

## ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ МОДЕЛІ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ З КОНСТРУКЦІЄЮ ДЛЯ ЗАМІЩЕННЯ ДЕФЕКТУ ДИСТАЛЬНОГО ВІДДІЛУ

Проф. О. Є. ВИРВА, І. В. ШЕВЧЕНКО

*ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України»,  
Харків, Україна*

**За допомогою методу математичного моделювання авторами встановлено напружно-деформовані стани в системі «ендопротез — стегнова кістка». Аналіз експериментально отриманих результатів дозволив визначити найбільш оптимальні співвідношення в конструкції даного протеза залежно від довжини резекції дистального відділу стегнової кістки.**

*Ключові слова: дистальний відділ стегнової кістки, математичне моделювання, модульні ендопротези, пухлинне ураження кісток, переломи ендопротезів, напружно-деформовані стани.*

Дистальний відділ стегнової кістки — ділянка скелету, що найчастіше вражається злоякісними пухлинами. За даними різних авторів, його ураження становить до 50–75% від усіх пухлин кісток [1–4]. Через те що ділянка колінного суглоба несе на собі велике статичне і динамічне навантаження, найбільш сприятливим є використання металевих ендопротезів. Світовий та вітчизняний досвід сучасної ортопедії доводить, що найкращі результати при виконанні органозберігаючих оперативних втручань досягають з використанням індивідуальних систем ендопротезів [5, 6]. У теперішній час розроблена та впроваджується в медичну практику велика кількість штучних конструкцій для заміщення кісткових дефектів [7, 8]. У зв'язку з цим виникає потреба вивчення умов взаємодії цих конструкцій з кісткою [9, 10]. Біологічні та біомеханічні фактори відіграють ключову роль у довготривалій успішній «експлуатації» ендопротезів, особливо у молодих людей зі сприятливим прогнозом для життя.

Розвиток таких ускладнень, як переломи ендопротезів (ніжок, тіла) (рис. 1), перипротезні переломи кістки, залежить від конструктивних особливостей самого ендопротеза, від діаметра каналу кістки та, відповідно, діаметра ніжки ендопротеза, довжини резекції кістки, а також техніки виконання хірургічного втручання [11–14]. Складність вирішення цієї проблеми полягає в неможливості вивчити стан системи «ендопротез — кістка» в експериментальних умовах. Сучасні можливості математичного моделювання дають змогу впритул підійти до вирішення питання про можливу величину напруги кісткової тканини та імплантатів для заміщення кісткових дефектів, з'ясувати, які напруження виникають на межі контакту біологічних та штучних тканин, тощо [15–17]. Найбільш ефективним інструментом для вирішення цих питань є метод кінцевих елементів.

Ідеєю метода кінцевих елементів при вирішенні крайових задач є кускова апроксимація невідомих функцій. Область складної форми подається у вигляді сукупності областей простої геометричної форми (кінцевих елементів), на кожній з яких вводиться набір базисних функцій (функцій форми). Для дискретизації ділянок складної форми виконується їх розрізання на трикутники (для плоских ділянок) або тетраедри (при тримірних варіантах). Функції, які знаходять, апроксимуються в області елемента лінійними комбінаціями функції форми. Вони вибираються так, щоб значення апроксимаційних функцій на елементі визначалися показниками цих функцій або їх похідних у заданому наборі точок (вузлових), з яких хоча б частина має лежати на межі елемента. Елементи з'єднуються між собою в цих вузлових точках, що забезпечує об'єднання їх у загальну кінцево-елементну модель конструкції.

Таким чином, задача визначення функцій в континуальних ділянках здійснюється визначенням дискретного набору зв'язаних із ними значень у вузлових точках кінцево-елементної моделі конструкції. Кожній вузловій змінній відповідає деяка функція, яку можна розглядати як координатну, застосовуючи для визначення невідомих значень, які представляють рішення крайових задач.

Мета дослідження: дослідити механічні особливості взаємодії стегнової кістки з конструкцією ендопротеза для заміщення її дефектів шляхом вивчення напружно-деформованого стану конструкції та проксимальної частини стегнової кістки залежно від кута нахилу інтрамедулярного стрижня відносно модуля конструкції; від довжини інтрамедулярного стрижня; від висоти резекції.

У роботі використано математичне моделювання за допомогою методу кінцевих елементів на об'ємній моделі стегнової кістки. Модель побудовано у вигляді тривимірного об'єкта з відтворенням анатомічних особливостей проксимального та дистального відділів кістки (прототипом була

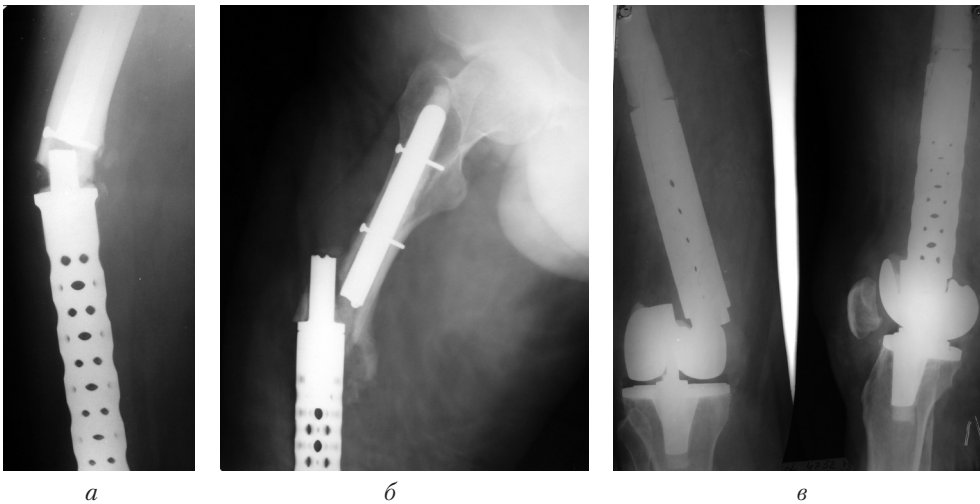


Рис. 1. Фотовідбитки рентгенограм пацієнтів із переломами ніжки (*а, б*) та тіла (*в*) ендопротеза дистального відділу стегнової кістки

ліофілізована нативна чоловіча права стегнова кістка — навчальний препарат). Модель відтворювала також анатомічні особливості діафіза — наявність пілястра (заднього гребня) та антекурвацію.

Модель складалась із двох частин: 1 — зовнішньої, яка мала механічні характеристики кортикальної кістки; 2 — внутрішньої у формі порожнистого стрижня, яка мала характеристики губчастої кістки (рис. 2).

Для подальших досліджень у цій моделі стегнової кістки видаляли дистальну частину і на місце видаленої кістки встановлювали імплантат.

Досліджувані моделі розбивалися на певну кількість кінцевих елементів. У даній моделі використано від 45 до 47 тис. стандартних кінцевих елементів. Кожен з елементів має певне число ступенів свободи, відповідно до яких програма COSMOS визначає значення нормальних та тангенціальних напружень для кожного вузла і су-

марні напруження, автоматично розраховує коефіцієнти жорсткості.

Навантаження конструкції виконувалося в двох ділянках: у верхній (зони великого і малого вертлюга, голівка стегнової кістки), в нижній (зони латеральної та медіальної кісточок). Величина навантаження на голівку стегна дорівнювала 100 Н та була спрямована перпендикулярно до поверхні голівки стегна (рис. 3б). Величина навантаження на великий вертлюг дорівнювала 558 Н і була спрямована від зони навантаження під кутом  $5^\circ$  до вертикалі (рис. 3а). Величина навантаження на малий вертлюг дорівнювала 280 Н і була спрямована від зони навантаження під кутом  $35^\circ$  до вертикалі.

Навантаження на колінний суглоб дорівнювало 100 Н, які розподілялися між медіальною та латеральною кісточками у співвідношенні 1:2 відповідно (рис. 4).



Рис. 2. Кінцево-елементна модель стегна з імплантатом

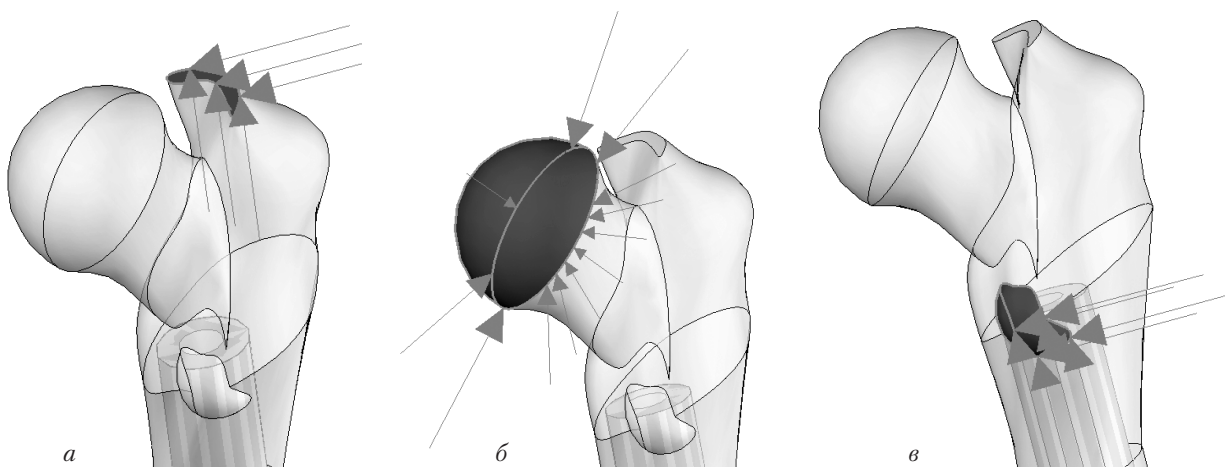


Рис. 3. Навантаження верхньої частини стегнової кістки: *а* — великий вертлюг; *б* — голівка стегна; *в* — малий вертлюг

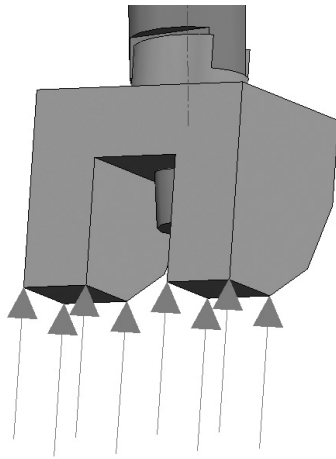


Рис. 4. Навантаження нижньої частини стегнової кістки

Матеріал кістки прийнятий ортотропним (із трьома ортогональними площинами пружної симетрії).

Механічні характеристики матеріалів, що використовувалися в розрахунках, взято з літературних джерел: кісткової тканини [1], характеристики імплантату [2].

### 1. Вивчення напружено-деформованого стану конструкції та проксимальної частини стегнової кістки залежно від кута нахилу інтрамедулярного стрижня відносно модуля конструкції

Для вивчення механічних особливостей взаємодії системи «ендопротез — стегнова кістка» нами було розроблено три варіанти моделі, які відтворюють заміщення кісткового дефекту імплантатами із різною величиною кута між його верхньою та середньою частинами. Дослідження напружено-деформованого стану моделей здійснювалося в умовах навантаження чотирма способами: величина кута між віссю стегна та лінією навантаження колінного суглоба становила 0, 30, 60 та 90°. Такий підхід дав змогу змоделювати роботу колінного суглоба в різних положеннях (наприклад, під час ходьби).

Аналіз даних напружено-деформованого стану моделі з кутом нахилу між інтрамедулярним стрижнем та модулем імплантату 0° та при чотирьох зазначених способах навантаження колінного суглоба показав, що зміна кута навантаження на стегновий компонент колінного суглоба не приводить до зміни зон максимальних навантажень у кожному з елементів конструкції, а суттєво змінюється лише величина максимального навантаження (від 131,9 МПа при куті навантаження на колінний суглоб 30° до 264,4 МПа при куті навантаження на колінний суглоб 90°) в інтрамедулярному стрижні імплантату, яка розташована навколо стопорних гвинтів, та великі навантаження розташовані по всій довжині стрижня. Для середньої частини імплантату зона максимальних напружень

Таблиця 1

### Механічні характеристики матеріалів, використаних у моделі

| Матеріал           | Характеристики              |                            |
|--------------------|-----------------------------|----------------------------|
|                    | $E_x$ модуль пружності, МПа | Коефіцієнт Пуассона, $\nu$ |
| Кортикальна кістка | 1500                        | 0,29                       |
| Губчаста кістка    | 500                         | 0,3                        |
| Титан ВТ-6         | 1,1 · 10 <sup>5</sup>       | 0,2                        |

лежить завжди в нижній медіальній ділянці конструкції. Концентрація напружень у цій зоні обумовлена тим, що конструкція з'єднувального вузла має прямокутний вигляд. Вирішити це питання можна шляхом усунення гострих кутів (наприклад, виконання вузла з'єднання конічної форми).

Аналіз даних, отриманих стосовно другої моделі (кут між верхньою та середньою частинами імплантату становив 2°), показав, що зміна кута навантаження на стегновий компонент колінного суглоба також не призводить до зміни зон максимальних навантажень у кожному з елементів конструкції, а суттєво змінюється лише величина максимального навантаження в інтрамедулярному стрижні імплантату (від 118,4 МПа при кутах навантаження колінного суглоба 30° та 90° до 248 МПа при куті навантаження колінного суглоба 60°), яка розташована навколо стопорних гвинтів, великі навантаження також розподілені по всій довжині стрижня. Але, на відміну від попередньої моделі, зміна кута навантаження призводить до досить великих коливань величини максимального напруження в процесі зміни кута навантаження колінного суглоба. Для середньої частини імплантату зона максимальних напружень розташована завжди в нижній медіальній ділянці.

Аналіз даних, отриманих стосовно третьої моделі (кут між верхньою та середньою частинами імплантату — 5°), показав, що суттєво змінюється величина максимального навантаження в стрижні імплантату навколо отворів, великі навантаження також розподілені по всій довжині стрижня, але, на відміну від двох попередніх моделей, зміна кута навантаження майже не призводить до коливань величини максимального напруження (змінюється від 208,4–211,0 МПа при кутах навантаження колінного суглоба 0–60° до 227 МПа при куті навантаження колінного суглоба 90°). Для середньої частини імплантату маємо вже дві зони, в яких акумулюються великі напруження, — верхньої латеральної та нижньої медіальної ділянок. Крім того, виникає зона додаткових напружень на лінії контакту кістки з конструкцією, в якій величина напружень зростає до 20 МПа порівняно з 5 МПа при кутах нахилу інтрамедулярного стрижня відносно модуля 0–2°.

Наведені дані свідчать, що величина кута між віссю стегна та лінією навантаження колінного

Таблиця 2

**Величина максимальних напружень у стрижні імплантату (МПа)**

| Величина кута між віссю стегна та лінією навантаження колінного суглоба | Величина кутів між верхньою та середньою частинами імплантату |        |        |
|---|---|--------|--------|
|   | 0°  | 2°     | 5°     |
| 0°  | 132,29  | 218,07 | 211,06 |
| 30°   | 131,82  | 118,40 | 208,38 |
| 60°   | 240,27  | 247,94 | 210,81 |
| 90°   | 264,42  | 118,39 | 226,98 |

суглоба суттєво не впливає на характер розподілу напружень у стрижні імплантату (табл. 2) та розташування зони максимальних напружень у середній частині імплантату. Але слід зазначити, що кожен варіант установки кута нахилу інтрамедулярного стрижня має власні механічні особливості.

Більш наочно характер зміни напружень в інтрамедулярному стрижні залежно від кута його нахилу до модуля, а також від кута навантаження колінного суглоба наведено на рис. 5.

На графіку видно, що максимальні значення напружень мало відрізняються для різних кутів установки стрижня (227,0–264,4 МПа), але при куті установки стрижня 0° спостерігається стрибкоподібна зміна значень напруження майже в два рази. При куті нахилу інтрамедулярного стрижня 2° величина напружень сягає максимальних значень при кутах навантаження колінного суглоба 0, 30° та набуває мінімальних значень при кутах навантаження колінного суглоба 60, 90°. При куті нахилу інтрамедулярного стрижня 5° величина напружень має найбільш рівномірний характер, але при такій конструкції виникають піки напружень у кістковій тканині на межі «імплантат – кістка».

Таким чином, можна зробити висновок про те, що величина кута нахилу інтрамедулярного стрижня не повинна перевищувати 5°, але вибір кута його нахилу більшою мірою залежить від анатомічних особливостей стегнової кістки пацієнта.

**2. Вивчення напружно-деформованого стану конструкції та проксимальної частини стегнової кістки залежно від довжини інтрамедулярного стрижня**

На наступному етапі нами було розроблено три варіанти моделі, які відтворюють заміщення кісткового дефекту імплантатами із різною довжиною стрижня. Досліджувалися моделі з довжиною інтрамедулярного стрижня 80, 110, 140 мм. Було проведено дослідження напружно-деформованого стану моделей, які навантажувалися чотирма способами: величина кута між віссю стегна та лінією навантаження колінного суглоба становила 0, 30, 60 та 90°.

Аналіз результатів навантаження і розподіл напружно-деформованого стану моделі з кутом

Таблиця 3

**Величина максимальних напружень у стрижні імплантату (МПа)**

| Величина кута між віссю стегна та лінією навантаження колінного суглоба | Довжина стрижня, мм |        |        |
|---|---------------------|--------|--------|
|   | 80                  | 110    | 140    |
| 0°  | 544,90              | 211,06 | 144,57 |
| 30°   | 374,60              | 208,38 | 139,80 |
| 60°   | 358,94              | 210,81 | 135,00 |
| 90°   | 828,19              | 226,98 | 155,89 |

нахилу між інтрамедулярним стрижнем та модулем імплантату 5° при чотирьох способах навантаження колінного суглоба та стрижнем завдовжки 80 мм показав, що зменшення довжини стрижня призводить до появи додаткової зони великих напружень у верхній латеральній частині стегнової кістки, вище кінця інтрамедулярного стрижня, при цьому величина максимальних напружень у стрижні значно підвищується порівняно зі стрижнем довжиною 110 мм (828 МПа та 227 МПа відповідно).

Проаналізовані дані навантаження і розподіл напружно-деформованого стану моделі з кутом нахилу між інтрамедулярним стрижнем та модулем імплантату 5° при чотирьох способах навантаження колінного суглоба і стрижнем завдовжки 140 мм свідчать, що збільшення довжини стрижня сприяє зменшенню навантаження на нього та діяфізі стегнової кістки, але розташування кінця стрижня в міжвертлюговій зоні призводить до перерозподілу напружень у ділянці великого вертлюга (7 МПа порівняно з 1,5 МПа при більш коротких стрижнях), що, у свою чергу, може деформувати кульшовий суглоб у цілому (табл. 3).

Як наведено на графіку (рис. 6), величина напружень в інтрамедулярному стрижні зростає при

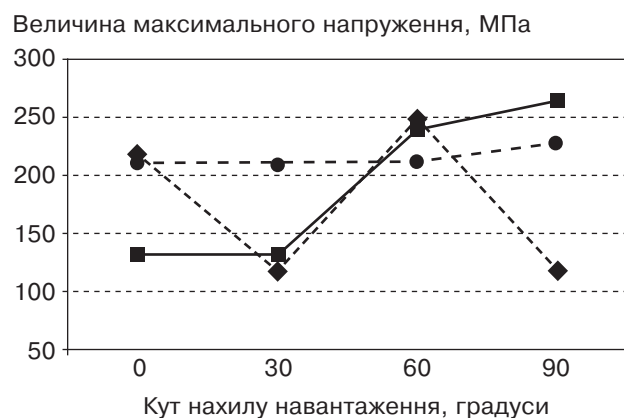


Рис. 5. Графік залежності величини максимального напруження від величини кута між віссю стегна та лінією навантаження колінного суглоба:

—■— 0°; —◆— 2°; —●— 5°

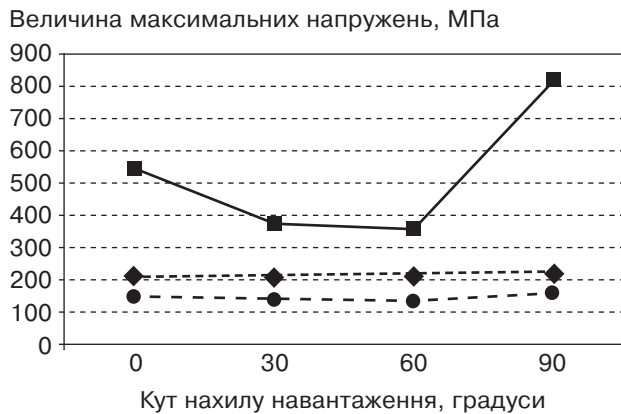


Рис. 6. Графік залежності величини максимального напруження від довжини стрижня: —■— 80 мм; —◆— 110 мм; —●— 140 мм

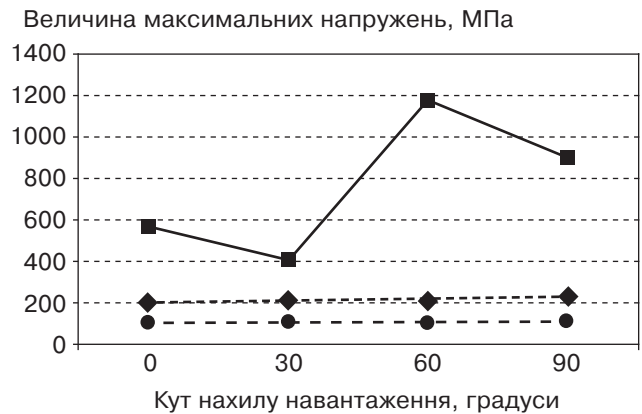


Рис. 7. Графік залежності величини максимального напруження від довжини стрижня: —■— 96 мм; —◆— 196 мм; —●— 296 мм

зменшенні його довжини, але при підборі довжини стрижня в кожному випадку слід звертати увагу на те, щоб його кінець не потрапив у міжвертлюгову зону, оскільки у цьому разі відповідно до результатів наших досліджень можуть виникати певні складнощі зі станом кісткової тканини в зоні великого вертлюга.

### 3. Дослідження напружно-деформованого стану конструкції та проксимальної частини стегнової кістки залежно від висоти резекції

На цьому етапі нами було розроблено дві моделі, які відтворюють заміщення кісткового дефекту імплантатами із різною довжиною модуля. Вивчалися моделі з довжиною модуля 96, 196, 296 мм. Було проведено дослідження напружно-деформованого стану моделей, які навантажувалися чотирма способами: величина кута між віссю стегна та лінією навантаження колінного суглоба становила 0, 30, 60 та 90°.

Аналіз результатів навантаження і розподіл напружно-деформованого стану моделі з кутом нахилу між інтрамедулярним стрижнем та модулем імплантату 5° при чотирьох зазначених способах навантаження колінного суглоба та модулем завдовжки 96 та 196 мм показав, що зменшення довжини модуля веде до появи зони великих напружень у латеральній частині стегнової кістки (15 МПа в кістковій тканині та 1182 МПа в нижній частині інтрамедулярного стрижня), що може призвести навіть до руйнування середньої частини стегна або перелому інтрамедулярного стрижня.

Найбільшої величини напруження в інтрамедулярному стрижні досягають при куті навантаження на колінний суглоб 60° (1182 МПа), а найменшої — при куті нахилу 30° (412 МПа). Можливо, це пов'язано з тим, що при побудові даної моделі ми змінюємо анатомічні характеристики стегнової кістки.

Результати навантаження і розподіл напружно-деформованого стану моделі з кутом нахилу

між інтрамедулярним стрижнем та модулем імплантату 5° при чотирьох зазначених способах навантаження колінного суглоба та довжиною стрижня 296 мм.

Як показали проведені дослідження, збільшення довжини модуля до 296 мм приводить до зниження максимальних значень напружень в інтрамедулярному стрижні до 112 МПа, при цьому такі величини спостерігаються при всіх кутах навантаження колінного суглоба. Слід зазначити, що при даній висоті резекції зона максимальних навантажень зміщується в модуль ендопротеза, і напруження кісткової тканини в діяфізі стегнової кістки значно зменшується (0,4 МПа порівняно з 15 МПа при довжині модуля 96 мм). Однак при цьому визначається концентрація напружень у зоні великого вертлюга, що пов'язано з проникненням інтрамедулярного стрижня в міжвертлюгову зону. Тому при виборі конструкції ендопротеза для заміщення дефектів верхньої третини стегнової кістки треба обирати довжину інтрамедулярного стрижня таким чином, щоб він не потрапив у міжвертлюгову зону і мав достатню довжину.

Для порівняння механічних особливостей взаємодії системи «ендопротез — стегнова кістка» залежно від висоти резекції наводимо значення максимальних напружень для кожної моделі при різних кутах навантаження колінного суглоба (табл. 4).

Як показано на графіку (рис. 7), при резекції діяфіза стегнової кістки в нижній третині спостерігається значне підвищення напружень як в інтрамедулярному стрижні, так і в діяфізі кістки, що досягають значень, близьких до критичних (1182 МПа). Резекція стегна на рівні середньої та верхньої третин приводить до загального зниження напружень незалежно від кута навантаження колінного суглоба (227 і 112 МПа при довжині модуля 196 мм та 296 мм відповідно) завдяки переходу зони максимальних напружень із кісткової тканини на модуль ендопротеза. Такі результати можна пояснити тим, що при довжині модуля

Таблиця 4

**Величина максимальних напружень у стрижні імплантату (МПа)**

| Величина кута між віссю стегна та лінією навантаження колінного суглоба | Довжина модуля, мм |        |        |
|---|--------------------|--------|--------|
|   | 96                 | 196    | 296    |
| 0°  | 575,42             | 211,06 | 111,66 |
| 30°   | 412,42             | 208,38 | 111,91 |
| 60°   | 1182,50            | 210,81 | 112,09 |
| 90°   | 898,67             | 226,98 | 112,05 |

96 мм резекція стегна здійснюється нижче вершини анатомічного викривлення кістки. Спроба установити прямий інтрамедулярний стрижень у найбільш вигнуту ділянку кістки призводить до виникнення додаткових напружень. Незважаючи на те що найбільш низьке напруження (112 МПа) спостерігається при резекції стегна у верхній третині, негативним моментом можна вважати виникнення концентрації максимальних напружень у зоні великого вертлюга, що пов'язано з потраплянням інтрамедулярного стрижня у міжвертлюгову зону.

Таким чином, за результатами проведеного дослідження можна зробити такі висновки:

– найбільші напруження при роботі конструкції виникають у стрижні по всій його довжині, з максимумами в зонах стопорних гвинтів, в основі інтрамедулярного стрижня та на кутах вузла скріплення модуля ендопротеза з інтрамедулярним стрижнем та суглобовим елементом;

– напруження, які виникають в металічних конструкціях, не мають критичного характеру;

– при куті нахилу інтрамедулярного стрижня до модуля ендопротеза 5° спостерігається концентрація напружень у кістковій тканині в зоні резекції;

– кут між віссю середньої частини імплантату та стрижнем для більш оптимальної роботи конструкції повинен обиратися індивідуально (в межах від 0 до 5°), оскільки може виникнути ситуація, при якій в процесі ходьби виникають додаткові знакозмінні напруження, що призведуть до руйнування конструкції;

– величина напружень, що виникають в інтрамедулярному стрижні, зворотно пропорційна його довжині;

– при потрапленні кінця інтрамедулярного стрижня в міжвертлюгову зону спостерігається концентрація напружень на великому вертлюгу;

– при виборі довжини стрижня слід дотримуватись такого: ніжка не повинна бути коротшою ніж 100 мм, причому кінець ніжки не може розташовуватися в міжвертлюговій зоні;

– при резекції діяфіза стегнової кістки в нижній третині спостерігається значне підвищення напружень як в інтрамедулярному стрижні, так і в діяфізі кістки, що досягають значень, близьких до критичних, внаслідок чого резекція стегна здійснюється нижче вершини анатомічного викривлення кістки, а встановлення прямого інтрамедулярного стрижня в найбільш вигнуту ділянку кістки призводить до виникнення додаткових напружень;

– резекція стегна на рівні середньої та верхньої третин веде до загального зниження напружень незалежно від кута навантаження колінного суглоба завдяки переходу зони максимальних напружень із кісткової тканини на модуль ендопротеза.

**Список літератури**

1. Замещение пострезекционных дефектов коленного сустава при органосохраняющем оперативном лечении его опухолевых поражений / Ф. Ю. Засульский, А. И. Печинский, Т. А. Куляба [и др.] // Травматология и ортопедия России.— 2008.— № 2 (48).— С. 115–121.
2. Osteosarcoma around the knee treated with neoadjuvant chemotherapy and a custom-designed prosthesis / W. Bi, W. Wang, G. Han [et al.] // Orthopedics.— 2013.— Vol. 36, № 4.— P. 444–450.
3. Functional outcome and life quality after endoprosthetic reconstruction following malignant tumours around the knee / G. Skaliczki, I. Antal, J. Kiss [et al.] // Int. Orthop.— 2005.— Vol. 29, № 3.— P. 174–178.
4. Вурва О. Є. Класифікація пухлин кісток / О. Є. Вурва, О. А. Головина // Ортопедия, травматология и протезирование.— 2010.— № 4.— С. 88–91.
5. Седова О. Н. Органосохраняющие операции при злокачественных опухолях области коленного сустава / О. Н. Седова, Г. В. Куропаткин, М. И. Бабкова // Материалы Первого Международного симпозиума пластической и реконструктивной хирургии в онкологии. 19–21 марта 1997 р., Москва.— М., 1997.— С. 7.
6. Chao E. Y. S. Biologic composite fixation of porous-coated segmental bone defect replacement prostheses in limb salvage surgery / E. Y. S. Chao, F. H. Sim // J. Biomech.— 1989.— № 1/1.— P. 17.
7. Балберкин А. В. Клиника, диагностика и хирургическое лечение опухолей костей области коленного сустава (обзор литературы) / А. В. Балберкин, Д. А. Шавырин // Саркомы костей.— 2013.— № 1.— С. 15–23.
8. Kotz R. Tumor endoprosthesis in malignant bone tumors / R. Kotz // Orthopäde.— 1993.— Vol. 22.— P. 160–166.
9. Functional outcome after endoprosthetic limb-salvage therapy of primary bone tumours — a comparative analysis using the MSTs score, the TESS and the RNL index / P. U. Tunn, D. Pomraenke, U. Goerling, P. Hohenberger // International Orthopaedics (SICOT).— 2008.— Vol. 32.— P. 619–625.
10. Бабалаев А. А. Реэндопротезирование после органосохраняющих операций у больных опухолями

- костей / А. А. Бабалаев, В. А. Соколовский // Саркомы костей, мягких тканей и опухоли кожи.— 2011.— № 3.— С. 23–28.
11. Survival of modern knee tumor megaprotheses: failures, functional results, and a comparative statistical analysis / E. Pala, G. Trovarelli, T. Calabro [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res.— 2015.— Vol. 473 (3).— P. 891–899.
  12. Advances in segmental endoprosthetic reconstruction for extremity tumors: a review of contemporary designs and techniques / B. T. Palumbo, E. R. Henderson, J. S. Groundland [et al.] // Cancer Control.— 2011.— Vol. 18 (3).— P. 160–170.
  13. Short and long term failure of the modular oncology knee prosthesis / S. Gitelis, J. D. Yergler, N. Sawlani, A. Schiff // Orthop.— 2008.— Vol. 31, № 4.— P. 362–367.
  14. *Зенкевич О.* Метод конечных элементов в технике / О. Зенкевич.— М.: Мир, 1975.— 542 с.
  15. *Алямовский А. А.* SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский.— М.: ДМК Пресс, 2004.— 432 с.
  16. *Березовский В. А.* Биофизические характеристики тканей человека: справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилов.— Л.: Наукова думка, 1990.— 224 с.

### ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ МОДЕЛИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ С КОНСТРУКЦИЕЙ ДЛЯ ЗАМЕЩЕНИЯ ДЕФЕКТА ДИСТАЛЬНОГО ОТДЕЛА

О. Е. ВЫРВА, И. В. ШЕВЧЕНКО

С помощью метода математического моделирования авторами установлены напряженно-деформированные состояния в системе «эндопротез — бедренная кость». Анализ экспериментально полученных результатов позволил определить наиболее оптимальные соотношения в конструкции данного протеза в зависимости от длины резекции дистального отдела бедренной кости.

*Ключевые слова:* дистальный отдел бедренной кости, математическое моделирование, модульные эндопротезы при опухолевом поражении костей, переломы эндопротезов, напряженно-деформированные состояния.

### INVESTIGATION OF STRESS-STRAIN STATE IN FEMUR MODEL WITH THE APPLIANCE FOR DISTAL DEFECT REPLACEMENT

O. Ye. VYRVA, I. V. SHEVCHENKO

Using mathematical simulation the authors determined stress-strain states in the system implant — femur. Analysis of the experimental findings allowed determining the most optimal relationship in the design of this implant depending on the length of resection of the distal femur.

*Key words:* femur distal portion, mathematical simulation, modular implants in bone tumors, implant fracture, stress-strain states.

Надійшла 27.10.2015