

УДК 616.718.16-007.2:616.718.4-001.6](045)

Напружено-деформований стан проксимального відділу стегнової кістки в умовах ендопротезування в разі дефекту шийки на рівні малого вертлюга зі встановленими ніжками різного типу фіксації

В. А. Філіпенко, С. Є. Бондаренко, В. О. Танькут, А. І. Жигун, О. В. Ярьсько

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

In the primary hip arthroplasty, the metaphyseal fixation type stems have proved to be very useful, allowing the stability of the fixation and the diaphyseal section of the femur to remain stable for future revision surgeries. However, with the increase in the defect of bone tissue as a result of trauma, it becomes necessary to use the stems of a second type of fixation. Purpose: to investigate the stress-strain distribution of the proximal femur in conditions of arthroplasty with stems of various types of fixation in case of defect of the femoral neck at the level of a minor trochanter. Methods: using the finite element method, the pelvic and hip joints were modeled in various phases of walking. The model included the endoprosthesis «Zimmer» installed in the left hip joint in two versions — with metaphyseal and diaphyseal stems fixation types. Results: stress-strain distribution of the proximal femur in conditions of endoprosthesis with a femoral neck defect at the level of a minor trochanter was different for variants of the model with diaphyseal and metaphyseal stem fixation in all phases of the movement. The stress-strain data for the version of the model with the metaphyseal fixation stem almost always exceeded the values obtained with the diaphyseal type of fixation. The greatest difference was found for the first and third phases of movement in the upper third of the medial surface of the femur at the site of contact with the endoprosthesis. Conclusions: in the case of a femoral neck defect at the level of a minor trochanter in conditions of endoprosthesis, it is necessary to give preference to the use of an endoprosthesis with a diaphyseal fixation stem. Key words: mathematical models, phases of movement, hip joint, endoprosthesis, types of fixation of the endoprosthesis stems.

При первичном эндопротезировании поврежденного сустава хорошо зарекомендовали себя ножки метафизарного типа фиксации, позволяющие сохранить стабильность фиксации и диафизарного отдела бедренной кости для будущих ревизий. Однако с увеличением дефекта костной ткани в результате травмы возникает необходимость использования ножек диафизарного типа. Цель: исследовать напряженно-деформированное состояние (НДС) проксимального отдела бедренной кости в условиях эндопротезирования с установленными ножками различного типа фиксации при дефекте шейки бедренной кости на уровне малого вертела. Методы: проведено моделирование таза и тазобедренного сустава человека в различных фазах ходьбы методом конечных элементов. Модель включала установленный в левый тазобедренный сустав эндопротез «Zimmer» в двух вариантах — с ножками метафизарного и диафизарного типов фиксации. Результаты: НДС проксимального отдела бедренной кости в условиях эндопротезирования при дефекте шейки бедренной кости на уровне малого вертела отличалось для вариантов модели с ножками диафизарного и метафизарного типа фиксации во всех фазах движения. Показатели НДС для варианта модели с ножкой метафизарного типа фиксации практически всегда превышали значения, полученные при использовании ножки диафизарного типа. Наибольшая разница обнаружена для первой и третьей фаз движения в верхней трети медиальной поверхности бедренной кости в месте контакта с эндопротезом. Выводы: в случае дефекта шейки бедренной кости на уровне малого вертела в условиях эндопротезирования необходимо отдавать предпочтение использованию эндопротеза с ножкой диафизарного типа фиксации. Ключевые слова: математические модели, фазы движения, тазобедренный сустав, эндопротезирование, типы фиксации ножек эндопротеза.

Ключові слова: математичні моделі, фази руху, кульшовий суглоб, ендопротезування, типи фіксації ніжок ендопротеза

Вступ

Кількість незадовільних результатів після ендопротезування кульшового суглоба у хворих із наслідками травм проксимального відділу стегнової кістки залишається високою і становить від 12 до 25 %. Серед цих ускладнень — перипротезні переломи та інфекція, вивихи головки ендопротеза, рання асептична нестабільність ніжки ендопротеза тощо [1–5]. Високий відсоток ускладнень пов'язаний зі змінами анатомії в ділянці проксимального відділу стегнової кістки (як післятравматичними, так і ятрогенними), встановленням металоконструкцій [6].

Сьогодні під час первинного ендопротезування кульшового суглоба широко використовують ніжки метафізарного типу фіксації через задовільні довготривалі результати їхнього використання (понад 20 років) зі стабільністю фіксації до 96 % [7] та можливістю збереження діафізарного відділу стегнової кістки для майбутніх ревізій. Усе це особливо важливо для пацієнтів молодого та зрілого віку. Проте, коли внаслідок травми дефект кісткової тканини поширюється дистальніше до малого вертлюга з руйнуванням дуги Адамса, досягнення стабільної фіксації ніжки ендопротеза в метафізарному відділі стегнової кістки стає проблемою та виникає необхідність використання ніжок іншого типу фіксації [8].

Мета роботи: оцінити напружено-деформований стан (НДС) проксимального відділу стегнової кістки за умов ендопротезування в разі дефекту шийки стегнової кістки на рівні малого вертлюга зі встановленими ніжками різного типу фіксації.

Матеріал та методи

Розглянуто три фази руху для двох варіантів моделей із встановленим ендопротезом в умовах дефекту шийки стегнової кістки на рівні малого вертлюга:

- перший — із ніжкою діафізарного типу фіксації;
- другий — із ніжкою метафізарного типу фіксації.

Подана робота є продовженням проведених раніше досліджень на математичній моделі таза [9, 10]. У модель були внесені певні зміни. Зокрема, проведено моделювання зі встановленим у лівий кульшовий суглоб із дефектом шийки стегнової кістки на рівні малого вертлюга ендопротезом «Zimmer» із поліетиленовим вкладишем та ніжками метафізарного та діафізарного типів фіксації (рис. 1).

Для аналізу НДС частину стегнової кістки зі встановленим ендопротезом умовно поділили

на три зони по висоті, які приблизно збігаються з розподілом за класифікацією T. A. Gruen [11] (рис. 2). У цих зонах виникають максимальні напруження за Мізесом у стегнової кістки, значення яких використовували для порівняння різних розрахункових варіантів моделей.

Головним навантаженням у моделі є вага тіла, яку прийнято рівною 700 Н. У роботі розглянуто лише статичне навантаження, оскільки під час реабілітації пацієнти зберігають обережність у різні періоди руху. Аналізували три фази руху: момент відриву носка стопи неопорної ноги, повне одноопорне положення та момент дотику до поверхні п'яткою неопорної ноги. У математичних розрахунках використано програму ANSYS 14.0. Докладніше умови навантаження описані в попередніх дослідженнях [9, 10].

Результати та їх обговорення

Порівняльний аналіз результатів для першої фази руху показав, що найбільш напруженою виявилася нижня частина стегнової кістки, де рівень НДС для варіанта моделі з ніжкою діафізарного типу фіксації досягав величини 66,3 МПа, а метафізарного — 71,5 МПа. У нижній частині проксимального відділу стегнової кістки зареєстровано нижчий рівень напруженого стану — 27,6 МПа для моделі з ендопротезом із ніжкою діафізарного типу фіксації, 40,7 МПа — метафізарного (рис. 3).

Істотніші відмінності спостерігали в каналі стегнової кістки на межі контакту «ендопротез – кістка». Розподіл НДС у перерізах стегнової кістки у фронтальній і сагітальній площинах для двох варіантів моделей показано на рис. 4. Оскільки форма ніжок діафізарного та метафізарного типів фіксації істотно відрізняється, то неоднаковими є й місця їхнього контакту з кістковою тканиною. У зв'язку з цим НДС порівняно в зонах (верхня третина, середина і нижня третина) контакту енопротезів із кісткою. Зокрема, у верхній третині медіальної поверхні стегнової кістки в місці контакту з ніжкою ендопротеза діафізарного типу фіксації рівень напруження досягав величини 3,2 МПа, а з ніжкою метафізарного типу фіксації — 17,5 МПа. Ще одну ділянку з підвищеним НДС виявили в нижній ділянці верхньої третини контакту «ендопротез – кістка» і на початку середньої його ділянки. Зокрема, для варіанта моделі зі встановленим ендопротезом із ніжкою діафізарного типу фіксації рівень НДС становив 43,3 МПа, а з ніжкою метафізарного типу — 40,7 МПа.

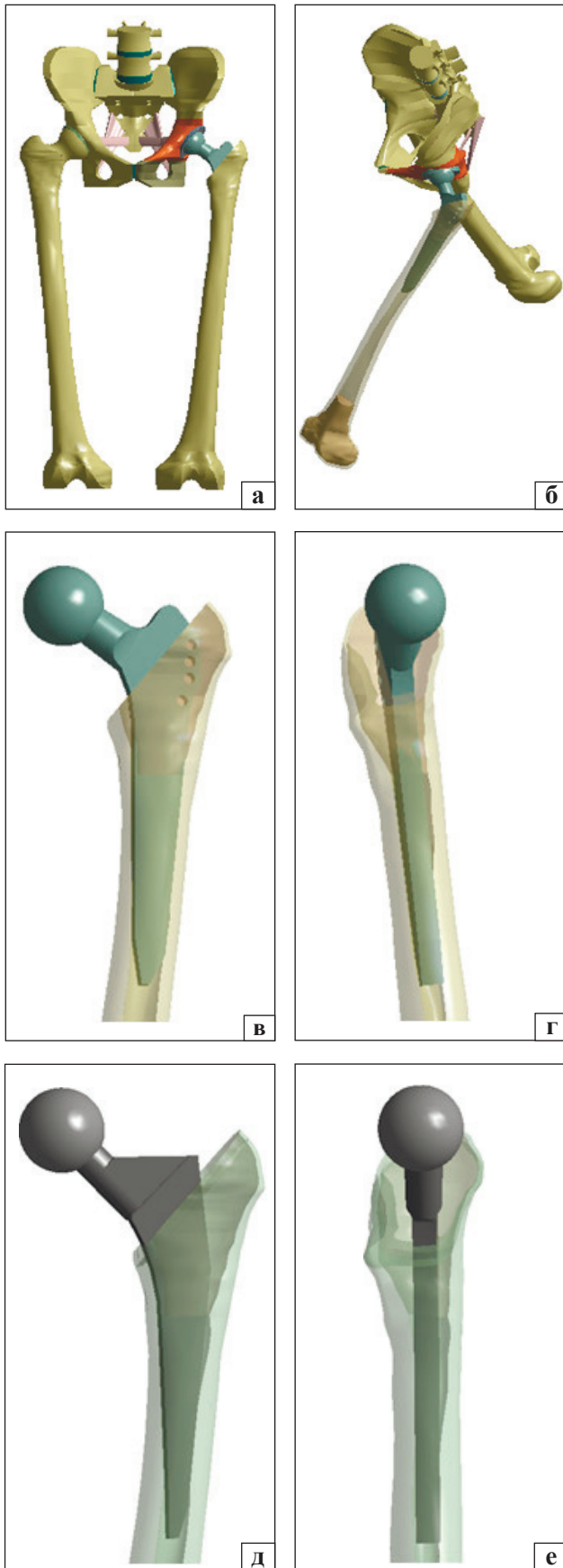


Рис. 1. Зміни в розрахунковій моделі: ендопротез із ніжкою діафізарного (а–г) та метафізарного (д, е) типів фіксації

У середній третині для варіанта моделі, в якій використано ніжку діафізарного типу фіксації, величини напружень досягали значень 47,2 МПа, а в разі застосування ендопротеза з ніжкою метафізарного типу — 50,4 МПа.

У нижній третині найбільш напруженою виявилася зона контакту нижньої частини ніжки ендопротеза з кісткою. Для варіанта моделі з ніжкою діафізарного типу фіксації в цій ділянці величина напружень дорівнювала 60,5 МПа, а з ніжкою метафізарного типу — 92,1 МПа.

Порівняльний аналіз результатів дослідження другої фази руху показав, що найбільш напруженою ділянкою була середня частина стегнової кістки з латерального і медіального боків, де рівень НДС для варіанта моделі з ендопротезом із ніжкою діафізарного типу фіксації досягав величини 18,2 МПа, а метафізарного — 21,9 МПа. У верхній частині проксимального відділу стегнової кістки з латерального боку рівень НДС становив 20,1 МПа для варіанта моделі з ендопротезом із ніжкою діафізарного типу фіксації і 25,3 МПа — метафізарного.

Істотніші відмінності визначено в каналі стегнової кістки на межі контакту «ендопротез – кістка». Зокрема, у верхній третині медіальної поверхні стегнової кістки в місці контакту з ніжкою ендопротеза діафізарного типу фіксації рівень НДС досягав 2,1 МПа, а з ніжкою метафізарного типу фіксації — 22,4 МПа.

Крім того, зону з підвищеним НДС виявлено в нижній ділянці верхньої третини контакту «ендопротез – кістка» і на початку середньої третини.



Рис. 2. Схема розташування контрольних точок вимірювань напружено-деформованого стану

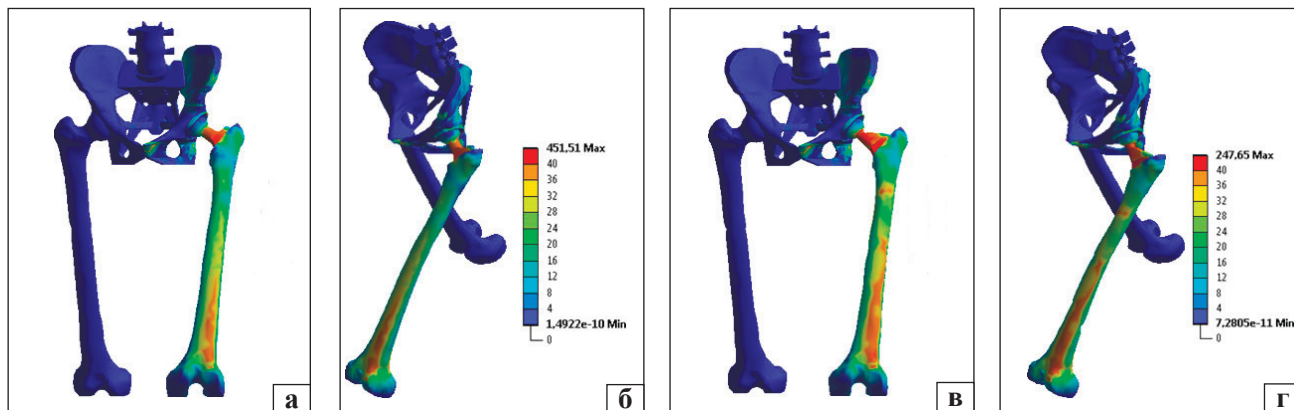


Рис. 3. Розподіл напружень Мізеса в розрахунковій моделі для першої фази руху: ендопротез із ніжкою діафізарного (а, б) та метафізарного (в, г) типів фіксації

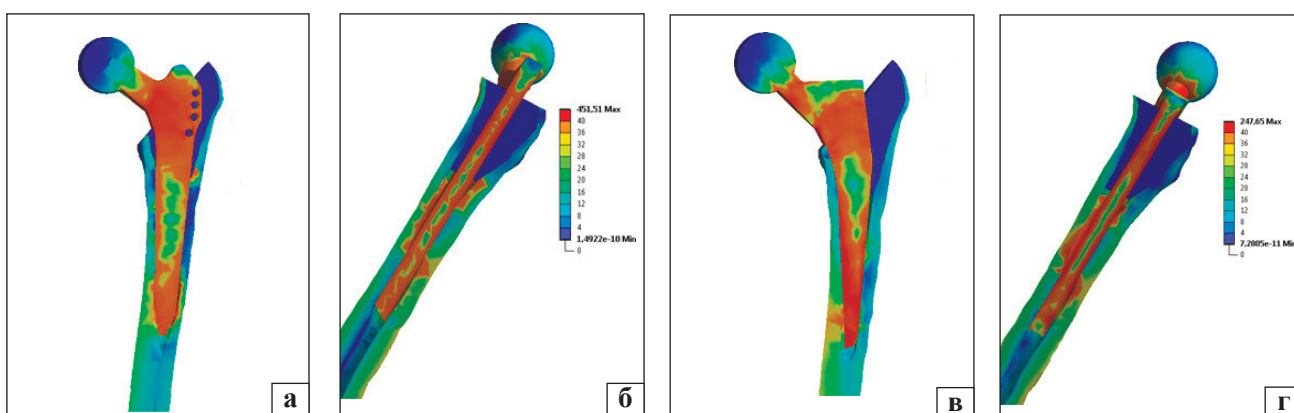


Рис. 4. Розподіл НДС у перерізах стегнової кістки для першої фази руху: ендопротез із ніжкою діафізарного (а, б) та метафізарного (в, г) типів фіксації

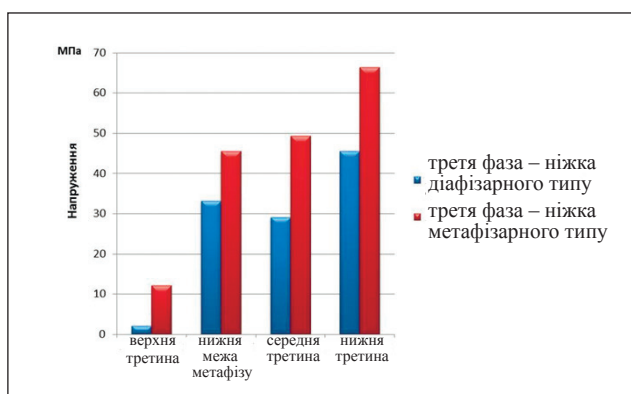


Рис. 5. Діаграма розподілу напруження Мізеса в розрахункових моделях для третьої фази руху

Зокрема, для варіанта моделі з ніжкою діафізарного типу фіксації рівень НДС у цій ділянці становив 26,1 МПа, а з ніжкою метафізарного типу фіксації — 24 МПа.

У середній третині на відміну від першої фази руху рівень НДС був нижчим: для варіанта моделі з ніжкою діафізарного типу фіксації величини напружень досягали значень 15,2 МПа, а з ніж-

кою метафізарного типу фіксації — 20,2 МПа. У нижній третині найбільш напруженою виявилась зона контакту нижньої частини ніжки ендопротеза з кісткою: для варіанта моделі з ніжкою діафізарного типу фіксації величина напружень дорівнювала 40,4 МПа, а з ніжкою метафізарного типу фіксації — 40,7 МПа.

Порівняльний аналіз результатів дослідження для третьої фази руху показав, що найбільш напруженою була нижня частина стегнової кістки з переднього і заднього боків, де рівень напруженого стану для варіанта моделі з ніжкою діафізарного типу фіксації досягав величини 43,2 МПа, а з ніжкою метафізарного типу — 42,5 МПа. У верхній частині проксимального відділу стегнової кістки з латерального боку рівень НДС дорівнював 18,1 МПа для моделі з ніжкою діафізарного і 23 МПа — метафізарного типів фіксації.

Більш виражені відмінності відмічено в каналі стегнової кістки на межі контакту «ендопротез – кістка». Зокрема, у верхній третині медіальної поверхні стегнової кістки в місці контакту

з ніжною ендопротеза діафізарного типу фіксації рівень НДС досягав величини 2,1 МПа, а з ніжною метафізарного типу фіксації — 12,1 МПа. Зону підвищення НДС виявлено також у нижній ділянці верхньої третини контакту «ендопротез – кістка» на початку середньої третини: рівень НДС для варіанта моделі з ніжною діафізарного типу фіксації становив 33,2 МПа і 45,5 МПа — для метафізарного.

У середній третині рівень НДС для моделі з ніжною діафізарного типу фіксації досягав 29,1 МПа, а з ніжною метафізарного типу — 49,3 МПа. У нижній третині ендопротеза найбільш напруженою виявилася зона контакту нижньої частини ніжки ендопротеза з кісткою: 45,5 МПа для моделі з ніжною діафізарного типу фіксації і 66,4 МПа — метафізарного. На рис. 5 наведено порівняння рівня НДС у різних зонах стегнової кістки для двох варіантів ендопротеза в третій фазі руху.

Висновки

Аналізуючи всі три фази руху, можна зробити висновок, що НДС проксимального відділу стегнової кістки в умовах ендопротезування в разі дефекту шийки стегнової кістки на рівні малого вертлюга відрізняється для моделей із ніжками діафізарного та метафізарного типу фіксації. Використання ендопротеза з ніжною діафізарного типу фіксації значно знижує рівень напружень у проксимальному відділі стегнової кістки порівняно зі застосуванням ендопротеза з ніжною метафізарного типу фіксації. Найбільшу різницю (у кілька разів) встановлено для першої і третьої фази руху у верхній третині медіальної поверхні стегнової кістки в місці контакту з ендопротезом.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Total hip arthroplasty after failed internal fixation of proximal femoral fractures / M. J. Archibeck, J. T. Carothers, K. R. Tripuraneni, R. E. Jr. White // *J. Arthroplasty*. — 2013. — № 28 (1). — P. 168–171. — DOI: 10.1016/j.arth.2012.04.003.
2. Outcome after primary and secondary replacement for subcapital fracture of the hip in 10 264 patients / O. Leonardsson, C. Rogmark, J. Karrholm [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Br.* — 2009. — Vol. (5). — P. 595–600. — DOI: 10.1302/0301-620X.91B5.22224.
3. Hip arthroplasty after intramedullary hip screw fixation: a perioperative evaluation / J. J. Exaltacion, S. J. Incavo, V. Mathews [et al.] // *J. Orthop. Trauma*. — 2012. — Vol. 26 (3). — P. 141–147. — DOI: 10.1097/BOT.0b013e318221ea6b.
4. Long-term results of total hip arthroplasty for femoral neck fracture nonunion / T. M. Mabry, B. Prpa, G. J. Haidukewych [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2004. — Vol. 86-A (10). — P. 2263–2267.
5. Salvage treatment of hip fractures after failure of surgical fixation: a systematic review / R. Schwarzkopf, G. Manzano, S. Woolwine, J. Slover // *Orthopaedic Knowledge Online Journal*. — 2015. — Vol. 13 (3). — DOI: 10.5435/OKOJ-13-3-3.
6. Особливості рентгенанатомічних змін кісток кульшового суглоба внаслідок травм / В. А. Філіпенко, Р. В. Златнік, С. С. Бондаренко, М. Аконджом // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2015. — № 3 (600). — С. 55–60. — DOI: 10.15674/0030-59872015355-60.
7. Vidalain J. P. Twenty-year results of the cementless Corail stem / J. P. Vidalain // *Int. Orthop.* — 2011. — Vol. 35 (2). — P. 189–194. — DOI: 10.1007/s00264-010-1117-2.
8. Mastering orthopedic techniques : Total hip arthroplasty / Ed. by Malhotra Rajesh. — 1st edition. — New Delhy : Jaypee brothers medical publishers (P) LTD, 2012. — 640 p.
9. Математическая модель таза для расчета его напряженно-деформированного состояния / А. А. Тяжелов, В. А. Филиппенко, А. В. Ярьсько, С. Е. Бондаренко. // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2015. — № 1 (598). — С. 25–33. — DOI: 10.15674/0030-59872015125-33.
10. Напряженно-деформированное состояние модели таза и тазобедренного сустава в различных фазах шага / В. А. Филиппенко, В. А. Танькут, С. Е. Бондаренко [и др.] // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2015. — № 4 (601). — С. 31–36. — DOI: 10.15674/0030-59872015431-36.
11. Gruen T. A. «Modes of failure» of cemented stem-type femoral components / T. A. Gruen, G. M. McNeice, H. C. Amstutz // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1979. — № 141. — P. 17–27.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872017134-38>

Стаття надійшла в редакцію 25.01.2017

STRESS-STRAIN STATE OF PROXIMAL FEMUR AFTER JOINT ARTHOROPLASTY WITH NECK DEFECT CONDITIONS AT THE MINOR TROCHANTER LEVEL WITH DIFFERENT STEM TYPES

V. A. Filipenko, S. Y. Bondarenko, V. O. Tankut, A. I. Zhygun, O. V. Yaresko

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology, Kharkiv, Ukraine

✉ Stanislav Bondarenko, Candidate in Med. Sci., PhD: bondarenke@gmail.com