

Бабалян В.О.<sup>1</sup>, Карпінський М.Ю.<sup>2</sup>, Яресько О.В.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Харківська медична академія післядипломної освіти, м. Харків, Україна

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

## Аналіз напружено-деформованого стану моделей вертлюжних переломів стегнової кістки після ендопротезування

**Резюме. Актуальність.** Переломи проксимального відділу стегнової кістки в людей літнього та старечого віку є складною медико-соціальною проблемою. Нами розроблений та внесений у медичну практику метод лікування переломів проксимального відділу стегна. В основі даного методу лікування переломів лежить цементна біполярна геміартропластика з аугментацією, фіксацією спицями і/або серкляжем у пацієнтів похилого віку. **Мета дослідження:** розробити математичну модель вертлюжних переломів стегна за класифікацією Еванса і за її допомогою вивчити основні напрямки навантаження в проксимальному відділі стегна при ендопротезуванні з додатковою фіксацією уламків спицями. **Матеріали та методи.** Для вирішення поставленого завдання нами було розроблено математичні моделі стегнової кістки з вертлюжними переломами різних типів за класифікацією Еванса. Моделювали 4 типи вертлюжних переломів стегнової кістки (тип 2–5 за Евансом). При кожному типі переломів моделювали використання стандартного ендопротеза з фіксацією окремих уламків спицями та модульного ендопротеза запропонованої конструкції. **Висновки.** При моделюванні варіантів ендопротезування проксимального відділу стегнової кістки з вертлюжними переломами типів 2–5 за класифікацією Еванса визначено, що модульна система при всіх типах переломів дозволяє значно знизити напруження практично в усіх контрольних точках кісткових елементів моделей. В елементах металевих конструкцій за рахунок значно меншої жорсткості у вузлі з'єднання несучого стрижня з інтрамедулярним у першому виникають зони підвищеного напруження, абсолютна величина якого значно більше, ніж у моделі з ендопротезом.

**Ключові слова:** переломи; ендопротезування; проксимальний відділ стегнової кістки

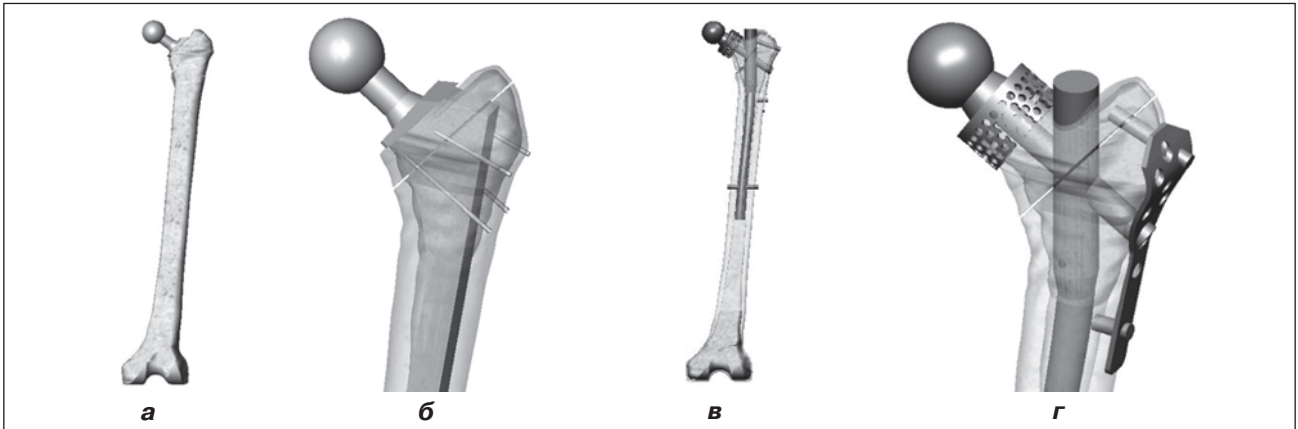
### Вступ

Переломи проксимального відділу стегнової кістки (ПВСК) в людей літнього та старечого віку є складною медико-соціальною проблемою. Частота переломів даної локалізації є досить високою. За даними різних авторів, переломи проксимального відділу стегнової кістки становлять на даний час від 9 до 45 % у структурі всіх переломів скелета у хворих старших вікових груп. За прогнозами, до 2050 року кількість таких переломів може становити 6 мільйонів 260 тисяч на рік [1].

Біомеханічні особливості кульшового суглоба ускладнюють можливості стабільної та тривалої фіксації фрагментів, порушення кровопостачання головки стегнової кістки внаслідок перелому на тлі наявного

остеопорозу, складність післяопераційного ведення, численні ускладнення змушують багатьох авторів досить стримано ставитися до органозберігаючих втручань у пацієнтів старших вікових груп, тому що жоден сучасний метод остеосинтезу не дозволяє здійснити раннє навантаження. Ендопротезування кульшового суглоба в даного контингенту дозволяє досягти функціонального відновлення. Деякі дослідники вважають, що за швидкістю досягнення клінічного ефекту ендопротезування немає альтернативи.

Основна ідея дослідження полягає у вивченні механічної надійності розробленої конструкції модульного фіксатора-протеза. Одним з найчастіших ускладнень інтрамедулярного остеосинтезу переломів проксимального відділу стегна є руйнування його головки



**Рисунок 1. Модель перелому проксимального відділу стегнової кістки (тип 2): а) загальний вигляд моделі зі стандартним ендопротезом; б) розріз моделі зі стандартним ендопротезом; в) загальний вигляд моделі з ендопротезом модульної системи; г) розріз моделі з ендопротезом модульної системи**

(cut-off, cut-out), відповідно, виникає необхідність в ендопротезуванні. Авторами запропонована оригінальна конструкція інтрамедулярного фіксатора [8–13], що дозволяє в рамках однієї системи інструментів, без зміни стегнового компонента (ніжки) перейти від інтрамедулярного остеосинтезу до ендопротезування. Це дозволяє знизити інвазивність втручання, скоротити вірогідність алергії до металу (протез і фіксатори різних фірм і сплавів).

Використанням методу скінченних елементів, напружено-деформованого стану математичних моделей стегнової кістки з вертлюжними переломами різних типів при їх лікуванні методом ендопротезування дає змогу створити об'ємні моделі біологічних об'єктів і виявити основні тенденції змін їх напружено-деформованого стану.

**Мета дослідження:** розробити математичну модель вертлюжних переломів стегна за класифікацією Еванса та за її допомогою вивчити основні напрямки навантаження в проксимальному відділі стегна при ендопротезуванні з додатковою фіксацією уламків спицями.

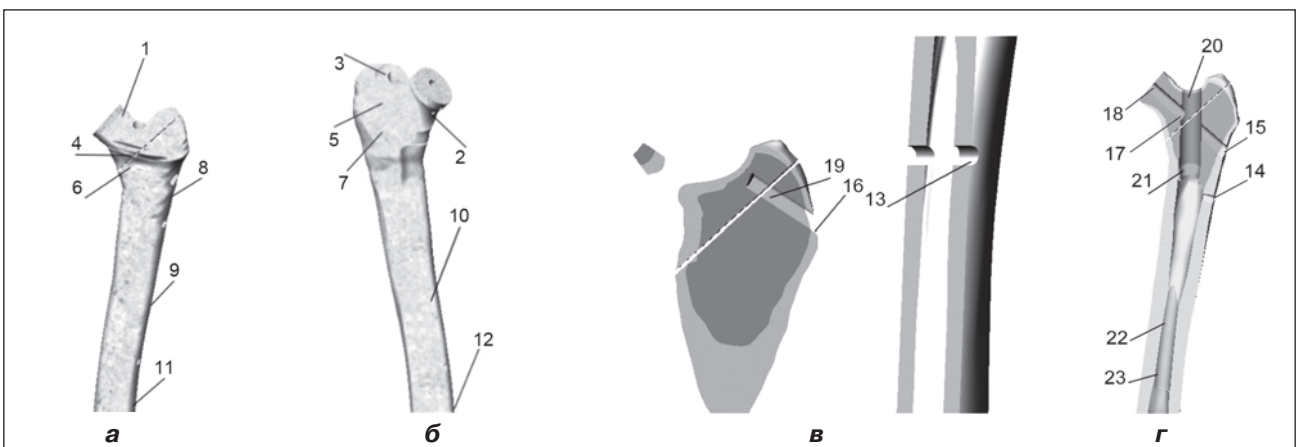
## Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України» були проведені аналітичні дослідження за допомогою математичного моделювання з використанням методу скінченних елементів. Було розроблено математичні моделі стегнової кістки з вертлюжними переломами різних типів за класифікацією Еванса. Моделювали 4 типи вертлюжних переломів стегнової кістки (типи 2–5 за класифікацією Еванса). При кожному типі переломів моделювали використання стандартного ендопротеза з фіксацією окремих уламків спицями та модульного ендопротеза запропонованої конструкції.

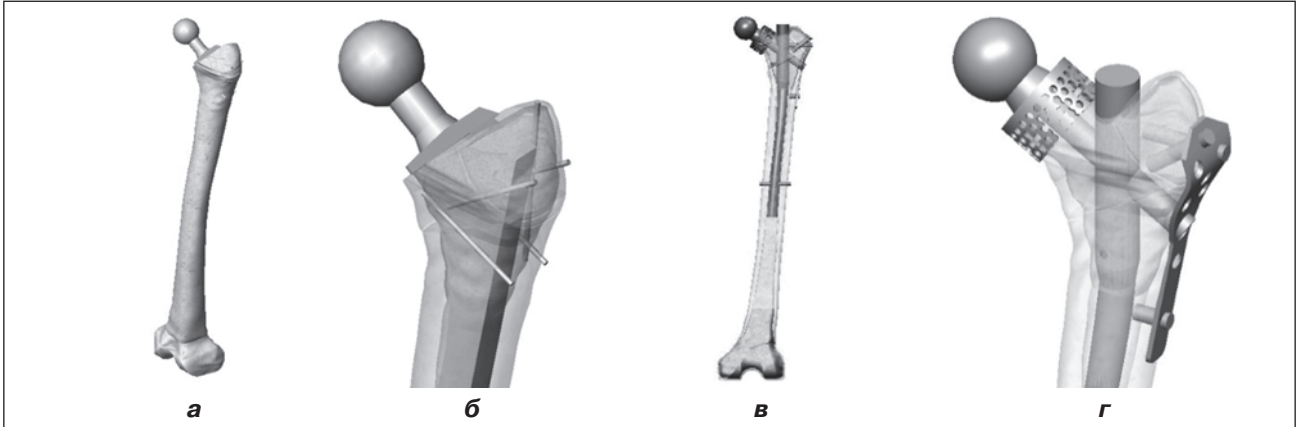
На рис. 1 наведено моделі стегнових кісток із вертлюжними переломами типу 2 за класифікацією Еванса при використанні ендопротезів.

Схему розташування контрольних точок, у яких проводили контроль величини напруження, наведено на рис. 2.

На рис. 3 наведено модель перелому стегнової кістки типу 3.



**Рисунок 2. Схеми розташування контрольних точок на моделі перелому проксимального відділу стегнової кістки (тип 2): а) вид ззаду; б) вид спереду; в, г) розріз**



**Рисунок 3. Модель перелому проксимального відділу стегнової кістки (тип 3): а) загальний вигляд моделі зі стандартним ендопротезом; б) розріз моделі зі стандартним ендопротезом; в) загальний вигляд моделі з ендопротезом модульної системи; г) розріз моделі з ендопротезом модульної системи**

Схему розташування контрольних точок, у яких проводили контроль величини напружень, наведено на рис. 4.

На рис. 5 наведено модель перелому стегнової кістки типу 4 за Евансом.

Схему розташування контрольних точок, у яких проводили контроль величини напруження, наведено на рис. 6.

На рис. 7 наведено модель перелому стегнової кістки типу 5.

Схему розташування контрольних точок, у яких проводили контроль величини напруження, наведено на рис. 8.

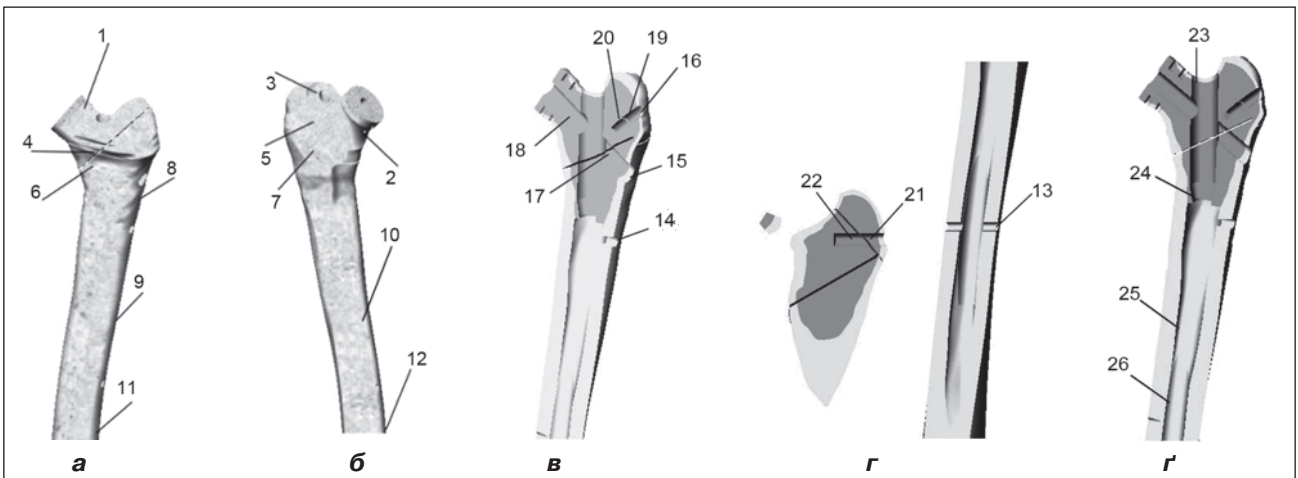
У нашому дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні характеристики біологічних [2] та штучних матеріалів [3] зведені в табл. 1.

**Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні**

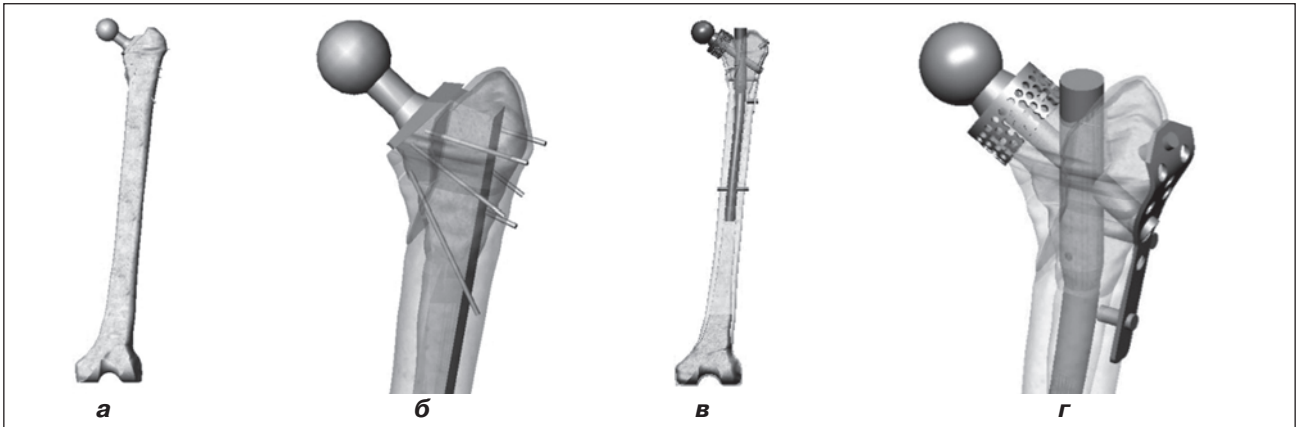
Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, $\nu$
Кортикальна кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Титан ВТ-16	$1,1 \cdot 10^5$	0,2

Навантаження моделей здійснювали розподіленою силою 540 Н, що відповідає тіла людини вагою 70 кг (700 Н) при одноопорному стоянні (без урахування маси опорної кінцівки) [4], яку прикладали до крижового відділу хребта. По суглобовій поверхні виростків стегнової кістки моделі мали жорстке закріплення.

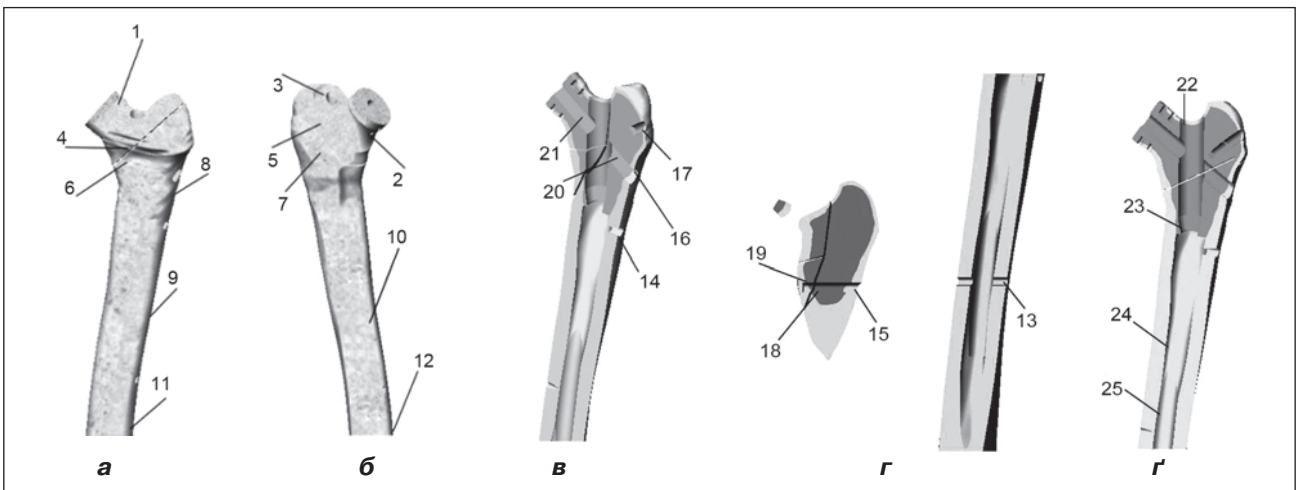
Схема навантаження моделей наведена на рис. 9.



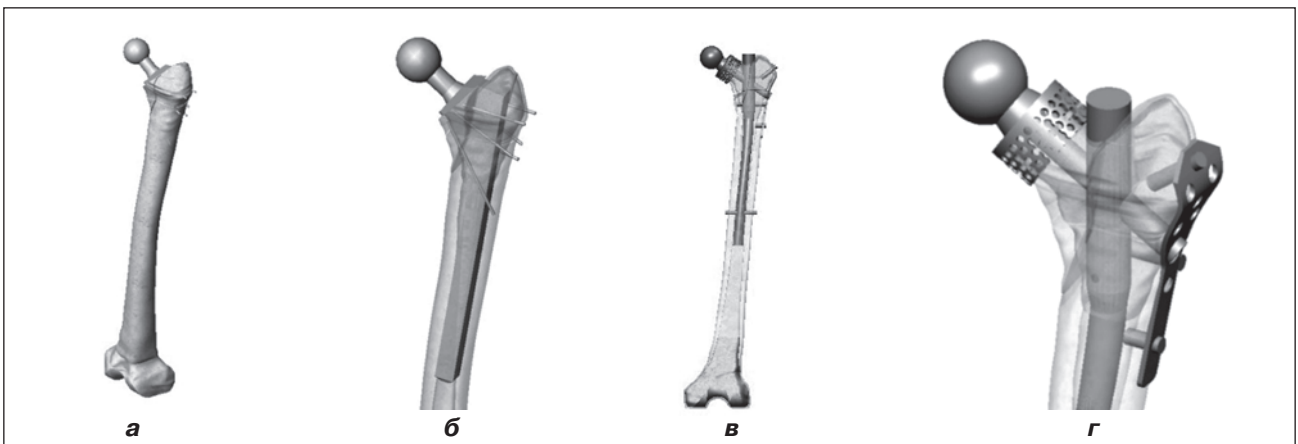
**Рисунок 4. Схема розташування контрольних точок на моделі перелому проксимального відділу стегнової кістки (тип 3): а) вид ззаду; б) вид спереду; в, г) на стрижнях та гвинтах; г) у кістково-мозковому каналі**



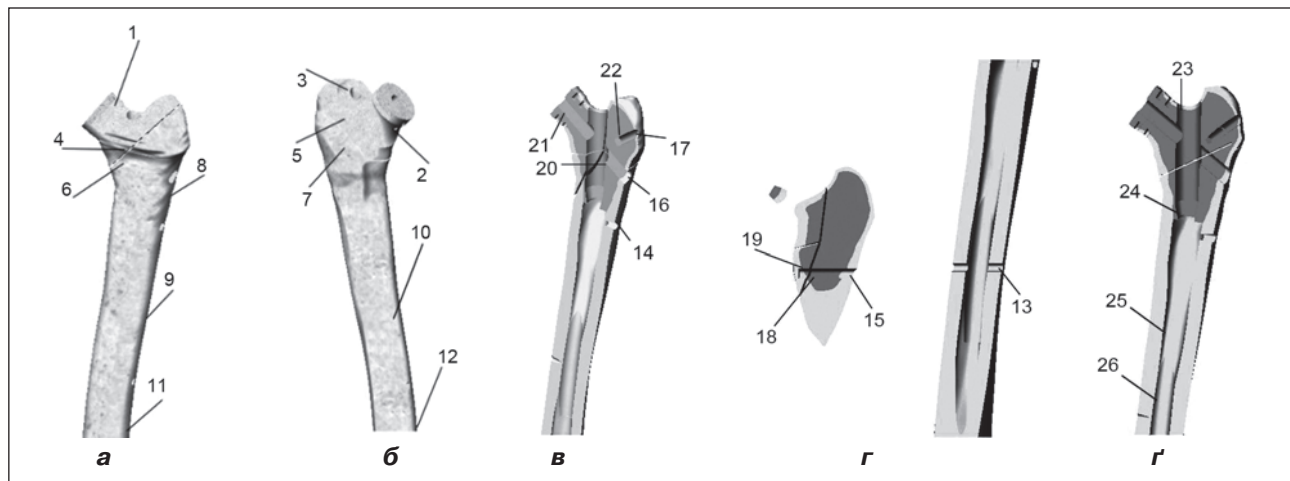
**Рисунок 5. Модель перелому проксимального відділу стегнової кістки (тип 4): а) загальний вигляд моделі зі стандартним ендопротезом; б) розріз моделі зі стандартним ендопротезом; в) загальний вигляд моделі з ендопротезом модульної системи; г) розріз моделі з ендопротезом модульної системи**



**Рисунок 6. Схема розташування контрольних точок на моделі перелому проксимального відділу стегнової кістки (тип 4): а) вид ззаду; б) вид спереду; в, г) на стрижнях та гвинтах; г') у кістково-мозковому каналі**



**Рисунок 7. Модель перелому проксимального відділу стегнової кістки (тип 5): а) загальний вигляд моделі зі стандартним ендопротезом; б) розріз моделі зі стандартним ендопротезом; в) загальний вигляд моделі з ендопротезом модульної системи; г) розріз моделі з ендопротезом модульної системи**



**Рисунок 8. Схема розташування контрольних точок на моделі перелому проксимального відділу стегнової кістки (тип 5): а) вид ззаду; б) вид спереду; в, г) на стрижнях та гвинтах; г) у кістково-мозковому каналі**

З метою компенсації обертового моменту, викликаного дією сили ваги тіла, до великого вертлюга та крила здухвинної кістки прикладали силу, що імітувала дію групи м'язів, які відводять стегно, величиною 1225 Н згідно з даними літератури [5].

Як критерій оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [6]. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [7].

## Результати

На першому етапі роботи ми провели аналіз напружено-деформованого стану моделей стегнової кістки з переломами її проксимального відділу типів 2–5 за класифікацією Еванса з використанням стандартного ендопротеза та ендопротеза модульної конструкції.

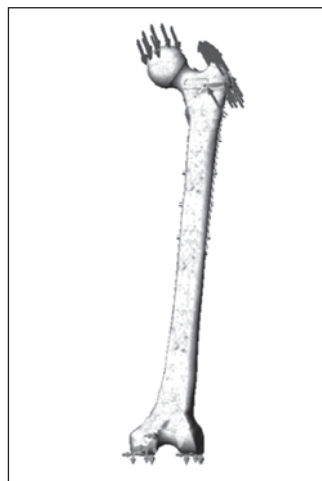
### Перелом типу 2

Рис. 10 відображає напружено-деформований стан моделей проксимального відділу стегнової кістки з ендопротезами при переломі типу 2.

Використання стандартного ендопротеза за наявності перелому проксимального відділу стегнової кістки типу 2 за Евансом приводить до концентрації максимальних напружень саме на ендопротезі, у його ніжці та шийці. Кісткова тканина навантажується значно менше. Зони максимальних напружень спостерігаються в діафізарній частині на кінці ніжки ендопротеза та в місцях контакту з шийкою ендопротеза.

Порівняти рівень напружень по зовнішній поверхні моделей з переломом типу 2 при ендопротезуванні можна за допомогою діаграми, що наведена на рис. 11.

Як показали наші дослідження, при ендопротезуванні найбільш високий рівень напруження спостерігається в шийці ендопротеза: 100,8 МПа у її верхній частині та 90,9 МПа — у нижній. У зоні перелому вели-



**Рисунок 9. Схема навантаження моделей**

чини напружень незначні й не перевищують значення 10 МПа, що менше, ніж у діафізарній частині кістки (від 21,5 до 28,1 МПа).

При використанні модульної системи для ендопротезування зона максимальних напружень (92,4 МПа) визначається на латеральній поверхні стегнової кістки навколо дистального кінця несучого стрижня, а також на нижній поверхні шийки (71,8 МПа) та в зоні перелому на рівні її перетину шийкою системи (71,3 МПа). На інших ділянках величини напружень можна порівняти з аналогічними показниками моделі з класичним ендопротезом. Основні відмінності між моделями спостерігаються у двох зонах — по верхній поверхні шийки та по латеральній поверхні стегнової кістки, що можна пояснити конструктивними особливостями модульної системи, у якій шийка ендопротеза не є монолітною конструкцією, а являє собою «коромисло» з точкою обертання на інтрамедулярному стрижні. Це призводить до розвантаження шийки, але викликає підвищені напруження на дистальному кінці несучого стрижня.



Порівняти рівень напружень на елементах металевих конструкцій у зоні перелому на моделях із переломом типу 2 за Евансом при використанні ендопротезів різних конструкцій можна за допомогою діаграми, що наведена на рис. 12.

Напруження на металевих елементах модульної системи в зоні перелому значно перевищують аналогічні показники, що визначаються в моделі з класичним ендопротезом, практично в усіх контрольних точках. При ендопротезуванні практично все навантаження припадає саме на ендопротез, тому напруження в кістковій тканині дуже низькі. Так, у зоні перелому величини напружень визначаються в межах від 2,2 до 5,3 МПа, а в точках входу гвинтів — у межах від 6,0 до 10,7 МПа. Недостатня жорсткість модульної системи у вузлі з'єднання несучого та інтрамедулярного стрижнів призводить до підвищення напруження в міжвертлюжній зоні стегнової кістки, що сягає максимального значення 151,4 МПа на несучому стрижні в зоні перелому та на дистальному кінці несучого стрижня — 73,8 МПа.

Наявність ніжки ендопротеза викликає на межі її контакту зі стінками кістково-мозкового каналу підвищений рівень напружень від 25,8 до 46,8 МПа. Аналогічна картина спостерігається й навколо інтрамедулярного стрижня модульної системи, де виявляються близькі величини напружень — від 34,8 до 42,5 МПа. Більш наочно цю тенденцію можна подати на діаграмі (рис. 13).

За результатами проведеного дослідження можна зробити висновок про те, що при переломах типу 2 при ендопротезуванні основні навантаження приймають на себе металеві конструкції, що дозволяє розвантажити кісткову тканину в міжвертлюжній зоні. Недостатня жорсткість модульної конструкції у вузлі з'єднання стрижнів викликає підвищений рівень напруження в елементах конструкції саме в цій зоні.

### Перелом типу 3

Розподіл напружень у моделях із переломами проксимального відділу стегнової кістки типу 3 за Евансом при ендопротезуванні наведено на рис. 14.

Результати моделювання показують, що при ендопротезуванні стегнової кістки з переломом типу 3, як і при переломі типу 2, максимальні навантаження припадають на ендопротез. Як наслідок, це призводить до виникнення зон максимальних напружень саме на шийці та ніжці ендопротеза.

На діаграмі (рис. 15) зведені дані про величини максимальних напружень, що виникають у різних ділянках по зовнішній поверхні моделей проксимального відділу стегнової кістки з переломом типу 3.

Характер розподілу напружень у моделях, як і в моделях із переломом типу 2, принципово відрізняється тільки в зонах шийки та латеральної поверхні стегнової кістки. Але різниця в абсолютних значеннях напружень у цих точках не така значна. При використанні ендопротеза у верхній частині шийки напруження сягають значення 116,2 МПа, у ниж-

ній — 94,0 МПа. У зоні перелому напруження незначні й перебувають у межах від 1,0 до 19,9 МПа. Напруження в діафізарній частині спостерігаються в межах від 22,3 до 24,0 МПа. При використанні модульної системи найбільш напруженими є ділянки шийки 74,8 МПа та латеральна частина стегнової кістки навколо дистального кінця несучого стрижня (58,6 МПа). В інших зонах рівень напружень визначається в тих самих межах, що й в моделі зі звичайним ендопротезом. Дані про величини максимальних напружень у зонах переломів на елементах металевих конструкцій моделей з переломом типу 3 за Евансом при ендопротезуванні різними системами подано на діаграмі (рис. 16).

Наведена діаграма наочно показує, що в модульній системі величини напружень вищі за такі в моделі з ендопротезом тільки в двох контрольних точках (на несучому стрижні). У моделі з ендопротезом рівень напружень значно нижчий. Максимальні значення напружень виникають на гвинті, що фіксує великий вертлюг, де вони сягають значень 107,1 МПа, а також на фіксуючому гвинті в підвертлюжній зоні — 56,1 МПа. Ще одна зона підвищеного рівня напружень (85,1 МПа) — на шийці ендопротеза. Завдяки конструктивним особливостям модульної системи при використанні її як ендопротеза зона максимального напруження (92,9 МПа) визначається на несучому стрижні в зоні перелому, а на його дистальному кінці напруження становить 73,2 МПа. На проксимальному кінці несучого стрижня (зона шийки) величина напруження удвічі нижча за таку в моделі з класичним ендопротезом. В інших контрольних точках даної моделі величини напружень також нижчі за відповідні показники в моделі зі звичайним ендопротезом.

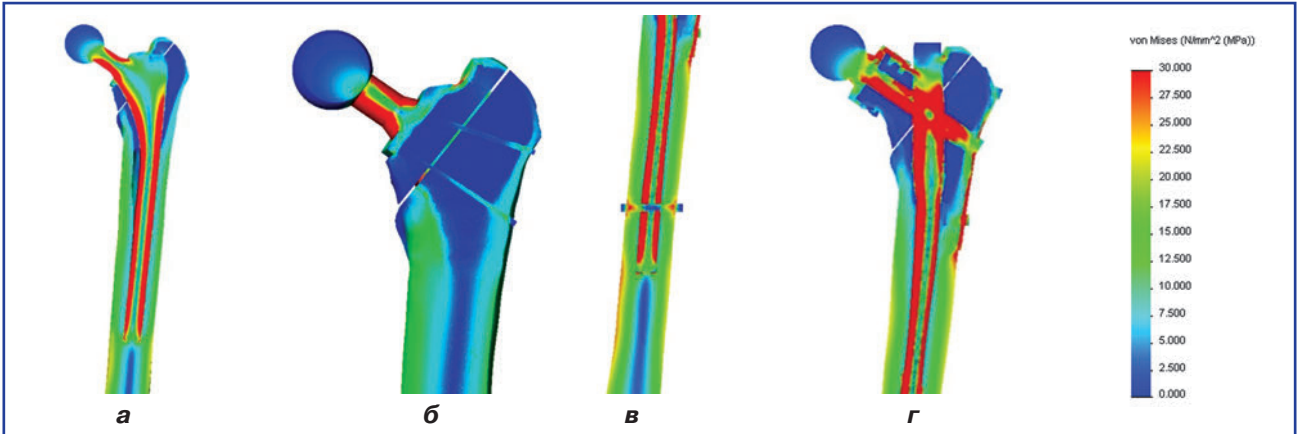
На діаграмі (рис. 17) наведені дані про величини максимальних напружень у кістково-мозковому каналі моделей проксимального відділу стегнової кістки з переломом типу 3.

Як бачимо, як ендопротез, так і модульна система навантажують стінки кістково-мозкового каналу за рахунок інтрамедулярного способу кріплення, що викликає підвищений рівень напружень у цієї зоні з 34,1 до 51,1 МПа при ендопротезуванні та з 30,7 до 68,4 МПа — при використанні модульної системи.

Отже, при використанні ендопротеза рівень напружень в моделі значно знижується. Максимальні напруження виникають в шийці ендопротеза, та спицях, що фіксують кісткові уламки, в місцях перетину ліній переломів. При використанні модульної системи для ендопротезування зони підвищених напружень визначаються в несучому стрижні в зоні перелому та на його дистальному кінці.

### Перелом типу 4

На рис. 18 наведено картину розподілу напружень у моделях проксимального відділу стегнової кістки з переломом типу 4 за Евансом при використанні ендопротезів різних конструкцій.



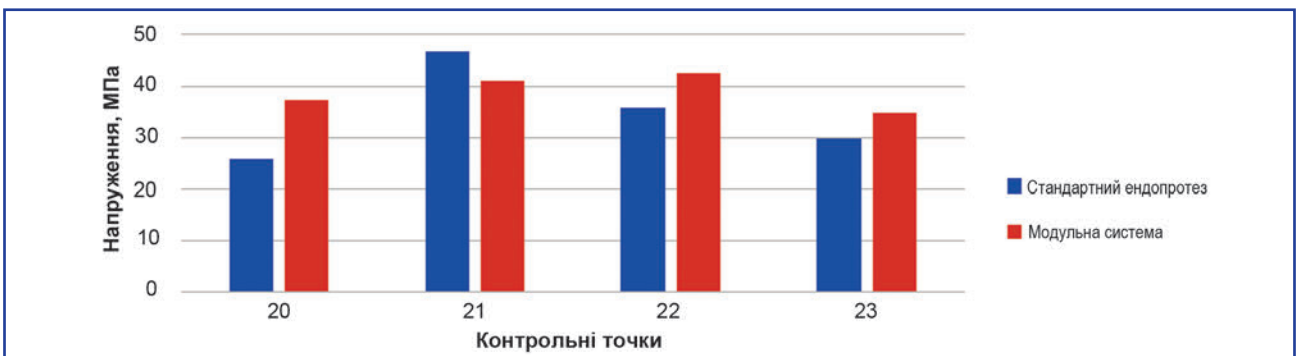
**Рисунок 10.** Картина розподілу напружень у моделі стегнової кістки з переломом типу 2 при ендопротезуванні: а) стандартний ендопротез, розріз по середині діяфіза; б) стандартний ендопротез, зона перелому; в) модульна система, розріз по середині діяфіза; г) модульна система, зона перелому



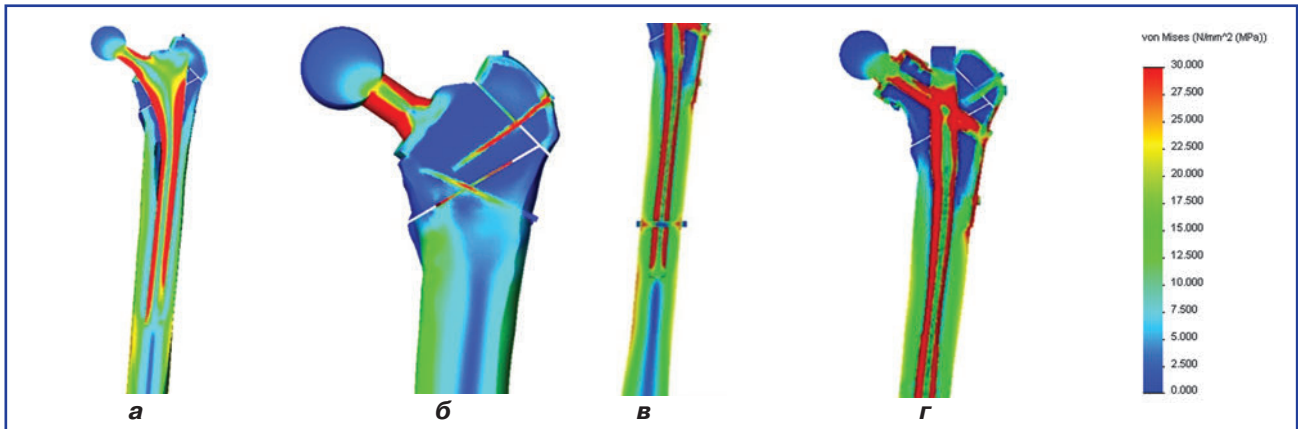
**Рисунок 11.** Напруження на зовнішній поверхні моделей з переломом типу 2 при ендопротезуванні



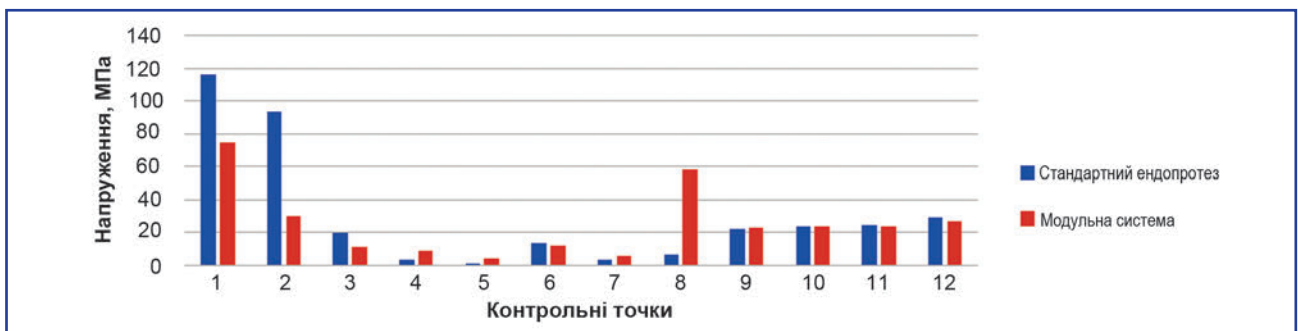
**Рисунок 12.** Напруження на елементах металевих конструкцій у зоні перелому моделей із переломом типу 2



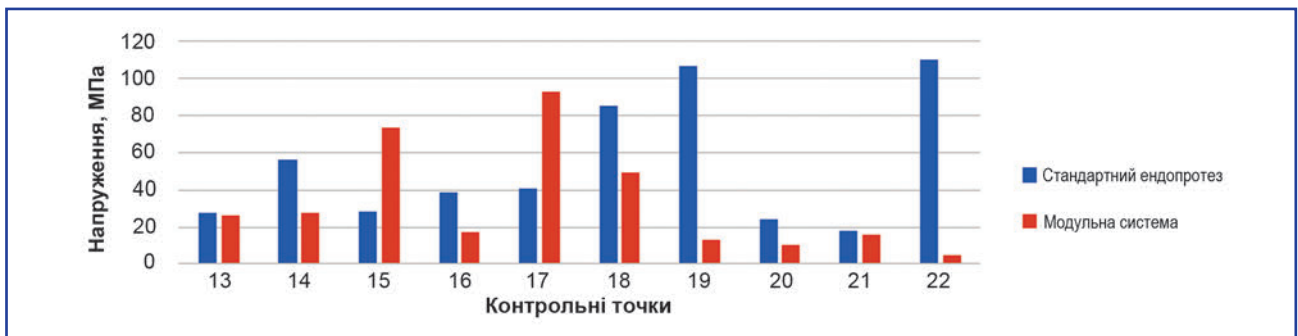
**Рисунок 13.** Напруження в кістково-мозковому каналі моделей із переломом типу 2



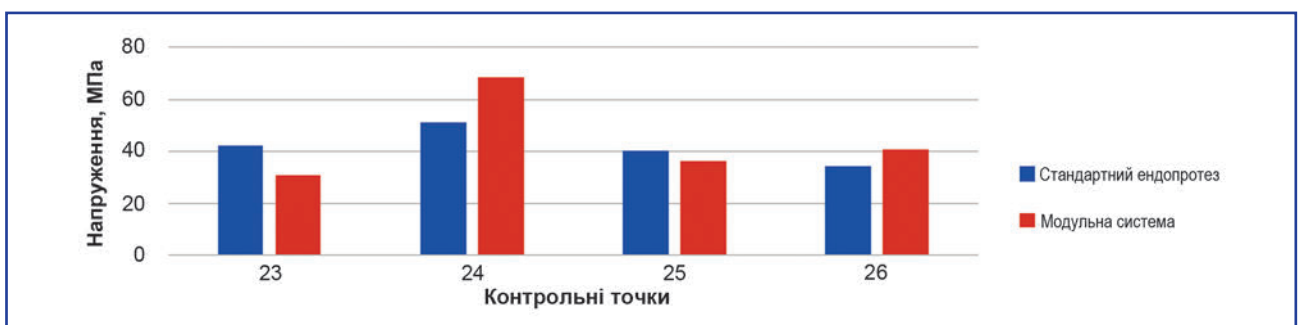
**Рисунок 14.** Картина розподілу напружень у моделі стегнової кістки з переломом типу 3 при ендопротезуванні: а) стандартний ендопротез, розріз по середині діяфіза; б) стандартний ендопротез, зона перелому; в) модульна система, розріз по середині діяфіза; г) модульна система, зона перелому



**Рисунок 15.** Напруження на зовнішній поверхні моделей із переломом типу 3

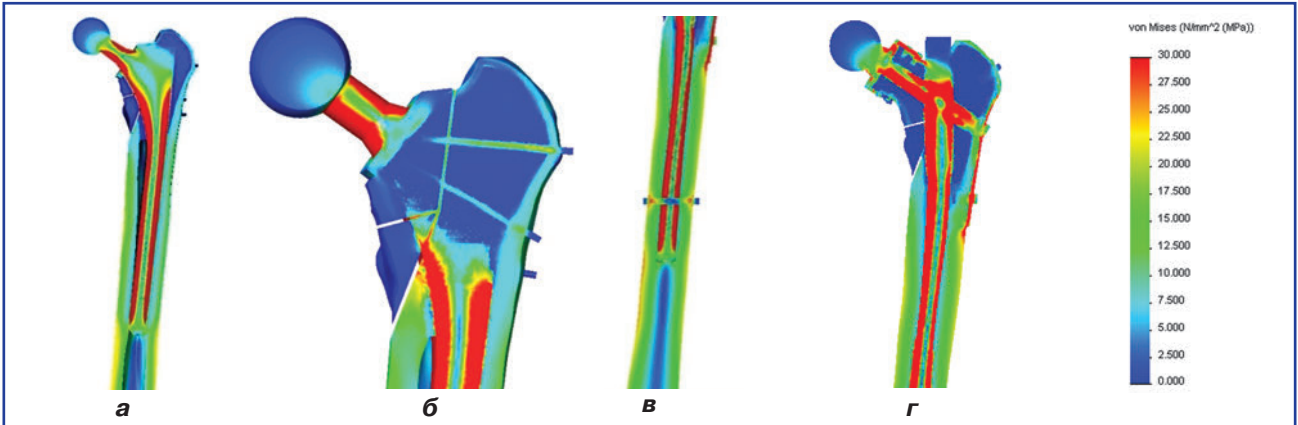


**Рисунок 16.** Напруження в зонах перелому на елементах металевих конструкцій моделей із переломом типу 3

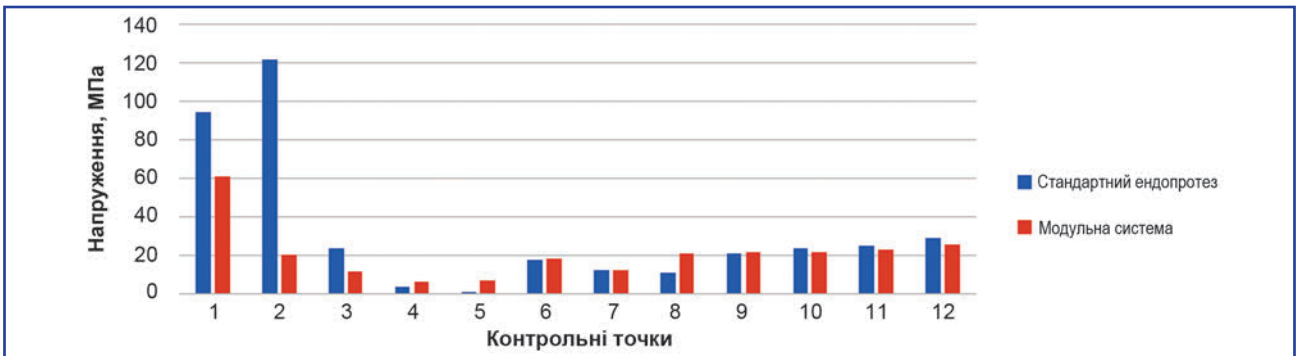


**Рисунок 17.** Напруження в кістково-мозковому каналі моделей із переломом типу 3

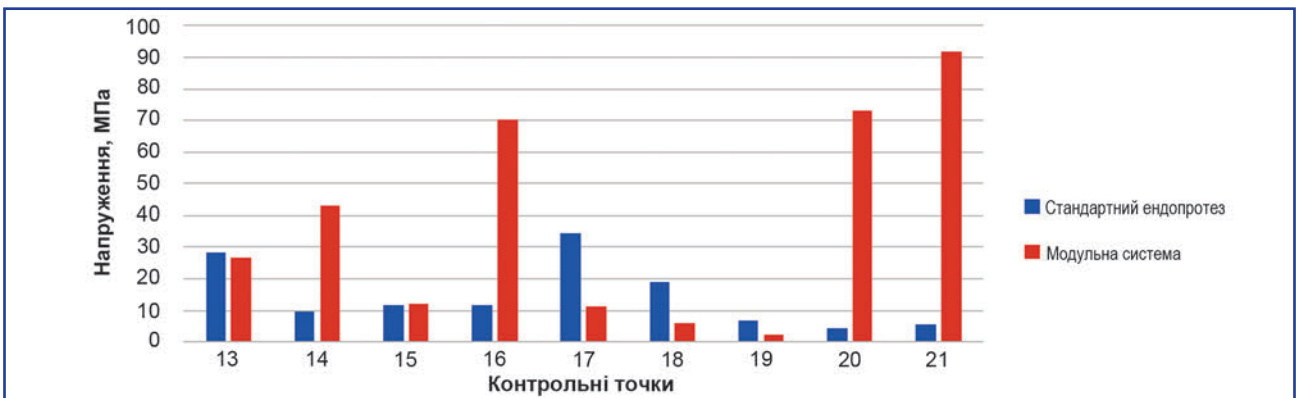




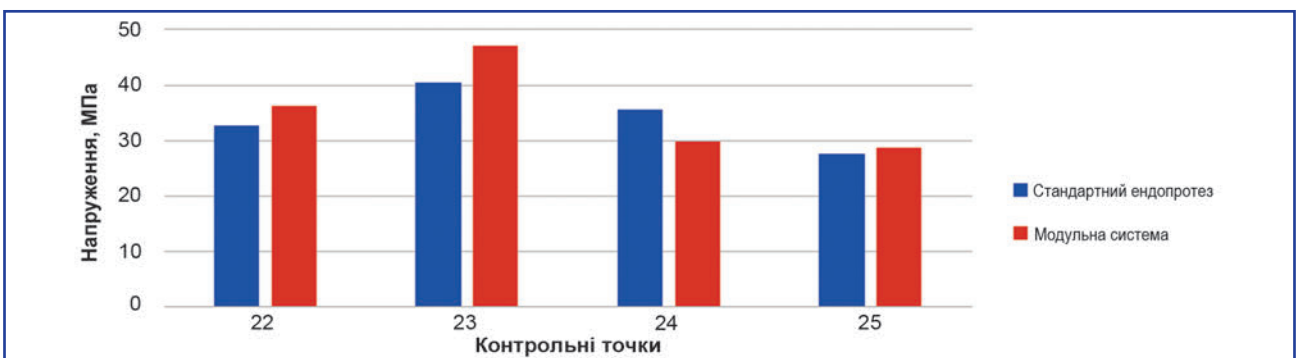
**Рисунок 18.** Картина розподілу напружень у моделі стегнової кістки з переломом типу 4 при ендопротезуванні: а) стандартний ендопротез, розріз по середині діафіза; б) стандартний ендопротез, зона перелому; в) модульна система, розріз по середині діафіза; г) модульна система, зона перелому



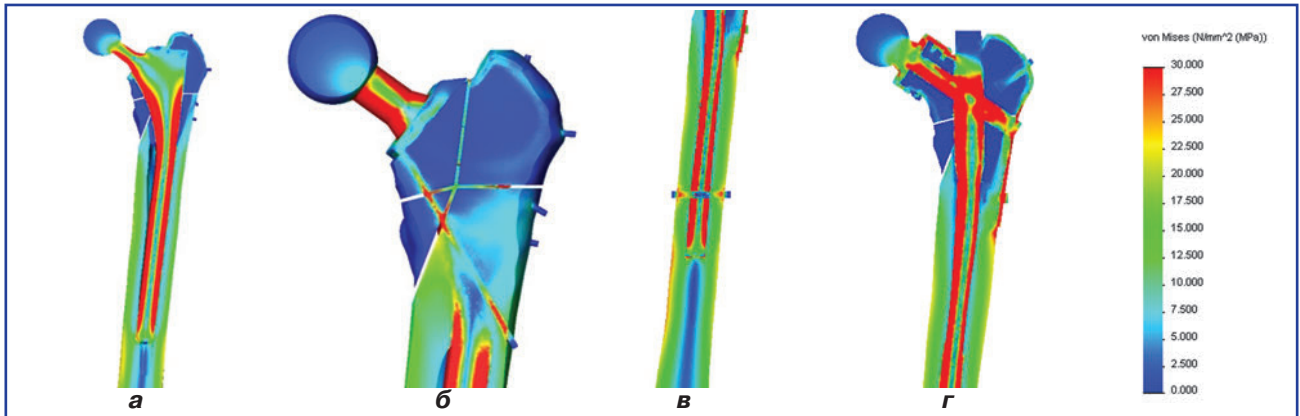
**Рисунок 19.** Напруження на зовнішній поверхні моделей із переломом типу 4



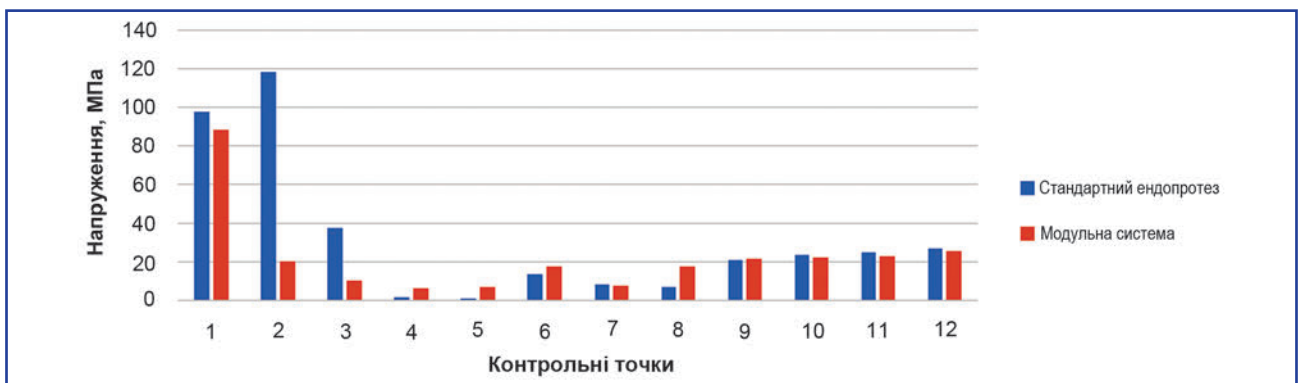
**Рисунок 20.** Напруження в зонах перелому на елементах металевих конструкцій моделей із переломом типу 4



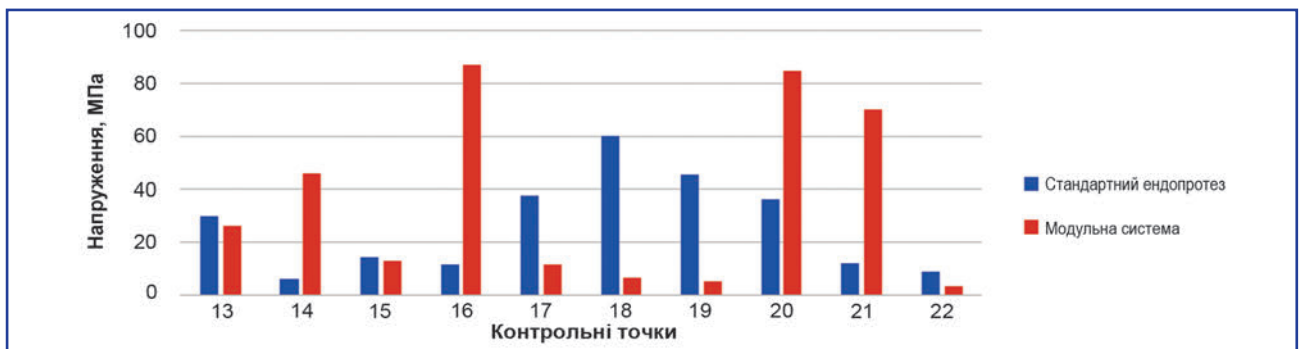
**Рисунок 21.** Напруження в кістково-мозковому каналі моделей із переломом типу 4



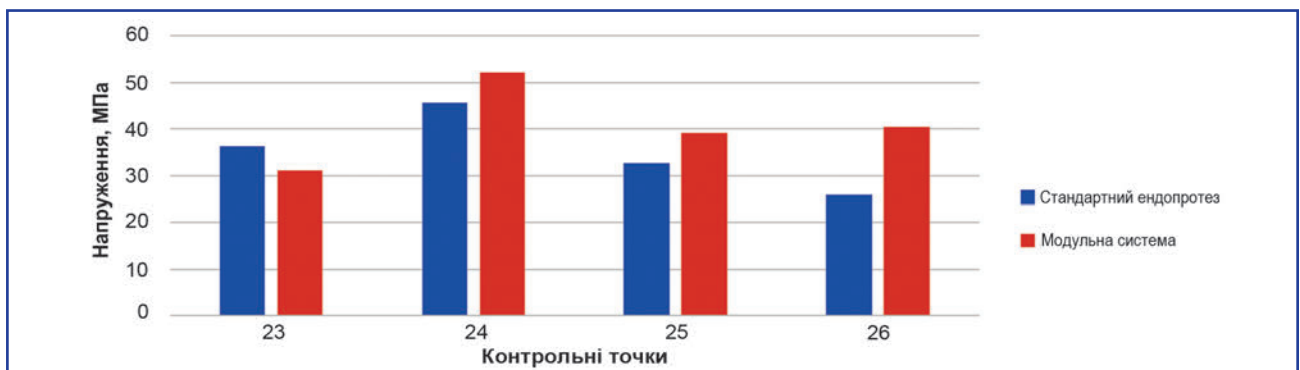
**Рисунок 22.** Картина розподілу напружень у моделі стегнової кістки з переломом типу 5 при ендопротезуванні: а) стандартний ендопротез, розріз по середині діяфіза; б) стандартний ендопротез, зона перелому; в) модульна система, розріз по середині діяфіза; г) модульна система, зона перелому



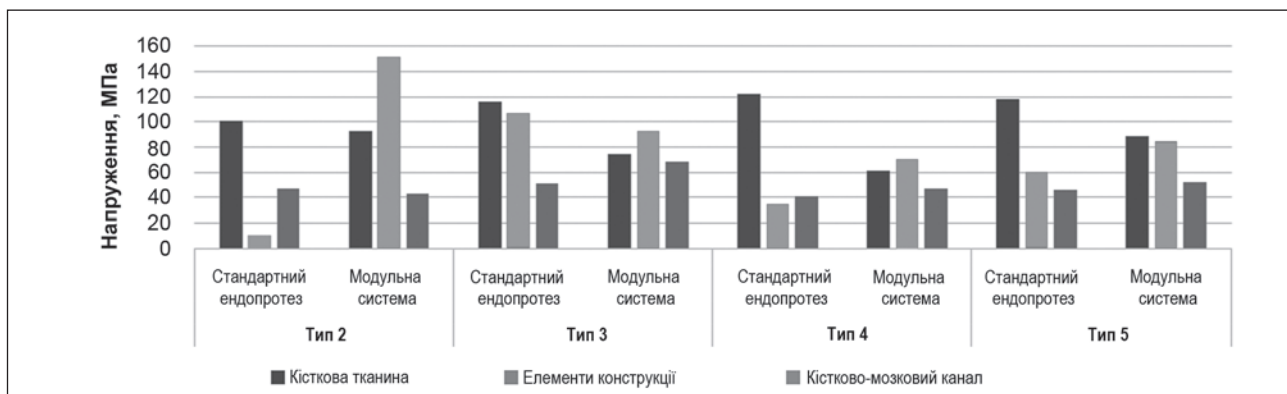
**Рисунок 23.** Напруження на зовнішній поверхні моделей із переломом типу 5



**Рисунок 24.** Напруження в зонах перелому на елементах металевих конструкцій моделей із переломом типу 5



**Рисунок 25.** Напруження в кістково-мозковому каналі моделей із переломом типу 5



**Рисунок 26. Максимальне напруження в моделях стегнової кістки з переломами проксимального відділу при ендопротезуванні різними системами**

Традиційно у моделі з ендопротезом спостерігаємо зони підвищених навантажень на шийці та ніжці ендопротеза. Доцільно звернути увагу на досить низький рівень напружень на гвинтах, що фіксують уламки навколо ендопротеза. Зони підвищених напружень у моделі з модульною системою розташовані на несучому та інтрамедулярному стрижнях.

Порівняти рівень напружень у моделях проксимального відділу стегнової кістки з переломом типу 4 за Евансом при використанні ендопротезів можна на діаграмі (рис. 19).

Рівні напружень на всіх контрольних точках моделей майже не відрізняються один від одного. Виняток становить зона шийки, де рівень напружень у моделі з модульною системою значно нижчий за такий у моделі з ендопротезом. При використанні ендопротеза найбільш навантаженою є шийка ендопротеза, де величина напруження сягає значень від 94,8 до 122,2 МПа. Найменш навантаженим виявився уламок малого вертлюга — максимальний рівень напруження від 1,0 до 3,2 МПа. У зоні великого вертлюга та вздовж лінії перелому спостерігаються величини напружень від 10,8 до 17,5 МПа. У діафізарній частині стегнової кістки відзначалось напруження від 21,1 до 28,9 МПа. У моделі з модульною системою зона максимального напруження (61,3 МПа) була на шийці. Величини напружень у діафізарній частині практично не відрізняються від таких у моделі з класичним ендопротезом і перебувають у межах від 21,6 до 25,8 МПа.

Рівень напруження в зонах перелому на елементах металевих конструкцій моделей проксимального відділу стегнової кістки з переломом типу 4 за Евансом при ендопротезуванні відображено на діаграмі (рис. 20).

На діаграмі чітко видно, що рівень напруження в несучому стрижні модульної конструкції в декілька разів перевищує такий у відповідних контрольних точках моделі з ендопротезом. При використанні ендопротеза зона максимального напруження (34,6 МПа) визначається на гвинті, що фіксує уламок великого вертлюга, а також у діафізі стегнової

кістки на рівні дистального кінця ніжки ендопротеза (28,3 МПа). Величини напруження в зоні перелому виявляються дуже незначними, практично на всіх ділянках перебувають на рівні від 4,5 до 19,0 МПа. У моделі з модульною системою зони підвищених напружень припадають на несучий стрижень — 92,0 МПа в зоні шийки, 73,0 МПа — в зоні його перетину з інтрамедулярним стрижнем, 70,3 МПа — на дистальному кінці. В інших контрольних точках показники величин напружень можуть бути порівнянними з показниками в аналогічних контрольних точках моделі з ендопротезом.

На діаграмі (рис. 21) наведені дані про величини максимальних напружень у кістково-мозковому каналі моделей з переломом типу 4.

Як і в попередніх моделях з переломами типу 2 і 3, ніжка ендопротеза та інтрамедулярний стрижень модульної системи навантажують стінки кістково-мозкового каналу, що викликає підвищений рівень напруження в кістковій тканині — від 27,6 МПа до 40,5 МПа при ендопротезуванні звичайною конструкцією ендопротеза, від 28,8 до 47,1 МПа — при використанні модульної системи.

Отже, при ендопротезуванні кульшового суглоба з переломом типу 4 за Евансом величини напружень як у моделі з класичним ендопротезом, так і в моделі з модульною системою можуть бути порівнянними практично в усіх контрольних точках. Виняток становить несучий стрижень модульної системи, де показники напружень значно вищі, ніж в аналогічних зонах звичайного ендопротеза.

### Перелом типу 5

На рис. 22 наведена картина розподілу напружень у моделі проксимального відділу стегнової кістки з переломом типу 5 за Евансом при використанні ендопротезування.

Проведені дослідження показали, що при використанні звичайного ендопротеза в моделі проксимального відділу стегнової кістки з переломом типу 5 максимальні напруження спостерігаються в елементах ендопротеза, а саме в його ніжці та шийці. Інтенсив-

ність напруження в елементах кісткової тканини має значно нижчий рівень.

Дані про максимальні напруження на зовнішній поверхні моделей з переломом типу 5 наведено на діаграмі на рис. 23.

Велика різниця у величинах напружень спостерігається тільки в ділянці шийки ендопротеза: у класичного ендопротеза вони значно перевищують відповідні показники в контрольних точках моделі з модульною системою. При використанні стандартного ендопротеза зона максимальних напружень припадає на шийку ендопротеза й становить 97,6 МПа на її верхній поверхні та 118,4 МПа — на нижній. Найменш навантаженою зоною є ділянка малого вертлюга, де напруження становить лише 1,0 МПа, та зони, що прилягають до неї, де напруження не перевищує 10,0 МПа. У діафізарній частині стегнової кістки спостерігаються напруження від 21,1 до 23,8 МПа. При використанні модульної системи найбільший рівень напруження (88,2 МПа) спостерігається у верхній частині шийки. В інших контрольних точках напруження розподіляється рівномірно і за абсолютними значеннями не перевищує величини 25,4 МПа в діафізі стегнової кістки та 17,3 МПа — у зоні перелому.

Розрахункові дані про значення величин максимальних напружень у зонах переломів на металевих конструкціях моделей проксимального відділу стегнової кістки з переломом типу 5 за класифікацією Еванса наведені на діаграмі (рис. 24).

При ендопротезуванні кульшового суглоба з вертлюжними переломами стегнової кістки типу 5 при використанні звичайного ендопротеза максимальні значення напружень припадають на зону вздовж ліній переломів — від 36,1 до 60,3 МПа. Також високий рівень напруження визначається на гвинті, що фіксує великий вертлюг, там цей показник сягає значення 37,8 МПа. У моделі з модульною системою максимальний рівень напружень визначається на несучому стрижні: 87,0 МПа — на його дистальному кінці, 70,2 МПа — на проксимальному та 84,7 МПа — у зоні контакту з інтрамедулярним стрижнем. В інших контрольних точках рівень напружень можна порівняти з моделлю, у якій використовується ендопротез.

Наочно порівняти рівень напруження в кістково-мозковому каналі моделей стегнової кістки з переломами проксимального кінця типу 5 за Евансом при ендопротезуванні дозволяє діаграма (рис. 25).

Традиційно, як і для всіх досліджених моделей, при використанні класичного ендопротеза в умовах переломів проксимального відділу стегнової кістки типу 5 рівень напруження в кістково-мозковому каналі визначається в межах від 25,8 до 45,8 МПа, використання модульної системи призводить до аналогічного результату — від 31,0 до 52,3 МПа.

Отже, за результатами моделювання можна стверджувати, що при наявності переломів проксимального відділу стегнової кістки типу 5 за Евансом використання звичайного ендопротеза й модульної системи призводять до появи зон підвищених наван-

тажень саме в елементах металевих конструкцій, це пов'язано виключно з їх конструктивними особливостями.

На завершення ми порівняли величини максимальних напружень, що виникають в елементах моделей стегнової кістки з переломами проксимального відділу типів 2–5 при використанні ендопротеза та модульної системи (рис. 26).

Як показав проведений аналіз, використання модульної конструкції для ендопротезування стегнової кістки при всіх типах переломів її проксимального відділу викликає в елементах моделей напруження, які за максимальними показниками дещо нижчі за такі в моделі зі стандартними ендопротезами. Отже, в елементах металевих конструкцій, навпаки, модульна система виявляється більш напруженою. Рівні напружень у кістково-мозковому каналі є майже однаковим.

## Висновки

При моделюванні варіантів ендопротезування проксимального відділу стегнової кістки з вертлюжними переломами типів 2–5 за класифікацією Еванса визначено, що модульна система при всіх типах переломів дозволяє значно знизити напруження практично в усіх контрольних точках кісткових елементів моделей. В елементах металевих конструкцій за рахунок значно меншої жорсткості у вузлі з'єднання несучого стрижня з інтрамедулярним в першому виникають зони підвищеного напруження, абсолютна величина якого значно більша за показники моделі зі ендопротезом.

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

## Список літератури

1. Little E.A. *A systematic review of the effectiveness of interventions to improve post-fracture investigation and management of patients at risk of osteoporosis* / E.A. Little, M.P. Eccles // *Implementation Science*. — 2010. — Vol. 5. — P. 5-80.
2. Березовский В.А., Колотилев Н.Н. *Биофизические характеристики тканей человека: Справочник*. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.
3. Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер И.С. и др. *Проблема прочности в биомеханике: Уч. пособие для технич. и биол. спец. вузов*. — М.: Высш. школа, 1988. — 311 с.
4. Gere J.M., Timoshenko S.P. *Mechanics of Material*. — 1997. — P. 912.
5. Янсон Х.А. *Биомеханика нижней конечности человека*. — Рига: Зинатне, 1975. — 324 с.
6. Зенкевич О.К. *Метод конечных элементов в технике* — М.: Мир, 1978. — 519 с.
7. Алямовский А.А. *SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов* / А.А. Алямовский. — М.: ДМК Пресс, 2004. — 432 с.
8. *Спосіб лікування уламкових переломів, хибних суглобів та переломів проксимального відділу стегна після металоостеосинтезу: Пат. № 101594 UA. МПК А61В 17/56 (2006.01) /*



Мазняков С.М., Гурбанова Т.С., Чеверда В.М., Хвисьюк О.М., Бабалян В.О., Кальченко А.В., Черепов Д.В. № и20150209; заявл. 10.03.2015; опубл. 25.09.2015, Бюл. № 18.

9. Бабалян В.О., Лук'янченко В.В., Кальченко А.В. Модульний ендопротез шийки і голівки стегнової кістки: Пат. № 108371 UA. МПК: А61F 2/32, А61В 17/74. № и201600892; заявл. 04.02.2016; опубл. 11.07.2016, Бюл. № 13.

10. Модульний ендопротез проксимального відділу стегнової кістки: Пат. № 109846 UA. МПК: А61F 2/36 / Чеверда В.М., Лук'янченко В.В., Кальченко А.В., Хвисьюк О.М., Бабалян В.О., Черепов Д.В. № и201602558; заявл. 16.03.2016; опубл. 12.09.2016, Бюл. № 17.

11. Модульний ендопротез шийки і голівки стегнової кістки: Пат. № 109803 UA. МПК: А61В 17/56, А61F 2/32, А61F 2/36, А61В 17/72, А61В 17/74 / Лук'янченко В.В., Чеверда В.М., Черепов Д.В., Хвисьюк О.М., Кальченко А.В.,

Бабалян В.О. № и201601835; заявл. 26.02.2016; опубл. 12.09.2016, Бюл. № 17.

12. Бабалян В.О., Лук'янченко В.В., Гурбанова Т.С. Спосіб інтрамедулярного остеосинтезу переломів проксимального відділу стегнової кістки: Пат. № 113792. МПК А61В 17/56 (2006.01), А61В 17/74 (2006.01), А61F 2/32 (2006.01). № и201609184; заявл. 01.09.2016; опубл. 10.02.2017, Бюл. № 3.

13. Модульна система для інтрамедулярного остеосинтезу переломів проксимального відділу стегнової кістки: Пат. № 114072 UA. МПК А61В 17/56 (2006.01), А61В 17/74 (2006.01), А61F 2/32 (2006.01) / Бабалян В.О., Володькова Н.В., Лук'янченко В.В., Хвисьюк О.М., Черепов Д.В. № и201609424; заявл. 12.09.2016; опубл. 27.02.2017, Бюл. № 4.

Отримано 11.02.2018 ■

Бабалян В.А.<sup>1</sup>, Карпинский М.Ю.<sup>2</sup>, Яресько А.В.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Харьковская медицинская академия последипломного образования, г. Харьков, Украина

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

### Анализ напряженно-деформированного состояния моделей вертельных переломов бедренной кости после эндопротезирования

**Резюме. Актуальность.** Переломы проксимального отдела бедренной кости у людей пожилого и старческого возраста являются сложной медико-социальной проблемой. Нами разработан и внедрен в медицинскую практику метод лечения переломов проксимального отдела бедренной кости. В основе данного метода лежит цементная биполярная гемиартропластика с аугментацией, фиксацией спицами и/или серкляжем у пожилых пациентов. **Цель:** разработать математическую модель вертельных переломов бедра по классификации Эванса и с ее помощью изучить основные зоны напряжений в проксимальном отделе бедра при эндопротезировании с дополнительной фиксацией отломков спицами. **Материалы и методы.** Для решения поставленной задачи были разработаны математические модели бедренной кости с вертельными переломами разных типов по классификации Эванса. Моделировали 4 типа переломов бедренной кости (типы

2–5 по Эвансу). При каждом типе переломов моделировали использование стандартного эндопротеза с фиксацией отдельных отломков спицами и модульного эндопротеза предложенной конструкции. **Выводы.** При моделировании вариантов эндопротезирования проксимального отдела бедренной кости с вертельными переломами типов 2–5 по классификации Эванса определено, что модульная система при всех типах переломов позволяет значительно снизить напряжение практически во всех контрольных точках костных элементов моделей. В элементах металлических конструкций за счет значительно меньшей жесткости в узле соединения несущего стержня с интрамедулярным в первом возникают зоны повышенного напряжения, абсолютная величина которого значительно больше, чем в модели с эндопротезом.

**Ключевые слова:** переломы; эндопротезирование; проксимальный отдел бедренной кости

V.A. Babalian<sup>1</sup>, M.Yu. Karpinsky<sup>2</sup>, A.V. Jaresko<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, Kharkiv, Ukraine

<sup>2</sup>State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the Academy of Medical Science of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

### Analysis of stress-strain state of trochanteric femoral fracture models after joint endoprosthesis

**Abstract. Background.** Recrowbars proximal femur in people of elderly and senile age are complex medical and social problem we developed and introduced into medical practice method for treatment of fractures of the proximal part of the femur at the core. This method is the bipolar hemiarthroplasty with augmentation cement, detent spokes in elderly patients. The purpose was to develop a mathematical model of trochanteric hip fractures on the classification of Evans and using it to explore the main areas of tension in the thighs in the proximal section endoprosthesis with extra fixation of fragments spokes. **Materials and methods.** For the task were developed mathematical models of femur fractures of spits different types of classification Evans. 4 types of Simulated fractures

of the femur (2-5 types on Evans). Each type of fracture simulated using a standard implant with fixing individual fragments knitting and modular Endoprosthesis of the proposed design. **Conclusions.** When modeling options for treating femoral proximal femur fractures spits 2-5 types for classification of Evans, it is determined that the modular system in all types of fractures, can significantly reduce the voltage, virtually all control points of bone modeling elements. In the elements of metal structures, at the expense of significantly lesser rigidity connection node bearing rod with intramedullary, the first elevated stress zones occur where an absolute they are usually much higher than in the model with the prosthesis.

**Keywords:** fractures; arthroplasty; proximal femoral bone