

## АНАЛІЗ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ МОДЕЛЕЙ ВЕРТЛЮГОВИХ ПЕРЕЛОМІВ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ТИПУ 3 ЗА ЕВАНСОМ ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ

Бабаліян 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

<sup>2</sup>ДУ "Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України"

**Резюме.** Переломи проксимального відділу стегнової кістки у людей похилого 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 лежить цементна біполярна геміартропластика з аугментацією, фіксацією спицями і (або) серкляжем у пацієнтів похилого віку. **Мета дослідження.** Розробити математичну модель вертлюгових переломів стегна за класифікацією Еванса та за її допомогою вивчити основні напрямки навантаження у проксимальному відділі стегна при ендопротезуванні з додатковою фіксацією уламків спицями. **Матеріали і методи.** Для вирішення поставленого завдання нами були розроблені математичні моделі стегнової кістки з вертлюговими переломами різних типів за класифікацією Еванса. Моделювали вертлюгові переломи стегнової кістки типу 3 за Евансом із використанням стандартного ендопротеза з фіксацією окремих уламків спицями та модульного ендопротеза запропонованої конструкції. **Висновки.** При моделюванні варіантів ендопротезування проксимального відділу стегнової кістки з вертлюговими переломами типу 3 за класифікацією Еванса визначено, що модульна система при всіх типах переломів дозволяє значно знизити напруження практично на всіх контрольних точках кісткових елементів моделей. В елементах металевих конструкцій за рахунок значно меншої жорсткості у вузлі з'єднання несучого стержня з інтрамедулярним у першому виникають зони підвищених напружень, де за абсолютною величиною вони значно більші, ніж у моделі з ендопротезом.

**Ключові слова:** переломи проксимального відділу стегнової кістки, ендопротезування, стандартний ендопротез, модульний ендопротез, математична модель вертлюгових переломів стегна, зони підвищених напружень.

### Вступ

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

Біомеханічні особливості кульшового суглоба ускладнюють можливості стабільної та тривалої фіксації фрагментів. Порушення кровопостачання головки стегнової кістки внаслідок перелому на фоні наявного остеопорозу, складності післяопераційного ведення, численні ускладнення змушують багатьох авторів досить стримано ставитися до органозберігаючих втручань у пацієнтів старших

вікових груп, тому що жоден із сучасних методів остеосинтезу не дозволяє здійснити раннє навантаження. Ендопротезування кульшового суглоба у цього контингенту дозволяє досягти функціонального відновлення. Деякі дослідники вважають, що за швидкістю досягнення клінічного ефекту ендопротезуванню немає альтернативи.

Нами розроблений та впроваджений у медичну практику метод лікування переломів проксимального відділу стегна (патент України № 101594). В основі цього методу лікування переломів лежить цементна біполярна геміартропластика з аугментацією, фіксацією спицями і (або) серкляжем у пацієнтів похилого віку. Інша наша розробка (патент України 108371;109846;109803;113792;114072) дозволяє використати можливість виконання фіксацій перелому проксимального відділу стегна, а при незадовільній консолідації та відповідних показаннях перейти до модульного ендопротезування кульшо-

вого суглоба зі збереженням стегнового компонента фіксатора.

Математичне моделювання із використанням методу скінченних елементів дає можливість визначити умови сумісного функціонування стегнової кістки з розробленими металевими конструкціями та порівняти їх з існуючими.

**Мета роботи** — розробити математичну модель вертлюгових переломів стегна за класифікацією Еванса та за її допомогою вивчити основні напрямки навантаження у проксимальному відділі стегна при ендопротезуванні з додатковою фіксацією уламків спицями та модульним запропонованим фіксатором.

## Матеріали і 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 із вертлюговими переломами типу 3 за класифікацією Еванса. Моделювали використання стандартного ендопротеза з фіксацією окремих уламків спицями та модульного ендопротеза запропонованої конструкції.

На рис. 1 наведено моделі стегнових кісток із вертлюговими переломами типу 3 за класифікацією Еванса при використанні ендопротезів.

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

Модель містить 153 158 скінченних елементів та має 228 219 вузлів. У нашому дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Скінченним елементом був обраний 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. У моделі використовували контакт між елементами типу “bonded”. Механічні характеристики біологічних [2] та штучних матеріалів [3] наведені в табл. 1.

Таблиця 1

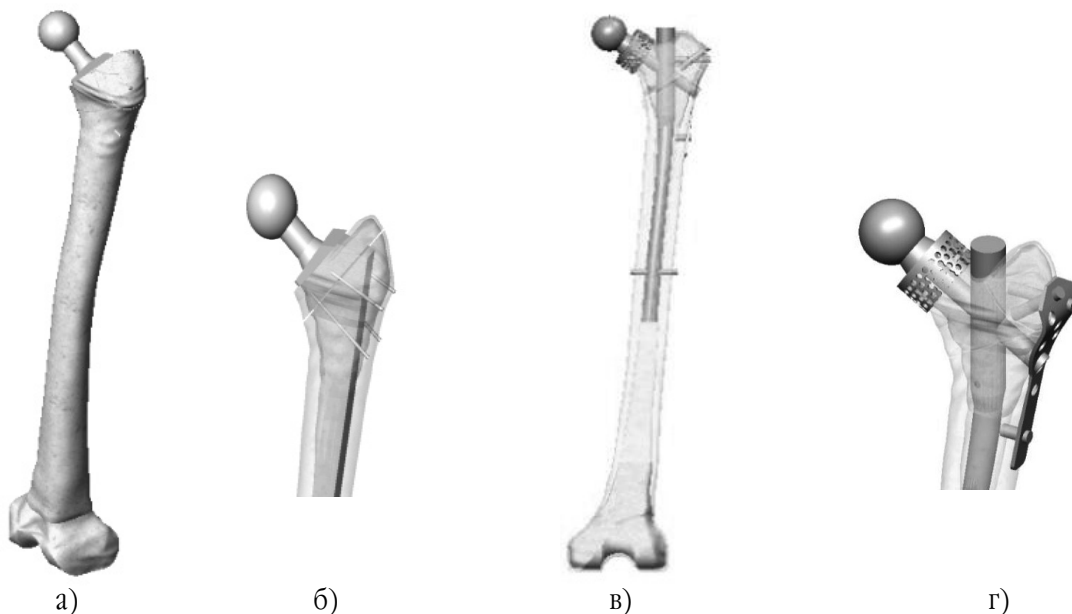
### Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

| 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 BT-16        | $1,1 \cdot 10^5$     | 0,2                        |

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

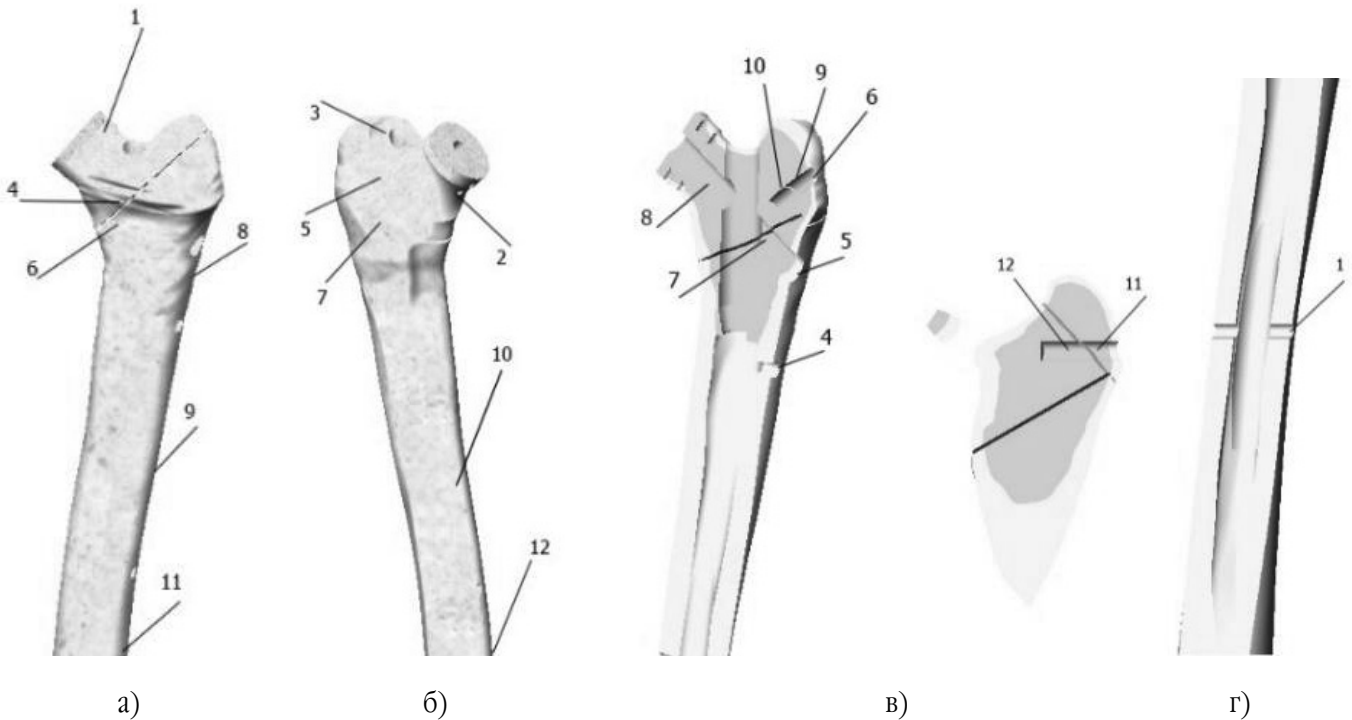
Схема навантаження моделей наведена на рис. 3.

У відповідності з даними літератури, з метою компенсації обертаючого моменту, викликаного дією сили маси тіла, до великого вертлюга та крила здухвинної кістки прикладали силу, що імітувала дію групи м'язів, які відводять стегно, величиною 1225 Н [5-7].



**Рис. 1.** Модель перелому проксимального відділу стегнової кістки (тип 3):

а) загальний вигляд моделі з ендопротезом; б) розтин моделі з ендопротезом; в) загальний вигляд моделі з ендопротезом модульної системи; г) розтин моделі з ендопротезом модульної системи



**Рис. 2.** Схема розташування контрольних точок на моделі перелому проксимального відділу стегнової кістки (тип 3): а) вигляд ззаду; б) вигляд спереду; в), г) вид у розтині



**Рис. 3.** Схема навантаження моделей

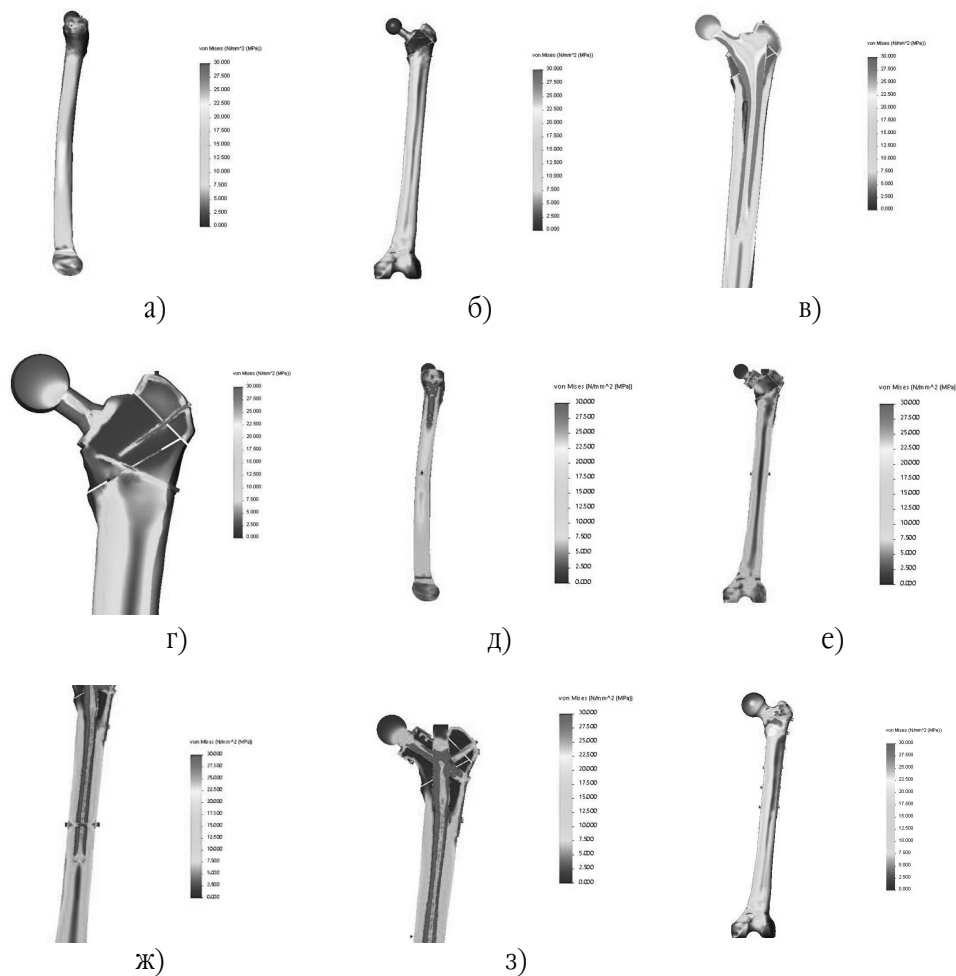
В якості критерію оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [8].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [9].

### Результати та їх обговорення

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. Рис. 4 відображає напружено-деформований стан моделей проксимального відділу стегнової кістки з ендопротезами при переломі типу 3.

Використання ендопротеза за наявності перелому проксимального відділу стегнової кістки типу 3 за Евансом призводить до виникнення зон максимальних напружень саме на шийці та ніжці ендопротеза. Зони максимальних напружень спостерігаються у діафізарній частині на кінці ніжки ендопротеза та в місцях контакту з шийкою ендопротеза. Дані про величини максимальних напружень на зовнішній поверхні моделей стегнової кістки з переломом типу 3 за Евансом при ендопротезуванні наведені в табл. 2.



**Рис. 4.** Картина розподілу напружень у моделі стегнової кістки з переломом типу 3 при ендопротезуванні: а) латеральна поверхня (ендопротез); б) фронтальна поверхня (ендопротез); в) розтин по середині діафіза (ендопротез); г) зона перелому (ендопротез); д) латеральна поверхня (модульна система); е) фронтальна поверхня; ж) розтин по середині діафіза; з) зона перелому

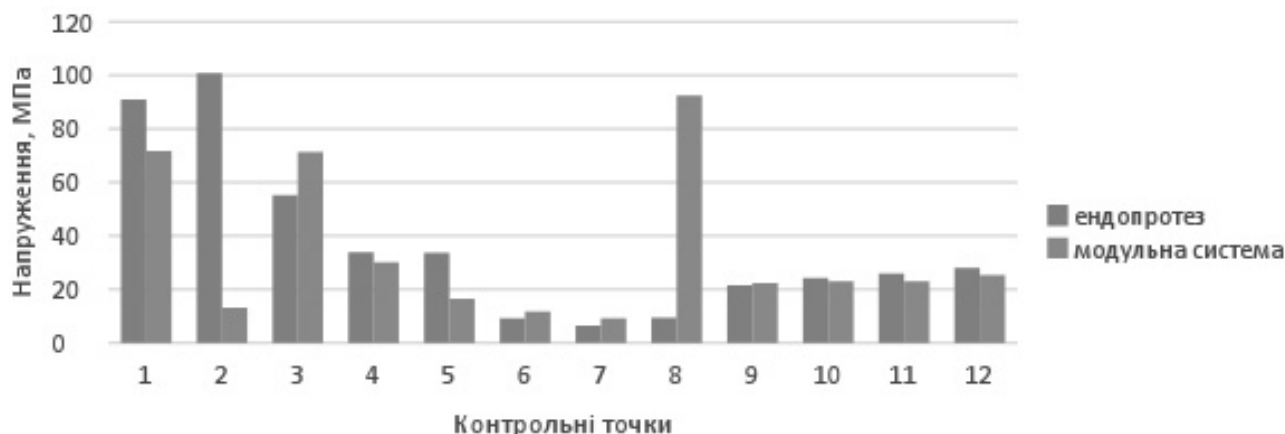
**Таблиця 2**  
**Величини напружень на зовнішній поверхні моделей із переломом типу 3 при ендопротезуванні**

| Контрольна точка | Напруження, МПа |                  |
|------------------|-----------------|------------------|
|                  | Ендопротез      | Модульна система |
| 1                | 90,9            | 71,8             |
| 2                | 100,8           | 13,2             |
| 3                | 55,2            | 71,3             |
| 4                | 33,9            | 30,1             |
| 5                | 33,7            | 16,5             |
| 6                | 9,3             | 11,8             |
| 7                | 6,6             | 9,3              |
| 8                | 9,4             | 92,4             |
| 9                | 21,5            | 22,3             |
| 10               | 24,3            | 23,0             |
| 11               | 25,9            | 23,0             |
| 12               | 28,1            | 25,4             |

Порівняти рівень напружень по зовнішній поверхні моделей із переломом типу 3 при ендопротезуванні можна за допомогою діаграми, що наведена на рис. 5.

Як показали наші дослідження, при ендопротезуванні найбільш високий рівень напружень спостерігається у шийці ендопротеза 100,8 МПа в її верхній частині та 90,9 МПа в нижній. У зоні перелому величини напружень не значні і 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 картина розподілу напружень дещо інша. Зона максимальних напружень (92,4 МПа) визначається на латеральній поверхні стегнової кістки навколо дистального кінця несучого стержня, 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 відміннос-



**Рис. 5.** Діаграма величин напружень на зовнішній поверхні моделей із переломом типу 3 при ендопротезуванні

ті між моделями спостерігаються у двох зонах: по верхній поверхні шийки та по латеральній поверхні стегнової кістки, що можна пояснити конструктивними особливостями модульної системи, в якій шийка ендопротеза не є монолітною конструкцією, а являє собою “коромисло” з точкою обертання на інтрамедулярному стержні. Це призводить до розвантаження шийки, але викликає підвищення напруження на дистальному кінці несучого стержня.

У табл. 3 наведені значення максимальних величин напружень на елементах металевих конструкцій у зоні перелому в моделях проксимального відділу стегнової кістки з переломом типу 3 за Евансом при ендопротезуванні.

Порівняти рівень напружень на елементах металевих конструкцій у зоні перелому на моделях із переломом типу 3 за Евансом при використанні ендопротезів різної конструкції можна за допомогою діаграми, що наведена на рис. 6.

Напруження на металевих елементах модульної системи в зоні перелому значно перевищують аналогічні показники, що визначаються у моделі з кла-

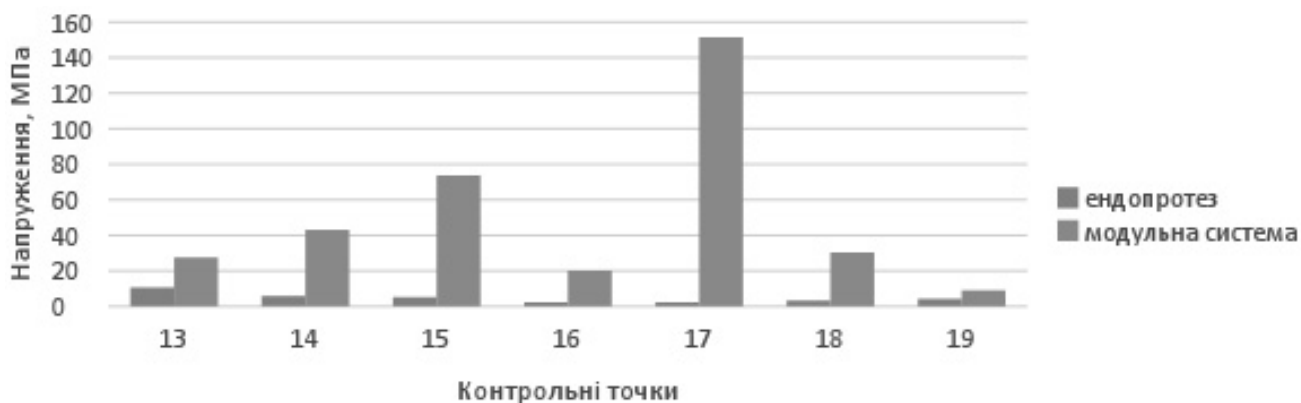
сичним ендопротезом, практично у всіх контрольних точках.

Таблиця 3

**Величини напружень на елементах металевих конструкцій у зоні перелому моделей із переломом типу 3**

| Контрольна точка | Напруження, МПа |                  |
|------------------|-----------------|------------------|
|                  | Ендопротез      | Модульна система |
| 13               | 10,7            | 27,6             |
| 14               | 6,0             | 43,2             |
| 15               | 5,3             | 73,8             |
| 16               | 2,2             | 20,3             |
| 17               | 2,2             | 151,4            |
| 18               | 3,4             | 30,5             |
| 19               | 4,3             | 9,1              |

При ендопротезуванні майже все навантаження припадає саме на ендопротез, тому напруження у кістковій тканині дуже низькі. Так, у зоні перелому величини



**Рис. 6.** Діаграма величин напружень на елементах металевих конструкцій у зоні перелому моделей із переломом типу 3

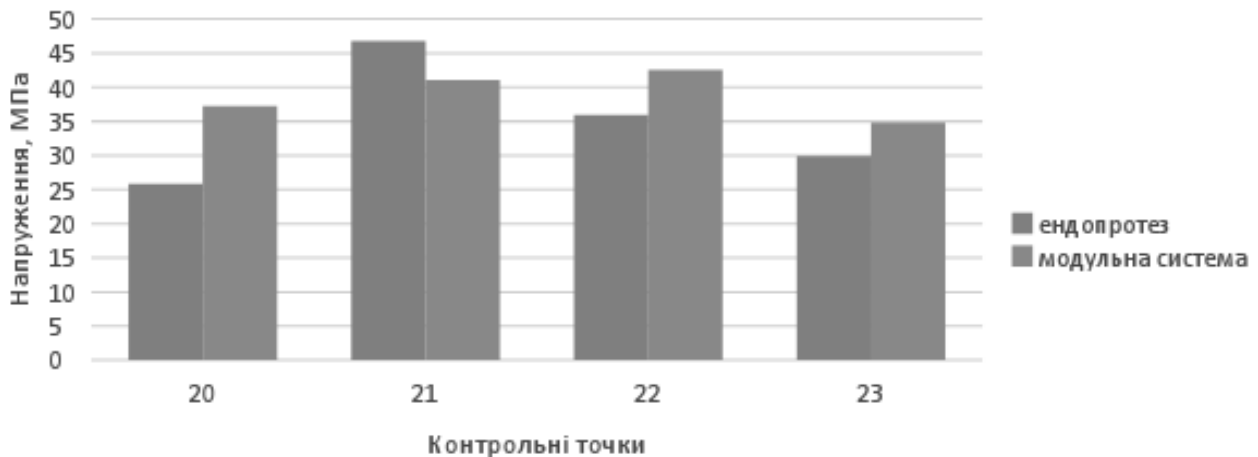


Рис. 7. Діаграма величин напружень у кістково-мозковому каналі моделей із переломом типу 3

ни напружень виявляються у 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 в місці вузла з'єднання несучого та інтрамедулярного стержнів призводить до підвищеного рівня напружень у міжвертлюговій зоні стегнової кістки та сягає максимального значення 151,4 МПа на несучому стержні в зоні перелому та на дистальному кінці несучого стержня – 73,8 МПа.

У таблиці 4 наведені значення максимальних напружень, що виникають у кістково-мозковому каналі моделей проксимального відділу стегнової кістки з переломом типу 3 за Евансом при використанні ендопротезів різних конструкцій.

Таблиця 4

**Величини напружень у кістково-мозковому каналі моделей із переломом типу 3**

| Контрольна точка | Напруження, МПа |            |
|------------------|-----------------|------------|
|                  | Остеосинтез     | Ендопротез |
| 20               | 25,8            | 37,2       |
| 21               | 46,8            | 41,1       |
| 22               | 35,9            | 42,5       |
| 23               | 29,9            | 34,8       |

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 і навколо інтрамедулярного стержня модульної системи, де величини напружень виявляються на рівні від 34,8 до 42,5 МПа. Більш наочно цю тенденцію можна простежити за даними діаграми (рис. 7).

**Висновки**

При моделюванні варіантів ендопротезування проксимального відділу стегнової кістки з вертлю-

говими переломами типу 3 за класифікацією Еванса визначено, що модульна система при всіх типах переломів дозволяє значно знизити напруження практично на всіх контрольних точках кісткових елементів моделей. В елементах металевих конструкцій за рахунок значно меншої жорсткості у вузлі з'єднання несучого стержня з інтрамедулярним у першому виникають зони підвищених напружень, де за абсолютною величиною вони значно більші, ніж у моделі з ендопротезом.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів під час підготовки статті.

**Література**

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. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник / В.А. Березовский, Н.Н. Колотилов. – К. : Наукова думка, 1990. – 224 с.
3. Gere J.M. Mechanics of Material / J.M. Gere, S.P. Timoshenko. – Boston–London : PWS, 1997. – 912 p.
4. Образцов И.Ф. Проблема прочности в биомеханике: Уч. пособие для технич. и биол. спец. ВУЗов / И.Ф. Образцов, И.С. Адамович, И.С. Барер [и др.]. – М. : Высш. школа, 1988. – 311 с.
5. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека / Х.А. Янсон. – Рига : Зинатне, 1975. – 324 с.
6. Pauwels F. Biomechanics of the Locomotor Apparatus / F. Pauwels, New York : Springer Verlag, 1980 (7). – P. 1–228.
7. Bergmann G. Hip contact forces and gait patterns from routine activities / G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann [et al.] // Journal of Biomechanics. – 2001. – № 34. – P. 859–871.
8. Зенкевич О.К. Метод конечных элементов в технике / О.К. Зенкевич. – М. : Мир, 1978. – 519 с.
9. Алямовский А.А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А.А. Алямовский. – М. : ДМК Пресс, 2004. – 432 с.

**ANALYSIS OF THE STRESS-DEFORMED CONDITION OF MODELS OF VERTEBRAL FRACTURES OF THE FEMUR OF TYPE 3 ACCORDING TO THE EVANS-JENSEN CLASSIFICATION AFTER HIP REPLACEMENT**

Babalian V.O., Karpinskyi M.Iu., Yaresko O.V.

**Summary.** Fractures of the proximal femur in people of elderly and senile age are complex medical and social problems. We developed and introduced into medical practice a method of treating fractures of the proximal femur. This method is based on cement bipolar hemiarthroplasty with augmentation, fixation with knitting needles and/or cerclage in elderly patients. **Objective:** to develop a mathematical model of vertebral fractures of the hip according to the Evans-Jensen classification and with its help to study the main stress zones in the proximal femur with endoprosthesis with additional fixation of fragments with spokes. **Materials and Methods.** To solve this problem, mathematical models of the femur with vertebral fractures of different types were developed according to the Evans-Jensen classification. The femoral fractures of type 3 were modeled by this classification using a standard endoprosthesis with fixation of individual fragments with spokes and a modular endoprosthesis of the proposed design. **Conclusions.** By modeling the variants of endoprosthesis replacement of the proximal femur with vertebral fractures of type 3 according to the Evans-Jensen classification, it is determined that the modular system in all types of fractures allows to significantly reduce stresses, practically at all control points of the bone elements of models. In the elements of metal structures, due to a much lesser stiffness in the joint node of the bearing and the intramedullary rods, there are zones of increased stresses in the bearing rod, where they are significantly higher (by absolute value) than in the model with an endoprosthesis.

**Key words:** fractures of the proximal femur, hip replacement, standard endoprosthesis, modular endoprosthesis, mathematical model of vertebral fractures of the thigh, zones of increased stresses.

**АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ МОДЕЛЕЙ ВЕРТЕЛЬНЫХ ПЕРЕЛОМОВ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ТИПА 3 ПО ЭВАНСУ ПОСЛЕ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ**

Бабальян В.А., Карпинский М.Ю., Ярьсько А.В.

**Резюме.** 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 бедра. В основе данного метода лежит цементная биполярная гемияртропластика с аугментацией, фиксацией спицами и (или) серкляжем у пациентов пожилого возраста. **Цель исследования.** 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 переломы бедренной кости типа 3 по Эвансу с использованием стандартного эндопротеза с фиксацией отдельных отломков спицами и модульного эндопротеза предложенной конструкции. **Выводы.** При моделировании вариантов эндопротезирования проксимального отдела бедренной кости с вертельными переломами типа 3 по классификации Эванса определено, что модульная система при всех типах переломов позволяет значительно снизить напряжение практически на всех контрольных точках костных элементов моделей. В элементах металлических конструкций за счет значительно меньшей жесткости в узле соединения несущего стержня с интрамедуллярным в первом возникают зоны повышенных напряжений, где по абсолютной величине они значительно выше, чем в модели с эндопротезом.

**Ключевые слова:** переломы проксимального отдела бедренной кости, эндопротезирование, стандартный эндопротез, модульный эндопротез, математическая модель вертельных переломов бедра, зоны повышенных напряжений.