального бедренного стержня.

**Материалы и методы.** На основе аксиальных сканов спиральной компьютерной томографии моделей бедренной кости с помощью программного пакета Mimics и Solid Works созданы имитационные 3-D-модели проксимального отдела бедренной кости с чрезвертельными переломами типа A2 и A3 с их фиксацией при помощи обычного и удлиненного проксимального бедренного стержня (PFN). Дальнейшие расчеты напряженно-деформированного состояния (НДС) методом конечных элементов осуществляли в программной среде ANSYS. Ключевыми показателями для проведения сравнительного анализа выбраны полученные путем расчетов значения НДС — интенсивности напряжений (по Мизису) в фиксирующих конструкциях и зоне перелома, а также перемещения (Total Deformations) в плоскости перелома. Расчеты НДС проводили для интактной модели и для каждого из типов переломов A2 и A3 с применением для фиксации обычного и удлиненного проксимального бедренного стержня без блокирующих винтов, с одним и двумя блокирующими винтами. **Результаты.** Удлиненный стержень обеспечивает более надежную фиксацию костных отломков бедренной кости при обоих типах переломов. Характеристики напряжений на кости и фиксаторе значительно снижаются, а нагрузка на биомеханическую конструкцию «кость — фиксатор» распределяется между всеми элементами модели более равномерно, не создавая локальных концентраторов напряжений и не превышая предела прочности материала. Перемещения по плоскости перелома при фиксации удлиненным стержнем уменьшаются примерно в 10 раз для

всех комбинаций «перелом/фиксатор». Варьирование количеством блокирующих винтов при остеосинтезе проксимальным бедренным стержнем меняет характер поведения биомеханической конструкции «кость — фиксатор». Применение одного или двух блокирующих винтов вызывает незначительный рост показателей напряжений по плоскости перелома при переломе типа A2 и их уменьшение при переломе типа A3. Изменение напряжений незначительно, более важным моментом является то, что при добавлении блокирующих винтов перемещения по плоскости перелома уменьшаются для переломов как типа A2, так и типа A3, что свидетельствует о надежности фиксации отломков и более стабильном остеосинтезе. **Выводы.** По данным компьютерного моделирования оба варианта PFN обеспечивают достаточную фиксацию отломков и стабильность остео-

синтеза при хирургическом лечении чрезвертельных переломов типа A2 и A3. Применение удлиненного PFN стержня обеспечивает более надежную фиксацию костных фрагментов по сравнению с обычным стержнем PFN при чрезвертельных переломах типа A2 и A3 и не зависит от количества примененных блокирующих винтов. Проведенное исследование позволит определить дифференцированный подход к лечению лиц с чрезвертельными переломами бедренной кости, улучшит эффективность оказания медицинской помощи этой тяжелой категории больных.

**Ключевые слова:** чрезвертельные переломы; интрамедуллярные блокирующие стержни; проксимальный бедренный стержень; биомеханическое моделирование; метод конечных элементов

I.A. Lazarev<sup>1</sup>, A.V. Kalashnikov<sup>1</sup>, V.D. Malik<sup>2</sup>, M.V. Skiban<sup>1</sup>

<sup>1</sup>State Institution "Institute of Traumatology and Orthopaedics of the NAMS of Ukraine", Kyiv, Ukraine

<sup>2</sup>M.V. Sklifosovskyi Poltava Regional Hospital, Poltava, Ukraine

### Comparative analysis of the reliability of the fixation of pertrochanteric fractures using normal and elongated proximal femoral nail

**Abstract. Background.** The problem of treating patients with periarticular fractures of the proximal femur currently can not be completely solved. According to various authors, their incidence ranges from 20 to 53.3 % of the total number of injuries in hip fractures, and they occur more often in the senile age (60 %) than in the elderly (40 %). The surgical treatment of the proximal femur fractures with minimally invasive, low-traumatic technologies using proximal femoral nail — Trochanteric Gamma Nail G3 (Stryker), PFN A (Synthes), ChFN (ChM) is common. Both conventional and elongated versions of the proximal femoral nail (PFN) are used. Efforts are being made to substantiate the suitability of mechanical osteoimplants based on computer modeling, reflecting some aspects of the behavior of the bone-implant system, using the finite element method (FEM). The behavior of the fixator-bone biomechanical system was studied using computer simulation. The stress-strain state was determined for models with the conventional and elongated PFN, which provides optimal biomechanical and biological conditions for the pertrochanteric fractures healing. **Materials and methods.** The comparative analysis of the bone fragments stability in osteosynthesis of pertrochanteric fractures types A2/A3 was done using conventional and elongated proximal femoral screw. **Results.** The elongated PFN provides more reliable fixation of bone fragments in both types of A2/A3 fractures. The characteristics of the stresses on the bone and the fixator are significantly reduced. The loads on the bone-fixator biomechanical system are distributed more evenly among all ele-

ments of the model, without creating local stress concentrators and not exceeding the strength limit of the material. The movements along the fracture plane are reduced approximately 10 times for all fracture/fixation combinations when fixed by an elongated PFN. Varying the number of blocking screws in the PFN osteosynthesis changes the behavior of the bone-fixator biomechanical system. The use of 1 or 2 locking screws causes a slight stresses increase in the fracture plane for type A2 fracture and a decrease in type A3 fracture. The changes in stress are insignificant, the more important point is that the addition of locking screws leads to a decrease in displacements along the fracture plane in both A2 and A3 fractures, which indicates the reliability of fragment fixation and more stable osteosynthesis. **Conclusions.** According to computer modeling data, both variants of PFN provide sufficient fixation of fragments and stability of osteosynthesis in the surgical treatment of pertrochanteric fractures A2/A3 types. The use of an elongated PFN provides more reliable fixation of bone fragments in comparison with the conventional PFN for pertrochanteric fractures A2/A3 types, and does not depend on the number of blocking screws used. The study allows to determine a differentiated approach to the treatment of patients with pertrochanteric fractures of the proximal femur, to improve the effectiveness of medical care for this severe category of patients.

**Keywords:** pertrochanteric fractures; intramedullar blocked rods; proximal femoral nail; biomechanical modeling; finite elements method