

ДЕРЖАВНА УСТАНОВА «ІНСТИТУТ ТРАВМАТОЛОГІЇ ТА ОРТОПЕДІЇ»
НАЦІОНАЛЬНОЇ АКАДЕМІЇ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ

Кваліфікаційна наукова праця
на правах рукопису

ЛОСКУТОВ ОЛЕГ ОЛЕКСАНДРОВИЧ

УДК 616.728.2-089.843-044.332:616.72-018.3-007.24-002.2

ДИСЕРТАЦІЯ
ДИФЕРЕНЦІЙОВАНЕ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО
СУГЛОБА ПРИ ДИСПЛАСТИЧНОМУ КОКСАРТРОЗІ

14.01.21 – травматологія та ортопедія
222 – медицина

Подається
на здобуття наукового ступеня
доктора медичних наук

Дисертація містить результати власних досліджень.
Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають
посилання на відповідне джерело

Лоскутов О.О.

Науковий консультант
Гайко Георгій Васильович
академік Національної академії
медичних наук України
доктор медичних наук, професор

Київ - 2020

АНОТАЦІЯ

Лоскутов О.О. Диференційоване ендопротезування кульшового суглоба при диспластичному коксартрозі. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук за спеціальністю 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» (222 – медицина).- Державна установа «Інститут травматології та ортопедії» Національної академії медичних наук України. Київ, 2020.

Метою роботи було покращення результатів лікування хворих на диспластичний коксартроз шляхом розробки, впровадження у виробництво і практику системи вітчизняних модульних ендопротезів кульшового суглоба та клініко-біомеханічного обґрунтування методик диференційованого ендопротезування у хворих з означеною патологією.

Порівняння стабільності фіксації компонентів ендопротеза кульшового суглоба в умовах притаманних диспластичному коксартрозу, за наявності деформації стегнової кістки, сегментарних та центральних дефектів вертлюгової западини, досліджено напружено-деформований стан шляхом математичного моделювання системи «кістка-конструктивні елементи ендопротеза кульшового суглоба» (створення геометричної моделі, звичайно-елементної моделі досліджуваних об'єктів, завдання граничних умов і навантажень) виконували методом кінцевих елементів в середовищі програмного комплексу (ПК) Ansys (ліцензія №0009592).

Проведено порівняльну оцінку двох видів безцементних чашок, які встановлюються методом запресовування або загвинчування в умовах збереженої сферичної форми кульшової западини та при наявності сегментарних дефектів в межах від 30° - до 90°, та центральних дефектів пов'язаних з медіалізацією позиції чашки.

Встановлено, що в умовах збереженої сферичної форми кульшової западини показники напружень кісткової тканини тазової кістки як запресовува-

ної, так і загвинчуваної чашок суттєво не відрізняються від показників здорового суглоба. При сегментарному дефекті з кутом 30° напружений стан кісткової тканини для обох видів чашок співставний з попередніми показниками, але спостерігається тенденція до збільшення рухливості чашки що запресовується. В умовах сегментарного дефекту 60° при використанні чашок що загвинчуються підвищені локальні значення та концентратор напружень в кістковій тканині, які суттєво не впливають на стабільність чашки та несучу здатність тазової кістки, а при використанні запресовуваної чашки за цих умов отримати первинну стабільність не є можливим. У випадках медіалізації позиції чашки що загвинчується, шляхом поглиблення дна вертлюгової западини, з виходом її дна на 2,5 – 5 мм за межі лінії Kohler напружень і їх рівень мають той самий характер, що й під час встановлення цього виду чашок у кульшову западину з сегментарним дефектом відповідно 30° і 60° . При медіалізації позиції чашки що запресовується за межі внутрішньої замикальної пластинки та лінії Kohler показники її сумарного переміщення збільшується в 2,4 рази в порівнянні з чашкою що загвинчується, при цьому спостерігається великий ризик нестабільності і протрузії.

Порівняльна оцінка стабільності фіксації розроблених видів ніжок ендопротеза кульшового суглоба в залежності від типу фіксації і площі контакту ніжки ендопротеза в стегновій кістці шляхом дослідження напружено-деформованого стану «кістка-ніжка ендопротеза» було встановлено, що у випадках діафізарної фіксації спостерігається концентрація напружень в дистальному відділі стегнової кістки при використанні різних видів ніжок що має ризик розвитку стрес-шилдінг синдрому та нестабільності ендопротеза, а в випадках метафізарної та метадіафізарної фіксації з використанням ніжок конічних та вкорочених, напруження розподілені по стегновій кістці рівномірно, що виключає надмірну концентрацію навантажень і попереджає ризик асептичного розхитування ендопротеза.

З урахуванням двоплощинних анатомічних особливостей кульшового суглоба, розроблена, сертифікована і впроваджена в промислове виробництво

система модульних ендопротезів кульшового суглоба з різними варіантами ацетабулярних компонентів та ніжок ендопротеза, які дозволяють їх використовувати з урахуванням проблем, які виникають при ендопротезуванні хворих на ДК. Обґрунтовано алгоритм диференційованого ендопротезування кульшового суглоба в умовах диспластичного коксартроза з урахуванням особливостей деформації та деструкції кульшового суглоба.

В період з 2008 по 2016 роки в клініці ортопедії обласної лікарні ім. І.І. Мечникова (м. Дніпро) проведено лікування 322 хворих на диспластичний коксартроз, котрим виконано ендопротезування кульшового суглоба в 394 випадках. Безцементне ендопротезування виконано в 375 (95,2%) випадках, цементне в 19 (4,8%), ендопротезування з приводу ДК II – IV типів за Crowe виконано в 340 (86,3%) випадках, в тому числі у 72 (36,5%) двостороннє і 68 випадках при наслідках реконструктивних операцій на кульшовому суглобі. Різні види кісткової аутопластики виконані в 312 (78,2%) випадків, в тому числі в 136 випадках виконано медіалізацію позиції чашки і котило пластику.

Ускладнення спостерігали переважно при диспластичному коксартрозі III типу за Crowe з вивихом стегна та у хворих після попередньо проведених реконструктивних операцій на кульшовому суглобі. Серед ускладнень виявлено 7 (1,8%) випадків вивихів ендопротеза, 5 (1,3%) – транзиторна нейропатія сидничного нерва, 11 (2,3%) випадків нестабільності компонентів ендопротеза, пов'язаної з похибками при виборі конструкції, яким виконано заміну компонентів з віддаленими позитивними результатами.

Результати ендопротезування кульшового суглоба у хворих на диспластичний коксартроз досліджені за методикою W. Harris у 283 (87,9%) хворих в строки від 2 до 10 років і отримано в 144 (50,9%) відмінні результати, в 108 (38,2%) – добрі, в 29 (10,2%) – задовільні і у 2 (0,7%) незадовільні результати.

Наукова новизна отриманих результатів.

Уперше шляхом математичного моделювання встановлено, що при ендопротезуванні кульшового суглоба з використанням чашок що запресовуються або загвинчуються при сферичній формі кульшового суглоба, напружений

стан спонгіозної тканини незначно відрізняється від стану здорового кульшового суглоба.

Уперше шляхом біомеханічних досліджень встановлено, що при використанні чашок що загвинчуються, наявність сегментарного дефекта вертлюгової западини розміром 30^0 не впливає жорсткість та на міцність тазової кістки і первинну стабільність фіксації чашки, при дефектах в межах від 30^0 до 60^0 залишкові дефекти після встановлення чашки слід заповнювати вільними трансплантатами, а при дефектах від 60^0 до 90^0 цільними об'ємними кістковими - трансплантатами для забезпечення вторинної стабільності імплантата.

Уперше встановлено, що при використанні чашок що запресовуються з наявними сегментарними дефектами α від 30^0 до 60^0 суттєво в 1,5- 2,4 рази збільшується їх рухливість у зв'язку з чим при сегментарних дефектах $\geq 60^0$ використання цього виду ацетабулярних компонентів досить проблематичне оскільки наявний ризик нестабільності.

Уперше доведено, що при виконанні медіалізації та котилопластики чашки що загвинчуються забезпечують більш надійну первинну і вторинну стабільність кріплення імплантата при зануренні до рівня та за межі лінії Kohler.

Уперше шляхом математичного моделювання доведено, що у випадках діафізарної фіксації ніжки ендопротеза зменшується площа її контакту зі стегною кісткою, що приводить до надмірної концентрації напружень і ризику нестабільності, а в випадку метафізарної та метадіафізарної фіксації збільшується площа контакту імплантата з кісткою, що не викликає надмірну концентрацію навантажень і попереджає ризик нестабільності ендопротеза.

Уперше встановлено, що міцність різних видів кісткового цементу, після полімеризації, поступово зростає і досягає межі на 90 добу, що треба враховувати при плануванні строків навантаження кінцівки і реабілітації хворих.

Уперше встановлено, що зміна товщини цементної мантиї повздошніжки ендопротеза значно не впливає на напружено-деформований стан системи «кістка-цемент-імплантат», а величина напружень перебуває в межах довговічності експлуатації ендопротеза.

Розроблена та впроваджена у виробництво система вітчизняних модульних ендопротезів кульшового суглоба. Клініко-експериментальним шляхом обґрунтовано їх використання для диференційованого ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз.

Практичне значення отриманих результатів:

Розроблені та вдосконалені конструкції безцементних вітчизняних ацетабулярних компонентів що містять загвинчувані конічні та запресовувані напівсферичні чашки з деротаційними перами для диференційованого ендопротезування з урахуванням типу диспластичного коксартрозу, характеру деструкції вертлюгової западини та стану кісткової тканини.

Удосконалені конструкції ніжок ендопротеза кульшового суглоба, які диференційовано забезпечують метафізарний, метадіафізарний або діафізарний тип фіксації в залежності від форми кістково-мозкового каналу стегнової кістки за при ендопротезуванні хворих на диспластичний коксартроз.

Удосконалені конструкції вкладнів для ацетабулярних компонентів з 10° , 20° навісом та роз'ємні для фіксації сфери, що дозволяють їх диференційовано використовувати з метою попередження вивиха ендопротеза в залежності від інтраопераційної ситуації.

Розроблений ацетабулярний компонент для цементної фіксації ендопротеза шляхом наявності в ньому двох рівнів шипів, що забезпечують рівномірність розподілу цементної мантії і сприяють підвищенню рівня первинної та експлуатаційної стабільності чашки.

Удосконалена методика виконання медіалізації та котилопластики при ендопротезуванні хворих на ДК за рахунок використання чашок що загвинчуються та мають остеоадгезивне покриття основи структурованою керамікою, котра забезпечує умови для остеоінтеграції і перебудови кісткових трансплантатів і забезпечує як первинну, так і вторинну стабільність імплантату.

Розроблено диференційований підхід до використання кісткової аутопластики дефектів вертлюгової западини шляхом запресовування вільних транс-

плантатів після встановлення чашки що загвинчується та цільних трансплантатів що фіксуються гвинтами у випадках об'ємних дефектів вертлюгової западини при використанні чашок що запресовуються. Результати дослідження впроваджені в клінічну практику. КЗ «Обласна клінічна лікарня ім. І.І. Мечнікова» м. Дніпро, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. М.І. Ситенка НАМН України», КП «Міська клінічна лікарня швидкої медичної допомоги» м. Вінниця, КЗ «Павлоградська міська лікарня №4», КЗ «Дніпропетровська шоста міська клінічна лікарня», КЗ «Харківська обласна клінічна лікарня», «Медин ЮА клініка» м. Дніпро, КЗ «Кам'янська міська лікарня швидкої медичної допомоги», КЗ «Міська клінічна лікарня №16» м. Дніпро, та в учбовий процес ДЗ «Дніпропетровська медична академія», «Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова», «Харківський національний медичний університет», «Запорізький державний медичний університет», ДЗ «Харківська медична академія післядипломної освіти».

Розроблені вітчизняні модульні ендопротези системи ОРТЕН дозволені до використання в клінічній практиці, сертифіковані ДП «Український медичний центр сертифікації» МОЗ України згідно ISO 13485:2016 (Сертифікат № 156) та впроваджені в промислове виробництво на підприємствах ТОВ «ОРТЕН, ЛТД» (м. Дніпро), ДП «Південний машинобудівний завод ім. О.М. Макарова», ПАТ «Павлоградський завод Палмаш», ПАТ «Дніпропетровський агрегатний завод».

Ключові слова: кульшовий суглоб, диспластичний коксартроз, ендопротезування, математичне моделювання, метод кінцевих елементів, напружено-деформований стан, біомеханіка.

Список публікацій здобувача

1. Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / А.Е. Лоскутов, Л.Ю. Науменко, **О.А. Лоскутов** и др. // Днепропетровск: Лира, 2010. – 343 с.

2. **Лоскутов О.А.** Прочностные и жесткостные характеристики костного цемента «Osteobond», полимеризованного в условиях операционной /

О.А. Лоскутов // Ортопедия, травматология и протезирование – Харьков, 2008.- №1. - С. 65 - 69.

3. Олейник А.Е. Биомеханический анализ конструкции бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы «Ортэн» / А.Е. Олейник, В.Л. Красовский, **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2009. - № 1. – С. 17 - 25.

4. Лоскутов А.Е. О классификации диспластического коксартроза у взрослых / А.Е. Лоскутов, Т.А. Зуб, **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2010. - №2.- С. 83 - 87.

5. Лоскутов О.Є. Реконструктивне ендопротезування у хворих на диспластичний коксартроз / О.Є. Лоскутов, Т.О. Зуб, **О.О. Лоскутов** // Укр. мед. альманах. – 2011. - Том 14, № 4. - С. 75 - 79.

6. Лоскутов О.Є. Влияние формы проксимального отдела бедренной кости на ее функциональную структуру при диспластическом коксартрозе / А.Е. Лоскутов, А.Е. Олейник, Т.А. Зуб, **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2012. - № 1. - С. 12 - 17.

7. **Лоскутов О.А.** Эндопротезирование тазобедренного сустава с использованием цементных технологий и рентгенологическая оценка состояния имплантата / **О.А. Лоскутов**, Е.В. Васильченко // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2013, №4. - С. 45 - 49.

8. **Лоскутов О.А.** Жесткостные и прочностные характеристики различных марок костного цемента на основе полиметилметакрилата и их изменение со временем / **О.А. Лоскутов**, Е.В. Васильченко, М.Ю. Амбражей // Травма. – 2014. - Том 15, № 1. - С. 114 - 117.

9. **Лоскутов О.А.** Особенности напряженно-деформированного состояния конической ножки эндопротеза тазобедренного сустава при различных типах ее фиксации / **О.А. Лоскутов** // Научно-практ. журнал «Ортопедия, травматология и протезирование». - Харьков, 2015. - №3. - С. 21 - 26.

10. **Лоскутов О.А.** Анализ напряженного состояния элементов системы «Бедренная кость – имплантат» при функциональных нагрузках эндопротеза

тазобедренного сустава / **О.А. Лоскутов**, Е.В. Левадный // Травма. – 2015. – Том 16. – №6. – С. 48 - 54.

11. **Лоскутов О.А.** Влияние толщины цементной мантии на напряжения в системе «Кость-цемент-бедренный компонент» эндопротеза тазобедренного сустава / **О.А. Лоскутов**, Е.В. Левадный, Д.А. Синегубов, А.Е. Лоскутов // Вісник ортопедії, травматології та протезування. - 2015. - №3 (86). – С. 46 - 51. DOI:10.15674/0030-59872015321-26.

12. Лоскутов А.Е. Анализ выживаемости эндопротезов тазобедренного сустава у геронтологической группы больных / А.Е. Лоскутов, Е.А. Ковбаса, Д.А. Синегубов, **О.А. Лоскутов** // Науково-практичний журнал «Проблеми остеології». – 2016. - №2. - С. 41 - 47.

13. **Лоскутов О.А.** Эндопротезирование тазобедренного сустава при вывихе бедра диспластического генеза / **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2016. - № 4 (605). – С. 84 - 89. DOI:0.15674/0030-59872016484-89

14. Оценка первичной стабильности запрессовываемого и ввинчиваемого ацетабулярных компонентов при эндопротезировании тазобедренного сустава / **О.А. Лоскутов**, Н.Е. Наumenко, А.Е. Лоскутов, Д.А. Синегубов, Д.В. Горобец, К.С. Фурманова // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. - № 1 (606). – С. 92 - 97. DOI:10.15674/0030-59872017192-97.

15. **Лоскутов О.А.** Биомеханическое обоснование выбора ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. - № 2. – С. 14 - 22. DOI:10.15674/0030-598720172-22.

16. **Лоскутов О.А.** Некоторые биомеханические особенности медиализации чашки при эндопротезировании тазобедренного сустава у больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. - № 3. – С. 26 - 31. DOI:10.15674/0030-59872017326-31

17. **Лоскутов О.А.** Проблемные вопросы выбора ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных диспластическим коксартрозом (обзор литературы) / **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. - № 4. – С. 114 - 119. DOI:10.15674/0030-598720174114-119

18. **Лоскутов О.А.** Выбор позиции ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов** // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2018 - №3 - С. 27 – 31.

19. **Лоскутов О.А.** Дифференцированный подход к выбору бедренного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов**, А.Е. Лоскутов, Д.А. Синегубов, К.С. Фурманова // Травма. – 2018. – том 19, № 4, с. 43 - 48. DOI:10.22141/1608-1706.4.19.2018.142104.

20. **Лоскутов А.Е.** Двустороннее эндопротезирование тазобедренных суставов при диспластическом коксартрозе у пациентов с остеопенией и остеопорозом / А.Е. Лоскутов, **О.А. Лоскутов**, Д.А. Синегубов // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2018. - № 4. С. 31 – 36. Автор проводив оперативні втручання та виконав аналіз отриманих результатів. DOI:1015674/0030-59872018458-63.

21. **Лоскутов О.А.** Котилопластика при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов**, А.Е. Лоскутов // Сучасні медичні технології. – 2018. - № 3(38). С. 55 – 59.

22. **Лоскутов О.А.** Дифференцированный подход к выбору ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов**, А.Е. Лоскутов, К.С. Фурманова // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2019, № 1. - С. 38 - 44. DOI:10.15674/0030-59872019138 - 44.

23. Лоскутов А.Е. Профилактика вывихов при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / А.Е. Лоскутов, **О.А. Лоскутов**, В.Н. Рыбка // Травма. – 2019. – том 20, № 2. - С.107 – 122. DOI:10.22141/1608-1706.2.20.2019.168028.

24. Лоскутов А.Е. Предоперационная оценка костного массива вертлужной впадины в условиях диспластической деформации/ А.Е. Лоскутов, Е.А. Ковбаса, А.Е. Олейник, В.Г. Стрыженый, **О.А. Лоскутов**, К.С. Фурманова // Запорожский медицинский журнал. – 2019. – Том 21, №6 (117). – с. 783 – 789. DOI:1014739/2310-1210.2019.6.186504.

25. Расчетные модели для оценки напряженно-деформированного состояния костной ткани при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава / Н.Е. Наumenко, **О.А. Лоскутов**, Д.В. Горобец, С.А. Сирота, И.К. Хрущ // Техническая механика. - Днепропетровск, 2014.-№ 1. - С. 67 - 72.

26. **Лоскутов О.А.** Численное исследование напряженного состояния элементов системы «эндопротез тазобедренного сустава – бедренная кость» при различных типах фиксации имплантата / **О.А. Лоскутов**, Е.В. Левадный // Theoretical Foundations of Civil Engineering. Polish-Ukrainian Transactions Ed. by W. Szczesniak, OW PW – Warsaw. – 2015. – Vol.23. – P.187 - 192.

27. **Лоскутов О.** Влияние типоразмера ножек эндопротеза тазобедренного сустава на напряженное состояние в системе «кость- - цемент – бедренный компонент» / **О. Лоскутов**, Е. Левадный, Д. Синегубов, А. Лоскутов // Theoretical Foundations of Civil Engineering. Polish-Ukrainian Transactions Ed. by V.Bolshakov., Dnipropetrovsk.– Warsaw. – 2015. – Vol.23. – Part II. - P. 15 - 22.

28. Лоскутов О.Є. Питання оптимального вибору імплантату кульшового суглоба / О.Є. Лоскутов, В.М. Турчин, **О.А. Лоскутов**, А.П. Дегтяренко // Збірник наукових праць // Питання прикладної математики і математичного моделювання. – Дніпро, 2016. – Випуск 16. – С. 91 – 101.

29. Levadnyi E. Influence of the fixation region of a hip stem on the behaviour of the “bone-implant” system / E. Levadnyi, D. Grzeleziak, J. Awrejcewicz **O. Loskutov** // Engineering Dynamics and Life Sciences. Ed.by J. Awrejcewicz, M. Kazmierchak, J. Mrorowski, P. Olejnik. – Łódź. – 2017. – p. 321 - 328.

30. Тотальне ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних ацетабулярних компонентів, які запресовуються / О.Є. Лоскутов,

Д.А. Синегубов, **О.О. Лоскутов**, О.В. Губарик, О.В. Алтанець // Методичні рекомендації - К., 2010. – 22 с.

31. Пат.59068 Україна, А61 F 2/32. Чашка ендопротеза кульшового суглоба/ О.Є. Лоскутов, В.В. Коп'яков, Д.А. Синегубов, **О.О. Лоскутов** / Заявка № 2003010028; заявл. 02.01.2003; опубл. 15.08.2003, Бюл.№8.

32. Пат. 50644 Україна., А 61 В 17/56. Спосіб фіксації вертлюгового компонента ендопротезу при диспластичних дефектах вертлюгової западини / О.Є. Олійник, Д.А. Синегубов, **О.О. Лоскутов**, С.Л. Лушня. Заявка № 200903543; заявл. 13.04.2009, опубл. 25.06.2010, Бюл. №12.

33. Пат. 62936 Україна, А 61 F 2/32. Ендопротез кульшового суглоба / О.Є. Лоскутов, А.В. Дігтяр, **О.О. Лоскутов**, О.В. Алтанець. Заявка № 20110120; заявл. 01.02.2011; опубл. 26.09.2011, Бюл. №18.

34. Пат. 69816 Україна., А 61 В 17/56. Спосіб визначення об'єму пластичного матеріалу для пластики диспластичного дефекту кульшової западини при плануванні ендопротезування кульшового суглоба / О.Є. Лоскутов, Т.А. Зуб, О.Є. Олійник, Д.А. Синегубов, **О.О. Лоскутов**. Заявка № 201113688; заявл. 21.11.2011; опубл. 10.05.2012, Бюл. № 9.

35. Пат. 90795 Україна, А 61 F 2/34. Вертлюжний компонент ендопротеза кульшового суглоба / О.Є. Лоскутов, **О.О. Лоскутов**, Є.В. Васильченко; заявник та патентовласник **О.О. Лоскутов**. Заявка № 201400104; заяв. 08.01.2014; опубл. 10.06.2014, Бюл. №11.

36. **Лоскутов О.А.** Цементное эндопротезирование тазобедренного сустава / **О.А. Лоскутов** // Медико-соціальна експертиза і реабілітація хворих внаслідок травм і захворювань опорно-рухового апарату. Матеріали наук.-практ. конф. з між нар. участю. - Дніпропетровськ, 2008.- С. 116-117.

37. Синегубов Д.А. Рентгенантропометрические и ортопедические параллели при двустороннем эндопротезировании тазобедренных суставов системой ОРТЭН в условиях остеопении и остеопороза / Д.А. Синегубов, **О.А. Ло-**

скутов // Проблеми остеології. Міжн. наук.-практ. конф. «Остеопороз: епідеміологія, клініка, діагностика, профілактика та лікування». - Євпаторія, 2006. - Т.9, додаток. - С. 105 - 106.

38. Лоскутов А.Е. Проблемные вопросы эндопротезирования тазобедренного сустава при анкилозах / А.Е. Лоскутов, **О.А. Лоскутов**, Д.А. Синегубов, М.П. Комаров // 36. наук. праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України. - Дніпропетровськ, 2010. - С. 141.

39. Лоскутов А.Е. Отдаленные результаты тотального эндопротезирования тазобедренного сустава при диспластических дефектах вертлужной впадины / А.Е. Лоскутов, А.Е. Олейник, Т.А. Зуб, **О.А. Лоскутов** // 36. наук. праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України. - Дніпропетровськ, 2010. - С. 145.

40. Loskutov A. The hip arthroplasty in dysplastic deformations of the acetabulum / Alexander Loskutov, Alexander Oleynic, Dmitry Sinegubov, **Oleg Loskutov** // 11-th EFFORT Congress (Madrid, Spain: 2-5 June 2010) вид-во EFFORT Central Office, 2010 P700 CD-ROM -1. Режим доступу до публікації: www.effort.org/madrid2010.

41. Лоскутов А.Е. Концепция модульного эндопротезирования тазобедренного сустава / А.Е. Лоскутов, А.Е. Олейник **О.А. Лоскутов**, Д.А. Синегубов. // Матеріали наук.-практ. конф. «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (Перші наукові читання, присвячені пам'яті акад. О.О. Коржа). - Харків, 2011. - С. 167 - 169.

42. **Лоскутов О.А.** Биомеханическая оценка прочностных характеристик костного цемента / **О.А. Лоскутов**, Е.В. Васильченко // Матеріали I Українського симпозіуму з біомеханіки опорно-рухової системи. - Дніпропетровськ, 2012. - С. 22.

43. Олейник А.Е. Биомеханическое обоснование выбора ацетабулярных компонентов эндопротеза при пространственных дефектах наацетабулярной

области / А.Е. Олейник, **О.А. Лоскутов**, А.В. Алтанец // Матеріали І Українського симпозиуму з біомеханіки опорно-рухової системи. - Дніпропетровськ, 2012. - С. 37 - 38.

44. Олейник А.Е. Аутокостная пластика диспластических дефектов вертлужной впадины при эндопротезировании / А.Е. Олейник, **О.А. Лоскутов** // Материалы IV Евразийского конгресса травматологов-ортопедов, посвященный 10-летию БНИЦТО и 50-летию академика Джумабекова С.А. Центрально-Азиатский журнал сердечно-сосудистой хирургии. - 2014. - № 12, спец. вып. - С. 208.

45. **Лоскутов О.А.** Рентгеномормометрическая оценка деформации тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе / **О.А. Лоскутов**, К.С. Фурманова, В.Л. Суворов // Збірник наукових робіт «Новини і перспективи медичної науки». Матеріали XV наукової конференції студентів та молодих учених. – Дніпропетровськ, 2015. – С. 118 - 119.

46. **Лоскутов О.А.** Сравнительная оценка запрессовываемой и ввинчиваемой чашек при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов** // Матеріали наукового симпозиуму з міжнародною участю // II Український симпозиум з біомеханіки опорно-рухової системи «Актуальні питання сучасної ортопедії та травматології». – Дніпропетровськ, 2015. – С. 40 - 41.

47. **Лоскутов О.А.** Эндопротезирование тазобедренного сустава модульными системами ОРТЭН при диспластическом коксартрозе / **О.А. Лоскутов** // Збірник наукових праць // XVII ортопедів-травматологів України. – Київ, 2016. - С. 89 - 91.

48. Comparative analysis von THRs with press-fit and threaded acetabular components in patients with DDH / **O. Loskutov**, D. Horobets, K. Furmanova, E. Kovbasa, D. Sinegubov, A. Loskutov // Abstracts. 65. Jahrestagung der Vereinigung Suddeutscher Orthopaden und Unfallchirurgen e.V. 27. - 29 April in Baden-Baden, W.5.9, 2017.

49. **Лоскутов О.О.** Порівняльна оцінка стабільності чашок, що загвинчуються або запресовуються при сегментарних дефектах вертлюгової западини / **О.О. Лоскутов** // Матеріали науково-практичної конференції «Сучасні концепції лікування ортопедичної патології та наслідків травм опорно-рухової системи»//III Український симпозиум з біомеханіки опорно-рухової системи. – Дніпро, 2017. – С. 35 - 36.

50. Acetabular component type selection during cotyloplasty in patients with developmental dysplasia of the hip / A. Loskutov, **O. Loskutov**, D. Sinogubov, E. Kovbasa, K. Furmanova, V. Rybka // 67. JAHRESTAGUNG der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. ABSTRACTS. – 2. - 4. Mai 2019. – P. 59.

51. A. Loskutov. Comparative biomechanical evaluation of primary stability of hip endoprosthesis conical stems with different types of fixation / A. Loskutov, **O. Loskutov**, K. Furmanova, A. Bojko // 67. JAHRESTAGUNG der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. ABSTRACTS. – 2. - 4. Mai 2019. – P. 63 – 64.

SAMMARY

Loskutov O.O. Differentiated hip arthroplasty in dysplastic coxarthrosis. - Qualifying scientific work published as the manuscript.

The dissertation for the obtaining a scientific degree of the Doctor of Medical Science on a specialty 14.01.21 «Traumatology and orthopedics» (222 – medicine) – State institution « The Institute of Traumatology and Orthopedics» of National Academy of Medical Science of Ukraine. Kyiv, 2020.

The aim of the study was to improve the results of treatment of patients with dysplastic coxarthrosis by developing, launching into production and practical usage a system of modular hip arthroplasty of national origin. In addition, the aim was to provide clinical and biomechanical substantiation of differentiated arthroplasty in patients with this pathology.

The comparison of the fixation stability of hip endoprosthesis components in conditions typical for dysplastic coxarthrosis, in the presence of femoral deformation, segmental and central defects of the acetabulum, the stress-strain state investigation with using mathematical modeling of the system «bone - structural elements of the hip arthroplasty» (the development of a geometric model, an ordinary-element model of the studied objects, setting boundary conditions and loads) was performed by the finite element method within using the software package (PC) Ansys (license №0009592).

There was carried out a comparative evaluation of two types of cementless cups, which are installed by pressing or screwing in the conditions of the preserved spherical shape of the acetabulum and the presence of segmental defects in the range from 30° to 90°, and central defects associated with medialization of the cup position.

It was found that in the conditions of the preserved spherical shape of the acetabulum, the indicators of pelvic bone tension of both pressed and screwed cups do not differ significantly from the indicators of a healthy joint. If exploring a segmental defect with an angle of 30°, the stress state of the bone tissue for both types of cups is comparable to the previous indicators, but there is a tendency to increase the mobility of the pressed cup. In the conditions of segmental defect 60° when using screwed cups there are increased local values and stress concentrator in bone tissue, which do not significantly affect the stability of the cup and the bearing capacity of the pelvis, but while using a pressed cup under these conditions it is not possible to obtain primary stability. In cases of medialization of the position of the screw cup, by deepening the bottom of the acetabulum, with the output of its bottom by 2.5 - 5 mm outside the Kohler line, their stress levels remain the same as when installing this type of cups in the acetabulum with a segmental defect 30° and 60° respectively. When mediating the position of the pressed cup outside the inner locking plate and the Kohler line, its total movement increases 2.4 times compared to the screw cup, with a high risk of instability and protrusion.

While researching the comparative assessment of the stability of fixation of the developed types of legs of the hip arthroplasty depending on the type of fixation and

contact area of the leg of the endoprosthesis in the femur and studying the stress-strain state «bone - leg of endoprosthesis» it was found that in cases of diaphyseal fixation there is a concentration of stresses in the distal femur when using different types of legs that have a risk of stress shielding syndrome and endoprosthesis instability and in cases of metaphyseal and metadiaphyseal fixation using conical and shortened legs, the stresses are distributed evenly over the femur, which eliminates the excessive concentration of loads and prevents the risk of aseptic loosening of the endoprosthesis.

Taking into account the two-plane anatomical features of the hip joint, a system of modular hip joint endoprostheses with different variants of acetabular components and legs of the endoprosthesis has been developed, certified, and launched into industrial production. Taking into account the peculiarities of deformation and destruction of the hip joint, the algorithm of differentiated hip arthroplasty in the conditions of dysplastic coxarthrosis was substantiated

There were treated 322 patients with dysplastic coxarthrosis, who underwent hip arthroplasty in 394 cases in the period from 2008 to 2016 in the orthopedics clinic of the state hospital of Ilya Mechnikov (Dnipro city).

The cementless hip arthroplasty was performed in 375 (95.2%) cases, cement in 19 (4.8%), endoprosthesis for DC II-IV types according to Crowe was performed in 340 (86.3%) cases, including 72 36.5% bilateral and 68 cases as a result of reconstructive operations on the hip joint. Different types of bone autoplasty were performed in 312 (78.2%) cases, including in 136 cases the medialization of the position of the cup and the plastic cauldron was performed.

The complications were observed mainly in Crowe type III dysplastic coxarthrosis with hip dislocation and in patients after previous reconstructive surgery on the hip joint. Some complications also revealed, among which - 7 (1.8%) cases of dislocation of the endoprosthesis, 5 (1.3%) - transient sciatic nerve neuropathy, 11 (2.3%) cases of the instability of the components of the endoprosthesis associated with mischoice of design, which was used to perform replacement of components with long-term positive results.

The results of hip arthroplasty in 283 (87.9%) patients with dysplastic coxarthrosis in the period from 2 to 10 years were studied according to the method of W. Harris and showed - 144 (50.9%) excellent results; 108 (38.2 %) – good; 29 (10.2%) - satisfactory and - 2 (0.7%) unsatisfactory.

Scientific novelty of the obtained results

For the first time by mathematical modeling it was found that in hip arthroplasty using pressed or screwed cups within the spherical shape of the hip joint, the stress state of the spongy tissue is slightly different from the state of a healthy joint.

For the first time by biomechanical studies it was found that when using screw cups, the presence of a segmental defect of the acetabulum size 30° does not affect the stiffness and strength of the pelvis and the primary stability of cup fixation. With defects within 30° to 60° residual defects after the installation of the cup should be filled with free grafts. With defects from 60° to 90° the cup should be filled with solid volumetric bone grafts to ensure secondary stability of the implant.

For the first time it was established that when using pressed cups with existing segmental defects with an angle 30° to 60° the mobility significantly increases in connection with which the use of this type of acetabular components in segmental defects $\geq 60^\circ$ is quite problematic due to a risk of instability.

It has been proven for the first time that when performing medialization and cotyloplasty, screw cups provide more reliable primary and secondary stability of the implant attachment when immersed to the level and beyond the Kohler line.

For the first time by mathematical modeling it is proved that in cases of aphid fixation of the leg of the endoprosthesis the area of its contact with the femur decreases, which leads to excessive concentration of stresses and risk of instability, and in case of metaphyseal and metadiaphyseal fixation the area of contact of the implant with the bone increases, which does not cause excessive concentration of loads and prevents the risk of instability of the endoprosthesis.

For the first time it was found that the strength of different types of bone cement, after polymerization, gradually increases and reaches the limit of 90 days,

which should be taken into account when planning the load of the limb and rehabilitation of patients.

For the first time it was found that the change in the thickness of the cement mantle along the leg of the endoprosthesis does not significantly affect the stress-strain state of the system «bone-cement-implant», and the level of stress remains suitable to the default capacity of the endoprosthesis.

Finally, the system of production of national modular endoprostheses of the hip joint was developed and implemented into manufacturing. By the clinical-experimental trial, the usage of such devices for differentiated endoprosthesis of patients with distributive coxarthrosis was justified and proved.

The practical significance of the results:

Taking into account the type of distributive coxarthrosis, the nature of the destruction of the acetabular plant there were developed and improved the designs of national cementless acetabular components that provide contamination of conical and prevented hemispherical cups with derotation transitions for differentiated endoprosthesis.

There were also improved the designs of the legs of the hip arthroplasty, which provide differentiated metaphyseal, metadiaphyseal or diaphyseal type of fixation depending on the shape of the bone marrow canal of the femur in endoprosthesis of patients with dysplastic coxarthrosis.

In addition, there were improved insert designs for acetabular components with 10 °, 20 ° canopy and also, detachable spheres for fixation, which allow their differentiated use to prevent dislocation of the endoprosthesis depending on the intraoperative situation.

As a result of the work, an acetabular component has been developed for cement fixation of the endoprosthesis by having two levels of spikes in it, which ensure uniform distribution of the cement mantle and increase the level of primary and operational stability of the cup.

The technique of medialization and cotyloplasty in endoprosthesis of patients with DC was also improved due to the use of screwed cups and osteoadhesive coating

of the base with structured ceramics, which provides conditions for osteointegration and reconstruction of bone grafts and provides both primary and secondary stability of the implant.

There was developed a differentiated approach to the use of bone autoplasty of acetabular defects by pressing free grafts after installation of a screw cup and whole graft fixed by screws in cases of bulk defects of the acetabulum when using cups. The results of the study were implemented in clinical practice - municipal institution «State Clinical Hospital of Ilya Mechnikov» in Dnipro city, State Institution «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology, National Academy of Medical Sciences of Ukraine», public utility enterprise «City Clinical Hospital of Ambulance» in Vinnytsia, municipal institution «City Hospital #4» in Pavlograd, municipal institution «City Clinical Hospital #6» in Dnipro city, «State Clinical Hospital» in Kharkiv, «Medin UA Clinic» Dnipro city, Town Ambulance Hospital in Kamyanka, Dnipro City Clinical Hospital, and along the educational process of Dnipro Medical Academy, Vinnytsia National Medical University of Eugene Pirogov, Kharkiv National Medical University, Zaporizhzhya State Medical University, State Institution «Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education».

There was developed national modular endoprostheses of the ORTEN system and they were approved for usage in clinical practice, certified by the State Enterprise «Ukrainian Medical Certification Center» of the Ministry of Health of Ukraine according to ISO 13485: 2016 (Certificate № 156) and launched the industrial production at the following production facilities: private enterprise LLC ORTEN, LTD; The Production Association Yuzhny Machine-Building Plant named after A.M. Makarov; Public Joint Stock Company «Pavlograd plant of automatic lines and machines»; Private Joint Stock Company «Dnipropetrovsk Aggregate Plant».

Key words: hip joint, dysplastic coxarthrosis, endoprosthesis, mathematical modeling, finite element method, stress-strain state, biomechanics.

ЗМІСТ

Анотація.....	2
Перелік умовних скорочень.....	25
Вступ.....	26
Розділ 1 Проблемні питання ендопротезування кульшового суглоба у хворих на диспластичний коксартроз (огляд літератури)....	37
1.1 Особливості ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз.....	37
1.2 Вибір ацетабулярного компонента при ендопротезуванні хворих на диспластичний коксартроз.....	44
1.3 Вибір конструкції ніжки ендопротеза кульшового суглоба при ендопротезуванні хворих на диспластичний коксартроз.....	60
1.4 Ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз з вихом стегна III – IV типів за Crowe.....	65
Розділ 2 Матеріали й методи дослідження.....	76
2.1 Загальна характеристика клінічних спостережень.....	76
2.2 Методи дослідження.....	81
2.2.1 Клінічні методи дослідження.....	81
2.2.2 Рентгенологічні методи дослідження.....	82
2.2.3 Методи оцінки результатів лікування	86
2.2.4 Біомеханічні методи дослідження.....	87
2.2.5 Методи статистичної обробки результатів дослідження.....	88
Розділ 3 Біомеханічне обґрунтування диференційованого вибору конструкції ендопротеза кульшового суглоба за наявності диспластичного коксартрозу.....	90
3.1 Напружено-деформований стан вертлюгової западини в нормі та після встановлення загвинчуваної й запресовуваної чашок.....	90

3.2 Порівняльна оцінка впливу сегментарного дефекту вертлюгової западини на напруження кісткової тканини та стабільність загвинчуваної й запресовуваної чашок.....	99
3.3 Порівняльна біомеханічна оцінка стабільності фіксації за медіалізації позиції запресовуваної й загвинчуваної чашок під час ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз.....	112
3.4 Біомеханічна оцінка стабільності різних видів розроблених стегнових компонентів з ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз.....	118
3.4.1 <i>Напружено-деформований стан у системі «кістка-імплантат» для різних видів безцементних ніжок ендопротеза кульшового суглоба.....</i>	119
3.4.2 <i>Аналіз напруженого стану елементів системи "стегнова кістка - імплантат" під час різних типів фіксації стандартної ніжки ендопротеза</i>	126
3.4.3 <i>Біомеханічна оцінка первинної стабільності конічних ніжок ендопротеза за різних типів фіксації.....</i>	133
3.5 Деякі біомеханічні особливості цементного ендопротезування кульшового суглоба.....	143
3.5.1 <i>Міцнісні характеристики різних марок кісткового цементу на основі полімерного метакрилата та вплив на них фактора часу.....</i>	144
3.5.2 <i>Вплив товщини цементної мантії на напруження в системі "кістка-цемент-стегновий компонент" ендопротеза кульшового суглоба.....</i>	148
Розділ 4 Система вітчизняних ендопротезів для диференційованого ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз.....	157
4.1 Загальна характеристика вітчизняних модульних ендопротезів кульшового суглоба.....	159

4.2 Інструментарій для проведення ендопротезування, розробленого системою вітчизняних ендопротезів кульшового суглоба.....	167
Розділ 5 Диференційоване ендопротезування кульшового суглоба з диспластичним коксартрозом модульними системами.....	176
5.1 Диференційований підхід до вибору ацетабулярного компонента під час ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз.....	176
5.1.1. <i>Вибір позиції ацетабулярного компонента під час ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз.....</i>	<i>186</i>
5.1.2. <i>Медіалізація та кісткова пластика під час імплантації ацетабулярного компонента</i>	<i>190</i>
5.2 Диференційований підхід до вибору стегнового компонента під час ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз.....	197
5.3 Індивідуальний підхід до вибору конструкції модульного ендопротеза під час ендопротезування хворих на ДК.....	202
5.3.1 <i>Ендопротезування кульшового суглоба з диспластичним коксартрозом I-II типів за Crowe.....</i>	<i>203</i>
5.3.2 <i>Ендопротезування кульшового суглоба під час вивиху головки стегна диспластичного генезу - тип III-IV за Crowe.....</i>	<i>207</i>
5.4 Двостороннє ендопротезування кульшових суглобів під час диспластичного коксартрозу.....	214
5.5 Ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз після реконструктивних операцій на кульшовому суглобі.....	224
5.6 Особливості ендопротезування з фіброзним та кістковим анкілозом хворих на диспластичний коксартроз.....	235
5.7 Профілактика вивихів під час ендопротезування хворих з диспластичним коксартрозом.....	245
Розділ 6 Реабілітація хворих на диспластичний коксартроз після тотального ендопротезування кульшового суглоба.....	257

Розділ 7 Аналіз результатів, помилок та ускладнень використання розробленої системи вітчизняних ендопротезів для диференційованого ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз....	274
7.1. Результати тотального ендопротезування кульшового суглоба з диспластичним коксартрозіом.....	274
7.2. Аналіз помилок та ускладнень під час ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз.....	291
Висновки.....	299
Список використаних джерел.....	304
Додатки.....	345
Додаток А.....	345
Додаток Б.....	357
Додаток В.....	367
Додаток Г.....	369
Додаток Д.....	370

Перелік умовних скорочень

1. АК- ацетабулярний компонент
2. ВЗ- верлюгова впадина
3. ДК- диспластичний коксартроз
4. ЕКС- ендопротезування кульшового суглоба
5. ЕП- ендопротез
6. іст. хв.- історія хвороби
7. КІ - кортикальний індекс
8. КОН- конічна об'ємна ніжка
9. КСН - конічна стандартна ніжка
10. КС - кульшовий суглоб
11. КП - кісткова пластика
12. КТ - комп'ютерна томографія
13. ЛФК - лікувальна фізкультура
14. МКЕ - метод кінцевих елементів
15. МКІ – морфо-кортикальний індекс
16. МРТ –магнітно-резонансна томографія
17. НЕ - ніжка ендопротеза
18. НДС – напружено-деформований стан
19. СК – стегнова кістка

ВСТУП

Обґрунтування вибору теми дослідження.

Диспластичний коксартроз (ДК) як наслідок його дисплазії є однією з найскладніших патологій кульшового суглоба (КС), що призводить у багатьох випадках до інвалідності хворих і створює багато соціальних та економічних проблем [8, 90, 96, 100, 219 та ін.]

Одним з найбільш ефективних методів відновлення функції за наявності дегенеративно-дистрофічних уражень КС сьогодні є його ендопротезування (ЕКС). Проте з часів J. Charnley (1979) [155] і до нашого часу ендопротезування хворих на ДК є найскладнішою проблемою в ортопедії [5, 9, 50, 53, 166 та ін.], оскільки частота ревізійних операцій після ендопротезування хворих на ДК превалює над аналогічними показниками за наявності інших дегенеративно-дистрофічних захворювань КС і становить від 12% до 57%, а за наявності ДК III–IV типів перевищує зазначені показники в 2 рази (8, 144, 153, 219, 265 та ін.), водночас після попередньо проведених операцій на кульшовому суглобі перетворює ЕКС зі стандартного в дуже складне, високотехнологічне втручання, що супроводжується великою кількістю як інтраопераційних, так і післяопераційних ускладнень [11, 89, 96, 110, 134 та ін.].

Зміна анатомічної форми вертлюгової западини за диспластичного коксартрозу, а саме втрата сферичності й глибини, наявність сегментарного дефекту та дефіциту кісткової тканини створюють багато проблем під час вибору ацетабулярного компонента та методу його фіксації [5, 9, 50, 91, 96 та ін.].

Потрібно зазначити, що попередні коригуюча остеотомія та реконструктивні операції на КС створюють численні проблеми під час ЕКС хворих на ДК й обумовлені дефектами та деформацією кісткової структури вертлюгової западини та стегнової кістки, грубими рубцевими змінами параартикулярних м'яких тканин, атрофією м'язів унаслідок втрати або істотного обмеження функції й вимагають від хірурга індивідуальної тактики під час планування та проведення операції [197, 219, 225, 322, 329 та ін.].

Використання чашок, що запресовуються, під час ендопротезування хворих із сегментарними дефектами вертлюгової западини передбачає використання об'ємних кісткових трансплантатів, що потребують довготривалих строків ремоделювання та супроводжуються великим ризиком їх незрощення, а також вторинної нестабільності як трансплантатів, так і чашки ендопротеза [178, 199, 257, 282, 358 та ін.].

Поряд з проблемами, що виникають під час імплантації чашки за ендопротезування хворих на ДК не менше питань виникає і щодо вибору ніжки ЕП та методу її фіксації, оскільки, зважаючи на дані літератури, ризик її нестабільності, розвитку стрес-шилдинг синдрому, перелому стегнової кістки та ніжки ЕП, унаслідок надвужкої форми кістково-мозкового каналу, значного вісьового викривлення, короткої шийки та надлишкової антеверсії сягає 50% [144, 196, 315, 329 та ін.], водночас стандартні ніжки в 25–30% випадків не відповідають формі кістково-мозкового каналу.

На сьогодні відсутня чітка наукова оцінка та обґрунтування ступеня первинної стабільності фіксації й поведінки безцементних ацетабулярних компонентів, що закріплюються шляхом загвинчування або запресовування після попереднього заглиблення вертлюгової западини.

Актуальною залишається проблема удосконалення та наукового обґрунтування методики ендопротезування кульшового суглоба за наявності значних сегментарних дефектів вертлюгової западини шляхом її поглиблення, медіалізації позиції чашки та проведення котилопластики, оскільки за даними літератури під час використання такої методики кількість ускладнень, пов'язаних з ранньою нестабільністю чашки, сьогодні досягає 20%, пізньої – 46%, а ризик вторинної протрузії чашки становить від 40% до 60% [9, 105, 172, 234, 342 та ін.].

Саме такі питання були й до сьогодні залишаються дискусійними в періодичній літературі та зумовлюють актуальність проблеми ендопротезування кульшового суглоба за ДК, проте на багато запитань знайти відповідь у науковій літературі досить складно.

Мета дослідження. Покращення результатів лікування хворих на диспластичний коксартроз шляхом розробки, впровадження у виробництво і практику системи вітчизняних модульних ендопротезів кульшового суглоба та клініко-біомеханічного обґрунтування методик диференційованого ендопротезування у хворих з означеною патологією.

Завдання дослідження. 1. Проаналізувати сучасний стан проблеми лікування хворих на диспластичний коксартроз методом ендопротезування та обґрунтувати доцільність і перспективи дослідження.

2. Здійснити порівняльну біомеханічну оцінку стабільності фіксації запресовуваної та загвинчуваної чашок ендопротеза кульшового суглоба за умов нормального стану вертлюгової западини та її сегментарних дефектів.

3. Дослідити вплив поглиблення вертлюгової западини та медіалізації позиції на стабільність ацетабулярного компоненту, що запресовується, порівняно з тим, що загвинчується, під час ендопротезування кульшового суглоба.

4. Виконати порівняльний аналіз напружено-деформованого стану в системі «стегнова кістка – імплантат» та оцінити стабільність фіксації розроблених ніжок ендопротеза кульшового суглоба залежно від характеру їх фіксації в стегновій кістці.

5. Виявити міцнісні характеристики різних видів кісткового цементу та вплив товщини цементної мантиї на напруження в системі «кістка – цемент – стегновий компонент» ендопротеза кульшового суглоба.

6. Розробити, сертифікувати та втілити в промислове виробництво систему вітчизняних ендопротезів кульшового суглоба та інструментарій для проведення операції.

7. Розробити покази та методики диференційованого ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз із використанням розробленої системи ендопротезів.

8. Дослідити індивідуальні особливості проведення реабілітації після ендопротезування кульшового суглоба у хворих на диспластичний коксартроз.

9. Проаналізувати результати після ендопротезування кульшового суглоба у хворих на диспластичний коксартроз із використанням розробленої системи вітчизняних ендопротезів.

Об'єкт дослідження. Диспластичний коксартроз.

Предмет дослідження. Клініко-функціональний стан кульшового суглоба при диспластичному коксартрозі, конструкції ендопротезів кульшового суглоба, біомеханічна оцінка напружено-деформованого стану системи «кістка – імплантат» під час використання різних видів ніжок і чашок ендопротеза, методики ендопротезування, реабілітація хворих.

Методи дослідження. Клінічний (оцінка стану хворого, визначення типу диспластичного коксартроза, ступеня функціональних порушень, стадії дегенеративних змін у кульшовому суглобі, оцінка результатів лікування хворих); рентгенологічний (оцінка стану, наявності деформації та дефекту кісток, планування операції та контроль за стабільністю й позицією компонентів ендопротеза); біомеханічний (дослідження методом математичного моделювання напружено-деформованого стану системи «кістка – імплантат» під час використання різних видів ацетабулярних компонентів і ніжок ендопротеза кульшового суглоба); статистичний для оцінки достовірності отриманих результатів.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота виконана згідно з планом науково-дослідних робіт ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України»: «Вивчити структурно-функціональний стан тканин у ділянці кульшового суглоба, удосконалити існуючі та біомеханічно обґрунтувати нові методи ендопротезування кульшового суглоба у хворих з тяжкими формами дисплазії кульшової западини (фундаментальна)» (№ держреєстрації 0115U000602) та згідно з договором про наукове співробітництво з ДЗ «Дніпропетровська медична академія МОЗ України» є фрагментом НДР «Розробка та удосконалення технологій лікування наслідків травм та захворювань опорно-рухової системи» (№ держреєстрації 0214U002077). Автором проведено біомеханічну оцінку стабільності фіксації розроблених видів

ацетабулярних компонентів та ніжок ендопротеза кульшового суглоба в системі «кістка – імплантат» за умов дефектів і деформацій кульшового суглоба, притаманних для диспластичного коксартроза, розроблено та втілено в промислове виробництво систему вітчизняних ендопротезів та методик диференційованого ендопротезування за умов диспластичного коксартроза.

Наукова новизна отриманих результатів.

Уперше шляхом математичного моделювання виявлено, що під час ендопротезування кульшового суглоба з використанням чашок, що запресовуються або загвинчуються, за сферичної форми кульшового суглоба, напружений стан спонгіозної тканини не значно відрізняється від стану здорового суглоба.

Уперше шляхом біомеханічних досліджень з'ясовано, що під час використання чашок, що загвинчуються, наявність сегментарного дефекту вертлюгової западини розміром 30° не впливає на жорсткість та на міцність тазової кістки, а також на первинну стабільність фіксації чашки, за наявності дефектів у межах $30^\circ \leq \alpha \leq 60^\circ$ залишкові дефекти після встановлення чашки потрібно заповнювати вільними трансплантатами, а за наявності дефектів від 60° до 90° – цільними об'ємними кістковими трансплантатами для забезпечення вторинної стабільності імплантата.

Уперше встановлено, що під час використання чашок, що запресовуються, з наявними сегментарними дефектами з кутом α від 30° до 60° їх рухливість суттєво збільшується в 1,5–2,4 рази, у зв'язку з чим використання такого виду ацетабулярних компонентів під час сегментарних дефектів із кутом $\alpha \geq 60^\circ$ досить проблематичне, оскільки наявний ризик нестабільності.

Уперше доведено, що під час виконання медіалізації та котилопластики чашки, що загвинчуються, забезпечують більш надійну первинну й вторинну стабільність кріплення імплантата за умов занурення до рівня та за межі лінії Kohler.

Уперше шляхом математичного моделювання доведено, що у випадках діафізарної фіксації ніжки ендопротеза зменшується площа її контакту зі стегновою кісткою, що призводить до надмірної концентрації напружень і ризику

нестабільності, а у випадку метафізарної та метадіафізарної фіксації збільшується площа контакту імплантата з кісткою, що не викликає надмірну концентрацію навантажень і попереджає ризик нестабільності ендопротеза.

Уперше виявлено, що міцність різних видів кісткового цементу, після полімеризації, поступово зростає та досягає межі на 90 добу, що потрібно враховувати під час планування строків навантаження кінцівки й реабілітації хворих.

Уперше встановлено, що зміна товщини цементної мантії вздовж ніжки ендопротеза значно не впливає на напружено-деформований стан системи «кістка – цемент – імплантат», а величина напружень перебуває в межах довговічності експлуатації ендопротеза.

Розроблена та впроваджена у виробництво система вітчизняних модульних ендопротезів кульшового суглоба. Клініко-експериментальним шляхом обґрунтовано їх використання для диференційованого ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз.

Практичне значення отриманих результатів:

Розроблено та впроваджено в промислове виробництво систему вітчизняних модульних ендопротезів кульшового суглоба та інструментарій для проведення операцій.

Розроблено та вдосконалено конструкції безцементних вітчизняних ацетабулярних компонентів, що містять загвинчувані конічні та запресовувані напівсферичні чашки з деротаційними перами для диференційованого ендопротезування з урахуванням типу диспластичного коксартрозу, характеру деструкції вертлюгової западини та стану кісткової тканини.

Удосконалено конструкції ніжок ендопротеза кульшового суглоба, які диференційовано забезпечують метафізарний, метадіафізарний або діафізарний тип фіксації залежно від форми кістково-мозкового каналу стегнової кістки, під час ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз.

Удосконалено конструкції вкладнів для ацетабулярних компонентів з 10°, 20° навісом та роз'ємні для фіксації сфери, що дають змогу диференційовано

їх використовувати з метою попередження вивиху ендопротеза залежно від інтраопераційної ситуації.

Розроблено ацетабулярний компонент для цементної фіксації ендопротеза шляхом наявності в ньому двох рівнів шипів, що забезпечують рівномірність розподілу цементної мантиї та сприяють підвищенню рівня первинної та експлуатаційної стабільності чашки.

Удосконалено методику виконання медіалізації та котилопластики під час ендопротезування хворих на ДК унаслідок використання чашок, що загвинчуються та мають остеоадгезивне покриття основи структурованою керамікою, котра забезпечує умови для остеоінтеграції і перебудови кісткових трансплантатів, зокрема, як первинну, так і вторинну стабільність імплантату.

Розроблено диференційований підхід до використання кісткової аутопластики дефектів вертлюгової западини шляхом запресовування вільних трансплантатів після встановлення чашки, що загвинчується, та цільних трансплантатів, що фіксуються гвинтами у випадках об'ємних дефектів вертлюгової западини під час використання чашок, що запресовуються. Результати дослідження впроваджено в клінічну практику: КЗ «Обласна клінічна лікарня ім. І. І. Мечнікова» (м. Дніпро); ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. М. І. Ситенка НАМН України»; КП «Міська клінічна лікарня швидкої медичної допомоги» (м. Вінниця); КЗ «Павлоградська міська лікарня № 4»; КЗ «Дніпропетровська шоста міська клінічна лікарня»; КЗ «Харківська обласна клінічна лікарня»; «Медин ЮА клініка» (м. Дніпро); КЗ «Кам'янська міська лікарня швидкої медичної допомоги»; КЗ «Міська клінічна лікарня № 16» (м. Дніпро) та в навчальний процес ДЗ «Дніпропетровська медична академія»; «Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова»; «Харківський національний медичний університет»; «Запорізький державний медичний університет»; ДЗ «Харківська медична академія післядипломної освіти».

Розроблено вітчизняні модульні ендопротези, дозволені до використання в клінічній практиці, сертифіковані ДП «Український медичний центр сертифікації» МОЗ України згідно ISO 13485:2016 (Сертифікат № 156) та впроваджені в промислове виробництво на підприємствах ТОВ «ОРТЕН, ЛТД» (м. Дніпро), ДП «Південний машинобудівний завод ім. О. М. Макарова», ПАТ «Павлоградський завод Палмаш», ПАТ «Дніпропетровський агрегатний завод».

Особистий внесок здобувача. Дисертація є особистою науковою працею здобувача. Дисертантом самостійно сформульовано мету й завдання дослідження, проведено аналіз наукової літератури та інформаційно-патентний пошук за темою дисертації. За безпосередньої участі автора сформовано групи клінічних спостережень, узагальнено результати клінічних досліджень і лікування хворих згідно з планом наукової роботи. Особисто автор брав участь як оперуючий хірург, асистент та лікар у лікуванні багатьох хворих. Особисто автором проведено аналіз отриманих результатів, статистичне опрацювання та упорядкування у вигляді графічних зображень та таблиць, написано всі розділи дисертації та висновки. Дисертанту належить ідея проведення біомеханічних досліджень напружено-деформованого стану системи «кістка – імплантат» методом математичного моделювання, та проведено аналіз отриманих результатів. Автор особисто брав участь в експериментальних дослідженнях різних марок кісткового цементу. Дослідження напружено-деформованого стану системи «кісткова тканина – чашка – вкладень – голівка» ендопротеза кульшового суглоба методом математичного аналізу під час використанні чашок, що загвинчуються або запресовуються в нормі, та за наявності центральних та сегментарних дефектів проведено в ДУ «Інститут технічної механіки НАН та ДКА України» за консультативної допомоги член-кор. НАНУ проф. О. В. Піліпенко та ст.наук.співроб., канд. техн. наук Н. Ю. Наumenко. Дослідження напружено-деформованого стану поведінки розроблених варіантів ніжок ендопротеза кульшового суглоба в системі «кісткова тканина – імплантат» проведено за консультативної підтримки д-ра техн. наук, проф. А. П. Дзюби та д-ра техн. наук,

проф. В. Л. Красовського. Експериментальне дослідження механічних характеристик кісткового цементу проведено в лабораторії механічних досліджень ДЗ «Національна металургійна академія» за консультативної підтримки д-ра техн. наук, проф. В. Л. Красовського.

Розробку кінцево-елементних моделей кульшового суглоба виконано з використанням ліцензійного програмного забезпечення, наданого в рамках договору про співробітництво з ДП «Конструкторське бюро Південне».

Дисертант особисто брав участь у розробці, підготовці до сертифікації та впровадженні в промислове виробництво системи вітчизняних ендопротезів кульшового суглоба, їх експериментальній апробації та впровадженні в клінічну практику.

Автор узагальнив отримані результати, провів їх аналіз, обґрунтував висновки дослідження та самостійно написав усі розділи дисертації. Участь співautorів відображено в спільних наукових публікаціях.

Апробація результатів дисертації. Основні положення дисертації та результатів роботи були надані у вигляді доповідей на: науково-практичній конференції з міжнародною участю «Медико-соціальна експертиза та реабілітація хворих внаслідок травм і захворювань опорно-рухового апарату» (м. Дніпропетровськ, 2008); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Актуальні проблеми ендопротезування» (м. Вінниця, 2008); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Реконструктивно-відновлювальна хірургія в травматології та ортопедії» (м. Київ, 2009); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Сучасні технології ендопротезування колінного та кульшового суглобів» (м. Дніпропетровськ, 2009); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Лікування внутрішньо- та навколосуглобових ушкоджень» (м. Одеса, 2009); III Міжнародній українсько-польській конференції «Помилки та ускладнення в травматології та ортопедії» (Яремча – Івано-Франківськ, 2009); XV з'їзді ортопедів-травматологів України (м. Дніпропетровськ, 2010); 11 Конгрес EFORT (Мадрид, Іспанія, 2010); нау-

ково-практичній конференції «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (м. Харків, 2011); XVI з'їзді ортопедів-травматологів України (м. Харків, 2013); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Актуальні питання ендопротезування суглобів» (м. Київ, 2013); I Українському симпозиумі з біомеханіки опорно-рухової системи (м. Дніпропетровськ, 2012); IV Євро-Азійському конгресі ортопедів-травматологів (Бішкек, 2014); на засіданнях Дніпропетровської обласної асоціації ортопедів-травматологів (м. Дніпропетровськ, 2008–2019); Всеукраїнській науково-практичній конференції «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (другі наукові читання, присвячені пам'яті академіка О. О. Коржа (м. Харків, 2014); XV науковій конференції студентів та молодих вчених «Новини і перспективи медичної науки» (м. Дніпропетровськ, 2015); науковому симпозиумі з міжнародною участю «Актуальні питання сучасної ортопедії та травматології» (м. Дніпропетровськ, 2015); Всеукраїнській науково-практичній конференції «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (треті наукові читання, присвячені пам'яті академіка О. О. Коржа) (м. Харків, 2015); XVII з'їзді ортопедів-травматологів України (м. Київ, 2016); науково-практичній конференції «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування» (Запоріжжя – Приморськ, 2016); Міжнародній науково-практичній конференції «Сучасні концепції лікування ортопедичної патології та травм опорно-рухової системи» присвяченій XX-річчю Українсько-Німецької спілки ортопедів-травматологів (м. Дніпро, 2017); 65 Конгресі асоціації ортопедії та невідкладної хірургії Німеччини (Німеччина, 2017); 14 Міжнародній конференції «Динамічні системи – прикладна механіка» (Польща, Лодзь, 2017); Всеукраїнській науково-практичній конференції «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (четверті наукові читання, присвячені пам'яті академіка О. О. Коржа) (м. Харків, 2018); XVIII з'їзді ортопедів-травматологів України (м. Івано-Франківськ, 2019); 67 Конгресі асоціації ортопедії та невідкладної хірургії (Німеччина, 2019).

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота викладена на 387 сторінках машинописного тексту (загальний обсяг становить 344 сторінки) і містить анотацію, вступ, огляд літератури, 6 розділів власних досліджень, висновки, список використаних літературних джерел, який охоплює 360 найменувань (105 – кирилицею, 255 – латиницею), додатки. Робота ілюстрована 25 таблицями та 158 рисунками.

РОЗДІЛ 1

ПРОБЛЕМНІ ПИТАННЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА У ХВОРИХ НА ДИСПЛАСТИЧНИЙ КОКСАРТРОЗ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)

1.1. Особливості ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз

Кульшовий суглоб, за анатомічною будовою та функціональними можливостями сприймати великі статичні й динамічні навантаження, належить до складних зчленувань, що забезпечують гармонію руху і якість життя людини.

Диспластичний коксартроз (ДК) є однією з найскладніших патологій кульшового суглоба (КС), оскільки створює багато соціальних та економічних проблем для пацієнта і держави.

Так, за даними аналітичної роботи Р. Horst, R. C. Sproul, K. J. Bozic (2015) [219], остеоартроз кульшового та колінного суглобів є головною причиною інвалідності, а економічні втрати суспільства США, за деякими підрахунками, становлять понад 8 млрд. доларів.

Економічні витрати на виконання ендопротезування кульшового суглоба (ЕКС) з ДК, за даними американських дослідників, перевищують номінальну вартість стандартного ЕКС на 3–15 тисяч доларів, тому, через високий ризик ускладнень, за даними страхових компаній, пацієнтів з ДК для ЕКС до приватних клінік госпіталізують украй рідко [187, 219].

У структурі дегенеративно-дистрофічних захворювань КС число пацієнтів з ДК, які потребують ЕКС, становить від 25% до 35% [3, 66, 96, 149, 219 та ін.], серед яких молоді люди віком 30–50 років, що складають від 60 до 70%, водночас рівень інвалідності в них досягає 63–65%, а I група інвалідності – 22% [77, 90, 96, 100, 149 та ін.].

Аналіз літературних даних демонструє, що інвалідність хворих з ДК тенденції до зниження не має, незважаючи на активний розвиток реконструк-

тивно-відновлювальних операцій, які на короткий термін відсувають необхідність проведення ЕКС [197], проте, серед хворих на ДК, після реконструктивних операцій, інвалідність перевищує 50% [93, 100, 219, 345 та ін.].

ЕКС при його пошкодженнях і дегенеративно-дистрофічних захворюваннях на сьогодні є одним зі значущих та ефективних досягнень сучасної ортопедії і травматології [15, 164, 295, 330 та ін.]. На думку I. D. Learmonth, C. Yong, C. Rorabeck (2007) [238], ЕКС є найефективнішою операцією століття, але одночасно відзначено й зростання ревізійних операцій за наявності такої патології.

Тотальне ендопротезування кульшового суглоба – це операція, що дає надію хворому з патологією кульшового суглоба [39].

A. M. Tolkgozoglu, O. O. Suglar (2007) [328] назвали ЕКС з ДК «... останнім шансом під час лікування хворого з вторинним коксартрозом унаслідок дисплазії кульшового суглоба».

За даними американських дослідників, кількість ЕКС до 2030 року збільшиться на 180%, водночас будуть розвиватися технології складного й важкого ендопротезування молодих пацієнтів, до яких передусім належать хворі з диспластичним коксартрозом [320].

ЕКС з ДК з часів J. Charnley (1979) [155] та інших науковців і до сьогодні є каменем спотикання й найскладнішою проблемою в галузі ортопедії [173, 177, 196 та ін.].

Під час хірургічного лікування ДК у дорослих, ЕКС донині залишається операцією першого вибору, що позбавляє пацієнта від болю й відновлює функцію КС [12, 80, 91, 96, 171, 227, 340 та ін.].

Водночас, за даними Норвезького реєстру ендопротезувань за період 1987–2004 років, зазначено, що частота ревізій після ЕКС з ДК в 1,5 рази вище, ніж під час іншої патології КС, а за наявності ДК III та IV ступеня, за даними J. Crowe et al (1979) [174], – у 2 рази, проте ризик ревізії безцементних чашок у 1,8 рази вище, ніж цементних [301].

За даними багатьох дослідників, результати ЕКС з ДК в 1,5–2 рази гірше, ніж під час стандартного ЕКС й обумовлені великою частотою нейропатії сідничного нерва – від 3% до 15 %, вивихами ЕП – до 14%, ранової інфекцією – до 10%, гетеротопічною осифікацією, інтраопераційними переломами стегна – 6%, переломами ніжки ЕП – 1%, судинними ускладненнями тощо [69, 83, 124, 166, 183, 206 та ін.]. Частота ускладнень безпосередньо залежить від ступеня деструкції КС з ДК, а найвищу питому вагу ускладнень відзначено за ДК III та IV ступеня за Crowe [66, 89, 114, 119, 144 та ін.].

Провівши порівняльну оцінку результатів ЕКС під час коксартрозу різного генезу, P. Horst, R. G. Sproul, K. J. Bozic (2015) [219] відзначили, що після ЕКС у хворих із ДК кількість ускладнень наближається до 60% від числа всіх ЕКС. Такі дані наводять й інші автори, зауважуючи, що виживаність ендопротеза у таких хворих протягом 5–8 років становить 58–84% [100, 128, 166, 280, 335, 343 та ін.].

Серед найскладніших ранніх інтраопераційних ускладнень, що створюють значні проблеми для пацієнта та хірурга, потрібно зазначити ризик пошкодження судин і сідничного нерва. Так, якщо в загальній популяції результатів ЕКС ризик нейропатії сідничного нерва становить 0,5–1%, то у хворих з ДК цей показник, за даними наукової літератури, коливається від 3% до 15% [83, 104, 157, 178, 341 та ін.].

Аналіз виживаності ендопротезів після ЕКС з ДК дав змогу стверджувати, що частота ревізійних операцій протягом 5–8 років після ЕКС у таких випадках сягає 46% [9, 124, 153, 271, 328 та ін.]

Активний розвиток методик і конструкцій для ЕКС в умовах прогресуючої дисплазії кульшового суглоба [235, 344] можемо спостерігати лише протягом останніх 25 років, а історія активних пошуків лікування хворих на ДК III та IV ступеня методом ЕКС ще коротша, тому успішне розв’язання зазначеної проблеми чекає нас попереду.

Перші результати ЕП у хворих з ДК, отримані у 80-х – початку 90-х років минулого століття, у процесі накопичення клінічного матеріалу, швидко

розчарували через велику кількість негативних результатів [112, 113, 136 та ін.]. Ортопеди почали звертати увагу на застереження одного з основоположників ЕКС J. Charnley, який наголошував на тому, що під час ЕКС потрібно уникати такої операції у хворих з ДК [157].

ЕКС з ДК, зважаючи на аналіз статистичних літературних даних, унаслідок грубих анатомічних змін вертлюгової западини (ВЗ) та стегнової кістки, дистопії й атрофії м'якотканинних структур та вторинної деформації після реконструктивних операцій перетворюється зі стандартної в складне високотехнологічне й дуже травматичне оперативне втручання, що супроводжується великою кількістю як інтраопераційних, так і післяопераційних ускладнень [89, 96, 110, 119, 124 та ін.].

ЕКС є ефективним методом лікування ДК I та II ступенів за Crowe, оскільки знімає біль і відновлює функцію КС, чого не можна сказати про результати під час важких форм ДК, зокрема, що супроводжуються вивихом стегна з ДК III та IV ступенів за Crowe [87, 114, 144, 160 та ін.].

Достатньо дискусійним залишається питання вибору показань до ЕКС з ДК. Багато авторів вважають, що основними показаннями до ЕКС за наявності такої патології є вік пацієнта (понад 35 років), виражений біль, втрата функції суглоба й порушення ходи [18,50,87, 92, 149 та ін.].

Враховуючи молодий вік пацієнтів, показанням до проведення ендопротезування кульшового суглоба з ДК науковці вважають наявність протипоказань для виконання реконструктивної операції й артропластики КС [196]. Наявність анкілозу й ДК другого КС також є абсолютними показаннями для проведення ЕКС [115, 241, 332, 333 та ін.].

Питання лімітування віку пацієнта для виконання ЕКС з ДК, на нашу думку, має емпіричний характер, оскільки багато авторів зважають на експлуатаційні часові фактори ендопротеза, а пацієнту, незалежно від віку, потрібно прибрати біль і відновити функцію суглоба для повноцінного життя.

J. Charnley, J. Feagin (1973) [157], через складність виконання такої операції та велику кількість ускладнень за наявності ДК, рекомендували

утримуватися від її проведення й зазначили, що основним показанням для ЕКС за такої патології є біль і важкий артроз.

J. W. Harkness (1998) [209] зауважив, що через складність операції з ДК III та IV ступеня, основним показанням є біль, а підвивих і вивих стегна не є показанням.

Актуальність проблеми розвитку ЕКС з ДК обумовлено, з одного боку, необхідністю виконання такого оперативного втручання у молодих пацієнтів (віком 30–45 років) [90, 100 та ін.]. Саме такими факторами як вік, соціальна активність пацієнтів і важка фізична праця ЕКС з ДК супроводжується найвищим рівнем ризику ранньої нестабільності ендопротеза [328].

Під час розвитку ДК на фоні дитячого церебрального паралічу, крім кісткових дефектів КС, є м'язовий дисбаланс, обумовлений основною патологією, що зводить нанівець зусилля ортопеда через постійні вивихи ендопротеза [130].

Аналогічна ситуація виникає також під час ЕП хворих з ДК, які перенесли інсульт або травму хребта, що вимагає, на нашу думку, індивідуального підходу.

Грубі анатомічні зміни КС у хворих з ДК створюють багато проблем перед ортопедом під час ЕКС [82, 124, 149, 206, 246, 278 та ін.]. Водночас незвичні локальні деформації, переважно з ДК III та IV ступеня, вимагають зміни тактики хірурга безпосередньо в процесі виконання операції ЕКС [169, 196, 214, 240, 359 та ін.]. Ці питання залишаються проблемним і дискусійним понад 30 років і стримують розвиток ЕКС у хворих на ДК.

Вибір оперативного доступу – це ключ до успіху під час проведення ЕКС суглоба з ДК. Думки щодо вибору оперативного доступу в літературі різнопланові й суперечливі. Під час стандартних ситуацій (медіальний перелом шийки стегнової кістки, асептичний некроз її головки, ідіопатичний коксартроз тощо), коли деформація ВЗ і проксимального відділу стегнової кістки не мають істотних анатомічних відхилень, за даними літератури, різниці в результатах ЕКС через застосування різних доступів немає [282]. За таких умов

характер оперативного доступу до КС ортопед обирає за власним бажанням, намагаючись зменшити інвазивність і час операції.

Однак, обираючи оперативний доступ за ДК, на першому плані, на наше глибоке переконання, має постати питання: чи зможу я все побачити, оцінити й чи достатньо простору для виконання реконструктивного ендопротезування з урахуванням анатомічного стану суглоба?

Так, низка ортопедів надають перевагу під час ендопротезування кульшового суглоба з ДК передньобоковому або латеральному доступам [114, 139, 142, 146 та ін.].

Проведений аналіз наукової літератури дав змогу стверджувати, що під час ЕКС у хворих із ДК застосування переднебокового й латерального доступів не забезпечують, з одного боку, повноцінний огляд рани, а з іншого – пов'язані з великою кількістю післяопераційних ускладнень [236, 240, 264, 298, 300 та ін.]. Серед таких ускладнень виокремлюємо: тривалий біль у ділянці великого вертлюга, оскільки сила, що сприяє вертикальному стоянню хворого, відновлюється гірше, порівняно з іншими доступами, є великий ризик денервації м'яза, що напружує широку фасцію стегна, що призводить до розвитку післяопераційної кульгавості тощо [153, 236, 300, 328 та ін.].

На нашу думку, латеральний і малоінвазивний оперативні доступи можуть бути успішно застосовані на ранніх стадіях ДК I та II ступенів за Crowe, коли немає суттєвих структурних змін і деформації кульшового суглоба, а рухливість у ньому збережена.

У літературі число прихильників заднього доступу до КС під час виконання ЕКС з ДК значно превалює [121, 144, 153, 204, 220 та ін.], а автори вважають його менш травматичним та ефективнішим за умов виконання маніпуляцій на стегні, ВЗ і встановленні компонентів ендопротеза КС [144, 264, 325, 328 та ін.].

Згідно зі Шведським реєстром ЕКС за 2010 рік, у 85% випадків з ДК застосовувався задній доступ. Серед проблемних питань такого доступу відзначено вищий рівень ризику післяопераційних вивихів ендопротеза та пош-

кодження гілки сідничного нерва [236]. За даними опитування пацієнтів, проведеного M. W. Pagnani et al. [цит. за 236], хворі віддають перевагу задньому доступу з косметичної точки зору.

Низка науковців вважають, що класичні латеральний і задній доступи до КС під час ЕКС хворих з ДК недостатні для якісного огляду суглоба й успішного ЕП, і рекомендують застосовувати черезвертлюговий доступ [103, 134, 169, 223, 261 та ін.]. Потрібно наголосити, що такий доступ дійсно дає широкий огляд і хороші можливості для реконструктивного ЕП і низведення голівки стегнової кістки, але він значно травматичніший, зокрема, незрощення великого вертлюга спостерігають у 18%–29% випадків [144, 177], що вимагає застосування тривалого розвантаження кінцівки, і в багатьох випадках використання зовнішньої іммобілізації [261].

Ендопротезування кульшового суглоба з ДК, як показує аналіз літератури, приховує багато проблем, як на етапі планування операції, так і під час її виконання.

Потрібно зазначити, що попередні корегуюча остеотомія та реконструктивні операції на КС, транспозиція м'якотканинних структур, виконаних через дисплазію в дитячому віці, створюють багато проблем під час подальшого ЕКС з ДК й обумовлені дефектами та деформацією кісткової структури вертлюгової западини й стегнової кістки, грубими рубцевими змінами парартикулярних м'яких тканин, атрофією м'язів унаслідок втрати або істотного обмеження функції і вимагають від хірурга індивідуальної тактики під час планування вибору оперативного доступу та проведення операції [118, 197, 214, 219, 225 та ін.].

У своїх наукових працях O. Wang et al. (2012) [280] зауважили, що для того, щоб присісти навпочіпки, необхідно, щоб згинання в КС було 114° , а для того, щоб підняти предмет з підлоги, необхідний кут згинання складає 125° , але з ДК через коротку шийку та деформацію голівки, обсяг згинання не перевищує 90° . Обмежена ротація стегна створює проблеми на етапі доступу до суглобу.

1.2. Вибір ацетабулярного компонента при ендопротезуванні хворих на диспластичний коксартроз.

Зміна анатомічної форми ВЗ через ДК, а саме: втрата сферичності, глибини, наявність сегментарного дефекту, дефіциту кісткової тканини й зміни механічних характеристик створюють багато проблем, як під час вибору конструкції ацетабулярного компонента (АК) ендопротеза КС, так і під час планування методики його встановлення за ДК [9, 97, 149, 315, 335 та ін.]. Водночас основною причиною ревізій є проблеми, пов'язані з ранньою і подальшою нестабільністю АК ендопротеза КС [110, 124, 206, 325, 354 та ін.].

Серед чинників необхідності виконання ревізійного ЕП за ДК, багатьма авторами виявлено, що частота ревізій АК превалює над іншими причинами й становить від 12% до 57%, особливо за наявності ДК III–IV типів [84, 97, 145, 153, 206 та ін.].

Відзначено, що частота ранньої нестабільності чашки ендопротеза досягає 20%, а пізньої – 46%, а ризик вторинної протрузії АК становить від 40% до 60% [9, 105, 172, 248, 342 та ін.].

Саме такі питання були і до сьогодні залишаються дискусійними в періодичній літературі і зумовлюють актуальність проблеми ЕКС з ДК, проте на багато запитань знайти конкретну відповідь у літературі досить складно.

Розвиток ЕКС з ДК бере початок із застосування цементних чашок і має сьогодні достатню кількість своїх прихильників [92, 120, 140, 228 та ін.].

М. А. Ritter, А. Е. Thong (2004) [283] наголошують на тому, що цементні чашки за наявності ДК демонструють суперечливі й непереконливі результати.

На думку багатьох науковців, ризик ранньої ревізії ендопротеза КС після застосування цементних чашок за ДК досягає 51% [149, 153, 161, 335 та ін.], водночас питома вага ревізій цементних чашок за ДК у 2,5 рази вище, ніж ніжок [166].

Потрібно зазначити, що установка цементної чашки вимагає видалення досить великого масиву кістки з метою підготовки ложа для чашки й оточуючої її цементної мантії.

Водночас показник 10-річної виживаності цементних чашок, як зауважують Н. Lida et al. (2000) [139], під час комбінованого поєднання з кістковою пластикою становить 95%, що підтверджено даними інших авторів [196, 209, 223, 339 та ін.].

Відзначено, що покращення цементних технологій, якісна підготовка кісткового ложа ВЗ і кістковопластичне заміщення її дефектів, дають змогу істотно покращити результати ендопротезування [105, 207, 216, 292 та ін.], однак неправильна форма ложа ВЗ і необхідність видалення великого об'єму кістки для забезпечення сферичної форми ВЗ через ДК призводить до нерівномірного розподілу цементної мантії та ранньої нестабільності АК [315].

А. J. Krych et al. (2013) [341] зазначають, що кістковий цемент не є клеєм, тобто між кісткою та цементом не відбувається адгезії, на яку помилово розраховують багато ортопедів, а відбувається лише мікромеханічне з'єднання системи «імплантат–цемент–кістка». Потрібно зазначити, що молодий вік пацієнтів з ДК та їхній активний спосіб життя, як показує аналіз результатів ЕКС, є причиною значної питомої ваги негативних результатів і серйозних проблем, що виникають під час ревізійного ендопротезування внаслідок об'ємних дефектів кістки після цементного встановлення чашки.

У зв'язку з цим, із середини 90-х років минулого століття розпочато активну розробку методик та впровадження безцементного ЕКС з ДК, під час виконання якого здійснюють індивідуальний підбір компонентів ендопротеза [13, 143, 240, 293 та ін.].

Таким чином, під час застосування цементних технологій встановлення чашки та ніжки ЕП КС у хворих з ДК в умовах остеопенії й остеопорозу, проблемними залишаються питання, як удосконалення конструкції цементних чашок, що забезпечують рівномірний розподіл цементної мантії, так і подальші дослідження з пошуку оптимальної товщини цементної мантії в зо-

ні контакту системи «кістка–цемент–ендопротез» для забезпечення довготривалої експлуатаційної надійності такого різновиду чашок і ніжок.

Дослідження останніх років показали істотні переваги ЕКС з ДК із застосуванням безцементних чашок [110, 214, 271, 281, 335 та ін.]. Широке поширення сьогодні мають напівсферичні запресовувані чашки, які під час їх встановлення, на думку прихильників такої конструкції ацетабулярного компонента, мінімізують дефект кісткової тканини ВЗ під час підготовки ложа для імплантації чашки, що спрощує подальші ревізійні операції [129, 177, 198, 347 та ін.].

Безцементні АК із сучасними трабекулярними покриттями чистим титаном і гідроксилапатитом сприяють кістковій інтеграції та спрощують процес подальшої ревізії, оскільки не призводять до об'ємного дефекту кістки й остеолізу в зоні контакту АК з кісткою на відміну від цементних чашок [247, 271, 281, 339, 342 та ін.].

Методика встановлення запресовуваної напівсферичної чашки передбачає наявність опозитного анатомічного напівсферичного ложа з хорошою кістковою структурою, у якому АК заклинюється шляхом достатньо повного його охоплення кістковою тканиною, водночас охоплення АК, на думку багатьох авторів, для забезпечення первинної стабільності, повинно бути не менше 75% поверхні контакту з кісткою [64, 97, 178, 214, 335 та ін.]. Наявні також дані, що стабільність АК в умовах дефекту ВЗ через ДК може бути досягнута за умов її охоплення кісткою від 50% до 60% [129, 165, 229, 247 та ін.]. К. Zahos et al. (2012) [305] на підставі аналізу даних літератури та власного досвіду зробили висновок, що стабільність напівсферичної чашки може бути досягнута лише максимальним покривом кістки. Автори зазначили, що це результат клінічних спостережень, а наукового обґрунтування, на жаль, у літературі вони не знайшли.

Н. Li et al. [цит. за 342], на підставі аналізу літератури щодо необхідної довжини покриття кісткою-господарем АК ЕП КС, відзначили, що для забезпечення його первинної стабільності необхідна міцна первинна фіксація, що

гарантує хороший результат навіть за наявності дефекту 30% для АК, які запресовуються, водночас довжина арки непокритої порції ВЗ для всіх розмірів АК не повинна перевищувати 17 мм, однак чітких наукових обґрунтувань зазначеної проблеми немає, при цьому жодне дослідження не продемонструвало відмінну стабільність АК ЕП під час дефекту покриття понад 30%, у зв'язку з чим, ця проблема залишається актуальною й невирішеною понад 30 років [200, 240]. Також було з'ясовано, що занурення запресовуваної чашки шляхом її медіалізації й поглиблення ложа ВЗ, для забезпечення більш повного контакту з кісткою під час зміщення внутрішньої стінки ВЗ на 2 мм за лінію Kohler, виникає критичний ризик протрузійної нестабільності, що вимагає тривалої – до 2-х місяців, післяопераційної іммобілізації [342].

Для забезпечення більш повного контакту з кістковим ложем під час ЕКС у хворих із ДК деякі автори рекомендують застосовувати низькопрофільні напівсферичні чашки, а для профілактики вивиху ЕП в них встановлюють масивні поліетиленові вкладиші з винесеним центром обертання голівки ендопротеза та спеціальним навісом. Однак, як виявив клінічний досвід їх застосування, відзначається високий ризик вивиху ЕП, унаслідок наявності об'ємного поліетиленового вкладня й великої площі контакту з оточуючими тканинами, розвиток асептичного запалення, формування гранульом і подальший остеоліз у зоні контакту «чашка–вертлюгова западина» [9].

Багато авторів вважають, що напівсферична чашка з гвинтом є прообразом антипротрузійного кільця [111, 127, 129, 151, 266 та ін.], і її стабільність, через невідповідність форми кісткового ложа формі АК, може бути досягнута шляхом уведення великої кількості гвинтів – від 3 до 5 і більше [132, 133, 177, 198 та ін.].

Основою хорошого результату застосування АК під час ЕКС є міцна первинна фіксація, що гарантує результат, а на думку деяких авторів, навіть за наявності периферичного дефекту $VZ \leq 40\%$ [165, 229, 233, 234 та ін.] і навіть $\leq 50\%$ [129, 199 та ін.].

Проте останні дані викликають багато сумнівів, оскільки жодне дослідження не продемонструвало відмінну стабільність безцементного АК ендопротеза КС за наявності дефекту кісткового покриття понад 30% [342]. Через високий ризик ротаційної нестабільності запресовуваних АК під час ЕКС у хворих з ДК серйозною підмогою у розв'язанні цієї проблеми є деротаційні пір'я, якими оснащено деякі конструкції запресовуваних чашок ЕП КС [124, 139].

Незважаючи на широке застосування запресовуваних АК, що мають певні переваги перед іншими різновидами АК, оскільки достатньо зберігають оточуючу їх кісткову масу в стандартних ситуаціях, то під час ЕКС у хворих із ДК у зв'язку із просторовими дефектами ВЗ виникає багато проблем через складність створення щільного контакту з кістковим ложем ВЗ і досягненням первинної стабільності АК [64, 97, 141, 204 та ін.].

Багаторічні спостереження за результатами застосування запресовуваних чашок показали, що після поглиблення ложа ВЗ через ДК, необхідним є достатній контакт кістки з АК для забезпечення його первинної стабільності, унаслідок чого виникає високий ризик перелому стінок ВЗ під час запресовування чашки через їх витончення [76, 172, 234, 342 та ін.], водночас, унаслідок високих концентрацій напружень у зоні контакту АК з дном ВЗ, ризик вторинної протрузії запресовуваної чашки досягає 40–60% [110, 172, 342, 359 та ін.].

К.-Н. Widmer, E. W. Morscher (2004) [354] вважають, що через критичні напруження у верхніх і задньо-верхніх відділах ВЗ під час ЕКС у хворих із ДК, унаслідок стоншування стінок і зміни структури кістки, створюються умови для нестабільності запресовуваних чашок, автори не рекомендують їх застосовувати за наявності ДК.

З. М. Мітелева і співавтори (1999) [76] на підставі біомеханічних досліджень з'ясували, що субхондральна кістка ВЗ відіграє ключову роль у забезпеченні стабільності чашки, а її видалення призводить до високого ри-

зику нестабільності й розвитку протрузії імплантата. Такі дані було підтверджено і в дослідженнях інших авторів [99, 110, 121, 204 та ін.].

У зв'язку з цим, деякі вчені, унаслідок дефіциту кісткового ложа й недостатнього об'єму кістково-пластичного матеріалу, пропонують використовувати чашки малого діаметра та голівки 22–24 мм [144, 285, 328, 360 та ін.], проте така ідея не увінчалася успіхом через швидкий знос поліетилену та розвиток ранньої нестабільності внаслідок критичних напружень кістки [132, 133, 285, 320 та ін.], а, на думку низки авторів, застосування малих чашок і голівок діаметром 22 мм порушує біомеханіку КС і призводить до нестабільності ЕП [285, 289].

Ковпачкові ендопротези з парою тертя «метал–метал» (Birmingham Hip Resurfacing), що увійшли до клінічної практики на початку 2000-х років як данина моді, деякі ортопеди застосовували під час ЕКС в умовах ДК [251, 306, 313, 352 та ін.], однак подальший аналіз результатів дав змогу простежити велику кількість ускладнень та ранньої нестабільності, оскільки порушення анатомічної форми ВЗ і деформація проксимального епіфіза стегнової кістки за такої патології, створювали багато проблем під час встановлення визначеного різновиду ЕП [170, 315 та ін.]. На глибоке переконання D. P. Sanguesa, C. Diaz–Ledezma, A. C. Niehaus (2012) [286], застосування такої методики у хворих із ДК протипоказано. Такий вид ЕП КС має високий ризик ускладнень і нестабільності у жінок, зокрема, виявлено накопичення металевих продуктів зношування пари тертя в плаценті [315].

Таким чином, використання запресовуваних чашок під час ЕКС у хворих із ДК, є альтернативним напрямом на протипагу цементним технологіям за наявності такої патології, однак їх застосування найбільш ефективне на ранніх стадіях ДК I–II ступеня [328], коли немає об'ємних структурних дефектів і деформації ВЗ. За наявності важких форм ДК виникають проблеми із забезпеченням повного контакту АК із кістковим ложем ВЗ і забезпеченням первинної стабільності АК.

У науковій літературі відсуті переконливі й науково обґрунтовані дані щодо поведінки запресовуваних чашок в умовах сегментарних і центральних дефектів ВЗ, і така проблема потребує проведення подальших досліджень.

Через висой ризик нестабільності, як цементних, так і безцементних АК, у зв'язку з великим дефіцитом кісткової тканини, а також проблем, пов'язаних з підготовкою кісткового ложа, є багато прихильників застосування антипротрузійних кілець для профілактики центральної міграції чашки [67, 101, 142, 303 та ін.].

Однак, застосування антипротрузійного кільця під час ЕКС в умовах дефіциту кісткової тканини за ДК не виключає ризик протрузії, і для її профілактики деякі автори рекомендують використовувати кільця з нижнім гачком [303].

Застосування антипротрузійних кілець, зважаючи на аналіз спеціальної літератури, дає змогу хірургові вийти з критичної операційної ситуації під час встановлення чашки ЕП за ДК, проте переконливих віддалених результатів, що підтверджують ефективність їх застосування, у літературі відсутні.

З огляду на літературні дані, клінічні результати ЕКС за ДК із застосуванням антипротрузійного кільця нечисельні, немає детального аналізу їх застосування і, на нашу думку, використання антипротрузійного кільця, що має правильну сферичну форму близьку до анатомічно «здорової» ВЗ, є досить травматичними під час його встановлення й вимагає виконання кісткової пластики для формування напівсферичної форми ВЗ, попередження вертикальної позиції кільця та зняття центральних стресових напружень. Водночас із урахуванням молодого віку пацієнтів з ДК, серйозні проблеми можуть виникнути під час наступної ревізії.

Альтернативою цементним і запресовуваним безцементним чашкам є АК, ефект первинної стабільності яких досягається шляхом наявності в конструкції зовнішньої різьби для загвинчування чашки в кісткове ложе ВЗ.

Активне впровадження загвинчуваних чашок при ЕКС почалося в 90-х роках минулого століття, під час виконання ЕКС у стандартних ситуаціях,

а з 2000-х років їх почали застосовувати під час ендопротезування хворих з ДК [62, 87, 186, 254 та ін.].

Активними пропагандистами застосування загвинчуваних АК за ДК були Н. Mittelmeir [354], Н. Cameron [131, 132] та багато інших ортопедів, які вважають такий різновид АК прообразом антипротрузійного кільця, оскільки навантаження під час встановлення чашки перерозподіляється на периферичні відділи кісткового ложа ВЗ і, порівняно із запресовуваними й цементними АК, перешкоджають їх протрузії [62, 254, 266 та ін.].

С.-Р. Gunter, F. Al-Dabouby, P. Bernstein (2009) [204], провівши порівняльний аналіз результатів застосування запресовуваних і загвинчуваних чашок, відзначили такі переваги останніх під час ЕКС у хворих на ДК, як: довільний вибір позиції АК, менший обсяг препарування кісткового ложа та висока кутова стабільність загвинчуваної чашки [186, 209].

Форма загвинчуваного АК істотно впливає на його стабільність, особливо в умовах ДК. Так, циліндричні загвинчувані АК, через підвищену концентрацію напружень, супроводжуються високим ризиком протрузійної нестабільності [186], а напівсферичні АК, що мають різьбу у своїй основі, не забезпечують його стабільність за наявності сегментарних дефектів і сплюснення ВЗ за ДК [180].

Таким чином, з огляду на проведений аналіз літературних даних, під час ЕКС у хворих із ДК, проблема вибору АК і методу його фіксації в умовах дефекту й деформації ВЗ за такої патології й сьогодні залишається актуальною.

У літературі ми не виявили наукового обґрунтування та порівняльної оцінки впливу сегментарних і центральних дефектів ВЗ за ДК на первинну стабільність і надійність кріплення запресовуваної й загвинчуваної чашок, не вивчено поведінку різних видів АК під час виконання їх медіалізації та ризику розвитку протрузійної нестабільності.

Отже, проведення досліджень з вивчення механічної міцності кріплення різними методами та поведінки різних за формою конструкцій ацетабуля-

рних компонентів у нормі і за наявності дефектів ВЗ за ДК вимагає подальшого поглибленого дослідження з метою біомеханічного обґрунтування й вироблення науково обґрунтованих рекомендацій щодо вибору конструкції АК і методики його первинної стабілізації під час ЕКС хворих із ДК.

Відновлюючи дефіцит стінок ВЗ під час встановлення АК за ДК, особлива роль належить кістковій пластиці, оскільки наявність периферичного кісткового дефекту ВЗ ускладнює первинну стабілізацію чашки і є основною причиною ранніх ревізій.

Ініціатором і першим активним автором упровадження методик кісткової пластики під час ендопротезування хворих з ДК є Н. W. Harris, який у 70-ті роки минулого століття розробив методики кісткової аутопластики дефектів ВЗ трансплантатами з резектованої головки стегнової кістки й обґрунтував, що без відновлення дефіциту кісткової тканини ВЗ методом кісткової пластики домогтися первинної стабільності АК неможливо і його точка зору, за даними літератури, безальтернативна [74, 135, 148, 200 та ін.].

На підставі клінічних та біомеханічних досліджень було виявлено, що найбільш напруженими є зона дефекту та задньо-латеральна стінка ВЗ [110, 230, 234, 285, та ін.]. Саме таку мету мають розроблені й застосовувані методики вільної кісткової ауто- й аллопластики для формування ложі ВЗ і забезпечення стабільності кріплення чашки ЕП [38, 67, 74, 226, 293 та ін.].

На думку багатьох авторів, відсутність кісткової опори в латеральній частині ВЗ створює багато проблем під час відновлення правильної позиції АК, тому кісткова пластика є обов'язковим елементом під час проведення ЕКС в умовах ДК [141, 143, 150 та ін.].

Для успішного встановлення АК і забезпечення його стабільності необхідний достатній обсяг кістковопластичного матеріалу [92, 228, 305 та ін.].

Y. Hirotake et al. (2011) [141], провівши аналіз результатів ЕКС за ДК відзначили, що частота виконання кісткової пластики й обсяг кістковопластичного матеріалу, необхідного для її виконання, залежать від тяжкості ДК,

водночас в умовах ДК I типу за Crowe та необхідності проведення кісткової пластики виникає у 23,5%, за ДК II – 66,7%, а за ДК III типу – у 83,3%.

Під час ЕКС у хворих із ДК, на думку М. Tokao et al. (2011) [144], якщо кут Віберга складає менше 10° , кісткова пластика має прямі показання, а на думку О. Рибачука і співавторів (1999) [77], якщо кут Віберга є менше, ніж 20° , а нахил даху ВЗ більше 50° , необхідно застосовувати кісткову пластику.

На підставі рентгенморфометричних досліджень дефектів ВЗ за ДК, виявлено, що за наявності дефекту кістки більше 2 см^2 кісткова пластика є обов'язковим елементом під час ЕКС [11].

За умов великих дефектів ВЗ і дефіциті кістковопластичного матеріалу, а також для зниження ризику застосування об'ємних кісткових трансплантатів, Н. Buchholz (1985) [цит. за 195] запропонував зону дефекту кістки в навантажуваній частини ВЗ заповнювати цементом, що армується гвинтами, введеними в тазову кістку. Така ідея знайшла поширення в багатьох ортопедах, оскільки дає змогу вийти зі складної ситуації, забезпечує первинну стабільність цементної чашки й виключає ризик незрощення великих трансплантатів [53, 97, 195 та ін.].

Однак, розраховувати на довгостроковий ефект зазначеної методики складно, а внаслідок статико-динамічних навантажень на цю зону є високий ризик нестабільності такого цементного блоку, про що свідчить відсутність даних про віддалені результати застосування наведеної вище методики.

У літературі наявні пропозиції щодо застосування кісткової аллопластики для заповнення нижньої напівсфери ВЗ для збільшення площі контакту чашки з кісткою [60].

Проте, на нашу думку, складно забезпечити стабільність чашки ЕП КС, застосовуючи таку методику, оскільки ця зона ВЗ після ЕКС навантаження не має, а автор методики віддалених результатів її застосування не навів.

Дослідження за поведінкою великих аутотрансплантатів, для заміщення дефектів ВЗ під час ЕКС у хворих із ДК дають змогу стверджувати, що строки їх ремоделювання перевищують 9 місяців [178, 257, 358 та ін.], вод-

ночас відзначено високий ризик незрощення кісткового трансплантата і його остеоліз, для попередження якого необхідно забезпечити контакт трансплантата з клубовою кісткою не менше 70% площі кісткового фрагмента [120, 177, 217, 281 та ін].

Чисельними дослідженнями було доведено, що якщо дефект кістки в зоні контакту чашки з трансплантатом більше 40%, він не зростається й потрібно застосовувати цементну методику фіксації чашки [120, 178, 217, 257 та ін].

A. Zahar et al. (2014) [338], провівши аналіз результатів ЕКС в умовах ДК, з'ясували, що використання структурних трансплантатів за ДК у 16% випадків призвело до ранньої нестабільності АК.

У літературі багато авторів віддають перевагу застосуванню чипсів і кісткової ауто- й аллостружки, що регенерують більш успішно, ніж об'ємні кісткові трансплантати [110, 177, 180, 197 та ін.], однак не можуть забезпечити відновлення повноцінної опори для АК і забезпечити його стабільність.

Виконуючи ревізію 61 суглоба після ЕКС щодо ДК J. T. Dearborn, W. H. Harris (2000) [177] стверджують, що лише у 12 випадках зберігся кістковий трансплантат. Подібні дані наведено також у праці M. Abolghasemian et al. [281], проте, в інших публікаціях зазначені автори наводять протилежні дані [346].

Низка науковців рекомендують застосовувати від 3 до 5 гвинтів для забезпечення більш надійної фіксації кісткового трансплантата й попередження його незрощення [132, 133, 209 та ін.]. G. L. Wolfng (1990) [358] запропонував використовувати керамічні гвинти, які на відміну від металевих позитивно впливають на процес регенерації кісткового трансплантата.

На думку багатьох учених, кісткова пластика, виконана до встановлення цементної чашки, дає змогу отримати до 95% виживаність ЕП у строки до 10 років [139, 223, 242, 323 та ін.]. За наявності надлишкового кістково-пластичного матеріалу після проведення пластики дефекту ВЗ і встановлення

АК, багато авторів рекомендують його не видаляти, оскільки це спрощує виконання в разі необхідності подальшої ревізії АК [271, 281, 329 та ін.].

У зв'язку із цим, для створення повноцінного кісткового ложа ВЗ і попередження розсмоктування кісткового трансплантата, деякі автори пропонують виконувати кісткову аутопластику даху ВЗ аутоотрансплантатом на живильній ніжці з крила клубової кістки й формувати кістковий масив у зоні передбачуваного встановлення чашки, а ендопротезування виконувати лише через 8–10 місяців після кісткової регенерації трансплантата [86, 87].

Таким чином, з огляду на проведений аналіз літератури, кістковопластичні методики відновлення дефектів ВЗ відіграють важливу роль під час підготовки ложі ВЗ, встановлення ацетабулярного компонента та створенні умов для його надійної експлуатації.

Виконуючи кісткову пластику, ключовими моментами під час ЕКС у хворих на ДК хірурги вважають ступінь покриття чашки трансплантатом і її первинну стабільність, що дає змогу зменшити механічний вплив ацетабулярного компонента на кістковий трансплантат.

Унаслідок високих навантажень на зону дефекту ВЗ виникають критичні напруження в зоні розташування великих ауто- й аллокісткових трансплантатів, що призводить до великого ризику нестабільності чашки.

Одним із напрямів надійного закріплення чашки ЕП КС під час ендопротезування хворих в умовах сегментарного дефекту ВЗ є методика медіалізації шляхом її поглиблення на рівні анатомічного центру ВЗ і занурення чашки для збільшення площі контакту кісткового ложа з ацетабулярним компонентом [110, 117, 211, 247 та ін.].

Н. Li et al. (2013) [342], на підставі рентгенморфометричних досліджень з'ясували, що товщина дна ВЗ в умовах ДК II і III ступеня за Crowe становить 7,1 мм і водночас є резерв для її поглиблення та надійної фіксації АК, що підтверджено роботами багатьох дослідників [110, 121, 139, 336 та ін.].

Ідея поглиблення ВЗ під час ЕКС хворих на ДК належить W.E.Hess et J.S.Umber (1978) [217], які запропонували для забезпечення міцно-

го контакту АК з кісткою поглиблювати ВЗ і встановлювати металеву сітку для попередження протрузії чашки в порожнину таза.

Ідея застосування металевої сітки, на нашу думку, стала прообразом подальшого розвитку антипротрузійних ацетабулярних конструкцій.

Однак, дані щодо результатів застосування такої методики, не знайшли відображення в науковій літературі. Ідея покращення міцності фіксації АК ЕП шляхом поглиблення ВЗ і медіалізації чашок цементного типу фіксації знайшла значну підтримку в 70–80 роки [169, 211, 214, 285 та ін.], а з 90-х років минулого століття під час медіалізації почали застосовувати безцементні АК [110, 117, 256, 340 та ін.].

У літературі немає чіткого наукового обґрунтування поведінки безцементних чашок, що загвинчують або запресовують після попереднього поглиблення ВЗ і медіалізації позиції АК.

Наявна незначна кількість робіт, присвячених проблемі біомеханічного обґрунтування ступеня медіалізації АК під час поглиблення дна ВЗ [76, 110, 247 та ін.].

Ми не змогли виявити в доступній літературі порівняльної оцінки поведінки загвинчуваних і запресовуваних чашок, оцінки їх стабільності й поведінки, виконуючи їх медіалізацію.

Ідея запресовування кісткової пластинки за межі лінії Kohler після поглиблення ВЗ, розроблена в 1980 роках, належить Т. Karachalios et G. Hartofilakidis [110, 169, 214], яку вони назвали методикою котілопластики. Основною метою зазначеної методики, на думку науковців, було покращення локального депо кісткової тканини та збільшення площі контакту чашки з кістковим ложем шляхом поглиблення ВЗ до внутрішньої кортикальної пластини, подрібнення її долотом, заповнення дефекту кістковою стружкою та запресовування цементної чашки до її повного занурення за рахунок зміщення дна ВЗ за межі лінії Kohler, водночас уведенню АК передувало застосування напівсферичного штовхача, за допомогою якого трансплантат із внутрішньою субхондральною пластинкою зміщувався всередину таза.

Така методика в подальшому знайшла широке впровадження під час ЕКС у хворих з ДК [121, 153, 156, 247, 285, 343 та ін.]

Дослідниками G. Hartofilakidis et T. Karachalios (2004) [214] було висуното припущення, що після поглиблення ВЗ безцементний АК може бути встановлений лише за наявності 80% кісткового покриття, водночас на сучасному етапі чашки з трабекулярного металу є найбільш ефективними [110, 121, 336].

Th. Karachalios et al. (2013) [110], на підставі аналізу результатів ЕКС за ДК із застосуванням методики котилопластики і безцементних АК відзначили, що найкращі результати було отримано за наявності ступеня протрузії АК за лінію Kohler у 41–59%. Після котилопластики й встановлення цементної чашки Th. Karachalios et al. (2013) [110] рекомендують постільний режим до 4 тижнів і обмеження навантаження до 4 місяців через ризик протрузії АК і ранньої нестабільності, частота якої сягає 69,4%.

На думку H. Li et al. (2013) [342], допустима медіалізація чашки можлива не більше 2 мм за лінію Kohler, за умови післяопераційної іммобілізації не менше двох місяців.

На підставі біомеханічних досліджень З. М. Мителевої і співавт. [76], було доведено, що, поглиблення ВЗ і видалення субхондрального шару кістки, є пусковим моментом для розвитку протрузії чашки і її нестабільності. Високий ризик протрузії чашки після поглиблення ВЗ знайшов підтвердження в клінічних публікаціях [172, 342].

A. M. Imbuldeniya et al. (2014) [153] для попередження протрузії АК ЕП рекомендують під час виконання котилопластики використовувати цілісний кістковий ауто трансплантат, поєднуючи його з кістковою стружкою.

Р. М. Тихилов і співавт. (2006) [87] рекомендують зберігати цілісність внутрішньої кортикальної пластинки ВЗ і виконувати її остеотомію циліндричною фрезою.

Однак, такий висновок має емпіричний характер, оскільки наукового обґрунтування автори не наводять.

Сьогодні, за даними літератури, залишається дискусійним й актуальним питання вибору позиції АК у ВЗ.

Безумовно, ідеальним під час ЕКС у хворих із ДК є встановлення АК у справжнє анатомічне ложе [97, 110, 144, 305 та ін.].

На думку багатьох учених, зміщення анатомічної позиції АК угору на 20 мм і більше, значно збільшує ризик ревізії чашки та ніжки [143, 146, 196, 214, 240 та ін.].

Проте, якщо за умов I типу ДК, коли немає грубої деформації й дефектів ВЗ, проблем із встановленням АК у справжнє ложе не виникає, то за ДК II–III і IV типів за Crowe виникають значні проблеми [89, 96, 97, 153 та ін.], і, на думку S. Zebolds (2011) [359], спроба розмістити АК в анатомічній позиції призводить до високого ризику неврологічних ускладнень, подовження кінцівки та ранньої нестабільності, а за даними літератури за наявності ДК III та IV типів, встановити чашку в анатомічній позиції здебільшого неможливо й більш ніж у 30% випадків її фіксують проксимально [141, 217, 247, 276, 349 та ін.].

У літературі є опис і рекомендації деяких авторів як кріпити АК до тіла клубової кістки, зміцнюючи його кістковими ауто- або аллотрансплантатами [211, 285, 310], однак через недостатню кісткову масу цієї зони, резорбцію трансплантата й порушення біомеханічного балансу, частота нестабільності АК є надзвичайно високою [9, 153, 219, 257, 329 та ін.].

За результатами власних досліджень Y. Hirotake et al. (2011) [141] дійшли висновку, що за ДК III–IV ступеня проксимальне зміщення чашки до 29 мм є більш ефективним, ніж її анатомічне розташування, і з такою думкою погоджуються багато ортопедів [113, 141, 249, 347, 359 та ін.].

На вибір позиції чашки, на нашу думку, впливають ступінь дефекту та деформації вертлюгової западини, обсяг кістковопластичного матеріалу необхідного для заповнення дефектів кістки й можливість забезпечення міцного контакту АК із кістковим ложем, при цьому всі хірурги прагнуть встановити АК у стандартній позиції – нахил 45° – 50° , антеверсія 10° – 15° .

Для контролю за правильною позицією АК деякі автори рекомендують використовувати інклінометр, що підвищує точність його позиції на 12,5% [60, 309].

Однак, через дефект кістки ВЗ і проблеми, що виникають під час вибору позиції й встановлення АК, є різні точки зору на його оптимальну позицію під час ЕКС у хворих на ДК.

Відсутність кісткової опори в латеральній і заднелатеральній частинах ВЗ створює багато проблем для відновлення правильної позиції та нахилу АК [141, 143, 240, 272 та ін.].

Дослідженнями G. Meermans et al. (2015) [309] було виявлено, що великий кут інклінації збільшує ризик вивиху та зношування поліетилену.

На думку K. Zahos et al. (2012) [305], виконуючи ЕКС у хворих на ДК, АК необхідно встановлювати під кутом 60° , що дасть змогу збільшити площу контакту з кістковим ложем, а для профілактики вивиху автори рекомендують використовувати масивний поліетиленовий вкладиш, вузол тертя якого винесено за межі чашки й забезпечує її інклінацію під кутом 45° .

Є багато прихильників більш горизонтального розташування чашки з інклінацією 36° – 40° для попередження вивиху ендопротеза [139, 144, 244, 305 та ін.], однак, у такому випадку виникають проблеми з повноцінним покриттям чашки кісткою в умовах диспластичного дефекту ВЗ.

Таким чином, зважаючи на аналіз літературних даних, великі анатомічні зміни й дефект стінок ВЗ створюють багато проблем під час встановлення АК і виборі правильної позиції, від яких залежить як первинна, так і подальша стабільність АК ендопротеза КС, що вимагає подальшого вдосконалення методик встановлення й вибору оптимальної конструкції АК під час ЕКС в умовах ДК на підставі біомеханічного обґрунтування розв'язання визначеного питання.

На нашу думку, оптимальною є конструкція чашки, позицію якої можна доволіно змінювати залежно від ситуації, що виникає під час ЕКС у випадках ДК.

1.3. Вибір конструкції ніжки ендопротеза кульшового суглоба при ендопротезуванні хворих на диспластичний коксартроз

Поряд з проблемами, що виникають під час встановлення ацетабулярного компонента під час ЕКС у хворих на ДК, не менше питань виникає й під час вибору дизайну ніжки ЕП КС, методів її фіксації та забезпечення первинної стабільності.

З огляду на проведений аналіз наукової літератури, можемо стверджувати, що високий ризик нестабільності НЕ КС у хворих на ДК досягає 50% [95, 144, 177, 196, 329 та ін.] й обумовлений складною деформацією проксимального відділу СК за наявності такої патології, що проявляється як вузький канал, значної осьової деформації, короткої шийки, її надлишкової антеторсії та вальгусної позиції [197, 214, 334, 343 та ін.].

Вищевказані особливості форми проксимального відділу СК є основною причиною розвитку стрес-шилдинг синдрому та інтраопераційних переломів стегнової кістки і конструкції ніжки ЕП [72, 166, 196, 206, 323, 350 та ін.], оскільки, за даними багатьох дослідників, стандартні НЕ КС у 25%–40% випадків за своєю формою не відповідають формі кістковомозкового каналу стегнової кістки у хворих із ДК [50, 152, 196, 213, 280 та ін.].

Р. В. Bourne (1990) [127] виокремив 3 типи ніжок ендопротеза КС: вузькі, анатомічні та циліндричні, водночас для каналів типу А і В кращими є ніжки з безцементним методом фіксації, а при каналі типу С, за L. Dorr et al. [297], більш ефективним є цементний тип фіксації стегового компонента.

В. А. Танькут і співавт. (2013) [100] відзначають, що важливим аспектом під час вибору НЕ КС є оцінка локального остеопорозу, стану м'язів, наявність контрактури і оцінка стану другого КС.

На етапі передопераційного планування, за даними літератури, обираючи конструкцію стегового компонента ЕП КС, важливим для прогнозування результату є оцінити форму кістково-мозкового каналу за L. Dorr et al. [297], дані рентгенографії, КТ, МРТ, кортикального індексу за Noble й міне-

рально-кортикального індексу Споторно-Романьолі [18, 144, 154, 275, 355 та ін.].

F. Garcia-Cimberlo (2007) [196] зазначив, що встановлюючи стандартні НЕ КС з ДК, вони створюють багато проблем і здебільшого не забезпечують первинну стабільність, у зв'язку з чим науковець рекомендує під час ЕКС у хворих на ДК застосовувати ніжки ЕП з цементним типом фіксації.

На думку J. T. Dearborn, W. H. Harris (2000) [177], під час ЕКС у хворих на ДК необхідно застосовувати мініатюрні й спеціальні стегові компоненти і з їхньою думкою одностайні багато авторів, які застерігали одночасно й про високий ризик перелому конструкції [9, 209, 219, 328 та ін.].

Проведені раніше реконструктивні операції щодо ДК на проксимальному відділі стегнової кістки, створюють багато проблем під час встановлення НЕ КС та супроводжуються високим ризиком їх ранньої нестабільності [280, 295, 329 та ін.].

Сьогодні беззаперечним є той факт, що для результату ЕКС з ДК більш важливою є геометрія конструкції ніжки ЕП [5, 109, 224 та ін.]. Дизайн багатьох НЕ КС передбачає поєднання геометрії зі спеціальними шорсткими покриттями титаном, гідроксиапатитом, пористими матеріалами, що сприяють інтеграції кістки в пори імплантату [88, 137, 224, 252, 284 та ін.].

Залежно від рівня щільного контакту НЕ із СК у кістково-мозковому каналі, K.-P. Gunter, F. Al-Dabonby, P. Bernstein (2009) [204] виокремлюють такі типи фіксації НЕ КС: епіфізарний, метафізарний, метадіафізарний і діафізарний.

На рівень фіксації НЕ вказує рентгенологічна оцінка форми кістково-мозкового каналу СК L. Dorr et al. (1993) [297] й обов'язкова оцінка форми каналу в сагітальній проекції, що надає інформацію щодо ширини каналу, що переважно не корелює з даними прямої проекції і рівнем кутової осьової деформації СК.

Оцінка наведених даних дає змогу, на нашу думку, з одного боку попередити стрес-шилдинг синдром і перфорацію передньої стінки стегнової кіс-

тки під час введення ніжки ендопротеза, а з іншого – підібрати імплантат, що має достатній об'єм у двох площинах для повноцінного заповнення кістково-мозкового каналу та забезпечення як первинної, так і вторинної експлуатаційної стабільності ендопротеза КС, оскільки неякісна посадка ніжки, на думку багатьох авторів, призводить до інтраопераційних переломів, нестабільності та міграції ендопротеза [89, 190, 192, 263 та ін.].

Чисельними дослідженнями доведено, що неадекватна дистальна фіксація ніжки ендопротеза КС шляхом її заклинювання в кістково-мозковому каналі стегнової кістки призводить до нестабільності та перелому імплантату під час ЕКС у хворих на ДК [196, 220, 267, 300, 317 та ін.].

На підставі біомеханічних досліджень виявлено, що якщо контакт кістки з ендопротезом менше 60%, то напруження в кістці, за даними Д. С. Петренко (2003) [63], О. А. Підгайскої (2014) [65], досягають критичних меж.

На думку багатьох учених, для отримання позитивних результатів ЕКС з ДК необхідно застосовувати ніжки ЕП КС, завдяки встановленню яких забезпечують контакт із кістковою тканиною більше 70% [63, 65, 119, 166 та ін.].

Дослідженнями Н. В. Загороднього (2011) [9] було доведено, що вузький кістковомозковий канал стегнової кістки за ДК є основною причиною перелому імплантату і його нестабільності, що підтверджено в багатьох працях інших авторів [2, 77, 209, 220 та ін.].

На підставі біомеханічних досліджень було з'ясовано, що найвищий ризик нестабільності НЕ КС досягає 22%, і відзначений за наявності циліндричної форми кістковомозкового каналу – тип С, за L. Dorr et al. [297] [65, 263, 299, 300 та ін.], а погана дистальна фіксація ніжки ендопротеза є основною причиною нестабільності і поганих результатів [53, 63].

М. В. Банецький і співавт. (2007) [68] у своїх дослідженнях довели, що НЕ КС з діафізарним типом фіксації у хворих з вузьким конічним каналом стегнової кістки збільшують напруження в кістковій тканині на 73%, що при-

зводить до розвитку стрес-шилдинг синдрому, нестабільності та перелому конструкції.

Водночас Т. І. Niinimäki, J. Junila, P. Jalovaara (2001) [259] відзначають, що під час ДК проксимальний тип фіксації ніжки ЕП супроводжується високим ризиком розвитку стрес-шилдинг синдрому.

За умов наявності конічної форми каналу стегнової кістки компактна кістка більш рівномірно розподіляє навантаження [65, 166, 170, 263, 300 та ін.], водночас НЕ КС з метафізарно-діафізарним типом фіксації забезпечують контакт із кістковим ложем у 88,2% [63], що надає, за даними К. Corten et al. (2011) [166], значні терміни виживання, однак у 88% випадків відзначено помірний, а в 12% – виражений стрес-шилдинг синдром, що має рентгенологічне підтвердження, але без клінічних проявів.

Прямокутний і квадратний перерізи ніжки ЕП КС, на думку багатьох авторів, дають значну первинну стабільність і менше порушують ендостальний кровообіг [186, 206, 232 та ін.].

К.-Р. Gunter, F. Al-Dabonby, P. Bernstein (2009) [204] зауважують, що обираючи конструкції ніжки ЕП, потрібно визначити: чи відповідає форма кістковомозкового каналу формі СК, чи витримає кортикальна кістка обробку рашпілем і запресовування НЕ і чи дасть змогу дизайн обраного стегнового компонента провести його встановлення в правильній позиції.

О. А. Підгайська (2014) [65] розробила для попередження ускладнень, пов'язаних з нестабільністю НЕ КС під час ЕКС, спеціальну комп'ютерну програму для підбору імплантату залежно від форми кістковомозкового каналу, основне завдання якої полягає у виборі конструкції НЕ, що забезпечує максимальний контакт імплантата з кісткою.

Аналіз літератури, присвяченої проблемі вибору методу фіксації НЕ КС під час ендопротезування хворих з ДК, показав різнопланові підходи до таких методик. Так, якщо на ранніх етапах упровадження ЕКС за ДК основними були цементні технології установки НЕ, водночас мотивація вибору такого методу фіксації була обумовлена важкою анатомічною деформацієюсте-

гнової кістки і складністю підбору НЕ КС, а також прагненням уникнути стрес-шилдинг синдрому [50, 149, 152, 190, 192 та ін.].

Згідно з Норвезьким реєстром (2007) [301], ризик ревізії безцементних ніжок після ЕКС щодо ДК в 1,8 рази більше, ніж цементних. І сьогодні залишається досить багато прихильників застосування цементних технологій кріплення НЕ за наявності такої патології [92, 110, 119, 196 та ін.].

В. Atilla (2016) [119] відзначає високий рівень виживаності цементних ніжок у хворих із ДК за умови їх максимальної адаптації та запресовуванні в цементну мантию попередньо введену в кістковомозковий канал стегнової кістки.

G. Hartofilakidis et al. (2011) [335] з'ясували, що частота ревізій у віддалені терміни після ЕКС із застосуванням цементних методик склала 41%, а гібридних – 53%.

Застосування цементних технологій фіксації СК ендопротеза КС за наявності ДК у молодих у 1,5 рази збільшує ризик ревізії [172].

Залишається проблемним і до кінця не вивченим питання щодо необхідної товщини цементної мантиї для надійної фіксації СК ендопротеза, особливо за різної форми кістковомозкового каналу та вплив термінів часу на механічні властивості кісткового цементу.

R. Coombs, A. Crestine, D. Hunderford (1990) [127] відзначили високий ризик стрес-шилдинг синдрому, що досягає 22% під час застосування анатомічних ніжок ЕП КС в умовах ДК, у 10% таке ускладнення помічено за дистального типу фіксації, водночас застосовуючи вузькі конічні і цементні ніжки за такої патології, частота визначеного ускладнення дорівнювала 3%. На підставі оцінки виживаності анатомічних ніжок після ЕКС з ДК встановлено, що вони не демонструють тривалої виживаності [186].

Успішними й перспективними є конічні ніжки, що краще адаптовані до кістки, однак виникають проблеми під час усунення антеторсії проксимального відділу стегнової кістки [166, 170, 263, 300 та ін.] і для розв'язання цього питання застосовують модульні ніжки ендопротеза [255].

Зважаючи на вищевикладене, проблема вибору конструкції ніжки ендопротеза КС і методу його фіксації під час ЕКС у хворих із ДК залишається актуальною й потребує розв'язання багатьох питань у галузі біомеханіки з метою визначення оптимальної конструкції імплантату залежно від форми кістковомозкового каналу СК, оцінки локальних навантажень у зоні контакту кістка-імплантат для забезпечення первинної та експлуатаційної стабільності імплантата й попередження інтраопераційних переломів і стрес-шилдинг синдрому.

1.4. Ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз III – IV типів за Crowe

Проведений аналіз літературних даних, присвячених проблемі лікування важкої форми ДК III–IV типів за Crowe дав змогу стверджувати, що ендопротезування КС у ситуаціях, що супроводжуються вивихом голівки стегнової кістки, є найбільш трудомістким розділом і вимагає від ортопеда глибокого розуміння суті патології під час планування, проведення ЕКС та подальшої реабілітації пацієнтів, особливо зважаючи на високий ризик тяжких ускладнень.

Основні проблеми, що виникають за диспластичного коксартрозу IV ступеня за Crowe, на глибоке переконання А. М. Tolkgozoglu , О. О. Caglar (2007) [328], пов'язані з вивихом стегна, а не з коксартрозом, і обумовлені косметичним дефектом, кульгавістю та складністю пересування, особливо під час двостороннього процесу, що можемо спостерігати у 17% пацієнтів із такою патологією [304].

Так, за даними Норвезького реєстру ендопротезувань, в умовах ДК III–IV типів за Crowe ризик виконання ревізії в 2 рази вище, ніж за наявності іншої патології, відповідно до якої виконують ЕКС [301]. Такі дані підтверджують й інші дослідники [153, 265, 335].

А. Krych et al. (2009) [340] відзначають, що ЕКС є ефективним методом лікування ДК I і II типів за Crowe, чого не можна сказати про результати ЕКС

у хворих із ДК III та IV типів, за яких кількість ранніх ревізій та ускладнень досягає 43% [144, 153, 258, 310, 341 та ін.].

Подовження кінцівки більше 4 см, за даними багатьох науковців, призводить до високого ризику судинних ускладнень від 0,5 до 1%, кількість вивихів ендопротеза сягає 14%, невриту сідничного нерва – 15%, розвитку перипротезної інфекції у 8–10% випадків [11, 83, 119, 124, 144 та ін.]. Основною причиною нейропатії є травматичність ендопротезування в умовах ДК унаслідок грубих анатомічних змін, особливо після попередніх операцій II, III, IV типів ДК унаслідок надмірної елонгації кінцівки [131, 177, 189, 239 та ін.]. Це зрештою зводить нанівець успіх операції, оскільки у хворих зберігається біль, залишкова кульгавість і високий ризик вивиху ендопротеза [124, 132, 201, 318 та ін.]. Водночас, за даними K. L. Garvin et al. (2009) [178], такі ускладнення близько 80% випадків закінчуються без відновлення, а для попередження нейропатії сідничного нерва A. J. Krych et al. (2010) [341] рекомендують застосовувати під час операції прилад, реєструючий зміни потенціалу сідничного нерва для попередження травматизації під час виконання операції та елонгації кінцівки.

Основними проблемами під час ендопротезування хворих на ДК III–IV типів за Crowe, є вибір оптимального методу низведення стегна й компенсації вкорочення кінцівки, пошук істинного центру обертання голівки ЕП, вибір імплантату та попередження пошкодження магістральних судин і нервів.

B. Thorup, I. Mechelenburg, K. Soballe (2010) [323] звертають увагу на те, що компенсацію довжини кінцівки під час ЕКС у хворих із ДК IV типу необхідно виконувати з урахуванням супутньої деформації хребта, особливо в осіб старших вікових груп.

Однак, на нашу думку, необхідно враховувати також ступінь симетричності анатомічного розвитку кінцівки й тазової кістки на боці вивиху, оскільки в умовах ДК IV типу, особливо після виконаних у дитинстві реконструктивних операцій, відзначається порушення анатомічного розвитку як тазо-

вої, так і стегнової кісток і формування вторинної деформації колінних суглобів і хребта.

Ставлення до одномоментного об'ємного подовження кінцівки в таких випадках у літературі негативний і багато авторів не рекомендують проводити елонгацію кінцівки більше 4 см [119, 144, 239, 341 та ін.], оскільки під час більш інтенсивного подовження кінцівки відзначається високий ризик нейросудинних розладів [196, 291, 328 та ін.].

Високе стояння голівки стегнової кістки, ретроверсія шийки та ротація проксимального відділу стегнової кістки – це негативні елементи, властиві ДК IV типу, які необхідно попередньо вирішити до встановлення ендопротеза КС.

Аналіз літературних даних доводить, що провідним методом підготовки хворих до проведення ЕКС за наявності ДК IV типу за Crowe є такі методи.

Низька міжвертлюгова остеотомія на рівні малого вертлюга дає змогу зберегти проксимальний метафіз стегнової кістки, великий вертлюг і м'язовий баланс, необхідні для відновлення функції протезованого суглоба [153, 232, 335 та ін.].

За даними M. Kerboull, M. Hamadouche, L. Kerboull (2001) [232] виявлено, що низька посадка ніжки на рівні малого вертлюга дає змогу уникнути підвертлюгової остеотомії й подовжити кінцівку в 116 випадках зі 118.

Зазначена методика, на нашу думку, досить ефективна за наявності у хворих ДК I–II і, у багатьох випадках, III типу за Crowe, коли для розміщення в істинному ложі АК ендопротеза необхідна елонгація кінцівки не більше 4–5 см з низьким ризиком перерозтягнення сідничного нерва й гарним візуальним контролем за ним під час мобілізації проксимального відділу стегнової кістки та виконанні маніпуляцій на ВЗ.

Під час високого вивиху стегна (більше 4 см) сьогодні існує два підходи. Перший підхід передбачає збереження цілісності стегнової кістки й низведення голівки до істинного ложа ВЗ за допомогою апарата зовнішньої

фіксації стрижневого або спицестрижневого типу з подальшим проведенням ЕКС, водночас терміни дистракції, рекомендовані авторами, становлять 1,5 місяця й більше [56, 66, 70, 100, 101 та ін.].

Однак, застосування такої методики, на нашу думку, супроводжується значною травматичністю, високим ризиком неврологічних ускладнень, на що вказують на підставі незначного клінічного досвіду й прихильники зазначеної методики.

Більш раціональним є двохетапний підхід до елонгації кінцівки апаратами зовнішньої фіксації, що передбачає виконання підготовки ложа ВЗ шляхом висічення капсули суглоба й формування ложа ВЗ з подальшим низведенням голівки стегнової кістки стрижневим апаратом [100], а В. А. Філіпенко та Н. А. Корж (2016 [96]) доповнюють цю маніпуляцію ще й Z-подібною тенотомією пельвіотрохантерних м'язів.

У закордонних клініках визначені методики ведення хворих з ДК IV типу мають лише історичний характер і сьогодні, через високий ризик ускладнень унаслідок надмірної елонгації кінцівки, не застосовують.

Операцією вибору під час ЕКС у хворих з ДК IV типу на сьогодні є різні варіанти вкорочуючої остеотомії стегнової кістки, для зведення її голівки та центрації на рівні ВЗ як у підвертлюговій зоні, так і на рівні дистального метадіафіза стегнової кістки [119, 144, 203, 263 та ін.]. Показаннями до виконання вкорочуючої підвертлюгової остеотомії, на думку багатьох авторів, є вкорочення кінцівки понад 4 см, що обумовлено необхідністю попередження вторинного невриту сідничного нерва внаслідок його перерозтягнення під час агресивного низведення стегна до рівня справжньої ВЗ [119, 153, 178, 239 та ін.].

Методики вкорочуючої підвертлюгової поперечної остеотомії стегнової кістки почали розробляти в 70-х роках минулого століття, а подальший аналіз їх результатів дав змогу стверджувати, що такі методики забезпечують попередження неврологічних і судинних розладів, полегшують вправлення ендопротеза, дають змогу усунути ротацію стегна, незважаючи на достатню

травматичність, водночас проксимальна й дистальна остеотомії дають змогу максимально зберегти анатомію проксимального відділу стегна важливу для стабільності ендопротеза [144, 152, 194, 240, 331 та ін.].

G. Grappiolo, L. Spotorno, G. Burastero (2007) [197] провели історичний аналіз розвитку методик вкорочуючих остеотомій під час ЕКС у хворих з ДК IV типу за Crowe (рис.1.1).

Біля витоків розвитку методик виконання вкорочуючої остеотомії стегнової кістки за ЕКС з ДК IV типу превалювали резекція проксимального м'яепіфіза стегнової кістки й транспозиція великого вертлюга для відновлення м'язового балансу.

У 80-х роках почали застосовувати дистальну вкорочуючу остеотомію стегна для попередження травми ділянки кульшового суглоба, однак вона давала велику кількість ускладнень і сьогодні застосовується у випадках корекції при супутній вальгусній деформації колінного суглоба.

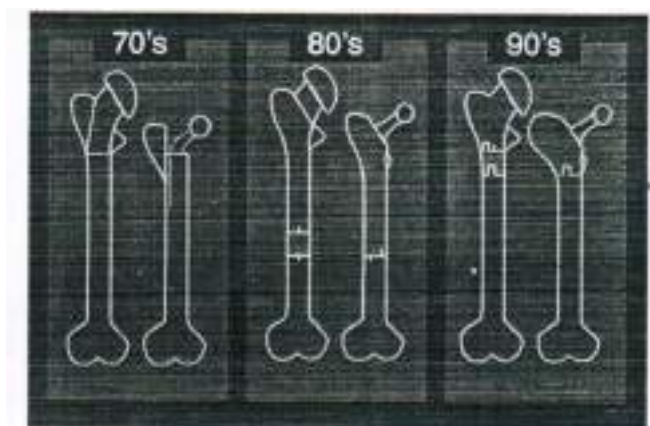


Рис.1.1 Розвиток хірургічної техніки остеотомії стегнової кістки під час диспластичного коксартрозу в 70-х, 80-х і 90-х роках [197].

З 90-х років переважно застосовують різні варіанти вкорочуючої підвертлюгової остеотомії стегна з ДК IV типу.

S. Nagoya et al. (2009) [152] обґрунтували обов'язкову необхідність виконання дистальної або проксимальної остеотомії стегнової кістки як етапу підготовки до ЕКС.

У науковій літературі триває дискусія щодо вибору рівня підвертлюгової остеотомії. Так, A. Krych et al. (2007) [328] виконують остеотомії на 10 см

нижче малого вертлюга й після сегментарної резекції стегнової кістки проводять її остеосинтез накістковою пластиною з монокортикальними гвинтами, або стягують титановою стрічкою.

Багато ортопедів віддають перевагу проксимальному рівню підвертлюгової остеотомії вище рівня прикріплення *m.vastus lateralis* [335, 340, 341 та ін.].

Слабким місцем поперечної підвертлюгової остеотомії стегнової кістки в таких випадках є ризик уповільненої консолідації та незрощення зони остеотомії, що досягає 7% [119, 232, 240, 328 та ін.]. Аналогічні ускладнення відзначені й під час ступінчастої остеотомії [147, 291]. У зв'язку з цим багато авторів рекомендують виконувати кісткову пластику зони остеотомії розпиляним резектованим фрагментом і кістковою аутоостружкою, поєднуючи зі стабільно введеною ніжкою й накістковим остеосинтезом зони остеотомії стегнової кістки [123, 240, 328, 340, 341 та ін.].

На рис.1.2 (а, б) представлено методику підвертлюгової вкорочуючої остеотомії з виділенням кісткового фрагмента й збереженням його контакту з окістям та оточуючими м'якими тканинами, водночас об'єм сегментарної резекції СК визначається за позицією пробного ЕП [341].

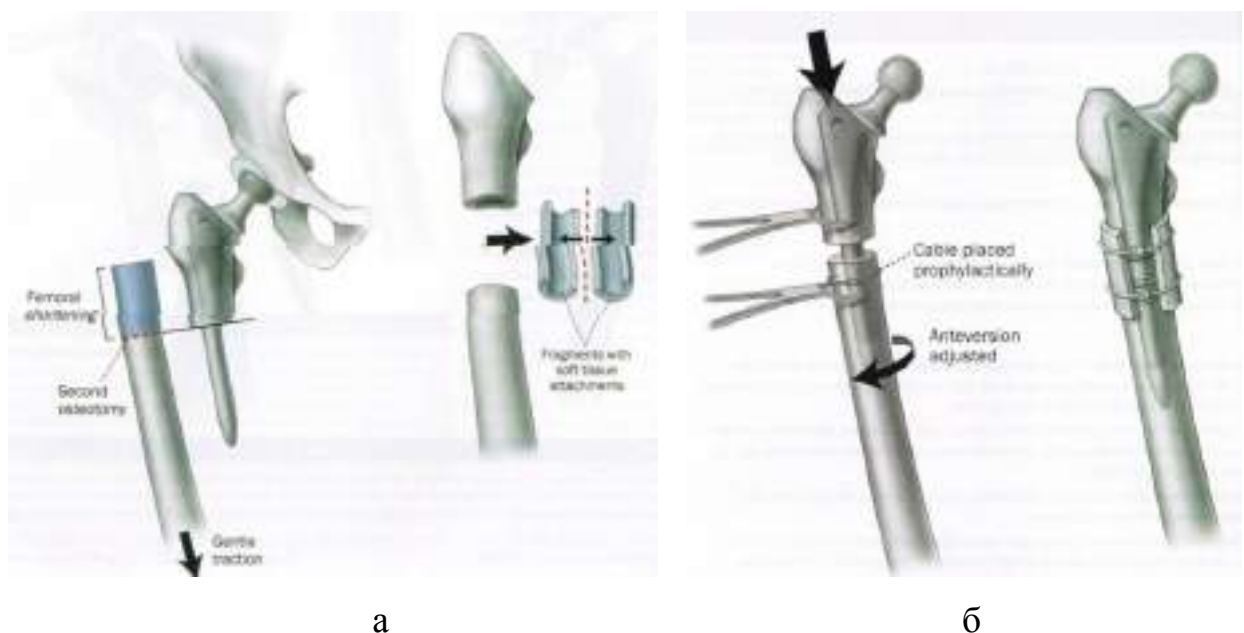


Рис.1.2 Методика вкорочуючої підвертлюгової остеотомії з ДК IV типу
А. J. Krych et al. (2010) [341]

Після усунення ротації стегна накладають профілактичний серкляж і вводять ніжку ендопротеза, а зону остеотомії перекривають аутотрансплантатом після його поздовжнього розпилювання (рис. 1.2,б) [341].

Однак, найбільш слабким і вразливим місцем поперечної підвертлюгової вкорочуючої остеотомії СК під час ЕКС у хворих на ДК IV типу, на нашу думку, є проблеми, пов'язані з ризиком нестабільності в зоні остеотомії й під час підбору ніжки ЕП, що повинна забезпечити як первинну стабільність самого імплантату, так і надійну стабілізацію зони остеотомії стегнової кістки.

У зв'язку з цим низка дослідників рекомендують виконувати косу вкорочуючу підвертлюгову остеотомію [119, 328]. Хороші результати, з точки зору стабільності й умов для консолідації, продемонстрували також ступінчаста та шевронна вкорочуючі підвертлюгові остеотомії стегнової кістки [147, 263, 291 та ін.].

Велика площа контакту кісткових фрагментів створює сприятливі умови для консолідації кістки в зоні остеотомії, водночас слабким місцем наведених вище видів остеотомії, на нашу думку, є проблеми, що виникають під час усунення ротації проксимального відділу стегнової кістки.

Середнє подовження кінцівки, за даними літератури, коливається від 2,5 до 4,1 см, тобто автори вважають ці параметри безпечними під час виконання реконструктивної або після низької міжвертлюгової вкорочуючої підвертлюгової остеотомії з ЕКС у хворих на ДК IV типу [127, 144, 196, 340 та ін.].

Для збереження м'язового балансу в зоні кульшового суглоба Т. Раавілайнен (1993, 1997) [260, 261] модернізував технології 70-х–80-х років і розробив оригінальну методику підвертлюгової остеотомії, що охоплює підвертлюгову, поздовжню остеотомію проксимального відділу стегнової кістки, виділення великого вертлюга з метафізом і частиною діафіза, і подальше його зведення після установки ендопротеза. Результати застосування такої методики, на думку низки дослідників, виявилися хорошими, оскільки ви-

ключався ризик незрошення, що характерний для вкорочуючої підвертлюгової остеотомії [134, 261, 323 та ін.] (рис.1.3).

Слабким місцем зазначеної методики, на нашу думку, є ризик незрошення великого вертлюга, що вимагає тривалого обмеження навантаження на кінцівку (до 6 місяців) до моменту його консолідації й велика травматичність операції.

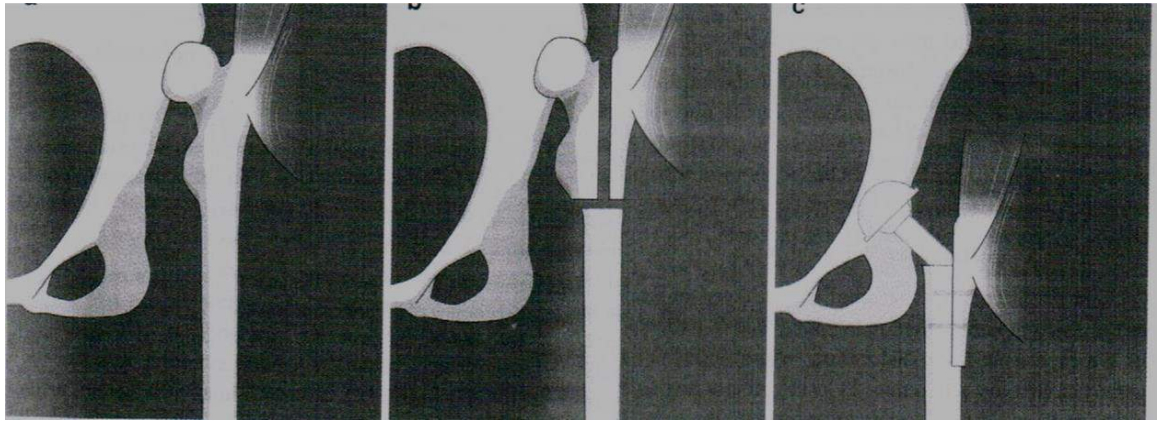


Рис 1.3 Схема операції вкорочуючої остеотомії за Т. Раавілайнен [260, 323] з ДК IV типу

А. М. Tolkgozoglu, О. О. Caglar (2007) [328] детально описали методики визначення оптимальної позиції ніжки й обсягу сегментарної резекції, необхідної для вправлення голівки ендопротеза в чашку (рис.1.4).

Відповідно до такої методики визначають відстань, необхідну для зведення голівки ендопротеза до рівня чашки, встановленої в істинному ложе ВЗ, від цієї довжини віднімають 4 см – розмір допустимої елонгації кінцівки, а різниця відповідає розміру фрагмента сегментарної резекції стегнової кістки [328, 340, 341 та ін.] (рис. 1.4).

Щодо вибору рівня вкорочуючої остеотомії СК під час ендопротезування хворих на ДК IV типу є також прихильники дистальної надвиросткової вкорочуючої остеотомії, які вважають таку маніпуляцію менш травматичною для зони КС [64, 102, 152, 184 та ін.], а на думку інших авторів, кількість ускладнень за наявності такого виду остеотомії значно вище, ніж під час проксимальної вкорочуючої остеотомії СК, та її доцільно виконувати лише у

випадках, коли є необхідним усунення супутньої вальгусної деформації колінного суглоба [127, 196].

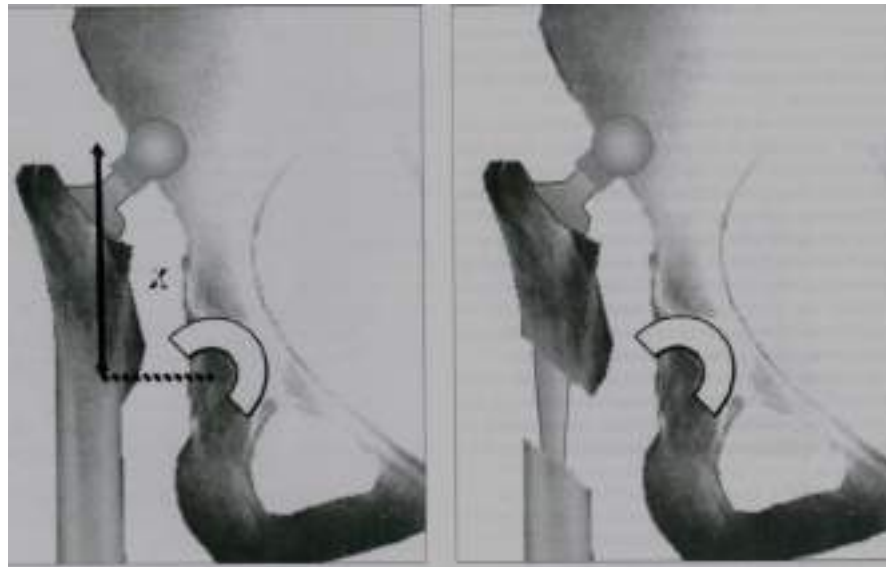


Рис. 1.4 Методика виконання косої підвертлюгової остеотомії стегнової кістки та визначення обсягу сегментарної резекції кістки під час ЕКС у хворих на ДК IV типу [328]

Дистальна вкорочуюча остеотомія під час ендопротезування хворих на ДК IV типу, на нашу думку, переваг у плані профілактики неврологічних і судинних ускладнень під час виконання ЕКС ніяких немає, а створює додаткові проблеми з відновленням функції колінного суглоба.

Однією з найскладніших проблем з ЕКС у хворих на ДК IV типу є вибір НЕ та способу її фіксації.

З огляду на проаналізовані наукові праці, можемо стверджувати, що на перших етапах розвитку методик ЕКС у хворих на ДК IV типу, перевагу віддавали стегновим компонентам з цементним методом фіксації, однак у подальшому було доведено, що таку технологію після підвертлюгової остеотомії СК застосовувати не можна, оскільки ризик ранньої ревізії перевищує 50% і спостерігається висока частота незрощення в зоні остеотомії через ротаційну нестабільність ніжки ендопротеза та негативний вплив цементу на процес регенерації кістки в зоні остеотомії [153, 196, 291, 300 та ін.].

В. Atilla (2016) [119] повідомляє про успішне застосування в умовах ДК III–IV типів НЕ різного профілю з калькаром, адаптованих для запресовування в цемент з мінімальною товщиною цементної мантії в поєднанні з вкорочуючою косою підвертлюгової остеотомії й остеосинтезом зони остеотомії накістковою пластиною з монокортикальними гвинтами.

Однак, з урахуванням негативного впливу ендостально розташованого в зоні остеотомії стегнової кістки кісткового цементу та недостатньо стабільною первинною фіксацією НЕ ендопротеза, багато авторів віддають перевагу застосуванню модульних ЕП КС, що дають змогу легко усунути ротацію проксимального відділу СК і встановити задану антеверсію НЕ [144, 194, 263, 267, 299 та ін.].

А. J. Krych et al. (2010) [341] зауважують, що найбільш ефективні НЕ КС, що мають покриття пористим титаном, оскільки вони добре врастають в ендостальну кісткову тканину.

Таким чином, на підставі проведеного аналізу літературних даних, присвячених проблемі ендопротезування кульшового суглоба під час диспластичного коксартрозу, потрібно зазначити, що велика кількість ускладнень і негативних результатів після ЕКС за такої патології, порівняно з іншими дегенеративно-дистрофічними захворюваннями КС, обумовлені грубою деформацією як вертлюгової западини, так і проксимального відділу стегнової кістки. Залишаються до кінця не дослідженими питання вибору оптимальної конструкції як ацетабулярного, так і стегового компонентів ендопротеза, подальшої їх модернізації й методик імплантації, що забезпечують як первинну, так і вторинну стабільність імплантату. Вимагає подальшого поглибленого біомеханічного дослідження стабільності фіксації різних видів компонентів ендопротеза та оцінки їх поведінки в умовах складної деформації та дефектів кульшового суглоба, зокрема й після проведених реконструктивних операцій щодо прогресуючої дисплазії КС.

Усе зазначене вище дає змогу стверджувати, що ендопротезування кульшового суглоба за наявності диспластичного коксартрозу належить до надзвичайно актуальної проблеми сучасної ортопедії.

За матеріалами розділу опубліковано:

1. Лоскутов А. Е., **Лоскутов О. А.**, Рыбка В. Н. Профилактика вывихов при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом. *Травма*. 2019. Том 20. № 2. - С.107 – 112. DOI:10.22141/1608-1706.2.20.2019.168028.

2. Лоскутов А. Е., Наumenко Л. Ю., **Лоскутов О. А.** и др. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография. Днепропетровск: Лира, 2010. 343 с.

3. **Лоскутов О. А.** Проблемные вопросы выбора ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных диспластическим коксартрозом (обзор литературы). *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2017. № 4. С. 114–119.

4. **Лоскутов О. А.**, Лоскутов А. Е., Фурманова К. С. Дифференцированный подход к выбору ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2019, № 1. С. 38–44.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ Й МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1. Загальна характеристика клінічних спостережень

У період з 2008 до 2016 років у спеціалізованій клініці ортопедії (ендопротезування суглобів) обласної клінічної лікарні ім. І. І. Мечникова (м. Дніпро) під нашим спостереженням знаходилося 322 хворих на диспластичний коксартроз, зокрема 194 (60,2%) з одностороннім і 128 (39,8%) з двостороннім ДК, котрим виконано 394 операції ендопротезування кульшового суглоба. Залежно від статі та віку, хворих згруповано таким чином (табл. 2.1).

Таблиця 2.1

Розподіл хворих на диспластичний коксартроз за статтю та віком

Стать	Вік					
	До 30 років	31-40 років	41-50 років	51-60 років	Старші 60 років	Усього: %
Жінки	22*	54*	81*	76*	42*	275 * 85,4 %
Чоловіки	1	7	11	14	14	47 14,6 %
Усього: %	23 7,1%	61 18,9 %	92 28,6 %	90 28,2 %	56 17,4 %	322 100 %

* – статистично значуще ($p \leq 0,05$) переваження осіб жіночої статі над чоловіками за віковими підгрупами

З огляду на наведені статистичні дані (табл. 2.1), патологія переважала в осіб працездатного віку – до 60 (82,6 %) років.

Для оцінки стану кульшового суглоба й порівняльної оцінки результатів ендопротезування за наявності ДК нами було проаналізовано три класифікації зазначеної патології, що переважно застосовують і сьогодні.

G. Hartofilakidis et al. (1978) [169, 214] розробили класифікацію ДК, згідно з якою перебіг ДК розподілено на 3 типи. І тип – дисплазія кульшового

суглоба, II тип – низький і III тип – високий вивих стегна, відповідно до ступеня зміщення головки стегнової кістки. Подібний підхід до класифікації застосував і N. Eftekhari [311], який виокремив 4 типи ДК і розділив низький вивих стегна на два типи – середньовисокий і високий підвивихи стегна.

J. Crowe et al. (1979) [174] для об'єктивізації характеристик до класифікації ДК було введено цифрову інтерпретацію, у якій головним критерієм типу ДК є ступінь зміщення головки СК щодо відношення до вертлюгової западини (рис. 2.1)

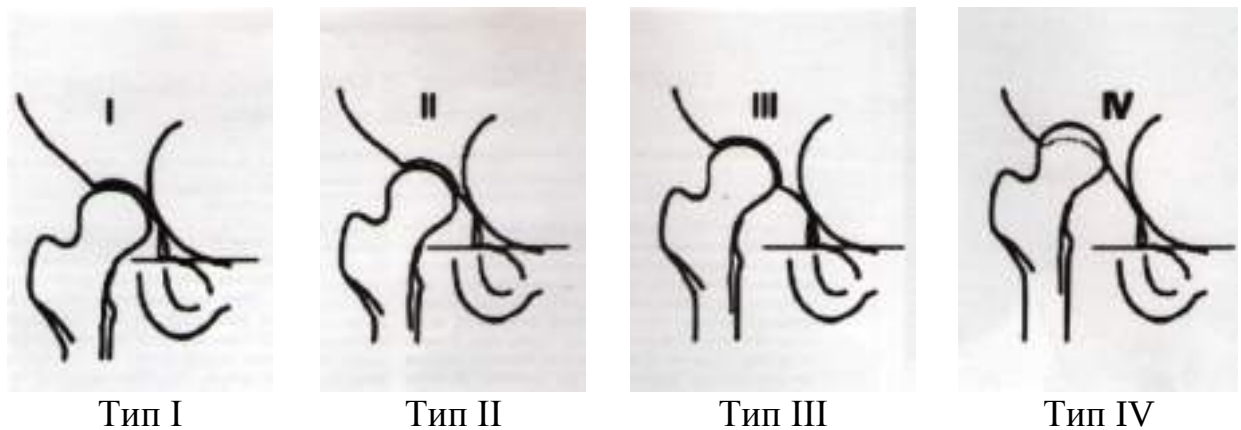


Рис. 2.1 Типи диспластичного коксартроза за J. Crowe et al [174].

Під час першого типу ДК (Crowe I) на фоні незначної дисплазії ВЗ відзначають зміщення головки СК до 50% її висоти.

У другому типі ДК (Crowe II) спостерігають значну деформацію ВЗ, недорозвинення її даху й підвивих головки СК від 50% до 75% її висоти.

Під час третього типу ДК (Crowe III) простежено недорозвинення ВЗ, підвивих головки СК від 75–100% її висоти й формування хибного суглоба вище істинної ВЗ, проте водночас зберігається контакт з останньою.

У четвертому типі ДК (Crowe IV) проксимальне зміщення головки СК більше, ніж 100%, і відсутнє її сполучення із зоною істинної ВЗ.

У нашій роботі систематизацію клінічного матеріалу ми проводили за найбільш поширеною класифікацією J. Crowe et al. [174], і такою, що відображає реальну клінічну картину. Розподіл хворих за статтю і типом ДК представлено в табл. 2.2.

Розподіл хворих за статтю і типом ДК за Crowe, що переважає під час двосторонньої патології

Стать	Тип ДК за Crowe				Усього: %
	I	II	III	IV	
Жінки	32	121	110	12	275 85,4%
Чоловіки	8	21	16	2	47 14,6%
Усього: %	40 12,4%	142 44,1%	126 39,1%	14 4,4%	322 100%

Відповідно до даних, наведених у таблиці, тяжкі типи ДК з об'ємним деструктивним процесом у зоні ВЗ, підвивихом і вивихом стегна спостерігали у 282 (87,6%) хворих, зокрема, високий вивих стегна – тип III – IV за Crowe виявлено у 130 (40,4%) пацієнтів.

Оцінку характеристики дегенеративного руйнування КС і функціональних порушень проводили згідно з клініко-рентгенологічною класифікацією перебігу остеоартроза, запропонованою Н. С. Косинською (1961) [17], згідно з якою авторка виокремила три стадії перебігу остеоартроза, ступінь вираженості яких є критерієм для визначення показань до ЕП КС під час ДК.

Для 1 стадії коксартроза характерним є звуження суглобової щілини, невеликі кісткові розростання по краях ВЗ, наявність вогнищ склерозу, що визначаються рентгенологічно, а також помірне обмеження функції КС.

2 стадія коксартроза відзначається масштабними кістковими розростаннями, звуженням суглобової щілини КС, остеосклерозом, істотним обмеженням функції КС і вираженим больовим синдромом.

На 3 стадії коксартроза відзначено грубі рентгенологічні відхилення у вигляді значного звуження суглобової щілини, формування фіброзного або кісткового анкілозу, масштабні кісткові розростання, деформація суглобових кінців кісток, грубе порушення функції КС.

Серед хворих, яким виконано ЕП КС, у 363 (92,1%) випадках відзначені 2 і 3 стадії остеоартроза КС під час різних типів ДК за Crowe.

Нами проведено аналіз ступеня ураження кульшового суглоба за Crowe за ДК і виконаного одно- або двостороннього ЕП кульшового суглоба (табл. 2.3)

Таблиця 2.3

**Тип диспластичного коксартроза, від повідно до якого виконано од-
но- або двостороннє ендопротезування КС**

Характер виконаного ендопротезування	Тип ДК за Crowe				Усього: %
	I	II	III	IV	
Одностороннє	41	119	81	9	250 63,5 %
Двостороннє	13	60	66	5	144 36,5 %
Усього: %	54 13,7 %	179 45,4 %	147 37,3 %	14 3,6 %	394 100 %

Зважаючи на дані, наведені в таблиці, ЕП КС щодо найскладніших ступеней ДК II–IV типів ЕКС виконано у 340 (86,3%) випадках. Серед 128 пацієнтів з двостороннім коксартрозом двостороннє ЕП виконано у 72 хворих – 144 операції, що становить 36,5% усього обсягу проведених оперативних втручань.

Певні корективи до тактики лікування й виконання ЕП КС вносили раніше виконані в різному віці реконструктивні операції на КС щодо ДК, що відзначено у 68 випадках, зокрема, у 8 пацієнтів – на двох суглобах, повторні реконструктивні операції було проведено 5 пацієнтам, трикратні – 3хворим.

Проведені раніше операції створювали проблеми під час планування операції ЕП КС, її виконання й подальшій реабілітації хворих.

Асиметрія довжини кінцівок відзначена як під час одностороннього, так і під час двостороннього ДК (табл. 2.4).

Таблиця 2.4

**Ступінь вкорочення кінцівки у хворих на диспластичний коксартроз,
яким виконано одно- і двостороннє ЕКС**

Вкорочення кінцівки (у см)	Тип ДК за Crowe				
	I	II	III	IV	Усього: %
1 см	15	14	-	-	29 (7,4%)
2 см	25	109	26	-	160 (40,6%)
3 см	-	60	70	-	130 (33%)
4 см	-	-	61	4	65 (16,5%)
5 см	-	-	-	7	7 (1,8%)
6 см	-	-	-	2	2 (0,5%)
Понад 6 см	-	-	-	1	1 (0,2%)
Усього: %	40 (10,2%)	183 (46,4%)	157 (39,8%)	14 (3,6%)	394 (100%)

У багатьох пацієнтів вкорочення кінцівки на доопераційному етапі не перевищувало 3 см, водночас під час ДК III–IV типів за Crowe відзначено значну питому вагу хворих із вкороченням кінцівки більш 4 см, що було проблемою під час планування та проведення ЕКС у хворих з ДК. Обираючи конструкції ЕП для диференційованого ендопротезування хворих з ДК, зважаючи на мету й завдання дослідження, ми в 361 (91,6%) випадку ЕКС виконали із застосуванням різних варіантів і їх модифікацій вітчизняних модульних ендопротезів, а група порівняння представлена 33 (8,4%) хворими з ДК, яким встановлено імпорتنі ендопротези компаній Зіммерта Страйкер.

Безцементні технології ендопротезування КС з ДК застосовано в 375 (95,2%) випадках, зокрема, імпортні – у 33 (8,4%), а цементні й гібридні методи (цементна ніжка та загвинчувана чашка) – у 19 (4,8%) випадках.

Чашки для бесцементної фіксації (загвинчувані й запресовувані) застосовано у 380 (96,4%) випадках, а цементні – у 14 (3,6%).

2.2. Методи дослідження

2.2.1. Клінічні методи дослідження

Клінічна оцінка досліджуваної групи хворих з диспластичним коксартрозом на доопераційному та післяопераційному етапах проводилася відповідно до загальноприйнятих методик обстеження ортопедичних хворих, детально розроблених В. О. Марксом [43], і охоплювала збір скарг, анамнезу, візуальну оцінку пацієнта, оцінку вираженості больового синдрому, пальпацію та антропометричні характеристики обсягу рухів і довжини кінцівок.

Під час збору анамнезу знайомилися з амбулаторної картою пацієнта, уточнювали терміни постановки діагнозу ДК, характер раніше проведених щодо дисплазії й ДК лікувальних заходів як консервативних, так і оперативних.

Оцінювали функцію ходи, наявність кульгавості, необхідність застосування засобів додаткової опори, яку дистанцію пацієнт може пройти, змогу хворого ходити сходами, виконання загально гігієнічних процедур – прийом ванни, душа тощо. Звертали увагу на наявність депресивного чинника за такої патології, що впливало на якість життя пацієнтів, і враховували зазначене вище під час планування подальшої реабілітації. У вертикальному положенні визначали наявність симптому Тренделенбурга та виконували «вагову» пробу за допомогою підлогових ваг [47] для оцінки можливості одноопорного навантаження кінцівки.

Особливу увагу, обстежуючи хворих з ДК, приділяли оцінюванню форми та функції хребта, наявності супутньої деформації колінних суглобів і стоп.

Амплітуду рухів у суглобі визначали за допомогою кутоміра Мюллера за «методом проходження нуля» [18] у положенні пацієнта лежачи на спині. Вимірювання обсягу рухів КС в сагітальній площині – оцінювали обсяг згинання / розгинання кінцівки, у фронтальній – відведення / приведення, а в горизонтальній, під час зігнутої в колінному суглобі кінцівці, оцінювали обсяг ротаційних рухів шляхом виконання зовнішньої та внутрішньої ротації. Проте еталоном були загальноприйняті показники обсягу рухів у кульшовому суглобі: згинання / розгинання $130-140^{\circ} / 0 / 10^{\circ}$, відведення / приведення – $30-40^{\circ} / 0 / 20-30^{\circ}$, ротація зовнішня / внутрішня – $30-40^{\circ} / 0 / 40-50^{\circ}$.

Для оцінки ступеня атрофії м'яких тканин кінцівки за допомогою сантиметрової стрічки виконували вимірювання об'єму тканин стегна й гомілки на різних рівнях симетричних ділянок обох нижніх кінцівок шляхом порівняння даних і контролю за ефективністю реабілітації.

Вимірювання довжини кінцівок виконували за допомогою сантиметрової стрічки й визначали за загальноприйнятою методикою для оцінки істинного вкорочення шляхом посегментного порівняльного вимірювання довжини кінцівок; відносного вкорочення, що характеризує зміни в ділянці сегментів, що сполучаються; удаваного вкорочення, пов'язаного зі значним зменшенням обсягу рухів у суглобі й патологічною установкою кінцівки, а також сумарного вкорочення.

Для об'єктивізації характеристик больового синдрому застосовували візуальну аналогову шкалу болю (ВАШ шкала) [17], яка є стандартом піз час оцінювання такого показника.

2.2.2. Рентгенологічні методи дослідження.

Рентгенологічні методи дослідження були ключовими під час оцінювання стану хворих з ДК, планування операції, реабілітації та подальшого динамічного контролю за станом хворих на різних етапах реабілітації.

Рентгенографічне дослідження кульшових суглобів і хребта було виконано на таких рентгенівських апаратах: GE Silhouette 20S (компанія GE Medical Systems, США) і OperaRT 70 (компанія IAESpA, Italy). Спіральна комп'ютерна томографія на апараті GE Optima 660 (компанія GE Medical Systems, США), а магнітно-резонансна томографія на томографі 1,5 T TOSHIBA серія Vantage (компанія Toshiba Medical systems Corp., Японія). Згідно зі стандартами рентгенографічного обстеження хворих з патологією опорно-рухового апарату [74, 179, 297 та ін.], у хворих з ДК, які перебували під нашим спостереженням, рентгенографію було виконано із застосуванням маркера рентгенографічного викривлення, який фіксувався на зовнішній поверхні стегна й давав змогу визначити ступінь рентгенологічного збільшення зображення, та враховувався під час подальшого планування операції ЕП КС.

Для оцінювання стану кісткового скелета у хворих з ДК було проведено такі рентгенографічні дослідження: оглядова рентгенографія тазу з охопленням обох кульшових суглобів, рентгенографія кульшових суглобів у двох проекціях, а під час одностороннього ДК аналогічне дослідження виконували для здорового суглоба з метою оцінки можливого недорозвинення ураженого суглоба й атрофії кістки.

Обов'язковим було виконання рентгенографії поперекового відділу хребта у двох проекціях для оцінювання ступеня сколіотичної деформації хребта й ознак його нестабільності. У випадках неможливості виконання рентгенографії в аксіальній проекції, унаслідок тяжких контрактур, деформації кульшового суглоба після раніше проведених реконструктивних операцій, виконували КТ та МРТ дослідження, а для оцінки просторової деформації КС, плануючи ЕП КС у хворих з ДК, застосовували функцію 3Д-реконструкції МСКТ-зрізів.

Після корегуючих остеотомій стегнової кістки й подовження кінцівки за Ілізаровим рентгенографію стегна виконували на довгій плівці із захопленням кульшового й колінного суглобів. За наявності супутньої деформації колінних суглобів виконувалося стандартне рентгенологічне дослідження такого сегмента з наступною кореляцією клініко-рентгенологічних і функціональних даних кульшових і колінних суглобів для планування тактики етапної реабілітації хворих з ДК.

За даними рентгенографії кульшового суглоба оцінювали форму головки СК і ВЗ, наявність їх деформації й дефектів, зону розташування дефекту ВЗ і його обсяг, співвідношення головки СК і центру ротації КС та ступінь її зміщення щодо ВЗ. Візуально оцінювали глибину ВЗ, товщину її дна й позицію «фігури сльози». Водночас оцінювали кут Віберга, і за наявності показника менше 20° такий стан КС розцінювали як ацетабулярну дисплазію. Кут інклінації головки СК і ВЗ оцінювали за методикою Шарпа і, якщо цей показник перевищував 45° , підтверджували діагноз дисплазії.

Форму кістково-мозкового каналу стегнової кістки, що впливала на вибір конструкції ЕП, оцінювали за методикою L. Dorr et al. [297]. На основі оцінювання вираженості кортикального шару стегнової кістки автор виокремив 3 типи проксимального відділу СК – А, В і С. Тип А – виражена структура й товщина кортикальної кістки в медіальному та задньому відділах СК; тип В – ознаки витончення кортикальної кістки і більш широкий кістково-мозковий канал; тип С – істотне витончення кортикального шару в обох проєкціях – форма каналу пряма циліндрична (рис. 2.2).

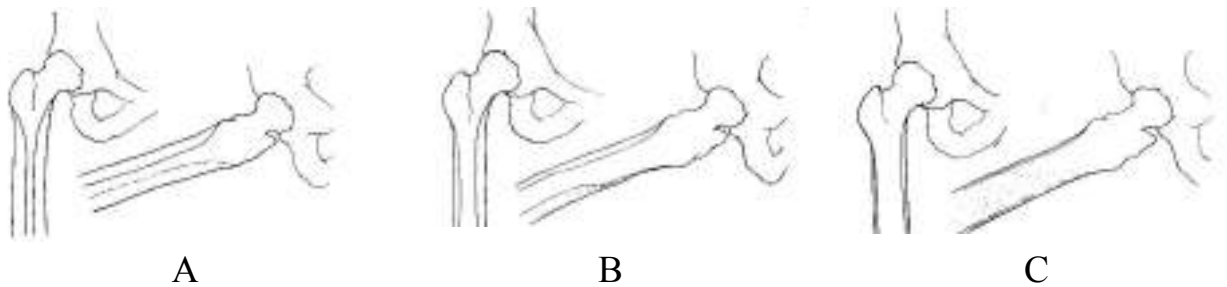


Рис. 2.2 Форма кістково-мозкового каналу стегнової кістки за L. Dorr et al.

[297].

Оцінку кортикального індексу (КІ) виконували за методикою Barnet-Nordin, що давала змогу дати оцінку наявності остеопенії або остеопорозу [131], відповідно до розрахункової схеми, представленій на рис. 2.3.

$$\text{КІ} = \frac{Z-x}{Z} \times 100$$

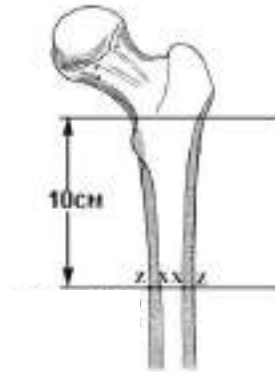


Рис. 2.3 Схема розрахунку кортикального індекса Barnet-Nordin проксимального відділу стегнової кістки (за Н. U. Cameron, 1992) [131].

Стан нормі КІ відповідав 50 – 53%, остеопенії – за умов показника КІ менше 40% [17].

Водночас визначали індекс звуження кістково-мозкового каналу Noble [326], який, порівняно з методикою L. Dorr, давав змогу об'єктивно визначити показники форми кістково-мозкового каналу й давав попередню орієнтацію на вибір конструкції ендопротеза КС (рис. 2.4).

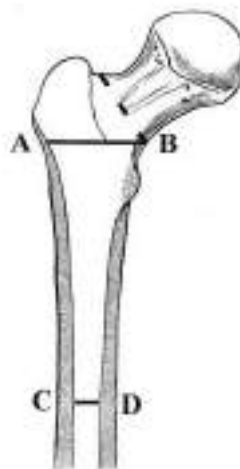


Рис. 2.4. Схема розрахунку індексу звуження кістково-мозкового каналу за Noble [326].

Розрахунок індексу Noble здійснювався шляхом визначення співвідношення АВ / СД. Якщо показник індексу звуження Noble менше 3,0, кістково-мозковий канал оцінювався як циліндричний, від 3 до 4,5 – як нормальний, а якщо індекс Noble більше 4,5 – кістково-мозковий канал вважали конічним. Такі показники враховували під час диференційованого вибору конструкції ніжки ендопротеза у хворих з ДК. Під час динамічного спостереження за хворими після ЕП КС оцінку стабільності компонентів ендопротеза виконували за методиками Т. Gruen [202] і Charnley-DeLee [179].

2.2.3. Методи оцінки результатів лікування

Оцінку результатів лікування шляхом ендопротезування КС у хворих із диспластичним коксартрозом проводили за допомогою 100-бального опитувальника W. H. Harris [212] (додаток Г), який дає змогу об'єктивно, у цифровому вираженні, оцінити найважливіші аспекти життєдіяльності пацієнта після операції ЕКС, а саме: усунення болю (44 бали), або його наявність, і ступінь інтенсивності (від 0 до 40 балів); оцінка функції за різними критеріями (наявність кульгавості, необхідність застосування засобів додаткової опори, ходьба на відстань, побутові проблеми); наявність залишкової деформації, контрактури КС, вкорочення кінцівки, а також ступінь відновлення функції КС за результатами ангулометрії й оцінки амплітуди рухів у КС.

Водночас суму від 100 до 90 балів було оцінено як відмінну функцію суглоба, від 89 до 80 – добру, 79 – 70 задовільну і менше 70 балів – незадовільну [212].

Поряд з цим було проведено порівняльну оцінку рентгенологічних даних у динаміці для оцінки позиції компонентів ендопротеза, наявності ознак остеолізису й нестабільності ЕП. Оцінювали стан тонусу м'язів, наявність набряків, ходу, можливість одноопорного стояння, симетричність довжини кінцівок тощо.

2.2.4. Біомеханічні методи дослідження

Біомеханічне обґрунтування диференційованого вибору й оцінки працездатності компонентів ендопротеза КС під час ендопротезування хворих з ДК виконувалося шляхом визначення НДС та механічної поведінки кожного елемента біомеханічної системи «кістка – імплантат», тобто тазова кістка, проксимальний відділ СК, ніжки й чашки ЕП КС системи, методом математичного моделювання, зокрема методом кінцевих елементів (МКЕ) [10, 44, 78, 99, 161, 218, 348 та ін.].

Для розрахунку було використано фізико-механічні параметри компонентів системи «кістка – імплантат», запозичені з наукових джерел [77, 100, 174, 227, 348].

Для оцінки НДС кісткової тканини в зоні контакту «кістка – імплантат» розроблені спрощені кінцево-елементні моделі кульшового суглоба, стегнової кістки після імплантації різних типів чашок і ніжок вітчизняних ЕП КС, під час математичного моделювання різної форми кістково-мозкового каналу СК і дефектів вертлюгової западини. Будуючи експериментальну кінцево-елементну моделі, до уваги брали об'ємні тетраедральні десятивузлові кінцеві елементи з розміром ребра 3 мм.

Аналіз напруженого стану в кісткових структурах тазової, стегнової кісток і різних елементів конструкції ЕП КС під дією функціональних навантажень проводився МКЕ в середовищі програмного комплексу (ПК) «ANSYS», водночас забезпечувалася висока подібність об'ємної анатомічної форми та розмірів реальної системи «кістка – імплантат».

Розв'язання завдання із застосуванням МКЕ складалося з таких основних етапів: створення геометричної моделі, вибір типу кінцевого елемента (КЕ), створення кінцево-елементної моделі, завдання граничних умов і навантажень, вибір типу аналізу, безпосереднє проведення розрахунків, аналіз результатів розрахунків.

Механічні характеристики різних марок кісткового цементу та вплив на них фактора часу від 1 до 90 днів визначали на основі стиснення підготовле-

них циліндричних зразків. Геометричні розміри зразка визначалися за вимогами ISO5833. Випробування зразків проводили в лабораторії механічних випробувань Дніпровської металургійної академії. Випробування зразків проводили на універсальній випробувальній машині FP – 100/1 в діапазоні 0 – 40000 Ньютон. Швидкість руху траверси дорівнювала 20,5 – 2,09 мм/хв. і відповідала вимогам стандарту. У всіх випадках фіксувалися технічні діаграми стиснення «навантаження P (Н) – вкорочення зразка Δh (мм)», які були проаналізовані.

2.2.5. Методи статистичної обробки результатів дослідження

Статистичну обробку отриманих результатів проводили із застосуванням методів за допомогою програм статистичного аналізу MicrosoftExcel 2007 за допомогою надбудови AtteStat, а також програмного продукту Statistica v 6.1 (StatsoftInc., США) (ліц. № AJAR 909E 415822FA). Перевірка нормальності розподілу вибірки проводилася за критерієм Шапіро-Уїлкі. Критичний рівень значущості дорівнював 5% ($p < 0,05$). Описова статистика представлена у форматі Me з 95% ДІ (асиметричний розподіл), $M \pm m$ (нормальний розподіл). Між- і внутрішньогрупове порівняння проводилися за допомогою багатofакторного непараметричного критерію ANOVA. Подальший апостеріорний аналіз виконаний за критерієм Манна-Уїтні, χ^2 -квадрат із застосуванням поправки на множинні порівняння. Оцінка кореляційних зв'язків між групами проводилася згідно з критерієм Спірмена [6, 14, 71].

Усі дослідження напружено-деформованого стану (НДС) системи «кістка – конструктивні елементи ендопротеза кульшового суглоба» (створення геометричної моделі, звичайно-елементної моделі досліджуваних об'єктів, завдання граничних умов і навантажень, проведення та аналіз власне розрахунків елементарної моделі) виконувалися методом кінцевих елементів (МКЕ) в середовищі програмного комплексу (ПК) ANSYS (ліцензія №0009592).

За матеріалами розділу опубліковано:

1. Лоскутов А. Е., Зуб Т. А., **Лоскутов О. А.** О классификации диспластического коксартроза у взрослых. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2010. № 2. С. 83–87.
2. Лоскутов А. Е., Наumenко Л. Ю., **Лоскутов О. А.** и др. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография. Днепропетровск: Лира, 2010. 343 с.
3. **Лоскутов О. А.** Прочностные и жесткостные характеристики костного цемента «Osteobond», полимеризованного в условиях операционной. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2008. № 1. С. 65–69.
4. Олейник А. Е., Красовский В. Л., **Лоскутов О. А.** Биомеханический анализ конструкции бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы «Ортэн». *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2009. № 1. С. 17–25.
5. Расчетные модели для оценки напряженно-деформированного состояния костной ткани при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава / Н. Е. Наumenко, **О. А. Лоскутов**, Д. В. Горобец, С. А. Сирота, И. К. Хрущ. *Техническая механика*. Днепропетровск, 2014. № 1. С. 67–72.

РОЗДІЛ 3

БІОМЕХАНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ДИФЕРЕНЦІЙОВАНОГО ВИБОРУ КОНСТРУКЦІЇ ЕНДОПРОТЕЗА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА ЗА НАЯВНОСТІ ДИСПЛАСТИЧНОГО КОКСАРТРОЗУ

3.1. Напружено-деформований стан вертлюгової западини в нормі та після встановлення загвинчуваної й запресовуваної чашок

Ендопротезування є одним з ефективних методів лікування патології кульшового суглоба (КС), що дає змогу забезпечити задовільний обсяг рухів, витримувати статичне й динамічне навантаження. Вивчення статички, кінематики та динаміки елементів суглоба, що контактують, визначає особливості конструкції практично всіх елементів ендопротеза (рис. 3.1), що містить два компоненти: стегновий та ацетабулярний (рис. 3.1,а). Ацетабулярний компонент (АК) ендопротеза охоплює корпус (чашку) і жорстко фіксований у чашці поліетиленовий вкладень. Стегновий компонент містить головку та ніжку. Розглянуто два варіанти фіксації ацетабулярного компонента: шляхом загвинчування чашки ендопротеза (вигляд чашки зображено на рис. 3.1,б) або запресовування (рис. 3.1,в).

Вивчення поведінки системи «кістка – імплантат» методами, що спираються на математичний аналіз, набувають усе більшого й більшого значення. Працездатність біомеханічної системи «кісткова тканина – чашка – вкладиш – голівка» ендопротеза КС визначається напружено-деформованим станом (НДС) і механічною поведінкою кожного елемента такої системи за функціональних навантажень. Одним з основних завдань під час числового математичного моделювання НДС багатокomпонентних систем є створення адекватної моделі, що враховує реальні властивості та взаємодію компонентів.

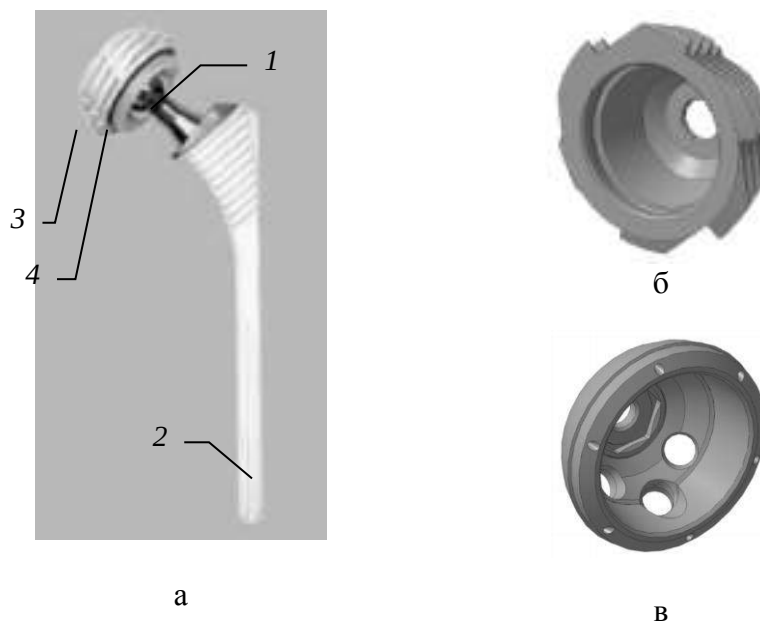
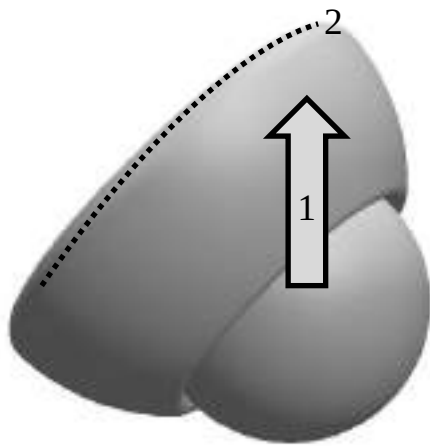


Рис. 3.1. Тотальний ендопротез кульшового суглоба: а – у зібраному вигляді, де 1 – голівка, 2 – ніжка, 3 – чашка, 4 – вкладень; б – загвинчувана чашка; в – запресовувана чашка

Розроблені розрахункові моделі як здорового КС, так і, залежно від методу фіксації АК ендопротеза, що застосовується, для багатокомпонентної системи «кістка – чашка – вкладень – голівка» ЕП КС з урахуванням неоднорідності тазової кістки (наявність субхондральної та спонгіозної кісткової тканини) і способу попередньої обробки вертлюгової западини (ВЗ) під час підготовки ложа для встановлення чашки ендопротеза КС. Своєю чергою субхондральна кістка, а також спонгіозна кісткова тканина вважаються однорідними та ізотропними.

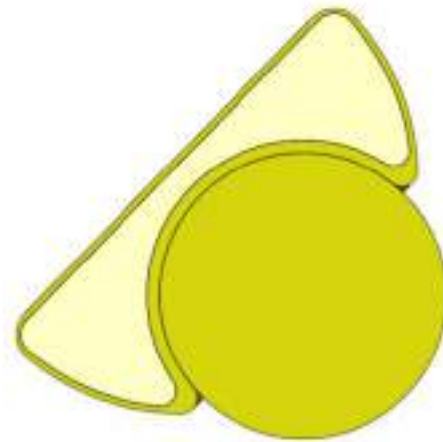
Для оцінки НДС субхондральної та спонгіозної тканин тазової кістки в зоні ВЗ під час впливу на неї осьового навантаження розроблено спрощену геометричну модель здорового КС (рис. 3.2), що містить фрагмент тазової кістки та головки СК. Навантаження (рис. 3.2, винесення 1) прикладається до поверхні головки СК. Напрямок сили відповідає положенню пацієнта стоячи, що є типовим прикладом статичного навантаження КС. Поверхня заокруглення більшої основи фрагмента тазової кістки є жорстко закріпленою (рис. 3.2, винесення 2). Фрагмент тазової кістки являє собою об'ємне тіло обертання (рис.3.5) із властивостями спонгіозної тканини, оболонка тіла має властивості

субхондральної кісткової тканини. Головка СК являє собою суцільну кулю з властивостями субхондральної кістки.



- 1 – сила 1 кН;
2 – жорстке закладення.

Рис. 3.2. Геометрична модель кульшового суглоба

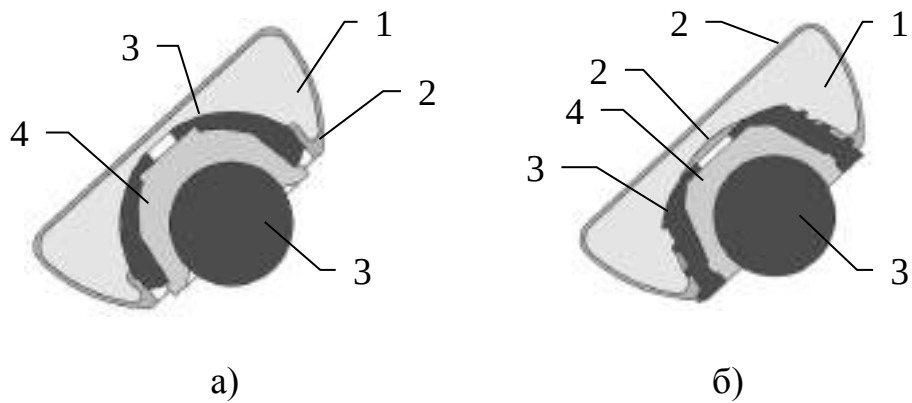


- – субхондральна тканина;
□ – спонгіозна тканина.

Рис. 3.3. Геометрична модель кульшового суглоба в перерізі

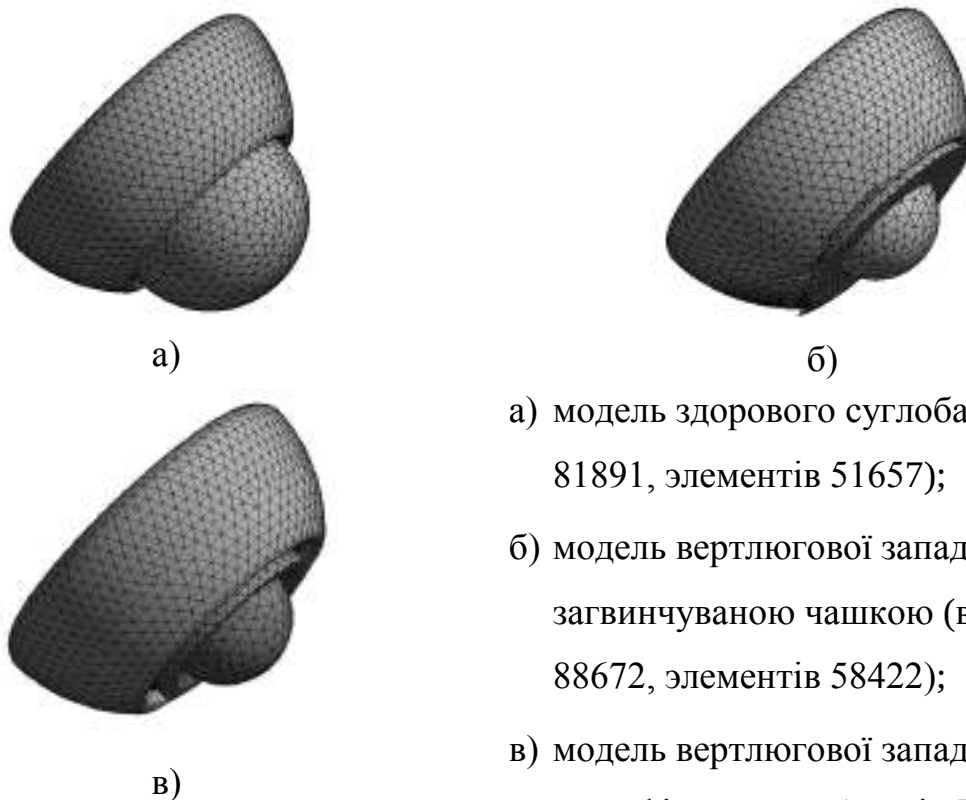
Для проведення порівняльної оцінки НДС кісткової тканини у випадку двох варіантів фіксації АК (загвинчувана і прес-фіт чашки) під час дії сили $F = 1$ кН, напрям якої відповідає положенню пацієнта стоячи, з результатами для здорового КС розроблено розрахункові моделі системи «кістка – чашка – вкладень – голівка» ендопротеза КС, що наведено на рис. 3.4.

Для вивчення системи «імплантат – кістка» розроблено за допомогою методу кінцевих елементів (МКЕ) розрахункові моделі взаємодії фрагмента кістки в ділянці ВЗ з АК, що запресовується або загвинчується, і збудовано геометричну конфігурацію систем, що розглядаються. Будуючи моделі, ми обрали об'ємні тетраедральні десятивузлові кінцеві елементи з характерним розміром ребра 3 мм. Як приклад на рис. 3.5 наведено кінцево-елементні сітки суцільного суглоба (рис. 3.5,а) і тазової кістки із встановленою загвинчуваною (рис. 3.5 ,б) або запресовуваною чашкою (рис. 3.5,в).



1 – спонгіозна тканина; 2 – субхондральна тканина; 3 – метал; 4 – поліетилен

Рис. 3.4. Схема розрахункових моделей системи «кістка–чашка–вкладень–головка» ендопротеза кульшового суглоба з імплантованими чашками: а – запресовувана; б – загвинчувана



а) модель здорового суглоба (вузлів 81891, елементів 51657);

б) модель вертлюгової западини із загвинчуваною чашкою (вузлів 88672, елементів 58422);

в) модель вертлюгової западини із прес-фіт чашкою (вузлів 73729, елементів 48999).

Рис. 3.5. Розрахункові кінцево-елементні моделі КС: а – здорового суглоба; б – із встановленою загвинчуваною чашкою; в – із встановленою запресовуваною чашкою

Для дослідження НДС системи «кістка – чашка – вкладень – голівка» ЕП КС використано МКЕ. Для аналізу в рамках теорії пружності напружень, що виникають у системі «кістка – ендопротез» за відомого зовнішнього навантаження, формується та вирішується система диференціальних рівнянь руху стосовно вектора невідомих вузлових переміщень.

$$[K]\{q\} = \{F\}, \quad (3.1)$$

де $[K]$ – матриця жорсткості конструкції в загальній системі координат; $\{q\}$ – вектор-стовпець узагальнених вузлових переміщень; $\{F\}$ – вектор зовнішнього вузлового навантаження, що обумовлений прикладеними силами.

Під час розв’язання завдання було визначено переміщення вузлових точок сітки з наступним розрахунком деформації та напруження.

Оскільки елементи системи знаходяться в складному напруженому стані, для оцінки їх міцності було використано чертверту теорію міцності (Мізеса), що базується на критерії питомої потенційної енергії формозмінення, що накопичена деформованим елементом. Згідно з цією теорією, небезпечний стан (плинність) виникає тоді, коли питома потенційна енергія формозмінення досягає свого межового стану. Ця загальна умова напруженого стану за четвертої теорії (Мізеса) має вигляд:

$$\sigma_{Miz} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} \leq \frac{\sigma_T}{n_p} = [\sigma], \quad (3.2)$$

де σ_{Miz} – еквівалентне напруження за Мізесом або інтенсивність напружень (у подальшому такі напруження будуть використані для оцінки міцності кісткової тканини та проведення порівнянь);

$\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ – головні напруження;

σ_T – межа плинності;

n_p – коефіцієнт запасу міцності.

Ендопротези, що розглядаємо, виготовлено з таких матеріалів:

1) нержавіюча сталь Х18Н9Т – голівка ендопротеза;

- 2) титановий сплав ВТ6 – корпус (чашка) вертлюгового компонента та ніжка стегового компонента;
- 3) надвисокомолекулярний поліетилен (НВМПЕ) марки «Хірулен» – вкладень вертлюгового компонента.

Механічні характеристики перелічених матеріалів, конструкцій ЕП субхондральної й спонгіозної тканин тазової кістки запозичено з наукової літератури [77, 100, 174, 227, 348] й наведено в табл. 3.1.

Таблиця 3.1

Механічні характеристики матеріалів

Найменування матеріалу й кісткової тканини	Модуль нормальної пружності, 10^5 МПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності, МПа
Нержавіюча сталь Х18Н9Т	2,00	0,3	580-1100
Титановий сплав ВТ6	1,06	0,3	1005
НВМПЕ марки «Хірулен»	0,005-0,01	0,3	30
Спонгіозна тканина кістки	0,0003-0,008	0,3	4-11
Субхондральна тканина кістки	0,12-0,4	0,3	150-290

Під час виконання розрахунків пружні постійні величини були узяті з табл. 3.1, причому для поліетилена, спонгіозної й субхондральної кісток було прийнято такі значення модуля пружності: 0,5 ГПа, 0,03 ГПа і 12 ГПа, відповідно.

Оцінимо напруження кісткових тканин ВЗ здорового КС, а також під час встановлення різних видів АК за умов дії навантаження, що складає 1 кН.

На рис. 3.6 наведено розподіл напружень тазової кістки КС здорової людини. Аналіз отриманих результатів доводить, що характерним для розглянутого випадку є відсутність будь-яких концентраторів напружень. Найбільш навантажуваною ділянкою спонгіозної тканини є зона на відстані $6 \div 7$ мм над ділянкою контакту даху ВЗ із головкою СК. Максимальні значення напружень за критерієм Мізеса складають 0,09 МПа за міцності спонгіозної кісткової тканини $4 \div 11$ МПа. Найбільш навантажуваною ділянкою субхондральної тканини є внутрішня частина над вертлюговою губою, де

максимальні напруження складають 16,2 МПа за її міцності 150÷290 МПа. Потрібно зазначити, що КС має значний запас міцності, якщо проводити розрахунки згідно Пауелса, коли значення сили складає 3–4 ваги тіла людини.

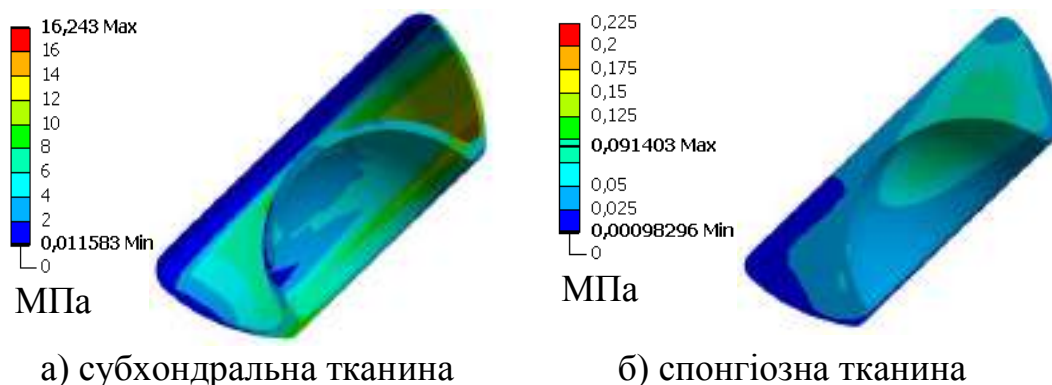


Рис. 3.6. Розподіл напружень тазової кістки в зоні вертлюгової западини кульшового суглоба здорової людини

Розглянуто безцементні версії фіксації розроблених АК ЕП КС шляхом як загвинчування, так і запресовування. Запресовуваний АК ЕП КС виготовлено з титану, має форму напівсфери з різними типорозмірами його діаметру.

АК, що відповідає загвинчуваній версії ЕП КС, містить титановий корпус, котрий із зовнішнього боку має різьбові виступи з подовжніми розпилами. Усередині корпусу створено порожнину, що біля краю закінчується колоподібною вибіркою для кріплення поліетиленового вкладиша, що замикається.

Використовуючи ендопротези КС, виконуємо фрезерну обробку ложа ВЗ для встановлення АК відповідного розміру. Після чого обрану чашку запресовуємо або загвинчуємо у підготовлене ложе до її повного упирання в дно. Потім до чашки вводимо поліетиленовий вкладень і встановлюємо стегновий компонент ендопротеза. Під час розробки розрахункової моделі мають бути враховані всі перелічені складові імплантата.

Виконуючи розрахунки як для запресовуваного АК, так і загвинчуваного, використовували чашки висотою $H = 24,8$ мм і розміром зовнішнього діаметра 49 мм. Внутрішній діаметр вкладнів розраховано під головку стегнового компонента діаметром 28 мм.

Для розрахунку НДС кісткових тканин ВЗ під час ЕКС використано дані, що відповідають фізико-механічним властивостям матеріалів імпланта:

- модуль Юнга сталі (головка) – 200 ГПа ($2 \cdot 10^5$ Н/мм²);
- модуль Юнга титанового сплаву (чашка) – 106 ГПа ($1,06 \cdot 10^5$ Н/мм²);
- модуль Юнга поліетилена (вкладень) – 0,5 ГПа (500 Н/мм²).

Розподіл НДС кісткової тканини для запресовуваного АК зображено на рис. 3.7.

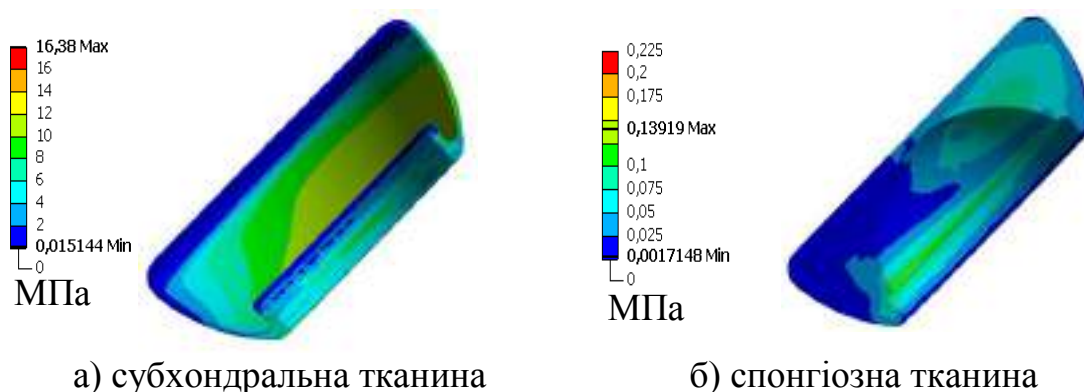


Рис. 3.7. Розподіл напружень тазової кістки в зоні вертлюгової западини для запресовуваного ацетабулярного компонента

Аналіз результатів дав змогу стверджувати, що характер навантажуваності тазової кістки значно не змінюється порівняно з навантажуваністю здорового КС. Найбільш навантажуваною ділянкою субхондральної тканини ВЗ є ділянка на внутрішній поверхні губи, де значення напружень сягають 16,4 МПа. Найбільші значення напружень у спонгіозній тканині виникають на контактній поверхні ВЗ з чашкою ендопротеза та складають 0,14 МПа.

Під час ЕКС загвинчуванім АК, чашку загвинчують у субхондральну кістку ВЗ після попереднього видалення хряща фрезою, що утворює із субхондральною кісткою монолітну систему. З'ясовано, що характер розподілу напружень у такому випадку (рис. 3.8) також значно не відрізняється від результатів, розрахованих для здорового КС (див. рис. 3.6).

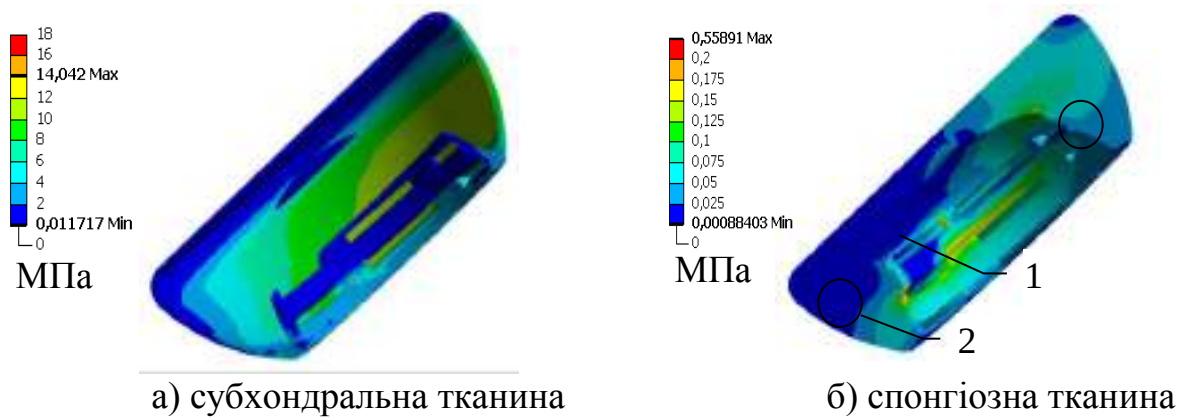


Рис. 3.8. Розподіл напружень тазової кістки в зоні вертлюгової западини для загвинчуваного ацетабулярного компонента

Водночас в окремих локальних ділянках спонгіозної тканини (рис. 3.8, винесення 1 і 2) спостерігаємо підвищений рівень напружень. Ці значення є значно меншими, ніж межа міцності для спонгіозної тканини, і на відстані близько 1 мм від місць концентрації напружень значення знижуються й не перевищують 0,2 МПа. Зазначимо, що основну несучу функції виконує субхондральна тканина.

Аналіз найбільш небезпечних напружень, отриманих для всіх розглянутих розрахункових моделей, наведено в табл. 3.2, доводить, що запресовувана й загвинчувана чашки мають рівні напружень субхондральної тканини тазової кістки, наближені до здорового суглоба.

Таблиця 3.2

Значення максимальних напружень у тканинах тазової кістки в зоні вертлюгової западини

Вид ацетабулярного компонента	Значення максимальних напружень у тканинах тазової кістки, МПа	
	Субхондральна	Спонгіозна
Здоровий суглоб	16,24	0,09
Запресовуваний	16,38	0,14 (0,23*)
Загвинчуваний	14,04	0,20 (0,56*)

* – локальний концентратор напружень

Водночас рівень НДС у спонгіозній тканині під час використання як запресовуваного, так і загвинчуваного АК незначно вище напружень, отриманих для здорового КС.

Таким чином, для оцінки напружень системи «кістка – імплантат» для випадку дії статичного навантаження 1кН, напрям якої відповідає положенню пацієнта стоячи, розроблено розрахункову модель багатокомпонентної системи «кісткова тканина – чашка – вкладень – головка» ендопротеза з урахуванням неоднорідності тазової кістки, способу обробки ВЗ залежно від виду фіксації АК, що застосовується. Дослідження НДС кісткової тканини ВЗ для запресовуваного й загвинчуваного АК ендопротеза КС продемонструвало, що характер напруженості тканин тазової кістки незначно змінюється порівняно з навантажуваністю кістки здорового КС.

3.2 Порівняльна оцінка впливу сегментарного дефекту вертлюгової западини на напруження кісткової тканини та стабільність загвинчуваної й запресовуваної чашок

Під час ендопротезування хворих з ДК відмічено найбільш високий ризик ранніх ревізійних втручань серед усіх випадків ЕП КС, що обумовлено нестабільністю ацетабулярного компонента внаслідок проблем, обумовлених об'ємними периферичними та центральними дефектами кісткового ложа [110, 144, 153, 238 та ін].

Важливою й актуальною проблемою під час ЕКС є випадки імплантації чашки ЕП за наявності сегментарних дефектів ВЗ, величина яких характеризується кутом α . У зв'язку з цим, актуальним питанням прикладної біомеханіки є порівняльне дослідження НДС тазової кістки під час використання запресовуваного й загвинчуваного АК ЕП КС за наявності сегментарних дефектів ВЗ.

В умовах проведено дослідження НДС тазової кістки у випадку сегментарного дефекту ВЗ з кутом $\alpha=30^\circ$ (рис. 3.9), фіксуючи АК як шляхом

запресовування, так і загвинчування.



Рис. 3.9. Схематичний сегментарний дефект вертлюгової западини з $\alpha=30^\circ$ (темним кольором позначено субхондральну тканину, світлим – спонгіозну)

Під час ЕКС розглянуто фази післяопераційного процесу [342], що відрізняються за рівнем відновлення кісткової тканини після операції: фаза первинної стабільності (післяопераційна), фаза регенерації кісткового ложа та фаза вторинної стабільності (повного відновлення). Тривалість фази регенерації кісткового ложа триває від 4 до 6 тижнів [232]. Дефекти ложа ВЗ мають серйозні проблеми під час вибору АК у хворих з ДК, оскільки відсутні глибокі дослідження з оцінки різних видів АК та аналізу їх стабільності.

На рис. 3.10 наведено розподіл напружень у субхондральній тканині тазової кістки за сегментарного дефекту ВЗ з кутом $\alpha=30^\circ$ після операції під час встановлення ЕП із загвинчуваною й запресовуваною чашками.

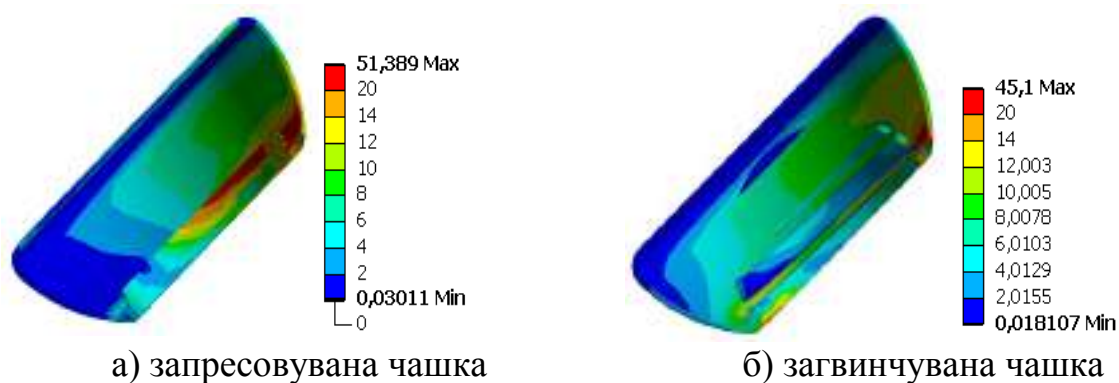


Рис. 3.10. Розподіл напружень у субхондральній тканині тазової кістки із сегментарним дефектом вертлюгової западини з $\alpha=30^\circ$ після імплантації запресовуваної й загвинчуваної чашок

У випадку імплантації запресовуваної чашки максимальне напруження в субхондральній кістковій тканині склало 51,4 МПа, загвинчуваної – 45,1 МПа.

На рис. 3.11 наведено розподіл напружень у спонгіозній тканині ВЗ після імплантації запресовуваної й загвинчуваної чашок.

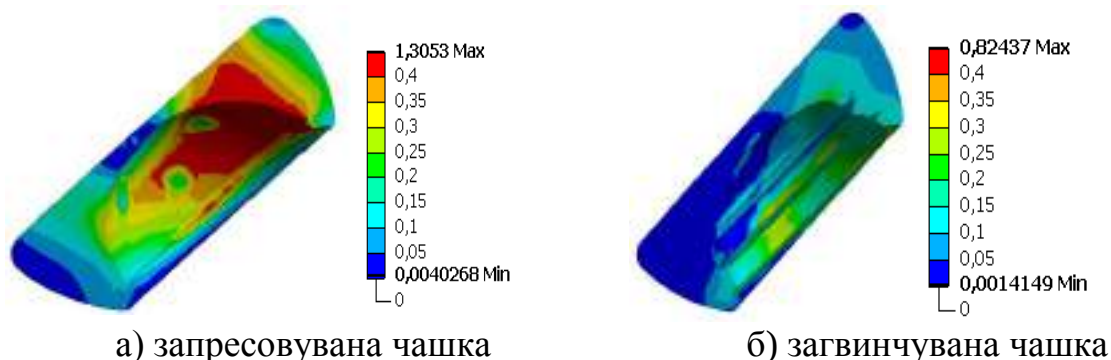


Рис. 3.11. Розподіл напружень у субхондральній тканині тазової кістки із сегментарним дефектом вертлюгової западини з $\alpha=30^\circ$ після імплантації запресовуваної й загвинчуваної чашок

Аналіз результатів демонструє, що під час встановлення загвинчуваної чашки, НДС у спонгіозній тканині тазової кістки найбільш наближений до стану здорового суглоба (див. рис. 3.11,б і рис. 3.6,б). Відтак значення НДС у кістковій тканині під час встановлення запресовуваного імплантата не перевищує рівень 1,3 МПа, а під час використання загвинчуваного ацетабулярного компонента – 0,82 МПа. Проте потрібно зазначити, що максимальні напруження виникають у локальних місцях контакта АК зі спонгіозною кістковою тканиною і вони не впливають на міцність тазової кістки загалом.

НДС субхондральної кісткової тканини на стадії повного відновлення та регенерації кісткового дефекта для обох типів чашок незначно відрізняються від стану здорового суглоба (див. рис. 3.6, а; та 3.12 а,б).

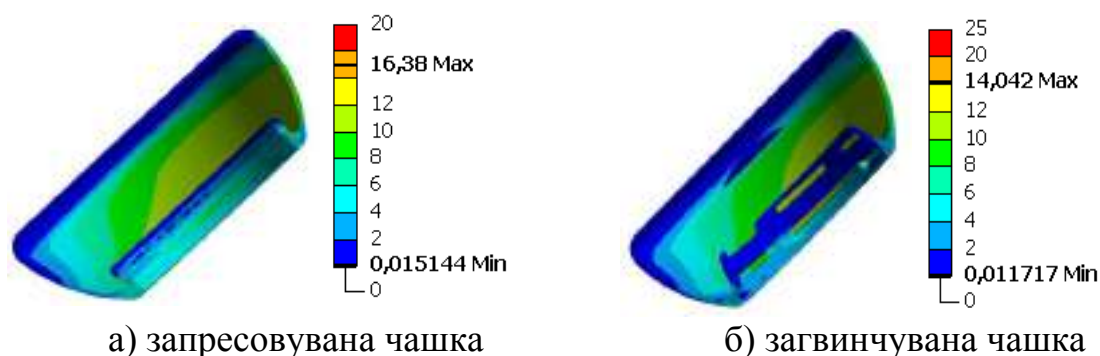


Рис. 3.12 Розподіл напружень у субхондральній тканині тазової кістки із сегментарним дефектом вертлюгової западини з $\alpha=30^\circ$ у фазі повного відновлення

На рис. 3.13 представлено розподіл напружень для спонгіозної кісткової тканини на стадії повного відновлення. Спонгіозна тканина на зазначеній стадії не є елементом, що несе. За винятком локальних концентраторів напружень, що виникають унаслідок локальних контактів кісткової тканини з АК і не є небезпечними, напружений стан також незначно відрізняється від розподілу НДС у здоровому суглобі (див. рис. 3.6, б).

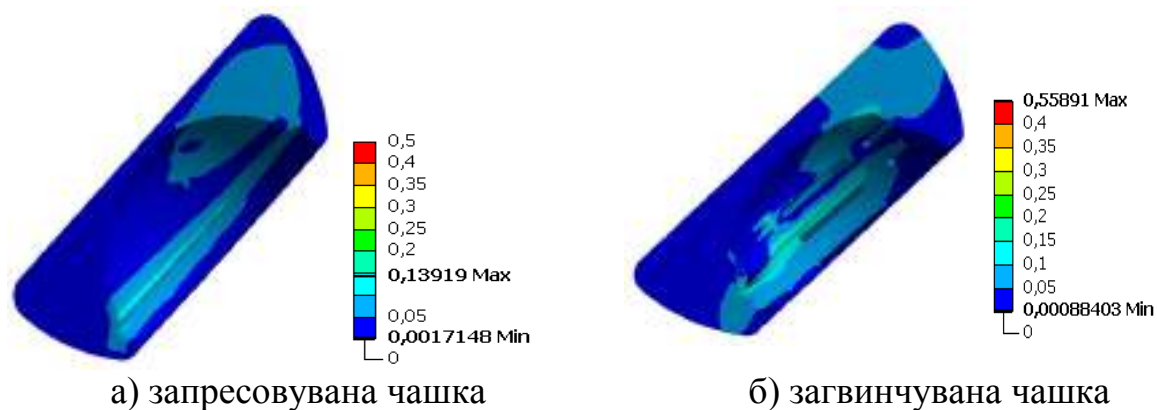


Рис. 3.13 Розподіл напружень у спонгіозній тканині тазової кістки із сегментарним дефектом вертлюгової западини з $\alpha=30^\circ$ у фазі повного відновлення

Таким чином, на момент завершення реабілітації пацієнта максимальні напруження, що виникають під час встановлення імпланта як із запресовуваною, так і загвинчуваною чашками, наближаються до значень, характерних для здорового кульшового суглоба. Окрім того, зміни напружень у субхондральній та спонгіозній тканинах кістки, отримані за сегментарного дефекту ВЗ з кутом $\alpha=30^\circ$ на стадії повного відновлення, повністю співпадають з результатами розрахунку напружень у випадку ЕКС за умов відсутності сегментарного дефекту ВЗ (див. рис. 3.7, 3.8 і рис. 3.12, 3.13).

Оцінку якості фіксації обох типів АК проведено, спираючись на аналіз переміщень зводу ВЗ. Відомо, що якість первинної фіксації АК має значний вплив як на час, так і на умови реабілітації пацієнта. Під час значної рухливості АК можуть постійно виникати умови для розривів регенованої тканини в місцях контакту з імплантом, що накладає більш жорсткі обмеження на

процес післяопераційного відновлення пацієнта, а також руйнування ложа ВЗ під час багатоциклових переміщень.

На рис. 3.14 для різних фаз післяопераційного процесу представлено переміщення фаз (х, мм) для випадку імплантації у ВЗ при сегментарному дефектом $\alpha=30^\circ$ АК із загвинчуваною й запресовуваною чашками. Пунктирною лінією помічено переміщення зводу ВЗ здорового кульшового суглоба.

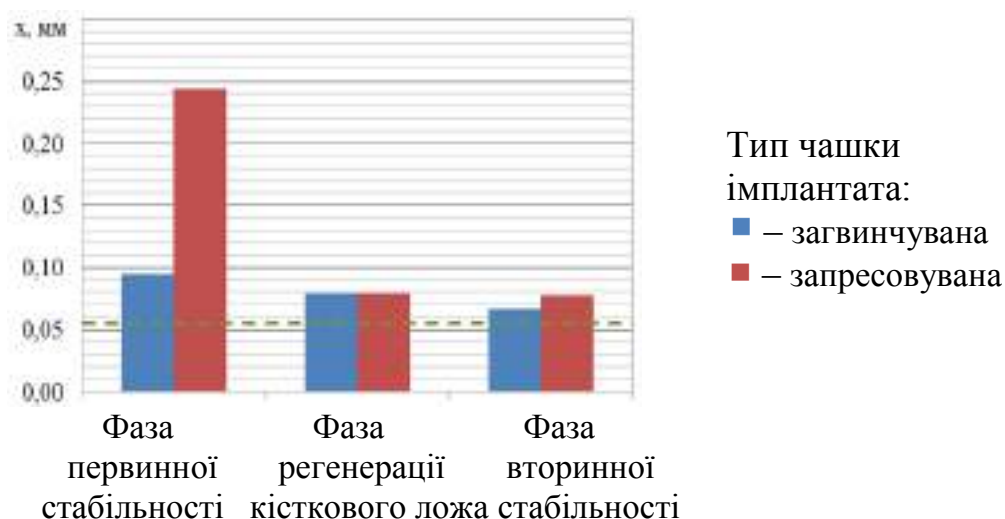


Рис. 3.14 Порівняльна діаграма переміщень зводу ВЗ для випадку встановлення у вертлюгову западину із сегментарним дефектом $\alpha=30^\circ$ загвинчуваної й запресовуваної чашок ендопротеза кульшового суглоба

Зважаючи на аналіз результатів розрахунку, можемо зробити висновок, що загвинчуваний АК забезпечує більш якісну первинну стабільність ендопротеза зі сегментарним дефектом ВЗ з кутом $\alpha=30^\circ$ порівняно із запресовуваним АК, що має значно більший рівень рухливості чашки.

Проведено дослідження розподілу напружень у тканинах тазової кістки під час фіксації АК шляхом загвинчування у ВЗ, що має сегментарні дефекти з кутом $\alpha=60^\circ$ (рис. 3.15, а) і кутом $\alpha=90^\circ$ (рис. 3.15, б).



Рис. 3.15 Сегментарні дефекти вертлюгової западини тазової кістки (темним кольором позначено субхондральну тканину, світлим – спонгіозну)

Для наочності на рис. 3.16 схематично зображено доопераційну фазу (рис. 3.16, а) і фази відновлення субхондральної кісткової тканини ВЗ (рис. 3.16, б – рис. 3.16, г) під час ендопротезування КС із сегментарним дефектом $\alpha=60^\circ$ із використанням загвинчуваної чашки.



а) доопераційний стан



б) фаза первинної стабільності



в) фаза регенерації кістки



г) фаза вторинної стабільності

Рис. 3.16 Фази відновлення субхондральної кістки вертлюгової западини під час ендопротезування кульшового суглоба із сегментарним дефектом ВЗ $\alpha=60^\circ$

Післяопераційний період характеризується гострим реактивним асептичним запаленням тканин у ділянці оперативного втручання, пов'язаним із встановленням АК. У випадку наявності сегментарних дефектів відбувається розділення субхондральної кісткової тканини стінок ВЗ на окремі фрагменти, що на рис. 3.16, б позначені різними відтінками. Під час збільшення розміру дефекту кількість окремих фрагментів стінок ВЗ збільшується до двох.

На рис. 3.17 зображено напружений стан кісткової тканини тазової кістки в післяопераційному періоді з дією вертикальної сили 1 кН для випадків встановлення імплантата ВЗ із сегментарним дефектом 60° .

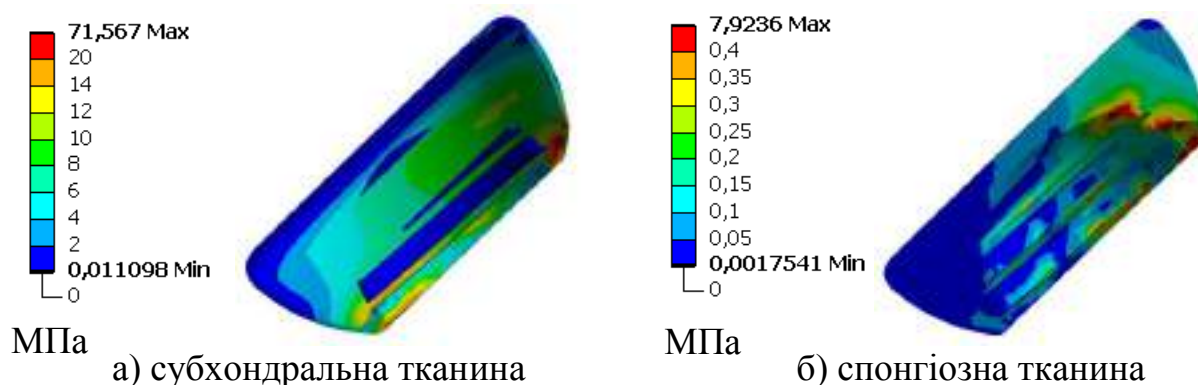


Рис. 3.17 Післяопераційний стан тазової кістки – фаза первинної стабільності із загвинчуваним імплантатом за наявності сегментарного дефекта ВЗ із $\alpha=60^\circ$

Аналіз отриманих результатів дав змогу стверджувати, що за наявності у ВЗ сегментарного дефекту з $\alpha=60^\circ$ відразу після встановлення АК спостерігаємо істотне підвищення напружень на локальних ділянках як спонгіозної, так і субхондральної кістки порівняно з НДС у кісткових тканинах здорового КС. Наявність дефекту характеризується руйнуванням і відсутністю в зоні дисплазії ВЗ субхондральної тканини стінок, що порушує рівномірну передачу навантаження від імплантата на субхондральну тканину тазової кістки, що сприймає й несе навантаження. Локальні значення напружень у субхондральній тканині сягають 71,6 МПа, у спонгіозній – 7,92 МПа.

Концентратор напружень у спонгіозній тканині (рис. 3.18 (а)) не має небезпеки, оскільки він виникає локально, і локальні розриви тканини, у випадку їх виникнення, не створюють значного впливу на несучу здатність тазової кістки. Водночас концентратор напружень у субхондральній тканині (рис. 3.18 (б)) може сприяти утворенню тріщин у тазовій кістці. Таким чином, за наявності сегментарних дефектів вертлюгової западини із кутом $\alpha=60^\circ$ фази регенерації кістки й реабілітації хворих під час ЕКС тривають значно довше порівняно з такими за умов відсутності дефектів.

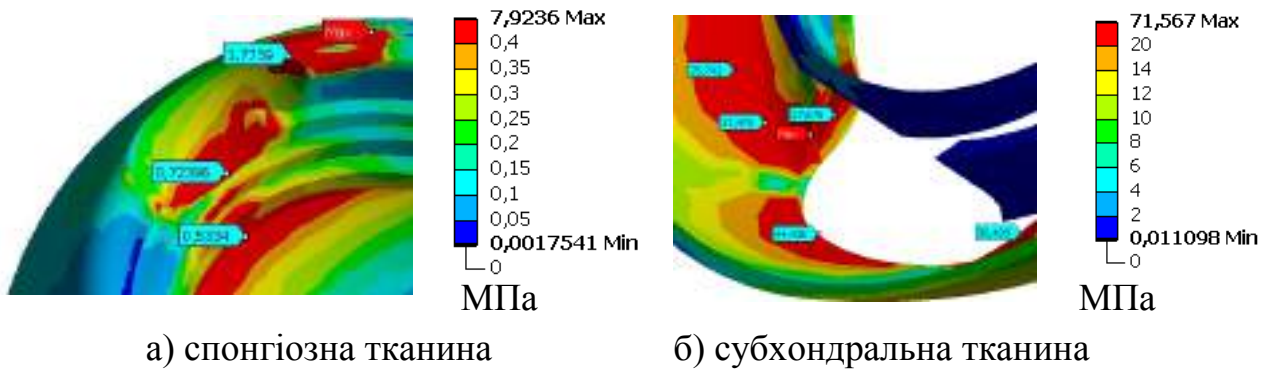


Рис. 3.18 Місця концентрації напружень у тазовій кістці із загвинчуваним імплантатом з дефектом $\alpha=60^\circ$ у післяопераційному періоді

На момент завершення фази регенерації кістки відбувається ремоделювання кістки в стінках ВЗ, залишених різьбовими виступами корпусу чашки під час її встановлення. На рис. 3.19 для зазначеної фази наведено розподіл напружень кісткової тканини тазової кістки.

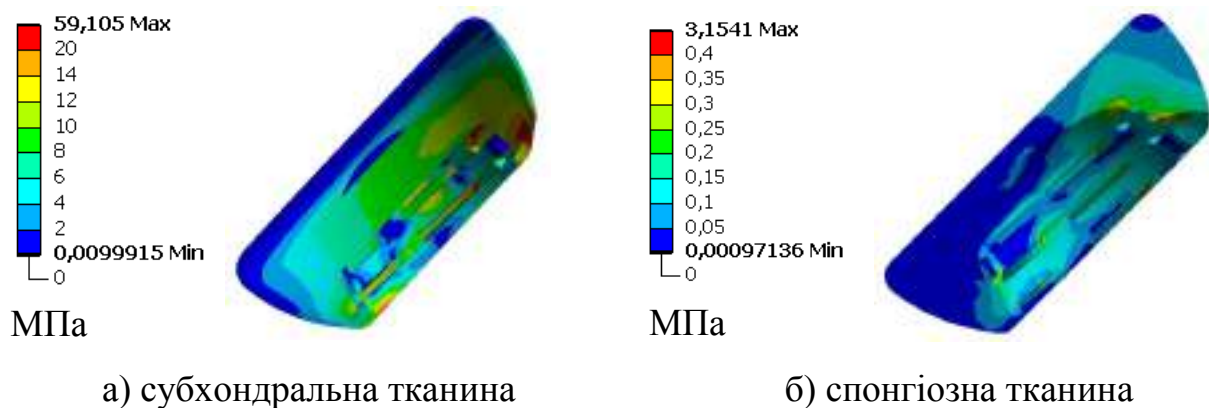


Рис. 3.19 Стан тазової кістки із загвинчуваною чашкою із сегментарним дефектом $\alpha=60^\circ$ після завершення фази регенерації кістки

На рис. 3.20 наведено діаграму переміщень центра головки ендопротеза, що характеризує прогини звода ВЗ під час реабілітації пацієнта із сегментарним дефектом $\alpha=60^\circ$ залежно від перебігу післяопераційного процесу із застосуванням загвинчуваної чашки. Під час аналізу результатів збільшення переміщень із дією постійної сили інтерпретували як зменшення жорсткості тазової кістки.

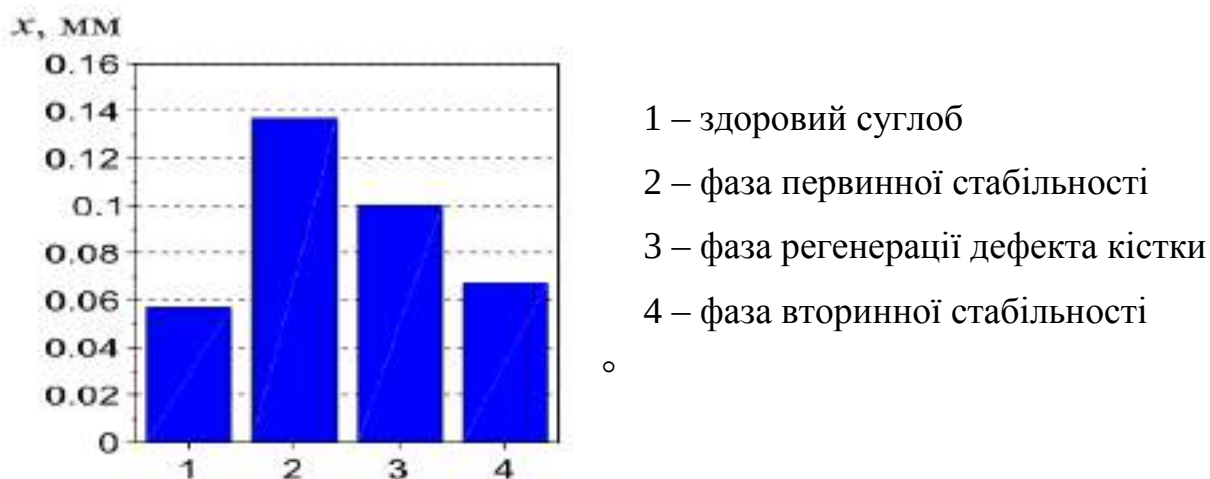


Рис. 3.20 Діаграма переміщень центра головки ендопротеза КС під час реабілітації пацієнта за наявності сегментарного дефекта $\alpha=60^\circ$ після встановлення загвинчуваної чашки

З огляду на наведені результати, можемо зробити висновок, що повне відновлення кісткової тканини після встановлення загвинчуваної чашки дає змогу практично досягнути жорсткості тазової кістки, що відповідає жорсткості здорового кульшового суглоба (порівняння стовпців 1 і 4 на рис. 3.20). Відразу після операції спостерігаємо зменшення жорсткості кістки (порівняння стовпців 1 і 2), а потім збільшення жорсткості після регенерації кістки ВЗ на момент завершення фази регенерації (порівняння стовпців 2, 3 і 4).

У випадку використання запресовуваної чашки ендопротеза за сегментарного дефекту, що складає кут $\alpha=60^\circ$, через значні переміщення звода ВЗ неможливо оцінити розподіл напружень тканин тазової кістки (відсутня збіжність інтеграційного процесу розв'язання завдання). Таким чином, використання ендопротеза із запресовуваною чашкою із сегментарним дефектом з кутом $\alpha \geq 60^\circ$ досить проблематичне, оскільки отримати надійну первинну стабільність такого типу АК не є можливим, що потребує застосування об'ємних цільних трансплантатів і надійної фіксації їх гвинтами для відновлення повноцінної сфери ВЗ і забезпечення ефекту запресовування чашки з наступним тривалим періодом фази регенерації трансплантата в зоні дефекту ВЗ, про що йдеться в численних наукових працях [211, 234, 342 та ін.].

На прикладі дефектів ВЗ, що складають 30° і 60° , можемо простежити (рис. 3.21), як зі збільшенням розміру дефекту після ЕКС із використанням загвинчуваної чашки в післяопераційній фазі та фазі регенерації відбувається збільшення прогинів зводу ВЗ відносно прогину для здорового суглоба (пунктирна лінія).

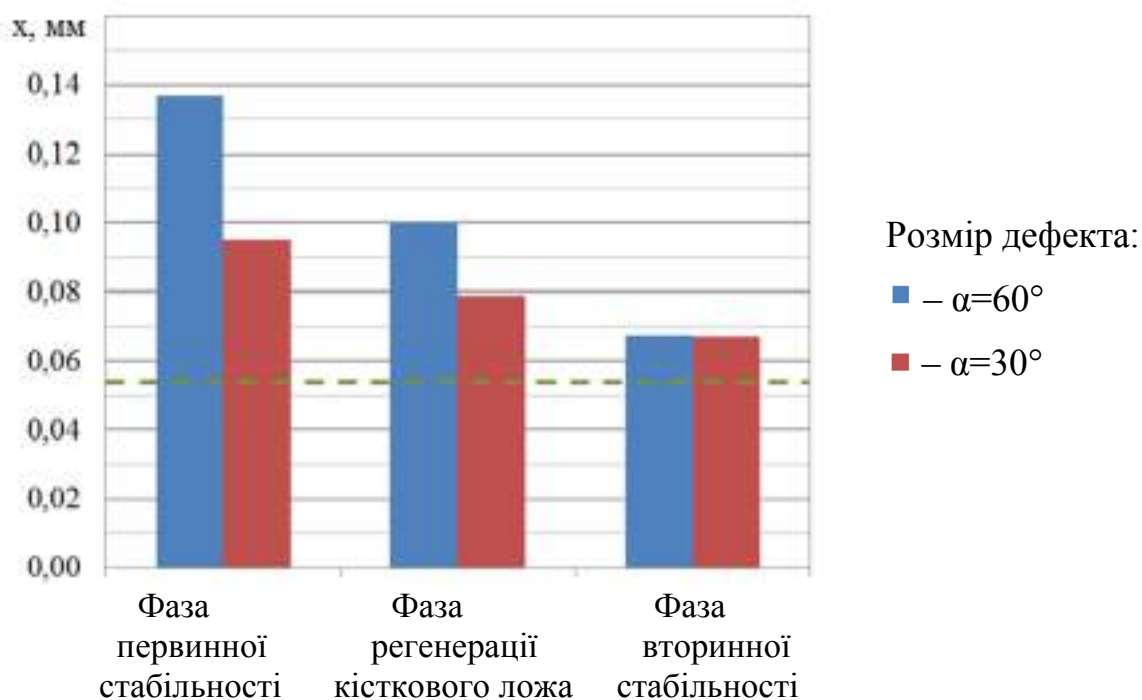


Рис. 3.21 Діаграма прогину зводу вертлюгової западини під час реабілітації пацієнта за наявності сегментарних дефектів $\alpha=60^\circ$ і $\alpha=30^\circ$

Наведена залежність прогинів від фаз реабілітації хворих під час ЕКС відображає закономірність зменшення жорсткості тазової кістки зі збільшенням кількості її пошкоджень і повністю корелює з отриманими раніше результатами щодо стану кісткових тканин на основі аналізу їх НДС під час відновлення.

Розглянуто сегментарний дефект, що складає кут $\alpha=90^\circ$ (рис. 3.15, б), коли розмір дефекту призводить до утворення розриву по всій довжині у стінці субхондральної тканини ВЗ. За такого дефекту спостерігаємо подальше збільшення напружень у кістковій тканині в ділянці (рис. 3.22) порівняно з випадком сегментарного дефекту кістки з $\alpha=60^\circ$ (рис. 3.19). Концентратор напружень у спонгіозній тканині не враховувався, оскільки він виникає

локально внаслідок контактної взаємодії з краєм пера чашки і на міцність тазової кістки впливу не має.

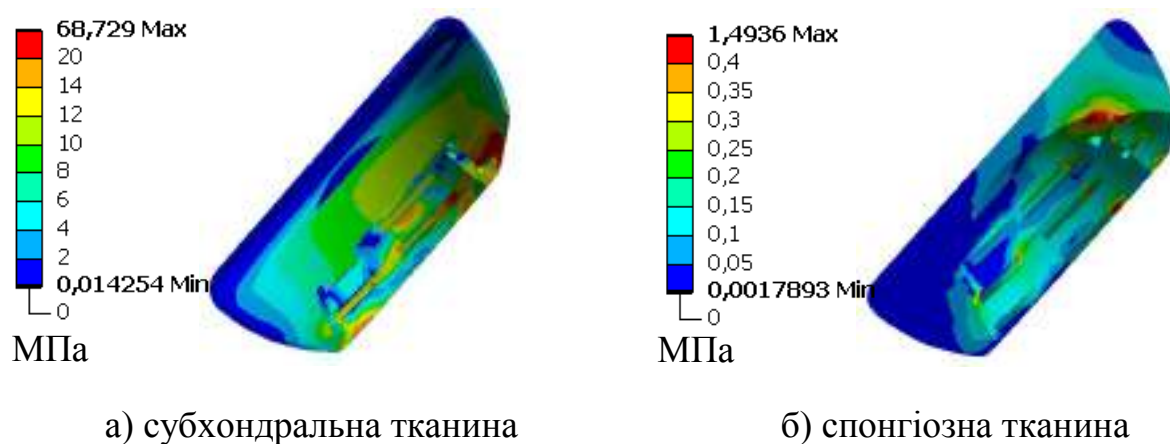


Рис. 3.22 Стан тазової кістки із загвинчуваною чашкою із сегментарним дефектом $\alpha=90^\circ$ після завершення фази регенерації кісткового ложа

Розглянуто сегментарний дефект В3 із кутом $\alpha=120^\circ$ і визначено напруження (МПа) в субхондральній (рис. 3.23) і спонгізній (рис. 3.24) кістковій тканинах після завершення фази регенерації кістки з дією вертикального навантаження 1000 Н із використанням загвинчуваної чашки.

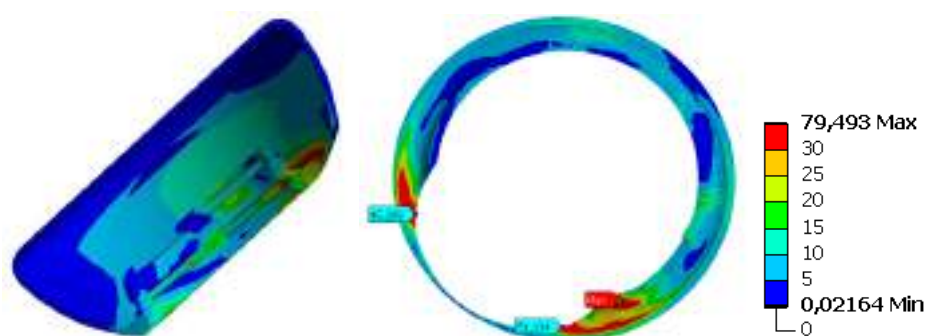


Рис. 3.23 Розподіл напружень у субхондральному шарі тазової кістки із загвинчуваною чашкою із сегментарним дефектом з кутом $\alpha=120^\circ$ після завершення фази регенерації кістки

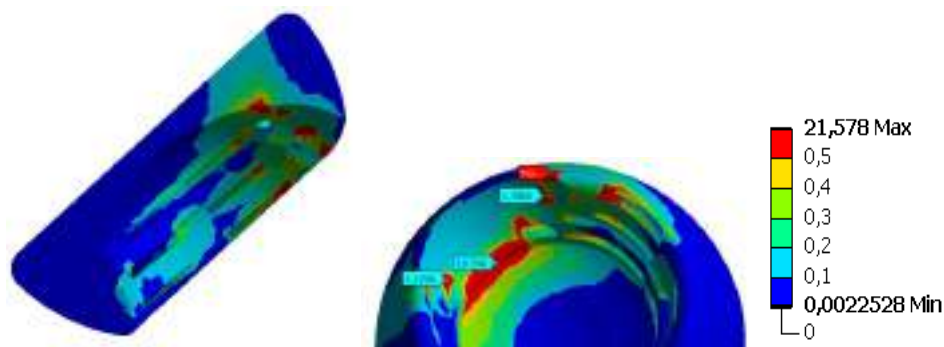
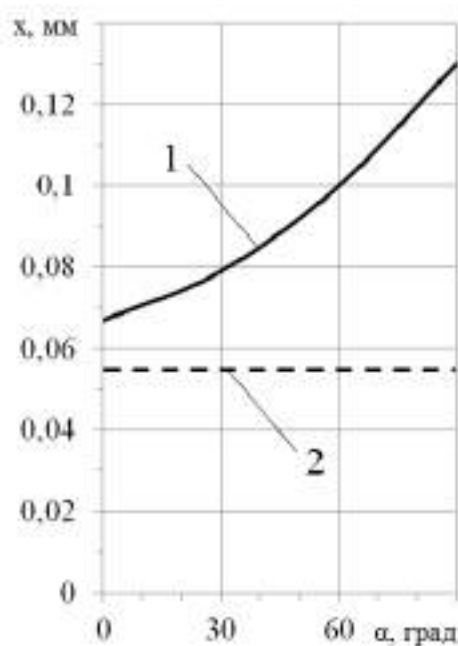


Рис. 3.24 Розподіл напружень у спонгіозній тканині тазової кістки із загвинчуваною чашкою із сегментраним дефектом з кутом $\alpha=120^\circ$ після завершення фази регенерації кістки

Як демонструють наведені результати, після завершення фази регенерації кістки отримано високий рівень напружень як субхондральної, так і спонгіозної кісткової тканин.

Таким чином, зі збільшенням розміру сегментарного дефекту ВЗ із ДК спостерігаємо підвищення загального рівня напружень як у субхондральній, так і в спонгіозній кістковій тканині в ділянці дефекта ВЗ. Аналіз отриманих результатів продемонстрував, що з розмірами дефектів із $\alpha > 30^\circ$ (дефект стає глибше одного різьбового виступу загвинчуваної чашки), відбувається істотне порушення цілісності стінки ВЗ, що може призвести до виникнення й поширення тріщин у субхондральній тканині тазової кістки на ділянці дефекту.

На рис. 3.25 наведено залежність переміщень зводу ВЗ під дією вертикального навантаження від розміру сегментарних дефектів (α) на стадії пізнього загоєння для загвинчуваної чашки. У міру збільшення розміру дефекта відбувається збільшення переміщення, і з розміром дефекту з кутом $\alpha > 60^\circ$ це переміщення стає у 2 рази більше, ніж відповідне переміщення в здоровому суглобі.



1 – фаза вторинної стабільності
2 – здоровий суглоб

Рис. 3.25 Переміщення зводу вертлюгової западини залежно від розміру сегментарних дефектів α у фазі вторинної стабільності

Аналіз рівнів переміщень зводу ВЗ і характеру розподілу напружень у тканинах тазової кістки під час ЕКС із використанням загвинчуваної чашки доводить, що наявність сегментарного дефекту розміром до 30° не впливає на жорсткість і міцність тазової кістки. З дефектами, розмір яких лежить у межах $30^\circ \leq \alpha \leq 60^\circ$, з'являється ризик виникнення тріщин. З дефектами з кутом $\alpha > 60^\circ$ істотно підвищується небезпека руйнування вертлюгової западини, послабленої операцією ендопротезування, що потребує виконання вільної кісткової аутопластики в просторі між пір'ями чашки і зоною об'ємного дефекту ВЗ.

Виявлено, що під час імплантації як загвинчуваної, так і запресовуваної чашок із сегментарними дефектами з $\alpha < 30^\circ$ на стадії повного загоєння розподіл НДС у кісткових тканинах тазової кістки практично однакові. Обидва типи фіксації АК ендопротезів забезпечують напружений стан кісткової тканини, що співставний із НДС тканини тазової кістки здорового КС. Міцність фіксації загвинчуваної чашки в післяопераційному періоді співставна із міцністю її фіксації у фазі повного загоєння й імплантації у ВЗ, що не має дефектів. Запресовувана чашка у більшій мірі, ніж загвинчувана, схильна до рухливості з дією статичного навантаження в 1 кН, напрям якої відповідає положенню

пацієнта стоячи. Використання ендопротеза із запресовуваною чашкою із сегментарним дефектом ВЗ із кутом $\alpha \geq 60^\circ$ досить проблематичне, оскільки наявний високий ризик нестабільності.

3.3. Порівняльна біомеханічна оцінка стабільності фіксації за медіалізації позиції запресовуваної й загвинчуваної чашок під час ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз

Одним із провідних напрямів підвищення надійності закріплення АК під час ЕКС у хворих на ДК є методика медіалізації позиції чашки шляхом поглиблення ВЗ на рівні анатомічного центра ВЗ для збільшення площі контакту чашки з кістковим ложем [111, 218, 341]. Однак після виконання медіалізації позиції чашки за наявності ДК, особливо під час використання запресовуваних чашок, помічено значну питому вагу ускладнень, пов'язаних із ранньою нестабільністю й протрузією АК у порожнину тазу [124, 153, 234, 322 та ін.]. Сьогодні немає чіткої наукової оцінки ступеня первинної стабільності різних видів бесцементних чашок після їх медіалізації, а також поведження АК залежності від ступеня зміщення чашки відносно лінії Kohler.

Проведено дослідження міцнісних характеристик тазової кістки та якості фіксації під час медіалізації АК ендопротеза КС, ураженого ДК. Для врахування центрального дефекту в дослідженнях радіус диспластичної ВЗ прийнято таким, що дорівнює 39 мм, водночас, як радіус ВЗ здорового суглоба – 23 мм (рис. 3.26).



Рис. 3.26 Форма моделі фрагмента тазової кістки: а – здоровий кульшовий суглоб; б – суглоб з дисплазією

Схема встановлення запресовуваної чашки аналогічна встановленню за відсутності в суглобі дисплазії (рис. 3.27).

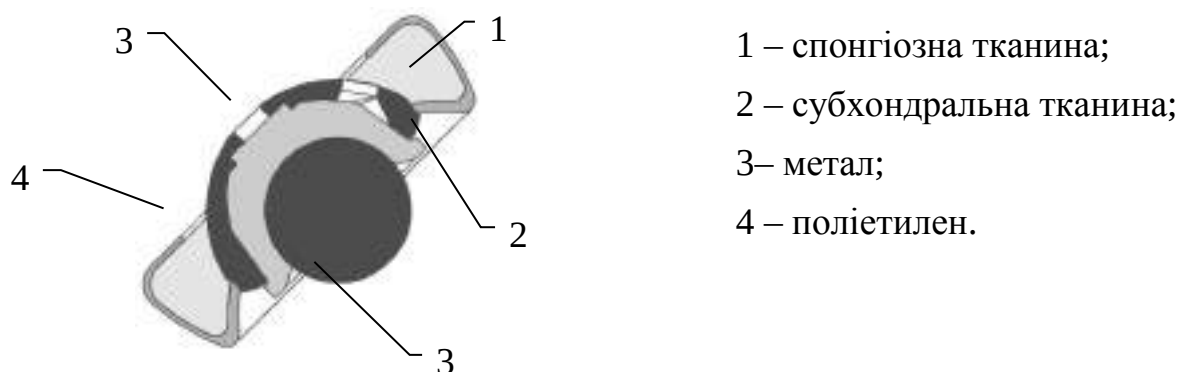


Рис. 3.27 Схема встановлення запресовуваної чашки під час виконання її медіалізації

Після обробки ВЗ фрезою (підготовки ложа) встановлення АК для забезпечення його контакта з кістковим ложем відбувається до занурення в оброблену западину його сферичної частини за рахунок медіалізації й заглиблення дна ВЗ. При цьому, після запресовування АК, внутрішня замикальна субхондральна пластинка зміщується за межі лінії Kohler, що в моделі відображено отвором у ділянці дна ВЗ.

На рис. 3.28 наведено розподіл напружень у кістковій тканині за умов дії сили 1 кН в післяопераційному стані. Максимальні напруження в субхондральній тканині дорівнюють 44 МПа та мають аналогічний порядок, що й із сегментарними дефектами до 30°. Спонгіозна тканина має більшу навантажуваність, ніж із сегментарним дефектом з кутом у 30°. Ослаблення дна ВЗ призводить до появи напружень близько 1,0 МПа в більшому об'ємі спонгіозної тканини. Відповідно, під час багатоциклового трикратного перевищення розрахункового навантаження будуть з'являтися навантаження, співставні зі значеннями межі міцності спонгіозної тканини, що призведе до високого ризику її нестабільності.

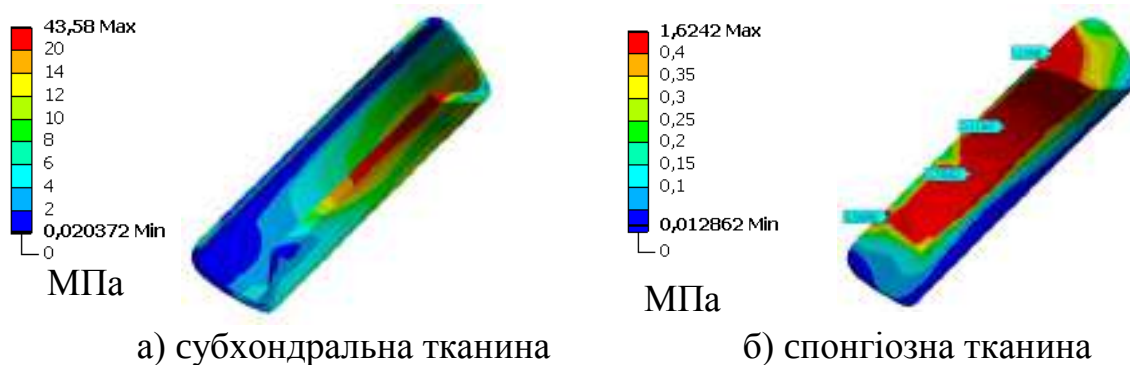


Рис. 3.28 Розподіл напружень у кісткових тканинах тазової кістки під час медіалізації позиції й встановленні запресовуваної чашки з дією сили 1 кН

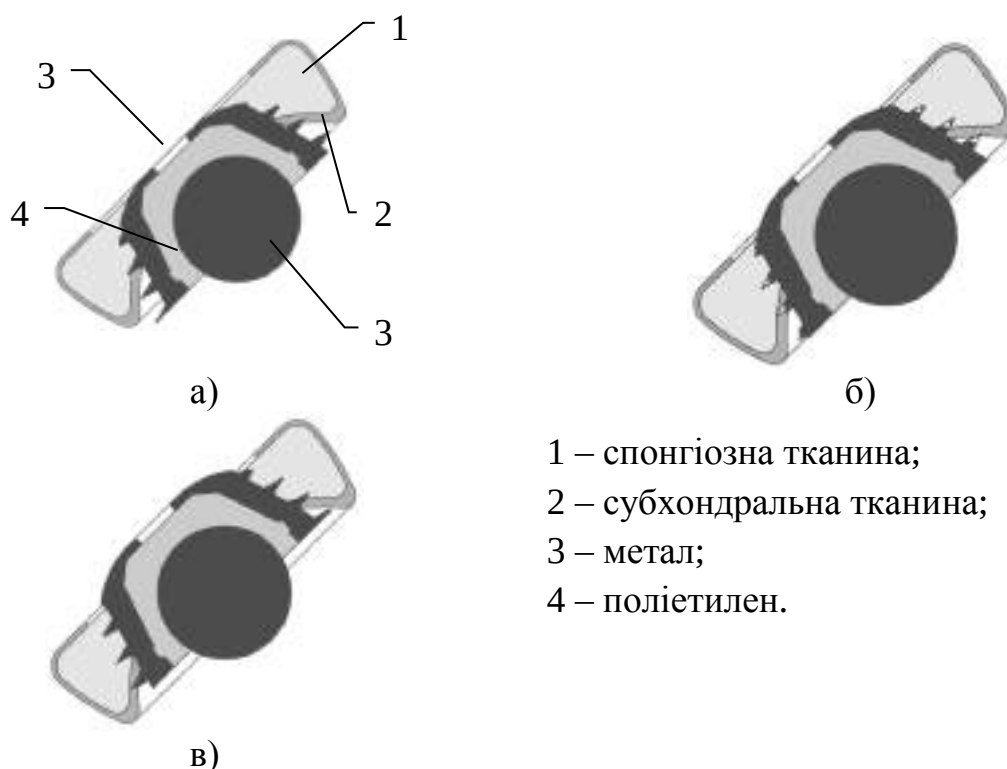


Рис. 3.29 Схеми встановлення загвинчуваної чашки за різного ступеня її медіалізації й занурення в тазову кістку з ДК: а) дно імплантата на рівні дна тазової кістки; б) виступ імплантата на 2,5 мм; в) виступ імплантата на 5,0 мм

На рис. 3.29 наведено схему встановлення загвинчуваної чашки з різним ступенем занурення чашки у ВЗ.

Як і у випадку із запресовуваною чашкою, передбачено, що після встановлення загвинчуваного імплантата буде зруйновано частину внутрішньої замикальної пластинки тазової кістки в місці встановлення чашки.

На рис. 3.30 наведено розподіл напружень у кістковій тканині тазової кістки, ураженого дисплазією КС, під час встановлення загвинчуваної чашки з виступом на 2,5 мм за лінію Kohler з дією сили 1 кН.

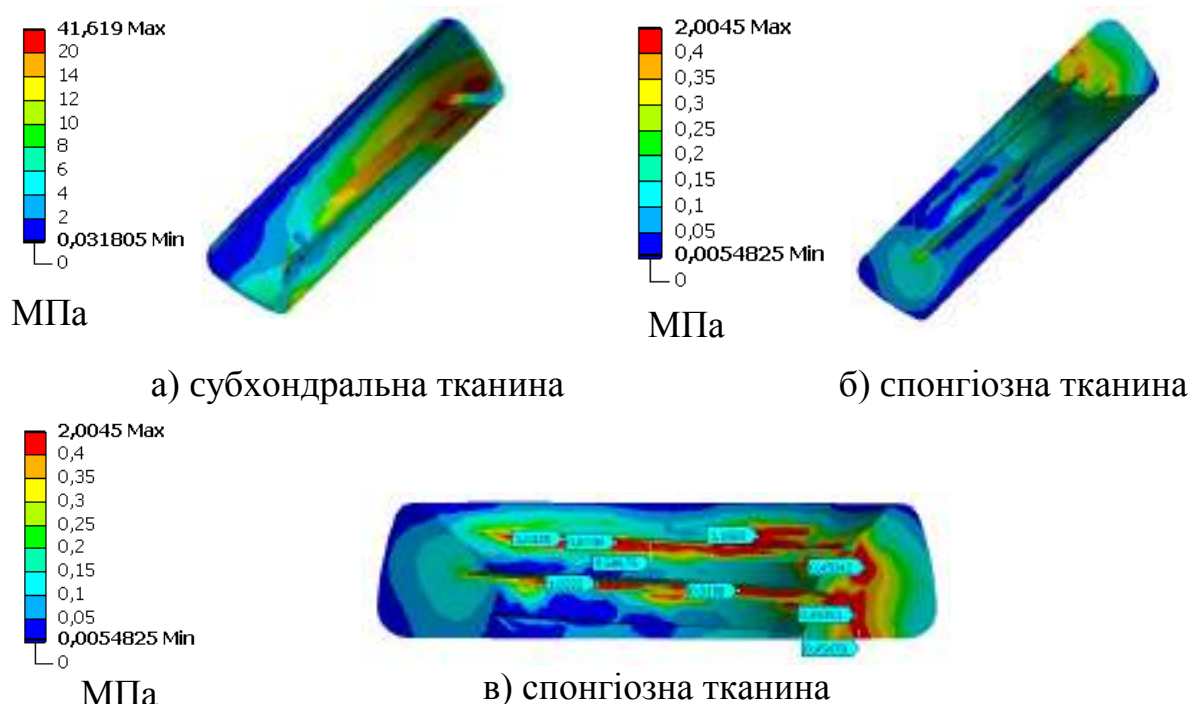


Рис. 3.30 Розподіл напружень у тканинах тазової кістки з дисплазією суглоба під час медіалізації загвинчуваної чашки з виступом на 2,5 мм за лінію Kohler з дією сили 1 кН

Аналіз результатів розрахунків дав змогу стверджувати, що поле напружень і їх рівень у субхондральній тканині під час встановлення загвинчуваної чашки з виходом її дна на 2,5 мм за межі лінії Kohler мають той самий характер, що й під час встановлення чашки в тазову кістку із сегментарним дефектом до 30°. Спонгіозна тканина своєю чергою має небезпечні рівні напружень – понад 0,75 МПа (рис. 3.30,в) лише в місцях контакту країв різьби з кістковою тканиною. Такі ділянки є локальними й не мають небезпеки для пацієнта, оскільки основні навантаження сприймаються субхондральною кісткою, у яку занурюються різьбові пера загвинчуваної чашки ЕП.

На рис. 3.31 наведено розподіл напружень у кістковій тканині під час медіалізації й встановлення загвинчуваної чашки з виступом на 5,0 мм за межі

лінії Kohler. Рівень напружень кісткової тканини дещо вищий, за виступ чашки на 2,5 мм і наближається за характером навантажуваності субхондральної тканини до випадку встановлення чашки у ВЗ із сегментарним дефектом з кутом 60° . Спонгіозна тканина має характер розподілу напружень аналогічний наведеному на рис. 3.30. Різницю локалізації підвищених значень напружень пов'язують з положенням пір'їв та особливостями руйнування субхондральної тканини ВЗ із різними варіантами встановлення загвинчуваної чашки.

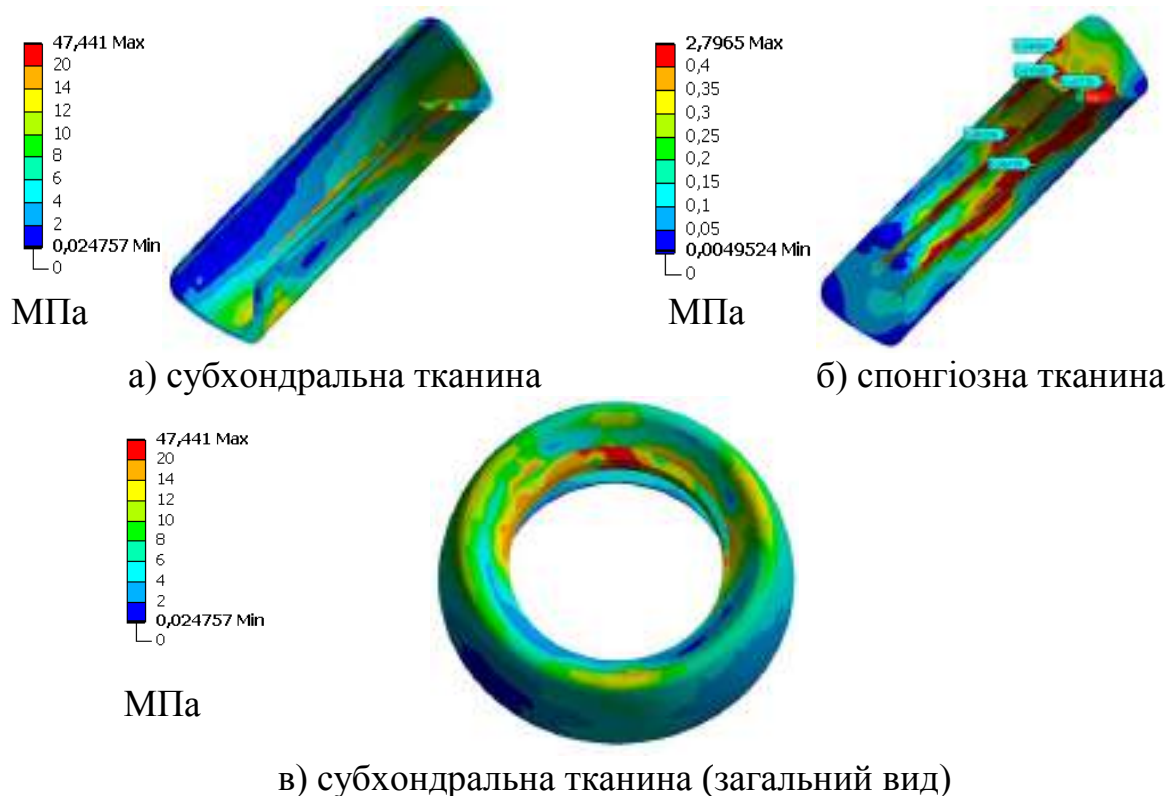


Рис. 3.31 Розподіл напружень у тканинах тазової кістки з дисплазією суглоба під час медіалізації загвинчуваної чашки з виступом на 5,0 мм за лінію Kohler з дією сили 1 кН

Розрахунок випадку встановлення імплантата із загвинчуваною чашкою, коли основа чашки співпадала із внутрішньою стінкою тазової кістки, не було виконано, оскільки інтеграційний процес рішення не зводився через значні переміщення складових елементів моделі (імплантата). Отже, для забезпечення фіксації загвинчуваної чашки необхідно, щоб під час встановлення імплантата крайні два ряди різьбових пір'їв з боку основи АК занурювалися в субхондральну тканину тазової кістки.

Дослідження якості фіксації чашок виконано на основі аналізу сумарних переміщень головки стегового компонента ЕП КС (рис. 3.32). З'ясовано, що встановлення загвинчуваної чашки шляхом поглиблення ВЗ і медіалізації за наявності ДК забезпечує сумарні переміщення у 2,2÷2,4 більшого рівня, ніж під час встановлення загвинчуваної чашки у вертлюгову западину без дефектів.

Під час використання запресовуваної чашки сумарні переміщення більші в 4,7 рази. З огляду на аналіз результатів розрахунку, можемо зробити висновок, що запресовувана чашка є рухливішою, зважаючи на зазначений центральний дефект та діюче навантаження.

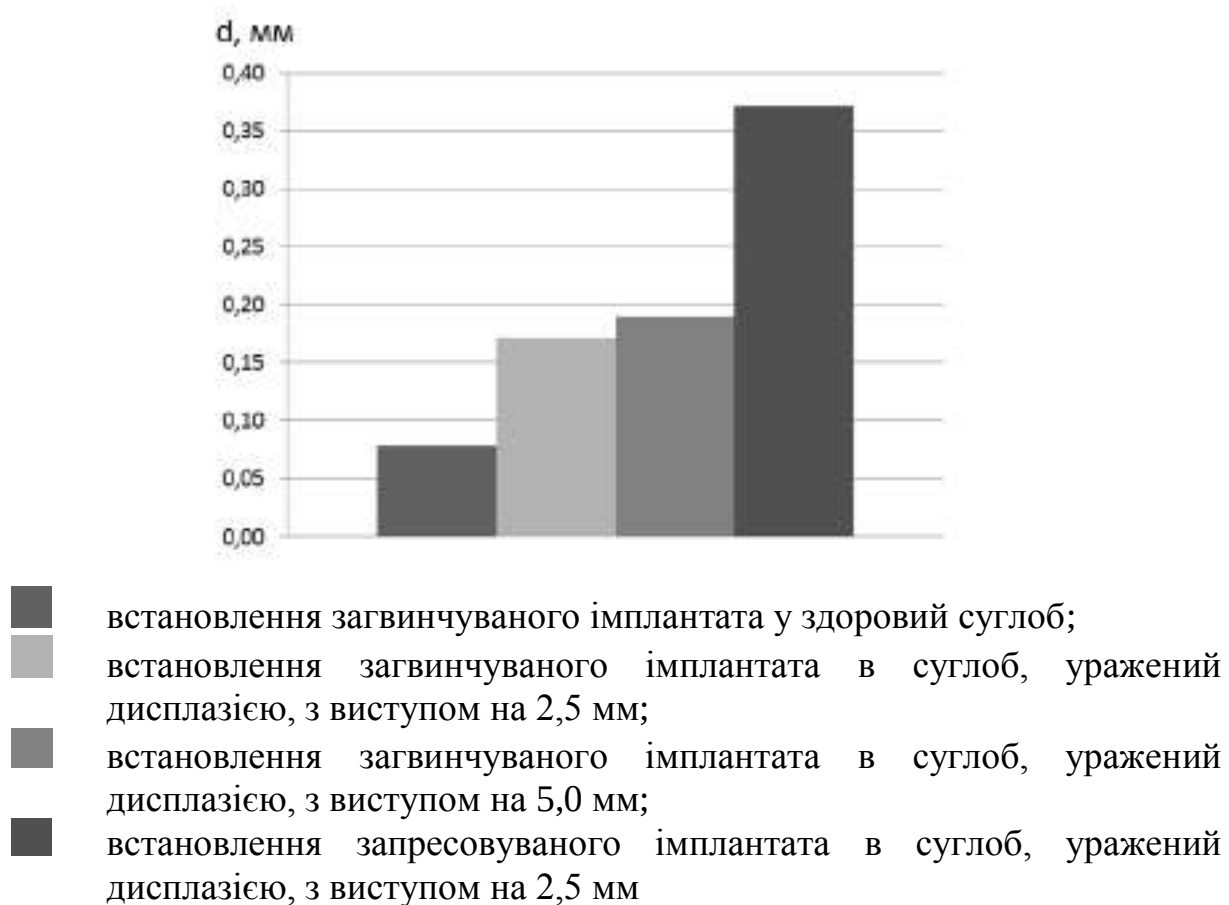


Рис. 3.32 Сумарні переміщення головки стегового компонента ендопротеза

Таким чином, проведені дослідження продемонстрували, що використання загвинчуваних чашок у випадку їх медіалізації під час ЕКС у хворих на ДК дає змогу забезпечити найдійнішу первинну стабільність фіксації та нижчу навантажуваність спонгіозної кісткової тканини, ніж під час використання запресовуваних чашок.

Для забезпечення якісної фіксації, встановлюючи загвинчувану чашку, два ряди пір'їв з боку її основи мають бути занурені в субхондральну кісткову тканину.

Виявлено, що на рівень напружень у тазовій кістці ВЗ впливає глибина встановлення АК, зі збільшенням якої переважно відбувається більше руйнування кісткової тканини, що впливає на міцність зачеплення за неї різьбових пір'їв.

Під час використання запресовуваної чашки та її медіалізації сумарне переміщення є в 4,7 раза більшим порівняно із загвинчуваною. З'ясовано, що під час виконання ЕКС у хворих на ДК доцільніше застосовувати загвинчувану чашку у випадку виконання поглиблення ВЗ і медіалізації чашки для збільшення площі її контакту з кістковим ложем і зниження руйнівного тиску на кісткові трансплантати під час виконання кісткової пластики.

3.4 Біомеханічна оцінка стабільності різних видів розроблених стегнових компонентів з ендопротезування хворих на дисплатичний коксартроз

Поруч з проблемами, що виникають зі встановленням ацетабулярного компонента під час ЕКС у хворих на ДК, не менше питань виникає щодо вибору дизайну ніжки ЕП КС, методу фіксації та забезпечення її первинної стабільності.

Аналіз ортопедичної літератури дав змогу стверджувати, що високий ризик нестабільності ніжок ЕП КС у хворих на ДК досягає 50% [11, 144, 177, 329 та ін.] й обумовлений складною анатомічною деформацією проксимального відділу СК за такої патології.

Вищезазначені особливості форми приксимального відділу СК є основною причиною розвитку стрес-шилдінг синдрому, його інтраопераційних переломів і ніжки ЕП, оскільки, за даними багатьох дослідників, стандартні ніжки ЕП КС у 25–40% випадків за своєю формою не

відповідають формі кістково-мозкового каналу СК у хворих на ДК [196, 220, 280 та ін.].

На етапі передопераційного планування, обираючи конструкції ЕП КС, важливо для прогнозування результату оцінити форму кістково-мозкового каналу СК за L. Dorr [297], дані рентгенографії, КТ і МРТ.

Оцінка таких даних дасть змогу, на нашу думку, з одного боку, попередити перфорацію передньої стінки СК під час введення ніжки, неадекватну дистальну фіксацію шляхом заклинування ніжки ЕП у кістково-мозковому каналі СК, що призводить до нестабільності й перелому імплантата у хворих на ДК, а з іншого – обрати імплантат, що має достатній об'єм у двох площинах для повноцінного заповнення кістково-мозкового каналу й забезпечити як первинну, так і вторинну стабільність імплантата.

3.4.1 Напружено-деформований стан у системі «кістка–імплантат» для різних видів безцементних ніжок ендопротеза кульшового суглоба

Працездатність біомеханічної системи «кістка–імплантат» визначається характером НДС і механічною поведінкою кожного елемента такої системи за функціональних навантажень.

Якщо функціональні навантаження викликають на певних ділянках кістки або імплантата напруження, що перевищують деякі небезпечні значення (наприклад: межу міцності, межу втоми тощо), то відбувається або руйнування одного чи декількох компонентів, або їх незворотня деформація, що призводить до часткової або повної втрати працездатності всієї системи.

На сучасному етапі одним з ефективних та інформативних методів вивчення завдань біомеханіки визначено метод математичного моделювання, зокрема, кінцевих елементів (МКЕ) [3, 10, 44, 78 та ін.]. МКЕ дає змогу обійти труднощі, пов'язані з використанням аналітичних методів розрахунку НДС біомеханічних систем, і, що є найважливішим, отримати результати з достатньо високою точністю. Так, наприклад, МКЕ можна застосовувати для розрахунку

НДС тіл зі складною геометрією, що складаються із різних матеріалів, з урахуванням особливостей контактної взаємодії поверхонь і можливістю задати як зовнішні, так і внутрішні сили.

Нами було поставлено мету – провести числовий аналіз НДС стегнової кістки та розроблених безцементних ніжок стегнових компонентів ендопротезів КС за різних типів їх фіксації, для реалізації якої необхідно розв'язати такі завдання:

- забезпечити високий рівень подібності об'ємної анатомічної форми та розмірів реальної системи;
- урахувати гетерогенність структури системи і її компонентів, механічні властивості кісткових структур, матеріалів імплантата, характер і параметри взаємодії на контактних поверхнях компонентів, реальний характер функціональних навантажень.

Для побудови тривимірної моделі стегнової кістки послуговувалися багатошаровою (64-зрізова) комп'ютерною томографією, за допомогою якої було отримано 200 КТ-знімків. Товщина кожного зрізу складала 0,75 мм. Після цього за допомогою програмного забезпечення, використовуючи отримані знімки, було створено поверхневу сітку (*.stl) для експорту. Потім у CAD додатку поверхневу сітку редагували для отримання прийнятної об'ємної моделі (рис. 3.33).

Якщо КТ-знімки використовували для відтворення об'ємної геометрії, то для побудови різних форм каналів послуговувалися звичайним рентгенівським знімком, виконаним у сагітальній і фронтальній площинах.

Виокремлюють три варіанти форми кістково-мозкового каналу проксимального відділу стегнової кістки за L. Dorr [297] (рис. 3.34):

- конічний канал з розширенням метафізарної проксимальної частини та звуженням дистальної його частини (виражена конічна форма);
- канал нормальний з помірним розширенням проксимальної частини;
- циліндричний канал з широкою проксимальною та діафізарною частинами.

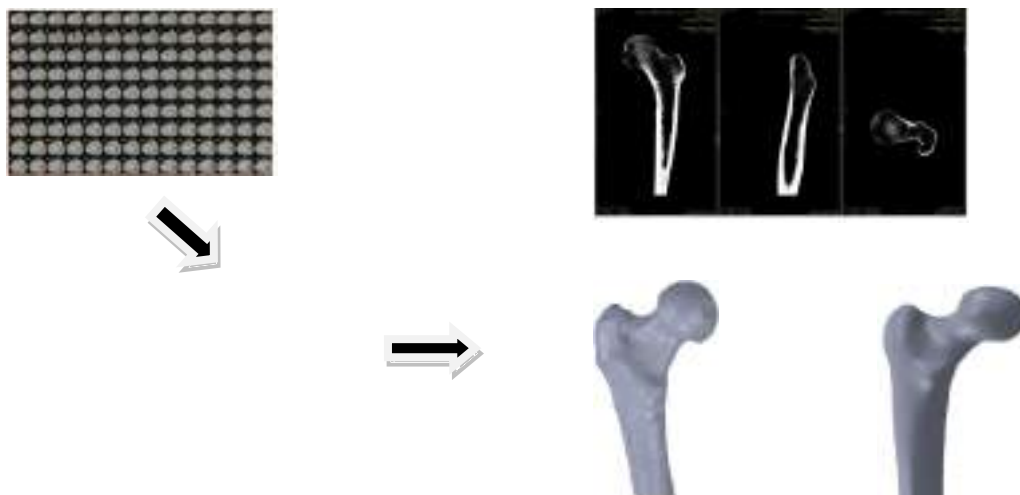


Рис. 3.33 Технологія отримання геометричної моделі кістки



Рис. 3.34 Види кістково-мозкового каналу: А – конічний; В – нормальний; С – циліндричний

Геометричні параметри моделей стегнових компонентів ендопротеза КС для безцементної фіксації точно відповідали їх реальним розмірам. Комп'ютерне моделювання було проведено для ендопротезів двох конструктивних типів первинної безцементної фіксації: стандартної ніжки переважно з діафізарним типом фіксації й конічної переважно з метафізарним типом фіксації.

Ніжка розробленого стандартного ЕП КС містить два елементи: ніжку й шарову головку діаметром 28 мм. Ніжка має три відділи: шийку, до якої кріпиться головка, метафізарну й діафізарну частини. Кожен відділ ніжки відрізняється певними конструктивними рішеннями (рис. 3.35).



Рис. 3.35 Стегновий компонент ендопротеза КС – ніжка стандартна

Шийку імплантата виконано як конус Морзе (2), що забезпечує міцну фіксацію головки ендопротеза (1). У нижній частині шийка ЕП має п'ятку (калькар) (3), що спирається на кортикальну кістку малого вертлюга – дугу Адамса. Метафізарна частина ніжки ЕП (4), має форму, що повторює своєю конфігурацією (у фронтальній площині) метафізарний відділ СК. Діафізарна частина ніжки (5) починається в зоні переходу метафіза кістки в діафіз і являє собою стрижень постійного за довжиною квадратного перерізу.

Ендопротез містить конструктивні рішення, що дають змогу здійснити фіксацію різними механічними способами. Так, заклинювання було виконано за схемою клинового з'єднання на зразок плоского одноплощинного клина метафізарного відділу ніжки ЕП. Величина клина ніжки визначає ступінь заклинювання конструкції безпосередньо в метафізарному відділі кістково-мозкового каналу. Розміри клина визначають антропометричними характеристиками відділу СК.

Другий тип заклинювання ніжки зазначеного різновиду здійснюється під час контакту ніжки ЕП із кісткою за трьома ділянками, розташованих в одній сагітальній площині метафізарного й діафізарного відділів СК.

Діафізарну частину ніжки ЕП, як було зазначено, виконано як стрижень квадратного перерізу з усіченими кутами. По передній і задній поверхнях розташовано борозни глибиною $1/6$ товщини її діафізарної частини. Відсутність прямих кутів у діафізарній частині сприяє рівномірнішому розподілу

напружень у ділянці контакту (виключає їх концентрацію), а також збільшує площу контакту ніжки з внутрішньою кортикальною кісткою. Таким чином, застосування такої моделі ніжки ЕП КС передбачає метафізарно-діафізарний тип її безцементної фіксації й забезпечує 85% контакту з кістковою тканиною стегнової кістки поверхні ЕП.

Ендопротез з конічною ніжкою. Стегновий компонент розробленої базової системи ендопротезів КС з конічною ніжкою, як і розглянутий вище ЕП, містить два елементи: ніжку та шарову головку (рис. 3.36, 3.37). Діаметр головки – 28 мм. Ніжка має три відділи: шийку (2), на якій закріплюється головка (1), метафізарну (3) й діафізарну (4) частини.

Ніжку ендопротеза КС виконано як клин з кутом α в сагітальній площині та β – у фронтальній. Клиноподібна метафізарна частина (3) сприяє стабільності і міцності фіксації ніжки в кістці, а також вирівнюванню нормальних дотичних напружень у метафізарній ділянці.

Довжина ніжки від розміру до розміру залишається незмінною. Шийково-діафізарний кут дорівнює 130° . Високої ротаційної стабільності ендопротеза досягаємо завдяки прямокутному перерізу ніжки з усіченими кутами, а спеціальна форма ендопротеза забезпечує рівномірну передачу навантаження й максимальне збереження кісткової тканини.



Рис. 3.36 Стегновий компонент розробленої базової системи ендопротезів з конічною ніжкою

Клиноподібні стегнові компоненти відрізняються своїми об'ємними розмірами, що дає змогу забезпечити як дистальний, так і проксимальний тип фік-

сації. Дистальна діафізарна фіксація передбачає щільне заклинювання ніжки в істмусі стегна і, таким чином, передбачає передачу основного навантаження безпосередньо на цю зону, минаючи проксимальний відділ кістки (рис. 3.37).

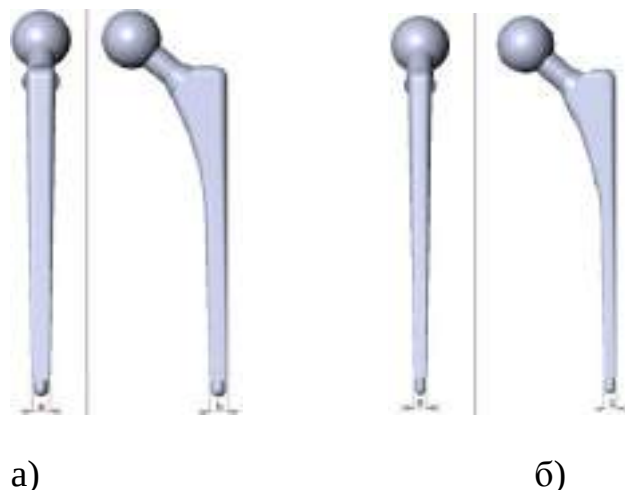


Рис. 3.37 Стегновий компонент розробленої базової системи ендопротезів з конічною ніжкою: а – об’ємною; б – стандартною

Навантаження на систему «ендопротез–кістка». Контактне навантаження, що передається від ВЗ до головки ендопротеза, може бути представлено як головний вектор F . Своєю чергою, рівнодіюча сила F може бути представлена як трискладова – компоненти, отримані під час розкладення F на вісі локальної декартової системи координат, що пов’язана із центром головки ендопротеза (на рис. 3.38 наведено реакції, що виникають у головці ендопротеза у відповідь на дію на головку складових навантаження F).

Величину навантаження для визначеного завдання приймали відповідно до типорозміру ніжки стегового компонента ендопротеза. У зазначеному завданні розглядали навантаження із розрахунку ваги людини $Q = 70$ кг.

Тут: X – фронтальна вісь; Y – сагітальна вісь; Z – вертикальна вісь.
 $F_x = 0,52Q$; $F_y = 0,32Q$; $F_z = 2,25Q$, де Q – вага тіла людини.

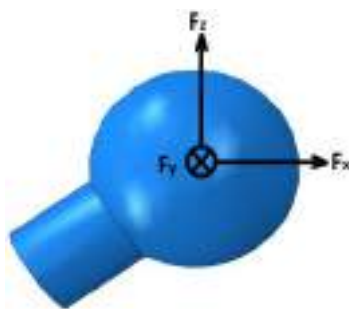


Рис. 3.38 Три складові навантаження, що діє на голівку ендопротеза (F_x , F_y , F_z)

Розрахункові моделі. Для кожного варіанта моделі (з урахуванням усіх можливих комбінацій, 23 постанови) було розв'язано завдання пружної статки на сітках, що містять 600–700 тисяч C3D4 елементів (4-х вузловий елемент, лінійний тетраедр, що містить 250-300 тисяч вузлів) (рис. 3.39, 3.40).

Під час проведення розрахунків послуговувалися коефіцієнтом тертя для контактної пари «кістка–ніжка ендопротеза» $\mu = 0.30$.

Числовий аналіз напружень і деформацій у ніжках ЕП типу, який було розглянуто, а також СК здійснено під дією розрахункового навантаження за умов ваги тіла людини 700 Н ($F_x = 362$ Н; $F_y = 224$ Н; $F_z = 1575$ Н).

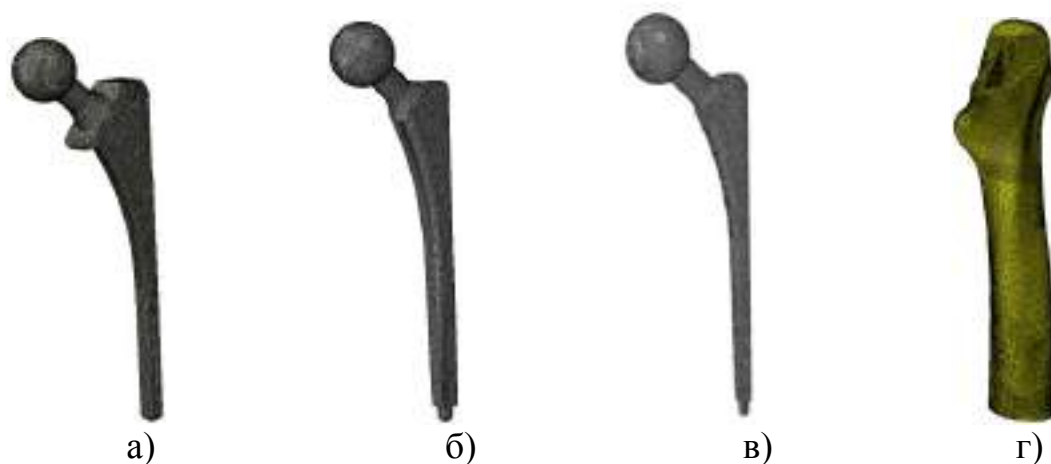


Рис. 3.39 Кінцево-елементна модель: а) ніжки стандартного ендопротеза; б) ніжки конічної об'ємної; в) ніжки конічної стандартної; г) стегнової кістки

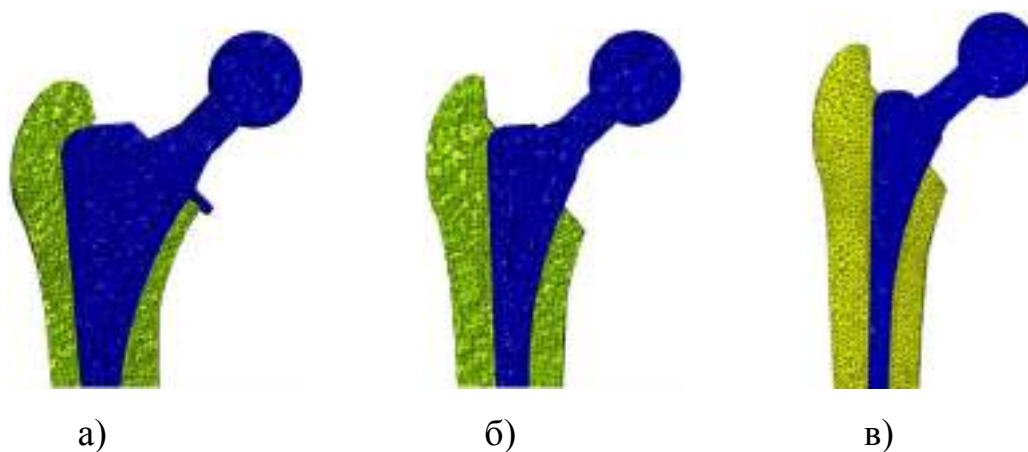


Рис. 3.40 Кінцево-елементні зборки моделі в розрізі: а) ніжка стандартного ендопротеза з кісткою; б) ніжка конічного об'ємного ендопротеза з кісткою; в) ніжка конічного стандартного ендопротеза з кісткою

Механічні характеристики компонентів системи, як зазначено вище, запозичено з літературних джерел і наведено в табл. 3.3.

Таблиця 3.3

Механічні характеристики моделюючих систем

Найменування матеріалу	Модуль пружності (ГПа)	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності (МПа)
Кортикальна кістка	17,0	0.3	160
Спонгіозна кістка	1.50	0.3	6.00
Титан ВТ6	115	0.32	1050

3.4.2 Аналіз напруженого стану елементів системи «стегнова кістка – імплантат» під час різних типів фіксації стандартної ніжки ендопротеза

Ендопротезування із застосуванням стандартної ніжки. Як було зазначено, кістково-мозкові канали різних СК відрізняються за своєю формою, а також щільності контакту між поверхнею ніжки ЕП КС і стінками каналу за його довжиною теж неоднакові. У зв'язку з цим, одним із засобів досягнення доброго результату ЕКС є ретельний підбір форми й типорозміру СК ендопротеза КС.

На рис. 3.41 зображено можливі зони закріплення ніжки стандартного ендопротеза залежно від форми кістково-мозкового каналу СК.



Рис. 3.41 Варіанти фіксації безцементної ніжки стандартного ендопротеза залежно від форми кістково-мозкового каналу

Діафізарний тип фіксації. НДС ніжки визначається поєднанням згинаючого моменту у фронтальній площині й сили стискання в осьовому напрямі за умов істотного переважання першого. З латерального боку ніжки (і шийки конуса) виникають розтягуючі нормальні поздовжні напруження, а з медіальної – стискаючі.

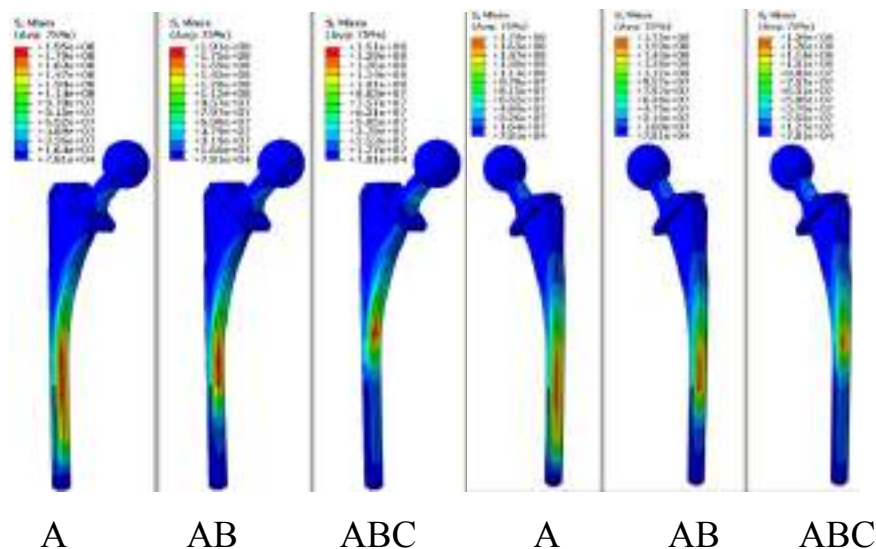


Рис. 3.42 Розподіл еквівалентних напружень на медіальному й латеральному боках ніжки ендопротеза за діафізарного типу фіксації

Водночас абсолютна величина розтягуючих напружень на тому самому рівні ніжки дещо менша, ніж стискуючих. Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в імплантаті локалізовані з медіального боку в зоні контакту

діафізарного відділу ніжки ендопротеза й кортикальної кістки (рис. 3.42, ділянка фіксації: А, АВ, АВС, зліва-направо).

Під дією навантаження F відбувається зміщення центру головки стегнового компонента ендопротеза (рис. 3.43) уздовж вісі СК.

З латерального боку СК, як і в ніжці ендопротеза, виникають розтягуючі нормальні поздовжні напруження, а з медіального – стискаючі. Розтягуючі напруження є меншими за стискаючі.

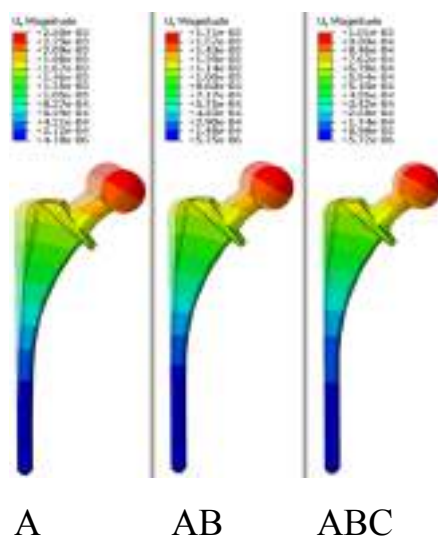


Рис. 3.43 Деформування (10:1) стегнового компонента ендопротеза КС у фронтальній площині за діафізарного типу фіксації

Еквівалентні напруження за Мізесом наведені на рис. 3.44. Максимальні нормальні напруження в кістці локалізовано з медіального боку в зоні контакту діафізарного відділу ніжки ЕП з кісткою.

Здебільшого навантаження на введену ніжку «обходить» проксимальну частину СК і передається безпосередньо на діафіз.

Збільшення площі контакту ніжки з кісткою призводить до збільшення жорсткості системи «ніжка – стегнова кістка», унаслідок чого згин ніжки під навантаженням дещо зменшується (рис. 3.44), і максимальні розтягуючі та стискаючі напруження в тілі ніжки знижуються (рис. 3.42).

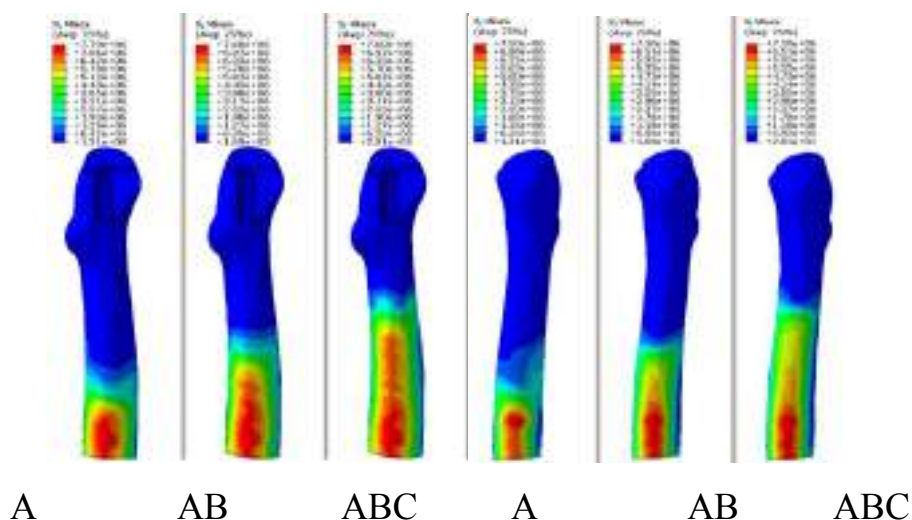


Рис. 3.44 Розподіл еквівалентних напружень у стегновій кістці за діафізарного типу фіксації ніжки ендопротеза

У табл. 3.4 приведено основні дані НДС розрахунку під час заданого типу фіксації ніжки ЕП у кістці.

Таблиця 3.4

Основні характеристики НДС системи «ендопротез – стегнова кістка» за діафізарного типу фіксації ендопротеза

Тип фіксації	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в нізці (МПа)	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в кістці (МПа)	Зміщення центру головки (мм)
A	195	7.70	2.50
AB	191	7.60	1.70
ABC	151	7.60	1.00

Метафізарно-діафізарний тип фіксації. Розрахунки демонструють, що метафізарно-діафізарний тип фіксації є прийнятним для ніжки ендопротеза – поздовжні напруження рівномірно розподілено з латерального (розтягуючі) й медіального (стискаючі) боку, починаючи від метафізарної й завершуючи діафізарною частиною ніжки (рис. 3.45).

Зміщення центру ротації головки стегнового компонента ЕП під дією навантаження є мінімальними, що виключає рухливість стегнового компонента й може бути причиною розвитку асептичного розхитування та нестабільності стегнового компонента (рис. 3.46).

У кістці найбільшу величину мають осьові розтягуючі та стискуючі напруження. Вони діють відповідно з латерального та медіального боків у верхній третині кістки достатньо рівномірно й виключають стрес-шилдінг ефект (рис. 3.47).

За такого типу фіксації важливу роль відіграє калькар, що збільшує стабільність ніжки та сприяє нормалізації передачі навантаження на проксимальну частину СК.

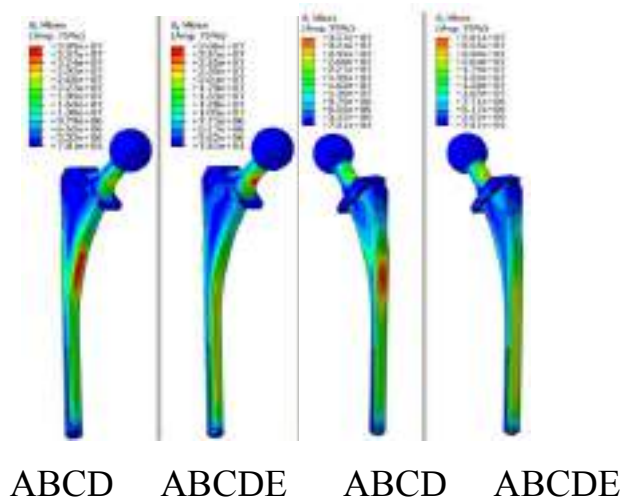


Рис. 3.45 Розподіл еквівалентних напружень у ніжці ендопротеза під час метафізарно-діафізарного типу фіксації

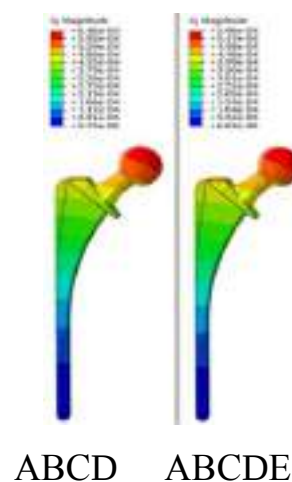


Рис. 3.46 Деформування (10:1) стегового компонента ендопротеза КС у фронтальній площині під час метафізарно-діафізарного типу фіксації

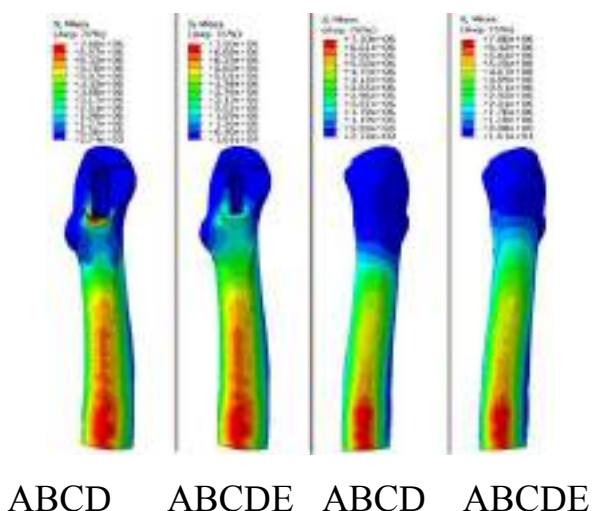


Рис. 3.47 Розподіл еквівалентних напружень у стегновій кістці під час метафізарно-діафізарного типу фіксації ніжки ендопротеза

У табл. 3.5 наведено основні дані НДС розрахунку за заданим типом фіксації протеза в каналі кістки.

Таблиця 3.5

Основні характеристики НДС розрахунку системи «ендопротез – стегнова кістка» під час метафізарно-діафізарного типу фіксації

Тип фіксації	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в ніжці (МПа)	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в кістці (МПа)	Зміщення центру головки (мм)
ABCD	39.0	7.60	0.65
ABCDE	30.6	7.50	0.60

Метафізарний тип фіксації. Під час метафізарного типу фіксації істотних змін НДС ніжки та шийки протеза, порівняно з метафізарно-діафізарним типом, не відбувається. Якісна картина розподілу напружень у навантаженому імплантаті аналогічна передуючому типу фіксації ніжки. Величини напружень у кістці й еквівалентних напружень за Мізесом, зокрема метафізарного типу фіксації, також є близьким до значень відповідних напружень під час метафізарно-діафізарного типу фіксації ніжки (рис. 3.50).

У табл. 3.6 наведено основні дані НДС за умов метафізарного типу фіксації зазначеного виду ЕП у кістці.

Основні характеристики НДС розрахунку системи «ендопротез – стегнова кістка» за метафізарного типу фіксації

Тип фіксації	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в ніжці (МПа)	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в кістці (МПа)	Зміщення центру головки (мм)
BCDE	30.6	7.60	0.62
CDE	30.6	7.70	0.64

Фіксація ендопротеза шляхом опори на калькар. Максимальну величину розтягуючих напружень НДС в ендопротезі спостерігаємо з латерального боку конуса для фіксації головки стегнового компонента, а також у метафізарній зоні ніжки, максимальні стискаючі напруження – з медіального боку в шийці і в середній частині ніжки (рис.3.48). Дослідження напружень і деформацій у кістці містять такі результати. Осьові розтягуючі та стискаючі навантаження розташовано з латерального й медіального боків рівномірно, що виключає стрес-шилдінг ефект.

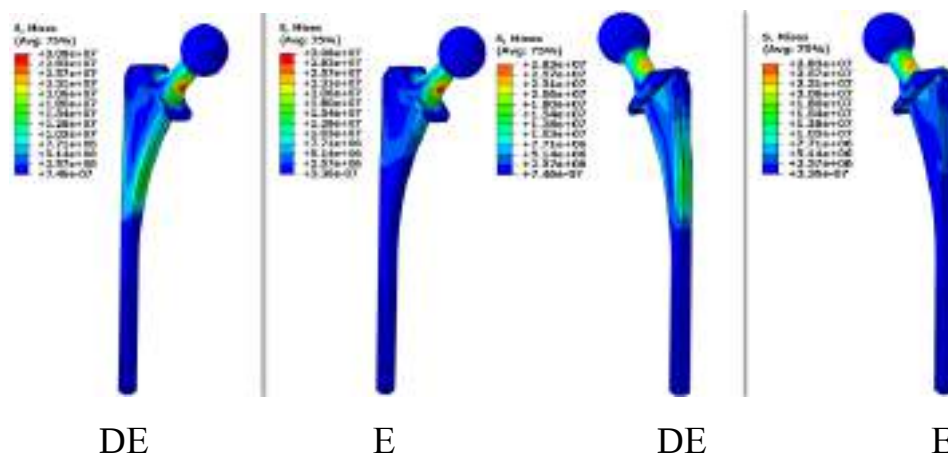


Рис. 3.48 Розподіл еквівалентних напружень у ніжці та шийці ендопротеза під час опори на калькар

Також присутні нормальні (радіальні) до утворюючої поверхні ніжки стискаючі напруження, зосереджені в ділянці дуги Адамса поблизу опорного коміру.

У табл. 3.7 представлено основні дані НДС ніжки ендопротеза та кістки за заданим типом фіксації ЕП у кістці.

Таблиця 3.7

**Основні характеристики НДС системи «кістка – ендопротез»
під час опори на калькар**

Тип фіксації	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в ніжці (МПа)	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в кістці (МПа)	Зміщення центру головки (мм)
DE	30.8	7.80	0.67
E	30.8	7.80	0.69

Напруження в системі «кістка – ендопротез», що виникають, забезпечують достатній запас, як за статичних напружень, так і за втомної міцності, як кістки, так і ендопротеза. Однак наявність несуцільностей (пор, відколів, розривів) може створювати багаторазове перевищення поблизу концентратора, що може призвести до втомного руйнування компонентів або втрати стабільності системи.

Порівняльний аналіз розподілу й величини напружень після вживлення ніжки ендопротеза, біомеханічні параметри (зміщення центру стегнової головки, напруження в кістці і в ніжці ендопротеза тощо) дали змогу стверджувати про досить задовільну подібність реальної біологічної системи «кістка – ендопротез» під час метафізарного й метафізарно-діафізарного типів фіксації, що свідчить про сумісність розробленої конструкції ендопротеза, що розглянуто, і кістки.

3.4.3 Біомеханічна оцінка первинної стабільності конічних ніжок ендопротеза за різних типів фіксації

Ендопротезування із застосуванням конічної об'ємної ніжки. На рис. 3.49 наведено можливі зони закріплення конічної ніжки ендопротеза залежно від форми кістково-мозкового каналу.

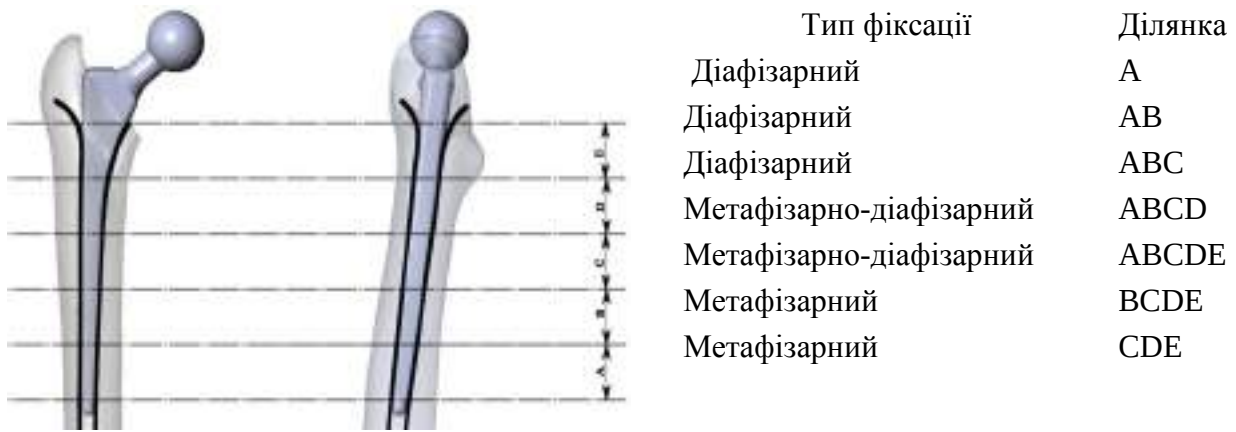


Рис. 3.49 Варіанти фіксації конічної ніжки ендопротеза залежно від форми кістково-мозкового каналу

Аналіз напружень і деформацій у конічних ніжках ендопротезів метафізарно-діафізарного типу фіксації і в кістковій тканині СК під дією прийнятого розрахункового навантаження, дав такі результати.

Діафізарний тип фіксації. В ендопротезі з конічною ніжкою за умов функціонального навантаження, як і в імплантаті, розглянутому вище, максимальні розтягуючі напруження виникають з латерального боку тіла ніжки й конуса шийки, максимальні стискуючі напруження – з медіального боку тіла ніжки та шийки. Максимальні еквівалентні напруження за Мізесом в імплантаті локалізовано з медіального боку в зоні контакту дистального відділу ніжки ЕП з кортикальною кісткою. На рис.3.50 наведено розподіл визначених напружень.

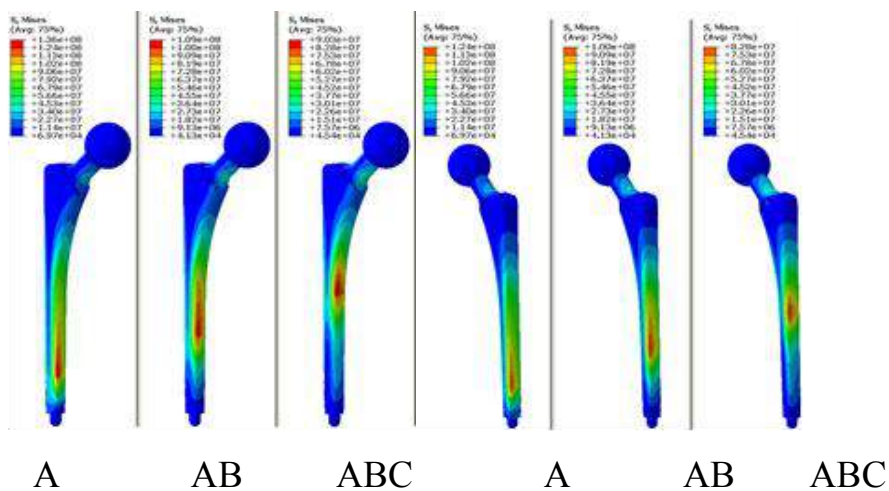


Рис. 3.50 Розподіл еквівалентних напружень у конічній ніжці та шийці ендопротеза під час діафізарної фіксації

Під дією навантаження F відбувається зміщення центру головки стегнового компонента ЕП (рис. 3.51).

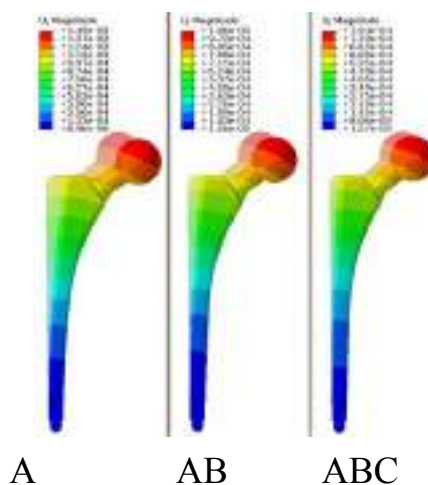


Рис. 3.51 Деформування (10:1) конічної ніжки ЕП КС у фронтальній площині під час діафізарної фіксації

Як і в розглянутому вище ЕП, у досліджуваному випадку НДС у верхній третині СК під час навантажень, що передаються через дистальну частину ендопротеза, визначається поєднанням вигину у фронтальній площині та стисненням уздовж вісі СК. Переважає вигин. Таке поєднання навантажень обумовлює виникнення з медіального боку СК стискаючих навантажень, а з латерального – розтягуючих.

Максимальні еквівалентні напруження за Мізесом у кістці локалізовано з медіального боку в зоні контакту дистального відділу ніжки ендопротеза й кортикальної кістки (рис. 3.52).

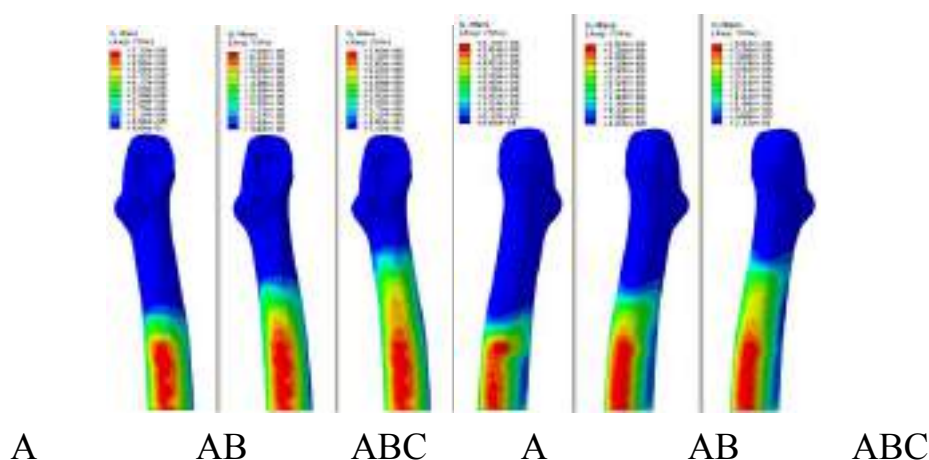


Рис. 3.52 Розподіл еквівалентних напружень у стегновій кістці під час діафізарного типу фіксації конічної ніжки ендопротеза

Основні дані НДС ендопротеза й кістки за заданим типом фіксації імплантата з конічною ніжкою наведені в табл. 3.8.

Таблиця 3.8

Основні характеристики НДС системи «ендопротез – стегнова кістка» під час діафізарного типу фіксації ендопротеза з конічною ніжкою

Тип фіксації	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в ніжці (МПа)	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в кістці (МПа)	Зміщення центру голівки (мм)
A	136	7.10	1.50
AB	109	7.00	1.00
ABC	90.0	7.00	0.80

Метафізарно-діафізарний тип фіксації. Під час числового аналізу поведінки під навантаженням системи «стегнова кістка – ендопротез», було виявлено, що характер розподілу напружень в ендопротезі за щільної фіксації в проксимальному й дистальному відділах СК більш рівномірний, проте навантаження не досягають рівня, що загрожує розвитком втомного перелому ніжки (рис. 3.53).

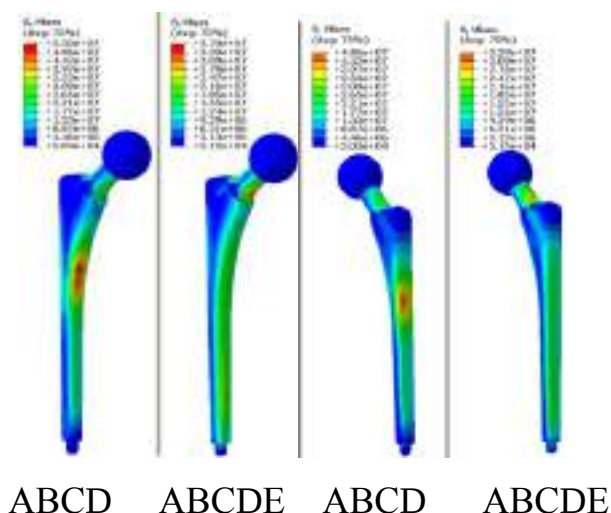
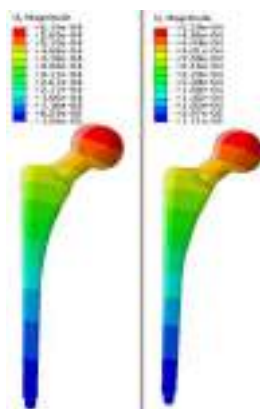


Рис. 3.53 Розподіл еквівалентних напружень у конічній ніжці та шийці ендопротеза під час метафізарно-діафізарного типу фіксації ендопротеза

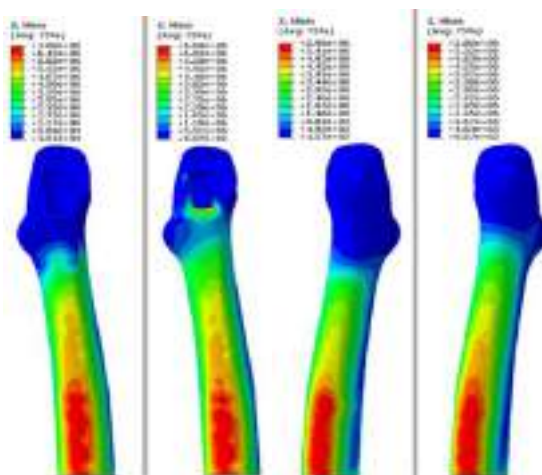
Зміщення головки стегнового компонента системи «кістка – ендопротез» визначають її жорсткість і за такого типу фіксації є мінімальними, що виключає розвиток асептичного розхитування імплантата (рис. 3.54).



ABCD ABCDE

Рис. 3.54 Деформування (10:1) ендопротеза КС з конічною нішкою у фронтальній площині під час метафізарно-діафізарної фіксації

Напружений стан СК характеризується поєднанням зон стиснення й розтягнення. Величина екстремальних й еквівалентних напружень за Мізесом зокрема, не перевищують міцнісних характеристик кістки. Важливо, що розтягуючі напруження з латерального боку й стискаючі напруження з медіального боку розташовано на кістці рівномірно, що виключає надмірну їх концентрацію й розвиток stress-shielding ефекту (рис.3.55).



ABCD ABCDE ABCD ABCDE

Рис. 3.55 Розподіл еквівалентних напружень у стегновій кістці за метафізарно-діафізарної фіксації конічної ніжки ендопротеза

У табл. 3.9 представлено основні дані екстремальних еквівалентних напружень у кістці та в імплантаті, а також зміщення центру головки за метафізарно-діафізарного типу фіксації конічної ніжки.

**Основні характеристики НДС системи «кістка – ендопротез» за
метафізарно-діафізарного типу фіксації ендопротеза**

Тип фіксації	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в ніжці (МПа)	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в кістці (МПа)	Зміщення центру головки (мм)
ABCD	53.0	7.00	0.62
ABCDE	37.0	6.60	0.53

Метафізарний тип фіксації. Під час метафізарного типу фіксації ендопротеза напруження в імплантаті знижуються, проте ділянка максимальних еквівалентних напружень за Мізесом зміщується з дистального й проксимального відділів на шийку імплантата. Істотних якісних змін НДС кісткових структур, порівняно з метафізарно-діафізарною фіксацією, не простежується. Водночас максимальні еквівалентні напруження незначно збільшилися.

Зміни зміщення центру головки імплантата, порівняно з варіантом метафізарно-діафізарної фіксації, практично не відбувається.

У табл. 3.10 наведено основні дані екстремальних еквівалентних напружень у кістці та в імплантаті, а також зміщення центру головки під час проксимальної фіксації конічної ніжки.

Таблиця 3.10

Основні характеристики НДС системи «ендопротез – стегнова кістка» під час метафізарного типу фіксації ендопротеза

Тип фіксації	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в ніжці (МПа)	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в кістці (МПа)	Зміщення центру головки (мм)
BCDE	34	7.2	0.59
CDE	34	7.1	0.57

Ендопротезування із застосуванням конічної стандартної (тонкої) ніжки ЕП КС. Зони закріплення конічної тонкої ніжки ендопротеза залежно від форми й виду кістково-мозкового каналу такі ж, як і для конічної об'ємної ніжки, наведені на рис. 3.56.

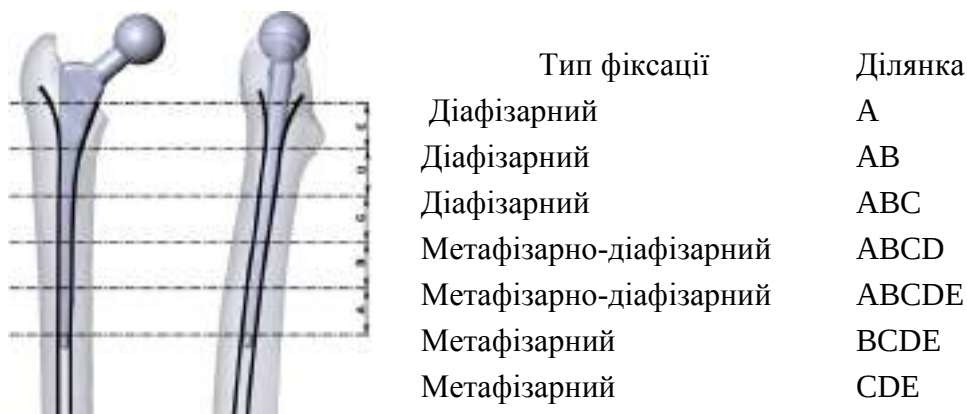


Рис. 3.56 Варіанти фіксації конічної стандартної ніжки ендопротеза залежно від форми кістково-мозкового каналу

Аналіз напружень і деформацій у конічних стандартних ніжках ендопротезів метафізарно-діафізарного типу фіксації і в кістковій тканині СК під дією прийнятого розрахункового навантаження показав напруження, характер і місце розподілу яких схожі з характером і місцем під час використання об'ємної конічної ніжки. Однак присутня різниця в кількісному показникові – напруження в конічних стандартних ніжках є істотно вищим, оскільки площа поперечного перерізу ніжки є меншою.

У конічному стандартному стегновому компоненті ендопротеза за НДС максимально розтягуючі напруження виникають з латерального боку тіла ніжки та шийки конуса, максимальні стискаючі напруження – з медіального боку тіла та шийки. Максимальні напруження в імплантаті локалізовано з медіального боку в зоні контакту дистального відділа ніжки ендопротеза й кортикальної кістки (рис. 3.57). Під час діафізарного типу фіксації площа контакту поверхні проксимальної частини ендопротеза з кісткою є занадто малою, унаслідок надлишкового перевантаження в проксимальному відділі СК будуть утворюватися концентратори напружень, що сприятиме розвитку проксимального стрес-шилдінг ефекту.

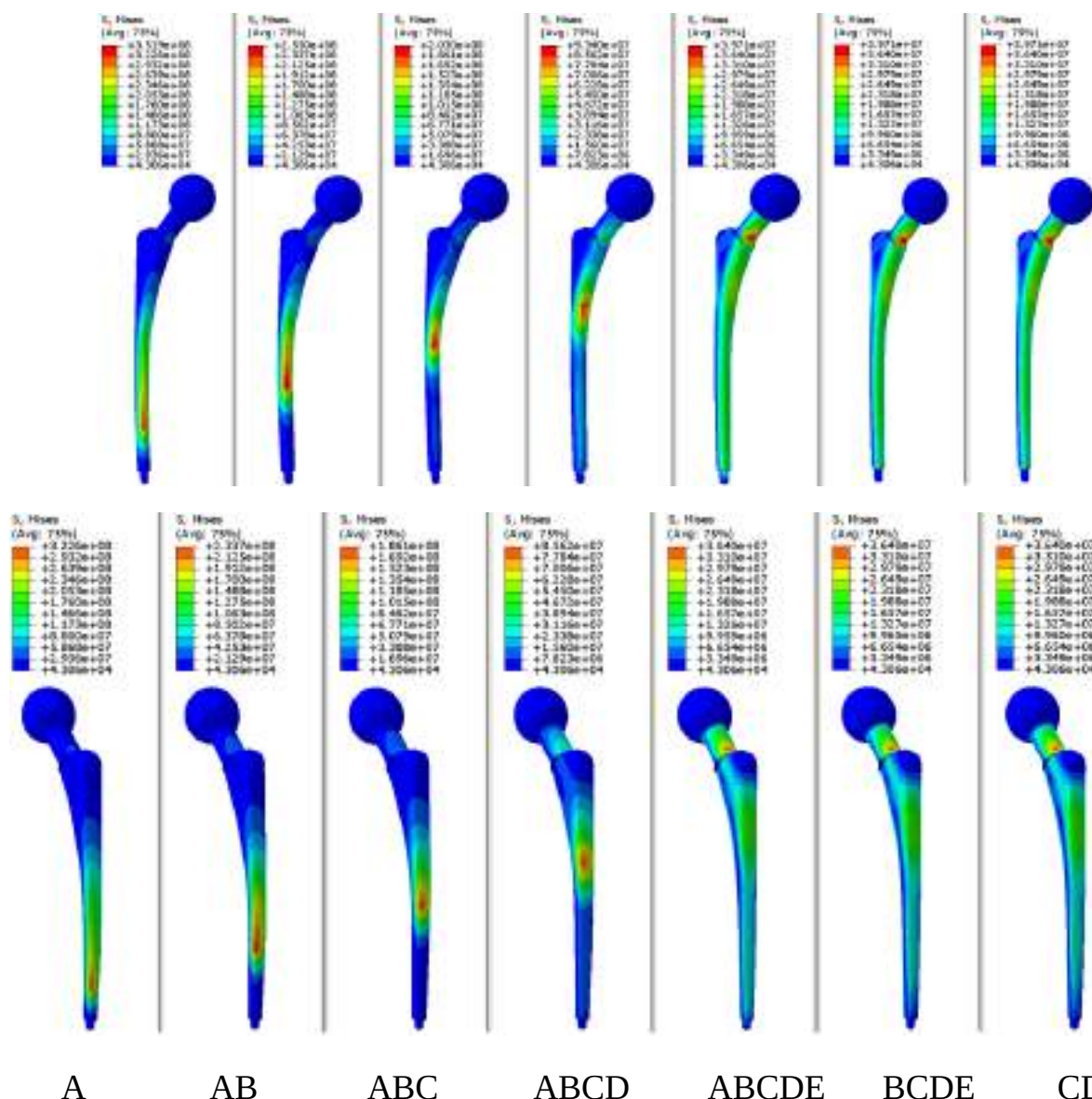


Рис. 3.57. Розподіл еквівалентних напружень на медіальному й латеральному боках конічної стандартної ніжки ендопротеза за різних рівнів фіксації.

Під час метафізарно-діафізарного й метафізарного типів фіксації спостерігаємо збільшення площі контакту ніжки з кортикальною кісткою, що призводить до збільшення жорсткості системи «ніжка – стегнова кістка», унаслідок чого згин ніжки під навантаженням дещо зменшується (рис. 3.58), і максимальні розтягуючі та стискаючі напруження в тілі ніжки знижуються (рис. 3.57).

За такої фіксації виключається розвиток асептичного розхитування – нестабільності стегнового компонента.

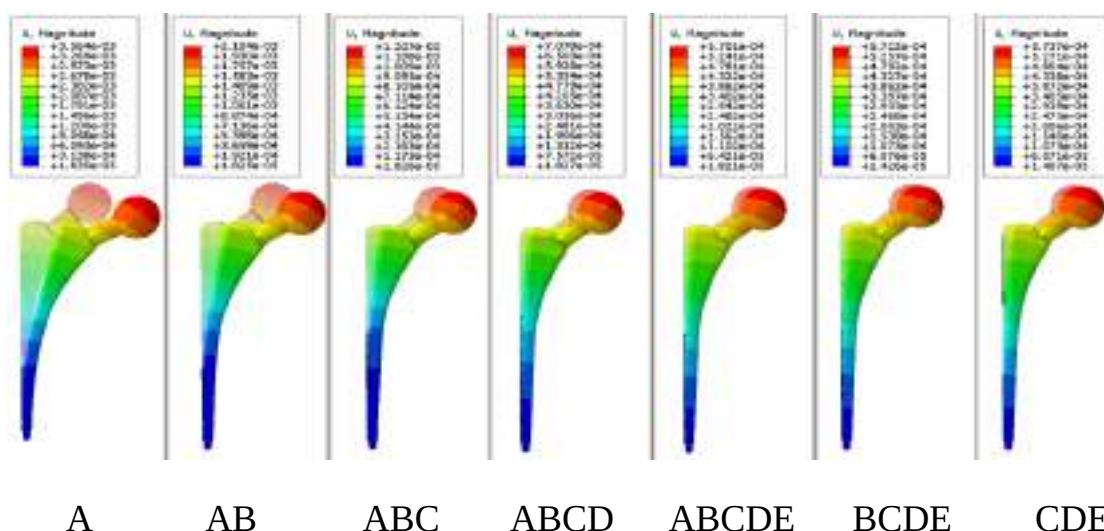


Рис. 3.58 Деформування (10:1) конічного стандартного стегнового компонента ендопротеза КС у фронтальній площині

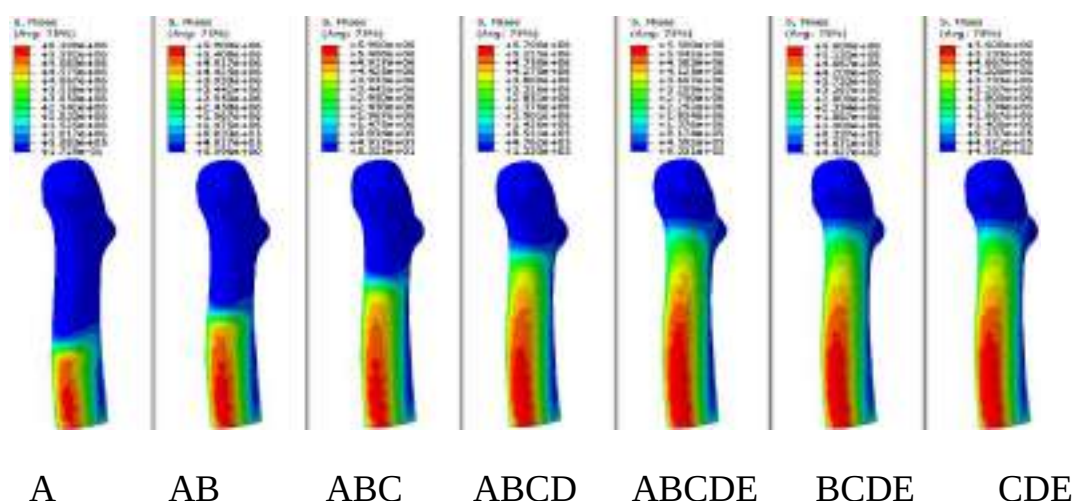


Рис. 3.59. Розподіл еквівалентних напружень у стегновій кістці

За діафізарного типу фіксації напружено-деформований стан верхньої третини стегнової кістки під час навантажень, що передаються через дистальну частину ендопротеза, визначається поєднанням згина у латерально-медіальному напрямі (у фронтальній площині) і стисканням уздовж вісі стегна. Максимальні напруження в кістці локалізовані з медіального боку в зоні контакту дистального відділу ножки ендопротеза й кортикальної кістки (рис. 3.59). Для такого типу фіксації характерними є локалізації напружень, зосереджених у невеликій ділянці діафіза СК, що призводить до розвитку проксимального

стрес-шилдінг ефекту. Під час метафізарно-діафізарного типу фіксації напруження (розтягнення) з латерального боку й напруження (стиснення) з медіального боку, у зв'язку з більш щільним контактом ніжки ендопротеза з кісткою, розподілені по кістці рівномірно, що виключає надмірну концентрацію механічних напружень (stress-shielding ефект) (рис. 3.59).

У табл. 3.11 наведено основні дані екстремальних еквівалентних напружень у кістці і в імплантаті, а також величина прогину, що характеризує жорсткість системи «ендопротез–стегнова кістка», під час різних типів фіксації зазначеного різновиду ніжки ЕП.

Таблиця 3.11

Основні характеристики НДС системи «ендопротез – стегнова кістка» під час різних типів фіксації конічної стандартної ніжки ендопротеза

Тип фіксації	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в ніжці (МПа)	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в кістці (МПа)	Зміщення центру голівки (мм)
A	352	6.8	3.56
AB	255	6.6	2.10
ABC	203	6.5	1.20
ABCD	93	6.5	0.7
ABCDE	40	6.2	0.57
BCDE	40	6.3	0.57
CDE	40	6.4	0.57

Зважаючи на наведені вище графіки (табл. 3.11), можемо зробити висновок, що і для стандартної конструкції ніжки ЕП, і для ніжки ендопротеза з конічною ніжкою найнебезпечнішим є діафізарний тип фіксації.

Таким чином, комп'ютерне моделювання дало змогу визначити НДС кісткових структур СК і механічну поведінку ніжок ЕП КС під час різних видів фіксації в кістково-мозковому каналі СК.

Максимальні розтягуючі напруження досягаються на латеральній поверхні ніжки й кістки, а максимальні стискаючі напруження – на медіальній поверхні під час усіх типів фіксації.

У випадку діафізарної фіксації може створюватися концентрація напружень у дистальному відділі кістки, що призведе до стрес-шилдинг ефекту. Математичні розрахунки показали загрозу розвитку асептичного розхитування й перелому ніжки ЕП.

Під час метафізарної фіксації було виявлено, що напруження розподілені по кістці рівномірно, що виключає надмірну концентрацію механічних напружень (stress-shielding ефект), а також мінімальне зміщення СК виключає розвиток асептичної нестабільності стегового компонента.

Метафізарно-діафізарний тип фіксації істотно не відрізняється від метафізарного й картина напружень у кістці та ЕП практично не відрізняється від останнього.

Було проведено компаративний аналіз результатів НДС ніжок ендопротезів. З огляду на отримані дані, можемо стверджувати, що конічна ніжка володіє більш високими характеристиками жорсткості та міцності в умовах рівного навантаження.

3.5. Деякі біомеханічні особливості цементного ендопротезування кульшового суглоба

Наголошено, що покращення цементних технологій і якісна підготовка кісткового ложа дають змогу істотно покращити результати цементного ендопротезування. Однак неправильна форма ВЗ, осьова деформація СК, необхідність видалення значного об'єму кістки під час підготовки ложа для цементного методу фіксації ендопротеза призводить до нерівномірного розподілу цементної мантиї та ранньої нестабільності ендопротеза [315].

А. J. Krych et al. (2013) [341] зазначають, що кістковий цемент не є клеєм, тобто між кісткою та цементом не відбувається адгезії, на котру помилково розраховують багато ортопедів, а лише мікромеханічне з'єднання системи «імплантат – цемент – кістка».

Таким чином, застосовуючи цементні технології встановлення чашки й ніжки ЕП КС у хворих на ДК в умовах остеопенії й остеопорозу, проблемними залишаються питання щодо дослідження механічних властивостей різних марок кісткового цементу в різні строки після полімерізації для врахування таких характеристик, розробки методик реабілітації і, першочергово, оптимальних строків статичного й динамічного навантаження на оперовану кінцівку, удосконалення конструкції ендопротеза для цементної фіксації, що забезпечує рівномірний розподіл цементної мантії, так і подальше дослідження з пошуку оптимальної товщини цементної мантії в зоні контакту системи «кістка – цемент – ендопротез» для забезпечення довготривалої експлуатаційної надійності визначеного різновиду ЕП.

3.5.1. Міцнісні характеристики різних марок кісткового цементу на основі полімерного метакрилата та вплив на них фактора часу

Наша мета – експериментально дослідити вплив фактора часу на міцнісні й жорсткісні характеристики різних марок кісткового цементу, що застосовують під час ЕКС.

Для дослідження ми обрали 4 найуживаніші марки кісткового цементу в практиці ортопедами-травматологами: Semex Rx, Stryker Simplex, De Puy CMW I, Osteobond Zimmer.

Підготовку кісткового цементу проводили за стандартною методикою, описаною в інструкції виробника. Рідину-мономер додавали до порошка-полімера, суміш ретельно змішували вручну. Зразки формували вручну за стандартною технологією. Для виготовлення зразків використовували такі форми з нержавіючої сталі, як порожнисті, відкриті з торців циліндри з полірованою внутрішньою поверхнею, вкритою гіпоадгезивною речовиною. Номінальні розміри всіх форм для виготовлення зразків були однакові й становили: внутрішній діаметр $B = 15,5$ мм, висота - $h=20$ мм. Зазначені розміри зразків здебільшого сприяють попередженню дефектів усадки

й пористості (тобто масштабний фактор), порівняно зі стандартним розміром зразка за ISO 5833.

Механічні характеристики кісткового цементу визначали на основі випробовувань на осьове стиснення підготовлених циліндричних зразків. Геометричні розміри зразка визначали за вимогами ISO 5833. Випробування зразків проводили з використанням випробувальної машини FP – 100/1 у діапазоні 0–40000 Н. Швидкість руху траверси дорівнювала 20,5–20,9 мм/хв і відповідала потребам стандарту. У всіх випадках фіксували технічні діаграми стиснення «навантаження P (Н) – вкорочення зразка Δh (мм)», що потребували подальшого аналізу.

Випробовування зразків цементів, що аналізувалися, здійснювали на 1, 14, 60, 90 добу з моменту полімерізації за температури $23 \pm 1^\circ\text{C}$. Відповідно до вимог стандарту ISO 5833, на одну точку плану експерименту випробовували п'ять зразків з подальшим визначенням середньої арифметичної верхньої межі плинності (міцності) і його стандартного відхилення. Випробувальна машина зупинялася, якщо циліндр ламався, або було пройдено верхню точку плинності цементу.

Межу плинності (міцності) визначали за формулою:

$$\sigma = \frac{P_{max}}{F_0}, \quad (3.3)$$

де P_{max} – максимальне значення зусилля, Н; F_0 – початкова площа поперечного перерізу циліндричного зразка,

$$F_0 = \frac{\pi d_{cp}^2}{4}, \quad (3.4)$$

де d_{cp} – середній діаметр випробовуваного зразка, що визначався за вимогами ISO 5833.

Статистичну обробку отриманих результатів здійснювали за допомогою методів варіаційної статистики в пакетах прикладних програм Statistica [71].

Значення модуля пружності знаходили методом відносних вимірювань шляхом порівняння попереднього навантаження випробувального оснащення без зразка (що випробовує виключно лише пружну деформацію) з діаграмою

навантаження випробовуваного зразка у випробувальному оснащенні. Водночас визначали жорсткість оснащення й системи «оснащення – зразок», відповідно, як тангенс нахилу прямої до пружної ділянки. Для вибору зазорів і люфтів опорних плит оснащення, а також їх центрування в шаровому аксіаторі, навантаження було проведено декілька разів (3–5).

Модуль пружності визначали за такою формулою:

$$E = \frac{h_0}{F_0} \times tg \left[\frac{\pi}{2} - arctg (K_0) + arctg (K) \right], \quad (3.5)$$

де h_0 – початкова висота зразка, мм; F_0 – початкова запланована площа зразка, $мм^2$; K – середня жорсткість оснащення за даними попередніх навантажень, Н/мм; $K_0 (K) = tg (\alpha_0 \alpha)$, де $\alpha_0 \alpha$ – кут, утворений дотичною до прямої ділянки діаграми стиснення.

На основі проведених випробувань було отримано такі результати (рис. 3.60). У першу добу після полімеризації середнє значення межі міцності та стандартна помилка середньої кісткового цементу Cemex Rx склали $96,6 \pm 1,35$ МПа, а модуля пружності і стандартної помилки середньої – $2,25 \pm 0,02$ ГПа. На 14 добу – $100,1 \pm 1,5$ МПа і $2,41 \pm 0,1$ ГПа відповідно. На 60 добу – $102,4 \pm 1,06$ МПа і $2,35 \pm 0,06$ ГПа відповідно. На 90 добу – $107,4 \pm 1,1$ МПа і $2,41 \pm 0,1$ ГПа відповідно.

У першу добу після полімеризації середнє значення межі міцності та стандартна помилка середньої кісткового цементу Stryker Simplex P склали $94,5 \pm 4,1$ МПа, а модуля пружності і стандартної помилки середньої – $2,3 \pm 0,08$ ГПа. На 14 добу – $95,5 \pm 13,98$ МПа і $2,37 \pm 0,1$ ГПа відповідно. На 60 добу – $90,5 \pm 6,16$ МПа і $2,38 \pm 0,06$ ГПа відповідно. На 90 добу – $99,4 \pm 1,95$ МПа і $2,4 \pm 0,08$ ГПа відповідно.

У першу добу після полімеризації середнє значення межі міцності та стандартна помилка середньої кісткового цементу De Puу CMW I склали $90,6 \pm 2,0$ МПа, а модуля пружності й стандартної помилки середньої – $2,22 \pm 0,02$ ГПа; на 14 добу – $86,8 \pm 1,4$ МПа і $1,98 \pm 0,07$ ГПа відповідно; на 60 добу – $90,1$

$\pm 2,3$ МПа і $2,1 \pm 0,11$ ГПа відповідно; на 90 добу – $94,6 \pm 2,7$ МПа і $2,26 \pm 0,07$ ГПа відповідно.

У першу добу після полімерізації середнє значення межі міцності та стандартна помилка середньої кісткового цементу Zimmer Osteobond склали $101 \pm 3,27$ МПа, а модуля пружності і стандартної помилки середньої – $2,55 \pm 0,06$ ГПа; на 14 добу – $91,2 \pm 3,96$ МПа і $2,2 \pm 0,12$ ГПа відповідно; на 60 добу – $103,7 \pm 2,62$ МПа і $2,59 \pm 0,09$ ГПа відповідно; на 90 добу – $104,4 \pm 2,3$ МПа і $2,42 \pm 0,12$ ГПа відповідно (рис. 3.60).

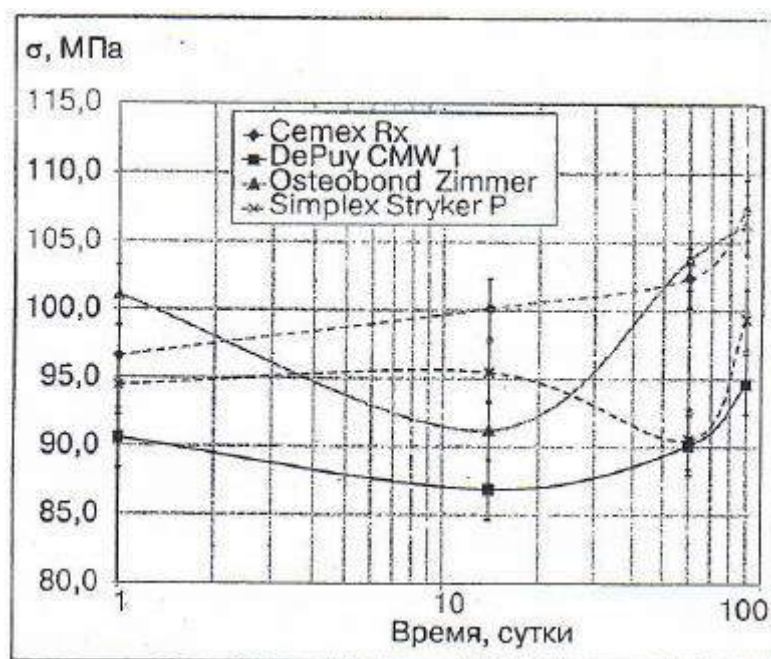


Рис. 3.60. Зміна міцності різних видів цементу з часом

Таким чином, результати експериментального дослідження дають змогу стверджувати про мінливість міцнісних властивостей (межі плинності) різних видів цементів на основі метилметакрилату з плином часу. Потрібно зазначити, що дещо відрізняється поведінка зразків цементу Cemex Rx, міцність якого монотонно зростає зі збільшенням часу після полімерізації.

Необхідно також наголосити на підвищенню розбігові значень міцності зразків цементу Simplex Stryker P.

Отримані значення межі плинності (міцності) під час випробувань на стиснення всіх чотирьох видів цементу відповідають нормативним вимогам ISO 5833. З'ясовано, що з плином часу міцнісні характеристики різних марок

5833 кісткового цементу на основі метилметакрилату змінюються. Після полімерізації відбувається незначне зниження, а потім – зростання міцності кісткових цементів, проте всі види кісткових цементів на 90 добу після полімерізації досягають межі міцності, що перевищують такі показники на 1 і 14 добу після операції.

3.5.2. Вплив товщини цементної мантії на напруження в системі «кістка – цемент – стегновий компонент» ендопротеза кульшового суглоба

На нашу думку, правильна позиція ніжки ендопротеза КС у кістково-мозковому каналі й оптимальна товщина цементної мантії мають забезпечувати довготривалу експлуатацію імплантата. Це необхідно з таких причин: 1) наявність надтонкої цементної мантії може сприяти виникненню розтріскування цементу, що, своєю чергою, може призвести до асептичного розхитування; 2) за повної відсутності мантії може виникати знос кістки ендопротезом (stress-shielding ефект) унаслідок мікротертя; 3) за наявності надтової цементної мантії буде погано передаватися навантаження на кістку, що в подальшому може призвести до її атрофії та лізісу.

Оптимальну товщину цементної мантії до сьогодні не визначено. Ортопед-травматолог, виконуючи операцію, здебільшого самостійно обирає товщину цементної мантії, спираючись на власний досвід або досвід колег. У зв'язку з цим, біомеханічне обґрунтування вибору раціональної товщини цементної мантії під час цементної методики ЕП КС є важливим й актуальним завданням, що сприяє покращенню результатів лікування та виживаності такого різновиду ендопротезів.

У зв'язку із вищезазначеним, метою запропонованого розділу досліджень було покращення результатів цементного ендопротезування КС шляхом біомеханічного обґрунтування вибору раціональної товщини цементної мантії за допомогою числового аналізу методом кінцевих елементів напружень, що виникають у системі «кістка – цемент – ендопротез».

Модель СК було отримано на основі знімків комп'ютерної томографії такої кістки. За стегновий компонент ендопротеза КС і базової розробленої системи ендопротезів було обрано конічну поліровану ніжку цементного типу фіксації (рис. 3.61 (а)), а за фіксатор ніжки – кістковий цемент марки Palacos, що має якісні механічні характеристики.



Рис. 3.61. Геометричні моделі: а) – ендопротез цементного типу фіксації; б) – моделі цементних мантий із товщиною 1, 2, 3, 4, 5 мм

Було розглянуто випадки встановлення ніжок ендопротезів КС у кістковий цемент, що заповнює кістково-мозковий канал стегнової кістки з формуванням цементної мантиї, товщина якої з усіх боків була однаковою в діапазоні від 1 мм до 5 мм, і варіювала з кроком 1 мм (рис. 3.61 (б)).

Величина навантаження для визначеного завдання приймалася відповідно до типорозміру ніжки ЕП КС цементного типу фіксації. Числовий аналіз напружень у ніжках типу ЕП, що було розглянуто, а також у СК здійснено під дією розрахункового навантаження з вагою тіла людини 700 Н ($F_x = 362$ Н; $F_y = 224$ Н; $F_z = 1575$ Н), де X – фронтальна вісь; Y – сагітальна вісь; Z – вертикальна вісь, початок системи координат розташовано в центрі головки ендопротеза.

Для кожного варіанта моделі, з урахуванням усіх можливих комбінацій – це 5 постанов – було виконано завдання пружної статки на сітках, що містили 600–700 тисяч C3D4 елементів (4-х вузловий елемент, лінійний тетраедр), що містить 250–300 тисяч вузлів (рис. 3.62).

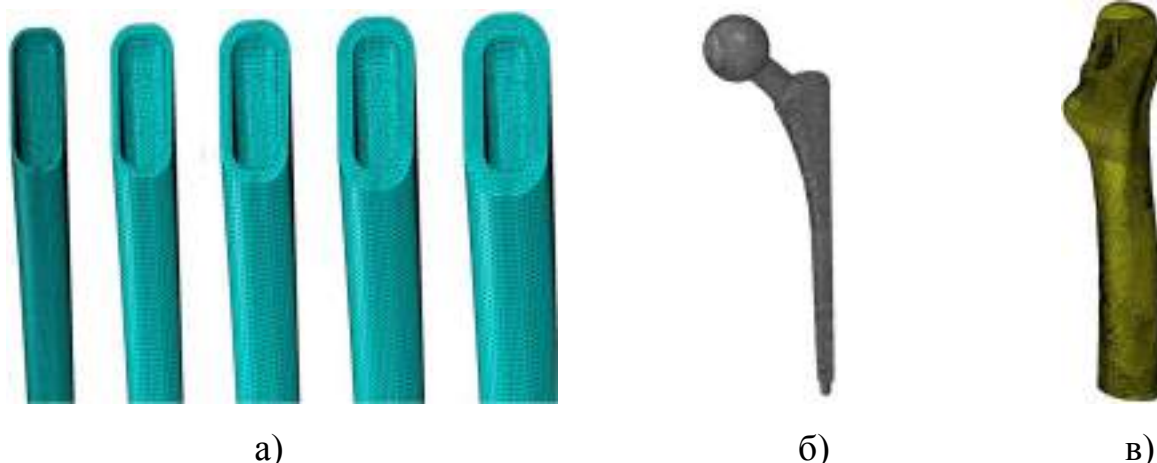


Рис. 3.62 Кінцево-елементні моделі: а) цементної мантиї товщиною 1–5 мм; б) конічної ніжки для цементної фіксації; в) стегнової кістки

Результати числового аналізу напруженого стану системи «кістка – цемент – ендопротез». На рис. 3.63 представлено розподіл і значення еквівалентних напружень за Мізесом у системі «кістка – цемент – стегновий компонент» ендопротеза КС під час цементної фіксації з різною товщиною цементної мантиї. Номер кривої відповідає товщині цементної мантиї.

Було виявлено, що з латерального боку стегнової кістки виникають розтягуючі нормальні поздовжні напруження, а з медіального – стискаючі. Розтягуючі напруження є меншими за стискаючі.

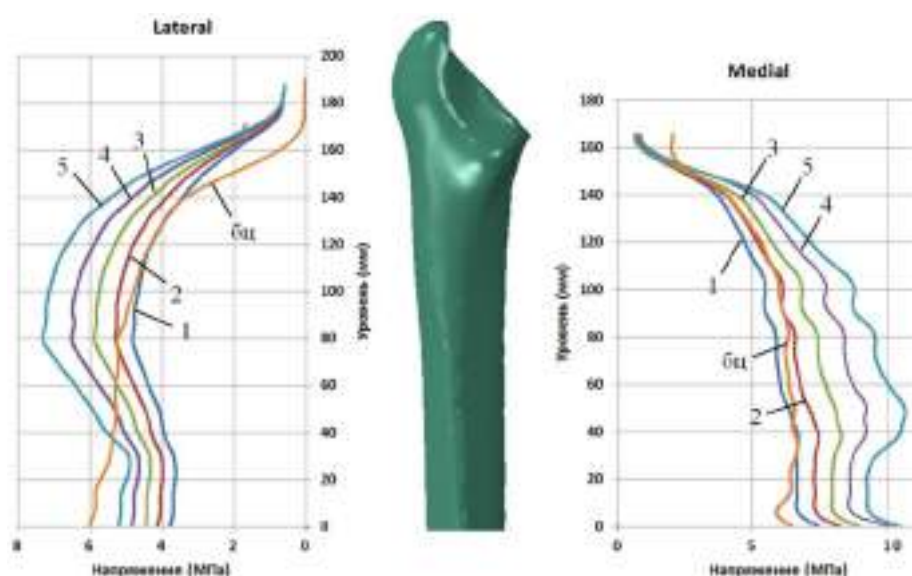


Рис. 3.63 Розподіл максимальних еквівалентних напружень на медіальній і латеральній поверхні стегнової кістки під час цементного встановлення ніжки ендопротеза

Було з'ясовано, що максимальні напруження в кістці локалізовано з медіального боку в зоні дистального відділу ніжки ЕП. Розрахунки свідчать, що зі збільшенням товщини цементної мантиї збільшується й напруження у діяфізі кістки. Це пов'язано з тим, що за агресивної рашпильної обробки кістково-мозкового каналу під час підготовки ложа для введення кісткового цементу й ніжки ЕП, відбувається витончення кістки і її ослаблення, що призводить до біомеханічного дисбалансу в зоні контакту «кістка – цемент», особливо за наявності остеопорозу та деформації проксимального відділу СК та під час ДК зокрема. Модуль пружності цементу значно відрізняється від модуля пружності кістки, і заповнення простору цементом не може в достатньому ступені компенсувати втрати кісткового масиву. На рис. 3.64 наведено розподіл напружень у кістці під час безцементної фіксації ніжки (крива бц).

У цементній мантиї, подібно СК, розтягуючі напруження виникають з латерального боку, а стискаючі – з медіального (рис. 3.64).

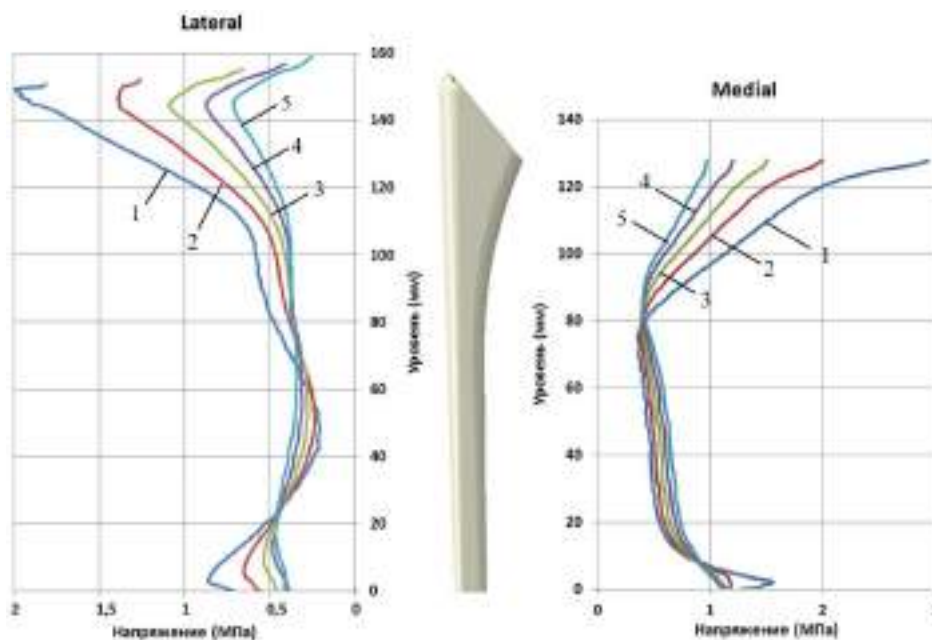


Рис. 3.64 Розподіл максимальних еквівалентних напружень на медіальній і латеральній поверхнях цементної мантиї в стегновій кістці

Таким чином, максимальні стискаючі напруження в цементній мантії зосереджені в проксимальній зоні в ділянці дуги Адамса СК. Співставляючи межу довговічності кісткового цементу (10МПа) з напруженнями, що виникають у цементній мантії різної товщини, виконуючи ЕКС із використанням цементних технологій під дією функціональних навантажень, ми дійшли висновку, що за умови товщині цементної мантії не менш, ніж 1 мм, забезпечується прийнятне середовище для тривалого функціонування імплантата, тим самим, враховуючи відмінності розмірів ніжки за її довжиною (конуска форма) і внутрішньої поверхні кістково-мозкового каналу, отримуємо, що за довжиною ніжки товщина цементної мантії переважно буде змінюватися, а на більшій частині поверхні така товщина буде складати 2–4 мм. Потрібно зазначити, що зміни товщини цементної мантії впливають на величину напружень, що виникають лише в проксимальній зоні фіксації ЕП. Таким чином, відмінність товщини цементної мантії між проксимальним і дистальним відділами не впливає на її НДС.

НДС ніжки визначаємо за допомогою поєднання згинаючого моменту у фронтаальній площині й сили стиснення в осьовому напрямі за умови істотного переважання першого (рис. 3.65).

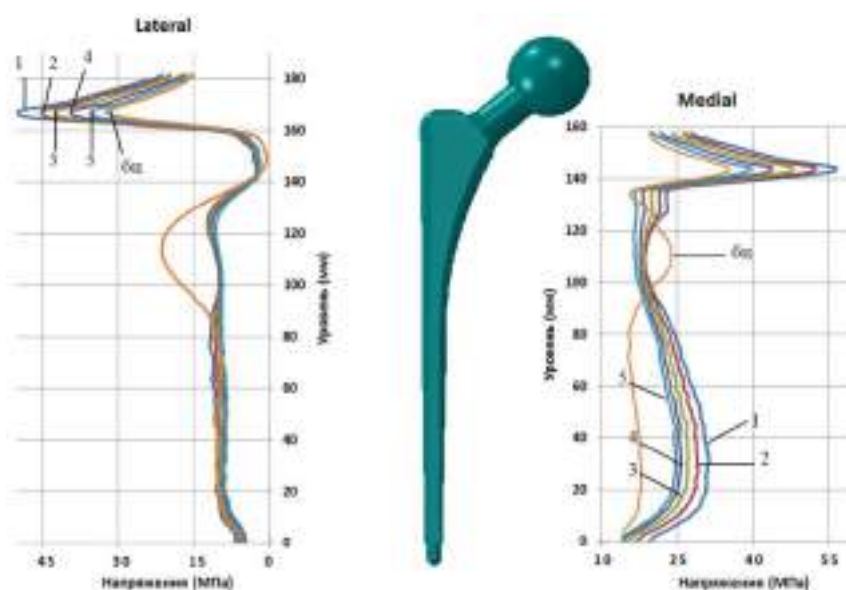


Рис. 3.65. Розподіл максимальних еквівалентних напружень на **медіальній** і **латеральній** поверхнях ніжки ендопротеза за різної товщини цементної мантії

З латерального боку ніжки та шийки конуса виникають розтягуючі нормальні поздовжні напруження, а з медіального – стискаючі. Водночас абсолютна величина розтягуючих напружень на тому ж самому рівні ніжки дещо менша, ніж стискаючих. Максимальну величину стискаючих напружень спостерігаємо з латерального боку на рівні шийки та конуса для фіксації головки ЕП. Зміни товщини цементної мантії не завдають значного впливу на напружений стан ніжки ЕП. Таким чином, результати розрахунків демонструють, що максимальні напруження в ніжці не перевищують межі плинності матеріалу, і всі елементи системи працюють у ділянці пружної деформації. Потрібно зауважити, що напруження в імплантаті нижче межі витривалості матеріалу (опір утомі під час циклічного навантаження), що забезпечує достатні коефіцієнти запасу міцності для ніжки ЕП.

Отже, розрахунки МКЕ системи «кістка – цемент – стегновий компонент» дають змогу стверджувати, що за товщини кісткового цементу не менш, ніж 1 мм, виконуючи ЕКС з використанням цементної технології, ми забезпечуємо достатній запас надійності стосовно значень напружень межі втоми цементу, що сприяє тривалій експлуатації ніжки ендопротеза без розхитування.

Обираючи оптимальну товщину цементної мантії, потрібно зважати на те, що зменшення товщини кістки, унаслідок підготовки ложа для більш товстої цементної мантії, призводить до підвищення напружень у кістці та збільшує ризик її перелому. Натомість, занадто товста цементна мантія призводить до поганої передачі навантажень на кістку, що може призвести до остеолізу, нестабільності ендопротеза й ризику перелому СК.

Зміна товщини цементної мантії від 1 до 5 мм не здійснило значних впливів на НДС ніжки ендопротеза. Як і у всіх компонентах, максимальні розтягуючі напруження виникають на латеральній поверхні ніжки та кістки, а максимальні стискаючі напруження – на медіальній стороні, водночас величина напружень перебуває в межах зони довговічності експлуатації ЕП.

За матеріалами розділу опубліковано:

1. **Лоскутов О. А.** Прочностные и жесткостные характеристики костного цемента «Osteobond», полимеризованного в условиях операционной. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2008. № 1. С. 65–69.

2. Олейник А. Е., Красовский В. Л., **Лоскутов О. А.** Биомеханический анализ конструкции бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы «Ортэн». *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2009. № 1. С. 17–25.

3. Лоскутов А. С., Олейник А. Е., Зуб Т. А., **Лоскутов О. А.** Влияние формы проксимального отдела бедренной кости на ее функциональную структуру при диспластическом коксартрозе. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2012. № 1. С. 12–17.

4. **Лоскутов О. А.**, Васильченко Е. В., Амбражей М. Ю. Жесткостные и прочностные характеристики различных марок костного цемента на основе полиметилметакрилата и их изменение со временем. *Травма*. 2014. Том 15, № 1. С. 114–117.

5. **Лоскутов О. А.**, Левадный Е. В. Анализ напряженного состояния элементов системы «Бедренная кость – имплантат» при функциональных нагрузках эндопротеза тазобедренного сустава. *Травма*. 2015. Том 16. № 6. С. 48–54.

6. **Лоскутов О. А.** Особенности напряженно-деформированного состояния конической ножки эндопротеза тазобедренного сустава при различных типах ее фиксации. *Научно-практ. журнал «Ортопедия, травматология и протезирование»*. Харьков, 2015. №3. С. 21–26.

7. **Лоскутов О. А.**, Левадный Е. В., Синегубов Д. А., Лоскутов А. Е. Влияние толщины цементной мантии на напряжения в системе «Кость-цемент-бедренный компонент» эндопротеза тазобедренного сустава. *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. 2015. №3 (86). С. 46–51.

8. **Лоскутов О. А.** Биомеханическое обоснование выбора ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим

кокстартозом. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2017. № 2. С. 14–22.

9. **Лоскутов О. А.** Некоторые биомеханические особенности медиализации чаши при эндопротезировании тазобедренного сустава у больных с диспластическим кокстартозом. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2017. № 3. С. 26–31.

10. Оценка первичной стабильности запрессовываемого и ввинчиваемого ацетабулярных компонентов при эндопротезировании тазобедренного сустава / **О. А. Лоскутов**, Н. Е. Науменко, А. Е. Лоскутов, Д. А. Синегубов, Д. В. Горобец, К. С. Фурманова. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2017. № 1 (606). С. 92–97.

11. **Loskutov O.**, Levadnyi I., Grzelezik D., Awrejcewicz J. Influence of the fixation region of a hip stem on the behaviour of the “bone-implant” system. *Engineering Dynamics and Life Sciences*. Ed. by J. Awrejcewicz, M. Kazmierchak, J. Mrorowski, P. Olejnik. Łódź. 2017. P. 321–328.

12. **Лоскутов О. А.**, Левадный Е. В. Численное исследование напряженного состояния элементов системы «эндопротез тазобедренного сустава – бедренная кость» при различных типах фиксации имплантата. *Theoretical Foundations of Civil Engineering. Polish-Ukrainian Transactions* Ed. by W. Szczesniak, OW PW – Warsaw. 2015. Part I. - Vol.23. P.187–192.

13. **Лоскутов О.**, Левадный Е., Синегубов Д., Лоскутов А. Влияние типоразмера ножек эндопротеза тазобедренного сустава на напряженное состояние в системе «кость – цемент – бедренный компонент». *Theoretical Foundations of Civil Engineering. Polish-Ukrainian Transactions* Ed. by V. Bolshakov., Dnipropetrovsk.– Warsaw. 2015. Vol.23. Part II. P. 15–22.

14. Расчетные модели для оценки напряженно-деформированного состояния костной ткани при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава / Н. Е Науменко, **О. А. Лоскутов**, Д. В. Горобец, С. А. Сирота, И. К. Хрущ. *Техническая механика*. Днепропетровск, 2014. № 1. С. 67–72.

15. Лоскутов О.Є. Питання оптимального вибору імплантату кульшового суглоба / О.Є. Лоскутов, В.М. Турчин, **О.А. Лоскутов**, А.П. Дегтяренко // Збірник наукових праць // Питання прикладної математики і математичного моделювання. – Дніпро, 2016. – Випуск 16. – С. 91 – 101.

16. Comparative analysis von THRs with press-fit and threaded acetabular components in patients with DDH / **O. Loskutov**, D. Horobets, K. Furmanova, E. Kovbasa, D. Sinegubov, A. Loskutov. *Abstracts. 65. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V.* 27–29 April in Baden-Baden, W.5.9, 2017.

17. Loskutov A., **Loskutov O.**, Furmanova K., Bojko A. Comparative biomechanical evaluation of primary stability of hip endoprosthesis conical stems with different types of fixation. 67. *JAHRESTAGUNG der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. ABSTRACTS.* 2–4. Mai 2019. P. 63–64.

18. Loskutov A., **Loskutov O.**, Sinegubov D., Kovbasa E., Furmanova K., Rybka V. Acetabular component type selection during cotyloplasty in patients with developmental dysplasia of the hip. 67. *JAHRESTAGUNG der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. ABSTRACTS.* 2.–4. Mai 2019. P. 59.

19. **Лоскутов О. А.**, Васильченко Е. В. Биомеханическая оценка прочностных характеристик костного цемента. *Матеріали I Українського симпозіуму з біомеханіки опорно-рухової системи.* Дніпропетровськ, 2012. С. 22.

20. **Лоскутов О. А.** Сравнительная оценка запрессовываемой и ввинчиваемой чашек при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом. Матеріали наукового симпозіуму з міжнародною участю // II Український симпозіум з біомеханіки опорно-рухової системи «Актуальні питання сучасної ортопедії та травматології». Дніпропетровськ, 2015. С. 40–41.

РОЗДІЛ 4

СИСТЕМА ВІТЧИЗНЯНИХ ЕНДОПРОТЕЗІВ ДЛЯ ДИФЕРЕНЦІЙОВАНОГО ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ ХВОРИХ НА ДИСПЛАСТИЧНИЙ КОКСАРТРОЗ

Активне впровадження в клінічну практику ендопротезування кульшового суглоба в Україні було започатковано з ініціативи академіка НАН і НАМН України проф. О. О. Коржа з 1968 року завдяки його тісній співпраці з проф. К. М. Сивашом, коли вперше в Україні в Харківському НДІ травматології та ортопедії ім. проф. М. І. Ситенка було проведено успішні операції з ендопротезування кульшового суглоба.

У 90-х роках ХХ століття за ініціативи академіка НАМН України проф. О. Є. Лоскутова були створені й пройшли державну реєстрацію вітчизняні ендопротези КС для ендопротезування хворих з нескладною патологією КС, які в майбутньому почали використовувати для ендопротезування хворих з більш складною патологією КС, до якої належить диспластичний коксартроз.

Однак, під час спостереження за визначеною категорією хворих на ДК, було виявлено проблеми, що пов'язані як з вибором ацетабулярного компонента, так і ніжки ЕП, що обумовлено невідповідністю форми та розмірів як АК, так і НЕ у зв'язку з дефектами та деформаціями СКі ВЗ.

У зв'язку з цим, провідною метою та завданнями під час планування та практичної реалізації дисертаційного дослідження було обрано розробку та вдосконалення конструктивних рішень вітчизняних ендопротезів КС для диференційованого ендопротезування КС у хворих на ДК.

На сьогодні така складна проблема є одним з основних напрямів наукових пошуків Українського НДІ травматології та ортопедії й кафедри травматології та ортопедії ДУ «Дніпропетровської медичної академії МОЗ України», і в рамках договору про науково-технічне співробітництво нами було

модернізовано та розроблено низку модульних вітчизняних ендопротезів, назва яких має абревіатуру від словосполучення – ортопедичні ендопротези.

Розроблені та удосконалені конструкції елементів модульного ендопротеза кульшового суглоба отримали свідоцтво про державну реєстрацію на медичний виріб «Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП – ОРТЕН», що відповідають реєстраційним матеріалам згідно з наказом Державної служби України з лікарських засобів від 14.12.2012 року № 1050, внесені до Державного реєстру медичної техніки та виробів медичного призначення й дозволені для застосування на території України.

Після модернізації інструментарію для проведення ЕКС з урахуванням особливостей патології КС з використанням розроблених та удосконалених нами різноманітних конструкцій ендопротезів за наявності ДК та втілення в промислове виробництво на конверсійних підприємствах Дніпропетровського регіону конічних стандартних, диспластичних вкорочених та подовжених ніжок, а з 2013 року конічних об'ємних, спеціальних видів остеoadгезивного покриття поверхонь імплантатів та вдосконалення конструкцій АК, що загвинчуються завдяки розробці малих типорозмірів, і АК, що запресовуються шляхом включення в їх конструкцію деротаційного оперіння, було проведено широке впровадження таких розробок у клінічну практику для диференційованого ендопротезування хворих на ДК.

Аналіз отриманих результатів дав нам змогу надати дані розробки ендопротезів КС в орган сертифікації ДП «Український медичний центр сертифікації МОЗ України» та отримати Сертифікат № 156 системи управління якістю згідно з ISO13485:2016 на розробку проектування, виробництво та продаж ендопротезів кульшового суглоба від 13.09.2018 року й сертифікат відповідності забезпечення функціонування комплексної системи управління якістю № UA. TR. 039.703. від 28.09.2018 року.

4.1. Загальна характеристика вітчизняних модульних ендопротезів кульшового суглоба

Для диференційованого ендопротезування хворих на ДК ми віддавали перевагу вітчизняним модульним системам ЕП КС (сертифікат відповідності № UA. TR. 039.703 (рис. 4.1).

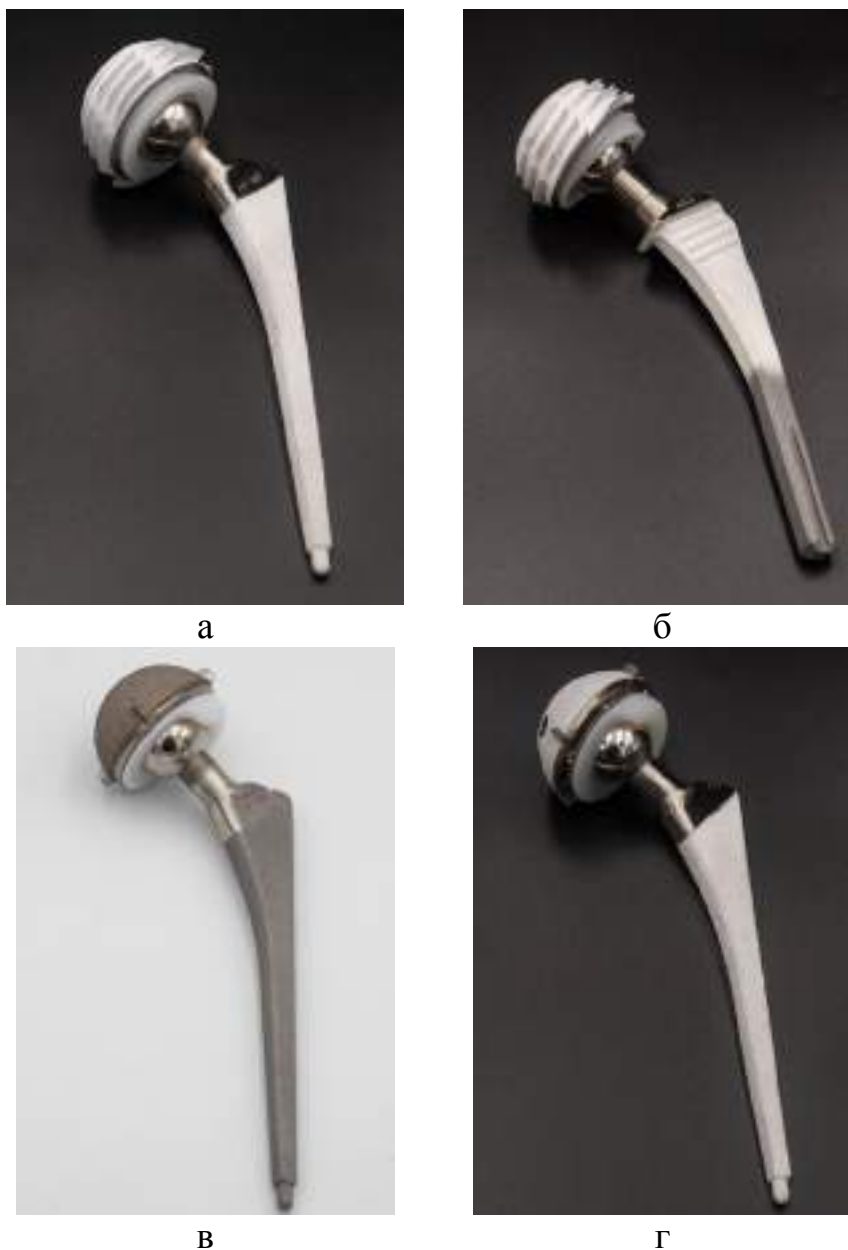


Рис. 4.1. Основні різновиди модульних безцементних ЕП КС: а – ніжка конічна об'ємна з чашкою, що загвинчується; б – ніжка диспластична з чашкою, що загвинчується; в – ніжка конічна стандартна з чашкою, що запресовується (плазмове напилення титану); г – ніжка конічна стандартна з чашкою, що запресовується та з деротаційними перами (плазмове покриття керамікою)

Під час розробки та конструювання модульних ЕП КС попередньо було проведено численні рентгенморфометричні дослідження стану ВЗ та СК у хворих на ДК з різним ступенем деформації (згідно з L. Dorr), що дало змогу адаптувати до цієї форми кістково-мозкового каналу СК геометричні параметри ніжок ендопротеза, котрі забезпечують, залежно від форми СК, епіметафізарний, метафізарно-діафізарний та діафізарний типи фіксації імплантатав СК (рис. 4.2).

Конструкції розроблених НЕ та АК ендопротеза КС виготовлено з титанового сплаву ВТ-6АІ-4V.

Ніжки конічні стандартні ЕП КС призначені для ендопротезування хворих на ДК з формою кістково-мозкового каналу (тип А за L. Dorr) і забезпечують епіфізарно- метафізарний тип фіксації.

Ніжки конічні об'ємні нами було розроблено 2011 року шляхом удосконалення НЕ стандартних завдяки зміни їх двоплощинного об'єму, за рахунок чого вони забезпечують метафізарно-діафізарний тип фіксації переважно за форми каналу типу В за L. Dorr.

Ніжки диспластичні, з діафізарним типом фіксації, виконані з шийково-діафізарним кутом 140° , мають квадратний профіль зі скошеними вуглами та опірний калькар для посадки на дугу Адамса й забезпечують переважно діафізарний тип фіксації НЕ. Залежно від ступеня вуглової деформації СК у сагітальній площині цей тип НЕ має вкорочену та подовжену версії довжиною від 120 до 210 мм. Зазначені ніжки ЕП КС мають стандартний конус Морзе 12/14 для посадки головки ендопротеза й виконані в 5 типорозмірах, а ніжки (тип Д) мають геометричну лінійку, котра містить 7 типорозмірів.

Доопераційний підбір різновиду конструкції НЕ та її типорозміру виконували за допомогою прозорих маркерів з рентгенологічним посиленням 10° , 15° і 20° , які накладали на доопераційні рентгенограми.

За ендопротезування хворих на ДК ми послуговувалися двома основними різновидами АК для безцементної фіксації; АК, що загвинчується, та АК, що запресовується.



Рис. 4.2. Варіанти ніжок ЕП КС для безцементної фіксації з піскоструйною обробкою поверхні: а – конічна стандартна ніжка; б – конічна об'ємна ніжка; в – диспластична ніжка з калькаром та квадратним профілем; г – варіанти НЕ з керамічним покриттям

Зважаючи на результати проведених експериментальних досліджень, перевагу віддавали АК, що загвинчуються (рис. 4.3), які виготовлені з титанового сплаву ВТ-6 на зовнішній поверхні мають варіанти обробки піскоструйним методом, але ми віддавали перевагу АК, які мали плазмове покриття керамікою, котра є найбільш нейтральним матеріалом для кісткової тканини.

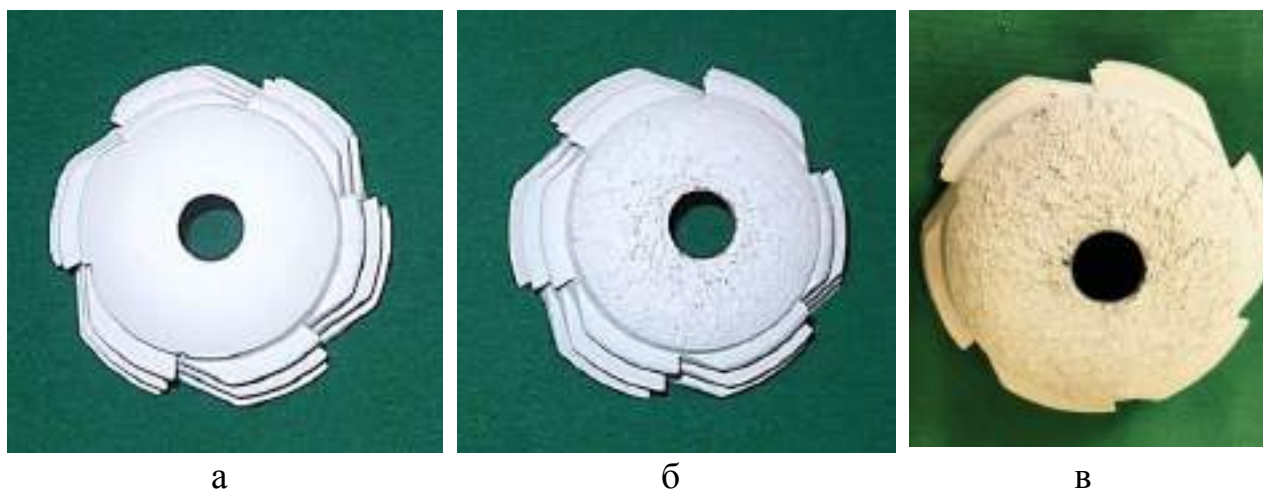


Рис. 4.3. Ацетабулярний компонент, що загвинчується: а – з покриттям компактною керамікою; б, в – з остеоадгезивним покриттям основи АК

Перевагами розробленої нами конструкції АК, що загвинчується, є те, що висота різьби складає 4–4,5 мм і перевищує зазначені показники порівняно з класичними чашками Вейле та Міттелмеєра у 2–2,5 рази, що забезпечує їх більш надійну фіксацію в отворі ВЗ за рахунок збільшення площі контакту й занурення в кісткову ложу.

2011 року конструкція покриття АК була удосконалена шляхом плазмового покриття на зовнішню основу чашки пористої кераміки, (рис. 4.3 (б,в)), що створювало позитивні адаптивні та інтеграційні умови поєднання АК з кістковими трансплантатами у випадках виконання медіалізації позиції АК у хворих на ДК та виконання котилопластики поглибленого дна ВЗ за рахунок спонгіозної кісткової аутопластики, що попереджало нестабільність АК та ризика його протрузії в порожнину таза в таких випадках.

АК, що загвинчуються, мають конічну форму, водночас діаметр внутрішнього конуса, без різьби, коливається в 7 типорозмірах – від 43 мм до 67 мм.

Конструкції малих типорозмірів – О (43 мм) та О (46 мм), були нами розроблені, сертифіковані й утілені у виробництво та клінічну практику 2010 року.

Враховуючи проблеми, що виникають під час використання АК, що за-пресовується, особливо за необхідності медіалізації позиції чашки, ми моде-

рнізували розроблену нами на попередніх етапах (патент UA № 59068) напівсферичну чашку ендопротеза кульшового суглоба що запресовується. Вона мала переваги перед існуючими аналогами через зняття негативного впливу титану на оточуючі тканини завдяки нанесенню покриття на основі нітриду титану, збільшення товщини ацетабулярного вкладня в центральній частині та наявності шестигранної форми ложі АК та на зовнішній поверхні вкладня для забезпечення його стабільності після запресування в отвір АК.

Модернізація та вдосконалення конструкції АК, що запресовується, полягала у введенні в їх конструкцію чотирьох деротаційних пер, які поліпшували первинну стабільність АК, та використання зовнішнього покриття структурною керамікою (рис. 4.4).

Надзвичайно важливим елементом конструкції ЕП КС є вузол тертя, котрий містить вкладень (лайнер), виготовлений з поліетилену марки Хірулен, а в подальшому з 2016 року нами було втілено в промислове виробництво вироби з крос-лінк поліетилену, що значно перевищує якісні показники вузла тертя ЕП КС.



а



б

Рис. 4.4. АК, що запресовується: а – стандартний з плазмовим титановим напиленням; б – з деротаційними перами та структурним покриттям керамікою

Ми розробили й втілили в промислове виробництво та широку клінічну практику різноманітні види вкладнів до АК, зразки яких представлено на рис. 4.5.

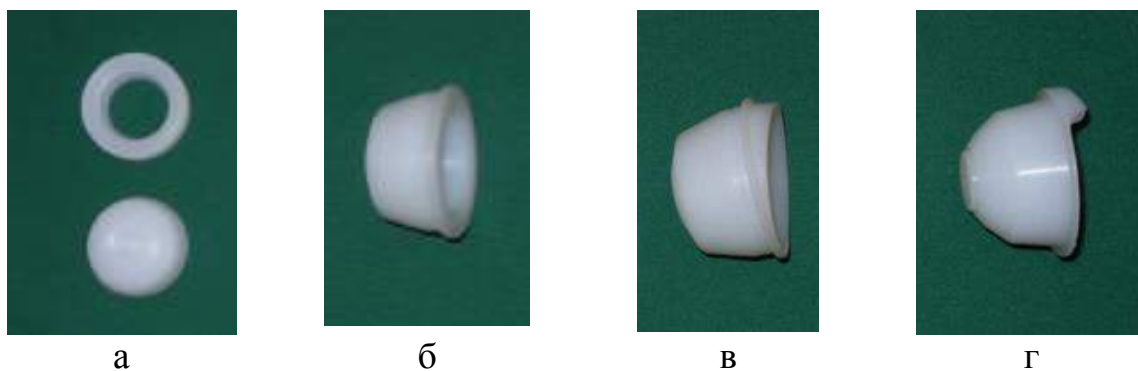


Рис. 4.5. Набір вкладнів для без цементних ацетабулярних компонентів: а – двокомпонентний з фіксованою сферою; б, в – нейтральний та з 10° навісом для АК, що загвинчується; г – вкладень з 20° навісом для АК, що запресовуються

До вкладнів для АК належить і двокомпонентний вкладень для фіксації головки ЕП у сфері тертя (рис. 4.5,а). Вкладні для АК, що загвинчуються, та АК, що запресовуються, мають 3 форми – нейтральний та з 10° та 20° навісом.

2011 року нами було удосконалено конструкцію тотального ендопротеза КС (патент UA № 62963) з метою попередження вивихів головки ЕП. Вкладень ендопротеза виконаний зовні зі зрізаним під кутом 15° конусом і виступним козирком на торці вкладня, зверненого до шийки, причому виступний козирок складає чверть від периметра торця, утворюючи кут у 20° між поверхнею торця та віддаленою точкою козирка.

Вкладні з 10° та 20° навісом ми послуговувалися за наявності ризику післяопераційного вивиху головки ендопротеза.

З метою запобігання одного з найпоширеніших ускладнень під час ендопротезування хворих на ДК – вивихів головки ендопротеза, нами було вдосконалено конструкцію ацетабулярного компонента модульного ендопротеза КС, зокрема, її виконано роз'ємною та вона має дві частини – базова основа, що вставляється в отвір АК, що загвинчується, та гайка вкладня, що фіксує головку ендопротеза після її установки у сфері основи такого виду АК. Для фіксації гайки вкладня на внутрішній поверхні АК виконано різьбу, у яку

вона за допомогою спеціального інструментарію (рис. 4.12, позиція 9, 10) загвинчується (рис. 4.5,а; 4.6).



а



б

Рис. 4.6. Комплектація ендопротеза КС з фіксованою сферою: а – чашка, що загвинчується, з внутрішньою різьбою; б – двокомпонентний вкладень для фіксації головки ЕП та ЕП у зборі

Головки ендопротеза з типорозмірами від -3 до +12 мм з конусом Морзе, що відповідає конусу шийки ЕП КС, виготовлені з нержавіючої медичної сталі та забезпечують за рахунок підбору їх довжини стабільність протезованого КС.

Використовування ендопротеза КС з фіксованою сферою дає змогу попередити вивихи ЕП у хворих з супутньою паталогією, що є наслідками ДЦП, інсульту та іншими нервово-м'язовими порушеннями ділянки КС. Таку конструкцію ендопротеза також використовували за наявності рецидивуючих вивихів головки ЕП у хворих на ДК під час проведення ревізійних операцій.

Ендопротезування кульшового суглоба у хворих на ДК із супутньою остеопенією та остеопорозом у осіб старших вікових груп виконували за допомогою розробленого нами ендопротеза КС для цементної фіксації (патент UA № 62936) (рис. 4.7 та 4.8).

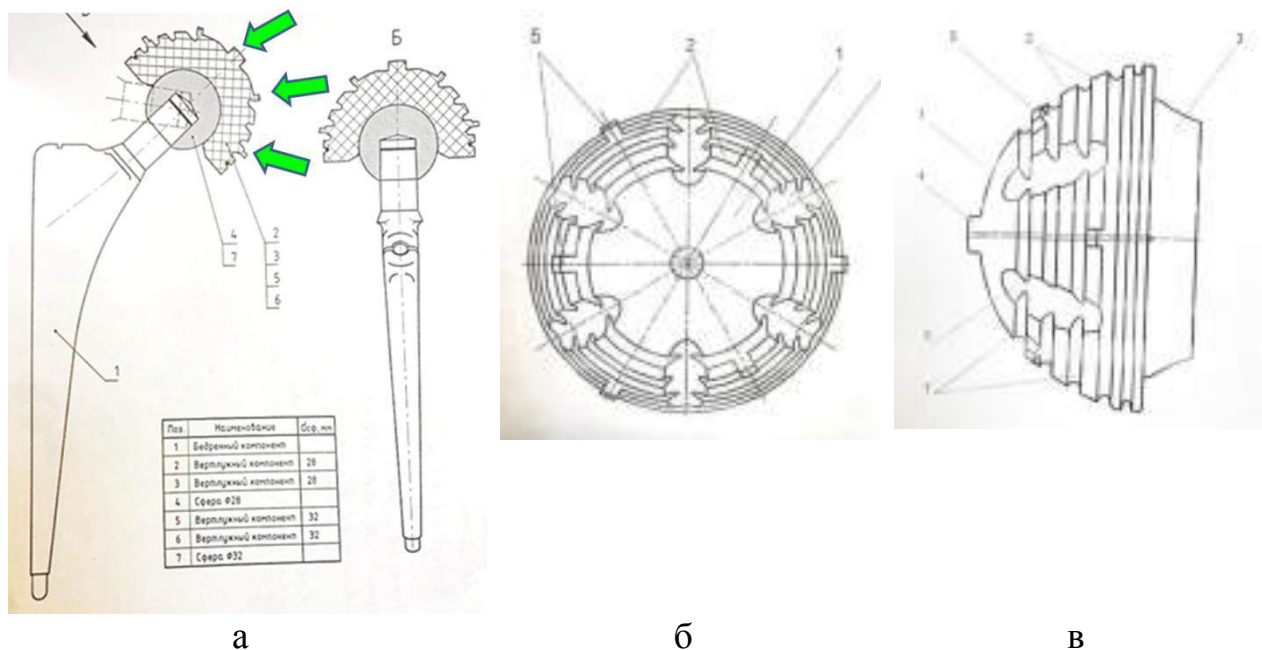


Рис. 4.7. Ендопротез КС для цементної фіксації: а – креслення (загальний вигляд); б, в – креслення чашки



Рис. 4.8. Ендопротез КС для цементної фіксації: а – ендопротез у зборі; б – варіанти АК для цементної фіксації

Перевагами розробленої конструкції ЕП КС для цементної фіксації є те, що для забезпечення надійнішої фіксації чашки, виготовленої з надвисокомолекулярного поліетилену (НВМПЕ) і підвищення адгезії кіст-

кового цементу, на зовнішній поверхні чашки виконано фіксуючі елементи на кшталт прямокутних шипів висотою 2 мм (рис. 4.7 – позначені стрілками) та розташування одного з них на початку сферичної чашки на поверхні її зовнішньої основи, а інших, які зміщені один до одного за рівнями чашки, забезпечують правильну центрацію поліетиленового АК і рівномірний розподіл цементної мантиї між АК та ложею ВЗ, забезпечуючи тим самим стабільність фіксації АК.

Ніжки ЕП для цементної фіксації мають п'ять типорозмірів та оснащені централізатором. Поліетиленові АК для цементної фіксації мають три версії – нейтральні, з дахом 10° і 20° , лінійка яких містить 7 типорозмірів, від 44 мм (з інтервалом 2 мм) до 56 мм.

4.2. Інструментарій для проведення ендопротезування, розробленого системою вітчизняних ендопротезів кульшового суглоба

Незважаючи на загальноприйнятий інструментарій під час проведення ЕКС, для забезпечення використання модульних ЕП КС ми розробили та використовували різні варіанти рашпелів (рис. 4.9), лінійка яких відповідала типорозмірам конкретної конструкції НЕ (рис. 4.10 та 4.11).



Рис. 4.9. Рашпілі для прецизійної обробки кістково-мозкового каналу стегнової кістки: а – для конічного типу ніжок; б – для ніжок (тип ДД); в – для ніжок (тип Д)



Рис. 4.10 Набір конічних рашпіїв



Рис. 4.11. Утримувач рашпіїлю в робочому стані

Готуючи ложі ВЗ для введення різноманітних типів розроблених ацетабулярних компонентів, ми розробили та промислово виготовили різноманітні види фрез, адаптованих за розмірами та формою до будь-яких типів АК (рис. 4.12) [38].

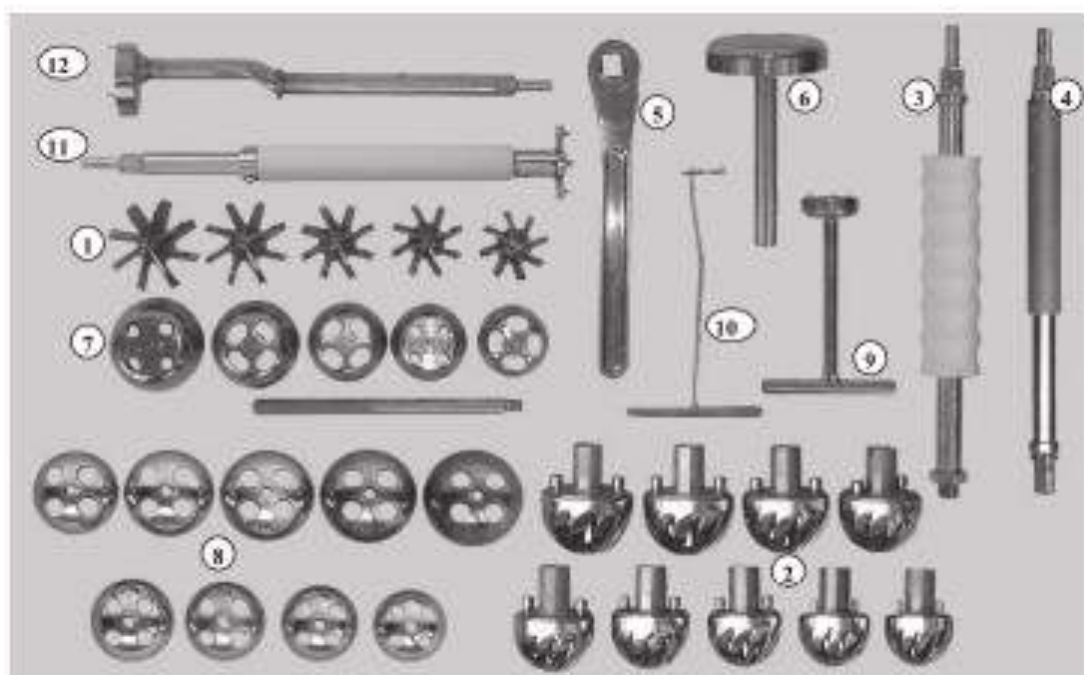


Рис. 4.12. Базовий інструментар для маніпуляцій на вертлюговій западині з ацетабулярним компонентом: 1 – набір конічних фрез; 2 – набір сферичних фрез; 3 – ключ до фрези конічної; 4 – ключ до фрези сферичної; 5 – ключ-трищітка; 6 – упор; 7 – набір конічних пробників; 8 – набір сферичних пробників; 9 – ключ для фіксації роз'ємного вкладня (прямий); 10 – ключ фігурний; 11 – насадка для загвинчування АК пряма; 12 – насадка для загвинчування АК вигнута

Для підготовки ложі під установку різних типів АК з урахуванням стану кісткової тканини, наявності остеопенії, остеопорозу, або остеосклерозу, було модифіковано три види фрез (рис. 4.13).



Рис. 4.13. Різновиди фрез для обробки ВЗ: а – конічна для чашки, що загвинчується; б – сферична для обробки остеосклерозу; в – стандартна сферична фреза для чашки, що запресовується або цементується

На рис. 4.14 представлено зовнішній вигляд утримувача для двох видів фрез.



Рис. 4.14. Утримувач фрези а – конічної; б – сферичної

По завершенню підготовки ложі ВЗ за допомогою фрез та пробників конічних або сферичних, залежно від мети операції та обраного типу АК, перевіряли відповідність форми ВЗ обраному типу АК (рис. 4.15). Кількість пробників відповідає лінійці того чи того типу АК.



Рис. 4.15. Набір пробників для чашки, що загвинчується

Аналогічні сферичні пробники використовували для оцінки ложі ВЗ, встановлюючи чашки, що запресовуються, та цементні.

Встановлення АК, що запресовується, проводили за допомогою спеціального утримувача шляхом запресовування у ВЗ (рис. 4.16).



Рис. 4.16. Утримувач для АК, що запресовується, у зборі

Для введення АК, що загвинчується, залежно від інтраопераційної ситуації, використовували утримувачі трьох різновидів – стандартний, зі згином, та вкорочений для малих розмірів (рис. 4.17 а, б, в).



а



б

Рис. 4.17. Інструментарій для встановлення АК, що загвинчується: а – рукоятка-направлювач у зборі з чашкою, б – інструмент у робочому стані; в – різновиди утримувачів АК, що загвинчуються

Продовження рис. 4.17.



в

Рис. 4.17. (продовження) Інструментарій для встановлення АК, що загвинчується: а – рукоятка-направлювач у зборі з чашкою, б – інструмент у робочому стані; в – різновиди утримувачів АК, що загвинчуються

Для введення НЕ використовували спеціальні насадки, що були соосні-вісі НЕ й мали конструктивний запобігач ротаційного зміщення НЕ під час її введення в кістково-мозковий канал СК (рис. 4.18).



а



б

Рис. 4.18. Насадки для введення ніжок ендопротеза КС: а – для введення ніжок (тип ДД та Д); б – для введення конічних та цементних ніжок

Наявність у розробленій системі ЕП ніжок 5 типорозмірів різноманітних конструкцій дає змогу ретельно підібрати необхідний типорозмір ніжки ЕП як на етапі доопераційного планування, так і корегувати вибір НЕ під час проведення операції.

Таким чином, розроблена та вдосконалена система модульних ендопротезів КС, що охоплює різноманітні види ніжок та ацетабулярних компонентів ендопротеза кульшового суглоба, які мають різну геометричну форму як стегнових, так і ацетабулярних компонентів, дають змогу індивідуально підходити до диференційованого вибору компонентів ЕП КС з урахуванням особливостей формування деформації СК та ВЗ у хворих на ДК, забезпечуючи таким чином якісну як первинну, так і вторинну стабільність фіксації компонентів ендопротеза КС у визначеній категорії хворих. Достатній арсенал типорозмірів різних видів ендопротезів КС поліпшує інтраопераційні проблеми під час виконання ендопротезування хворих на ДК. Удосконалений інструментарій для використання розроблених модульних ЕП дає також змогу провести якісну прецезійну підготовку як кістково-мозкового каналу СК, так і ложі ВЗ.

Якість реалізованої нами мети дисертаційного дослідження підтверджено органами сертифікації «Українським медичним центром сертифікації МОЗ України» та отримано сертифікат № 156 системи управління якістю згідно з ISO 13485:2016 від 13.09.2018 року.

За матеріалами розділу опубліковано:

1. Вертлюжний компонент ендопротеза кульшового суглоба: пат. 90795 Україна, А 61 F 2/34; заявник та патентовласник **О. О. Лоскутов**. Заявка № 201400104; заяв. 08.01.2014; опубл. 10.06.2014, Бюл. №11.

2. Ендопротез кульшового суглоба: пат. 62936 Україна, А 61 F 2/32; заявка № 20110120; заявл. 01.02.2011; опубл. 26.09.2011, Бюл. №18.

3. Лоскутов А. Е., Науменко Л. Ю., **Лоскутов О. А.** и др. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография. Днепропетровск: Лира, 2010. 343 с.

4. **Лоскутов О. А.**, Лоскутов А. Е., Синегубов Д. А., Фурманова К. С. Дифференцированный подход к выбору бедренного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом. *Травма*. 2018. том 19, № 4. С. 43–48. DOI:10.22141/1608-1706.4.19.2018.142104.

5. **Лоскутов О. А.**, Лоскутов А. Е., Фурманова К. С. Дифференцированный подход к выбору ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2019. № 1. С. 38–44. DOI:10.15674/0030-59872019138-44.

6. **Лоскутов О.**, Левадный Е., Синегубов Д., Лоскутов А. Влияние типоразмера ножек эндопротеза тазобедренного сустава на напряженное состояние в системе «кость – цемент – бедренный компонент». *Theoretical Foundation sof Civil Engineering. Polish-Ukrainian Transactions Ed. by V.Bolshakov*. Dnipropetrovsk.–Warsaw, 2015. Vol.23. Part II. P. 15–22.

7. Олейник А. Е., Красовский В. Л., **Лоскутов О. А.** Биомеханический анализ конструкции бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы «Ортэн». *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2009. № 1. С. 17–25.

8. Олейник А. Е., Синегубов Д. А., **Лоскутов О. А.** Концепция модульного эндопротезирования тазобедренного сустава. *Матеріали наук.-практ. конф. «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології»* (Перші наукові читання, присвячені пам'яті акад. О. О. Коржа). Харків, 2011. С. 167–169.

9. Пат. 50644 Україна, А 61 В 17/56. Спосіб фіксації вертлюгового компонента ендопротезу при диспластичних дефектах вертлюгової западини / О.Є. Олійник, Д.А. Синегубов, **О.О. Лоскутов**, С.Л. Лушня. Заявка № 200903543; заявл. 13.04.2009, опубл. 25.06.2010, Бюл. №12.

10. Тотальне ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних ацетабулярних компонентів, які запресовуються / О. Є. Лоскутов, Д. А. Синегубов, **О. О. Лоскутов**, О. В. Губарик, О. В. Алтанець. *Методичні рекомендації*. К., 2010. 22 с.

11. Пат.59068 Україна, А61 F 2/32. Чашка ендопротеза кульшового суглоба/ О.Є. Лоскутов, В.В. Коп'яков, Д.А. Синегубов, **О.О. Лоскутов** / Заявка № 2003010028; заявл. 02.01.2003; опубл. 15.08.2003, Бюл.№8.

РОЗДІЛ 5

ДИФЕРЕЦІЙОВАНЕ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГ- ЛОБА З ДИСПЛАСТИЧНИМ КОКСАРТРОЗОМ МОДУЛЬНИМИ СИ- СТЕМАМИ

5.1. Диференційований підхід до вибору ацетабулярного компонен- та під час ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз

Під час ЕКС у хворих на ДК частота ускладнень, пов'язаних з нестабільністю компонентів ендопротеза, зокрема АК, протягом перших 5–8 років після операції досягає 46%, що обумовлено складною деформацією вертлюгової западини (ВЗ) та об'ємними дефектами кісткового ложа, до того ж створює значні проблеми як під час вибору АК, так і під час виконання ревізійних операцій [9, 271, 153, 219, 343 та ін].

Під час встановлення запресовуваних АК після поглиблення ложа ВЗ виникають проблеми, пов'язані зі значною концентрацією критичних напружень тазової кістки в зоні ВЗ та високим ризиком вторинної протрузії запресовуваних чашок, особливо через їх малий діаметр.

Ми поставили завдання розробити концепцію диференційованого підходу до вибору конструкції ацетабулярного компонента із застосуванням модульних вітчизняних ендопротезів КС у хворих із різним ступенем диспластичного коксартрозу.

Проблема вибору оптимальної конструкції АК за наявності ДК надзвичайно складна й передбачала розв'язання таких завдань:

- оцінки ступеня деформації, глибини вертлюгової западини, обсягу дефекту кісткової маси та наявності остеопорозу в зоні імплантації АК;
- вибору АК для забезпечення первинної стабільності та надійного закріплення в такій ситуації – запресовуваного, загвинчуваного або цементної технології;

- можливості відновлення форми ВЗ і встановлення АК в анатомічному центрі;
- способу відновлення кісткової структури ВЗ, тобто необхідності виконання кісткової пластики, кількості кістковопластичного матеріалу та його виду (кісткова ауто- або аллопластика).

Розв'язання таких наріжних, на нашу думку, питань, дає змогу забезпечити первинну стабільність кріплення АК і подальшу виживаність імплантату під час ЕКС у хворих на ДК.

Ми використовували розроблені нами модульні АК системи ЕП КС, що містять загвинчувані конічні (рис. 5.1 (а)), запресовувані напівсферичні (рис. 5.1 (б)) і цементні чашки (рис. 5.1 (в)).

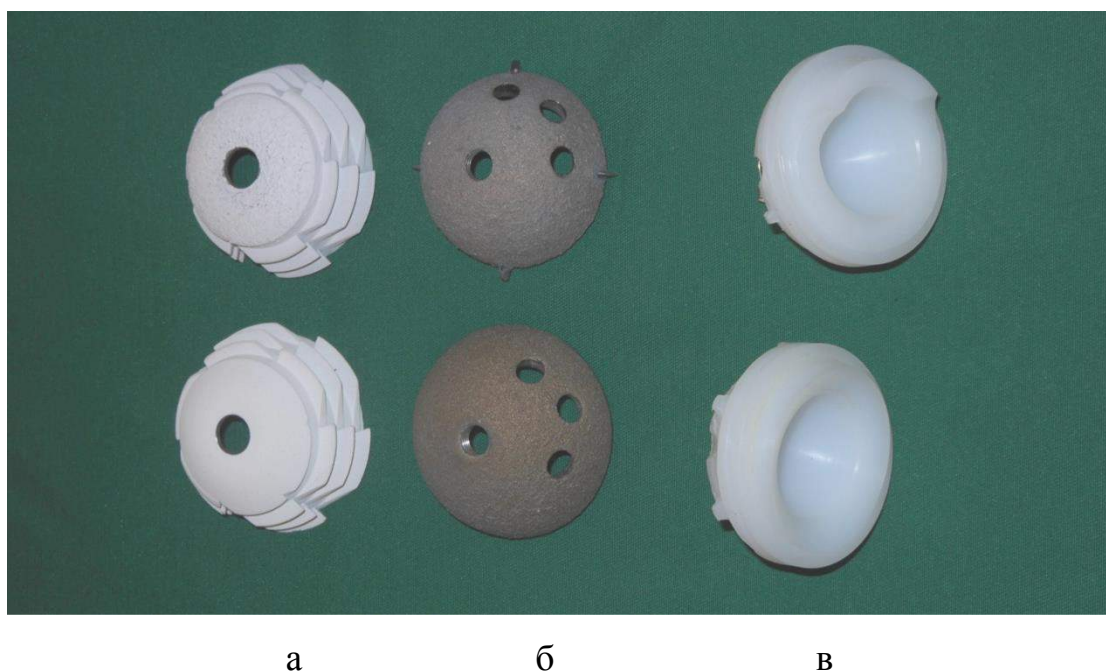


Рис. 5.1. Ацетабулярні компоненти ЕП КС: а – загвинчувані; б – запресовувані; в – цементні чашки

Усі версії безцементних АК надавали диференційований вибір і встановлення одного з трьох видів вкладнів – нейтрального, з 10° і 20° навісом для загвинчуваного й запресовуваного АК, залежно від інтраопераційної ситуації та позиції АК. Аналогічне конструктивне вирішення мають і цементні чашки ЕП КС, що містять 2 рівні шипів для рівномірного розподілу цементної мантиї й варіанти – нейтральний та з 10° і 20° комірцем. Вкладні АК з

навісом для профілактики вивиху ендопротеза було встановлено у 203 (51,5%) випадках.

Враховуючи антропометричні особливості будови ВЗ за наявності ДК, ми розробили загвинчувані АК малих розмірів з діаметром конуса-корпусу чашки 43 і 46 мм. Залежно від типу ДК за Crowe, застосовувалися різні типорозміри такого виду чашок, що дало змогу мінімізувати деструкцію кістки під час підготовки ложа ВЗ та під час їх встановлення (табл. 5.1).

Таблиця 5.1

**Типорозміри встановлених загвинчуваних ацетабулярних компонентів
ЕП КС залежно від типу ДК за Crowe**

Типорозмір загвинчуваної Чашки ЕП КС (d різьби /d корпусу)	Тип ДК за Crowe				Усього: %
	I	II	III	IV	
-1 (51/43)	0	9	17	2	28 8,5%
0 (54/46)	4	27	28	2	61 18,5%
1 (58/49)	21	62	36	10	129 39,2%
2 (61/52)	18	38	30	1	87 26,5%
3 (63/54)	4	8	5	0	17 5,2%
4 (65/56)	4	0	3	0	7 2,1%
Усього: %	51 15,6%	144 43,7%	119 36,2%	15 4,6%	329 100%

Зважаючи на дані табл. 5.1, загвинчувані конічні чашки малих розмірів з конусом 43, 46 та 49 мм було застосовано у 218 (55,3%) випадках, переважно з ДК II, III і IV типів за Crowe. Чашки більшого перерізу застосовували за наявності супутньої остеопенії та остеопорозі.

Показанням для застосування загвинтованих чашок під час ендопротезування хворих з ДК були сегментарні дефекти та складні деформації ВЗ, необхідність медіалізації чашки й виконання кісткової пластики, супутня остеопенія й остеопороз.

Конічна форма загвинтованого АК і наявність різьбових пір'їв висотою від 4 до 4,5 мм дають змогу, шляхом занурення їх у тіло тазової кістки, перерозподілити навантаження на периферичні відділи ВЗ, таким чином було забезпечено стабільність і профілактику протрузії чашки, особливо через поглиблення ложа ВЗ і медіалізацію позиції АК (рис. 5.2).



Рис. 5.2. Рентгенограми хворої В., 39 років, (іст. хв. № 21525): а – до операції; б – після ендопротезування з використанням чашки, що загвинчується – адаптація в прямій і бічній проєкціях

В усіх випадках встановлення загвинтованого АК проведено вільну кісткову аутопластику дна ВЗ і периферійних сегментарних дефектів. Як кістковопластичний матеріал використовували кісткову аутостружку, а в 19 випадках – цілісний кістковий аутотрансплантат, який запресовували в різьбові виступи чашки й закріплювали його двома спонгіозними гвинтами. Надійна первинна фіксація зазначеного виду АК забезпечила раннє навантаження на кінцівку та регенерацію кістки в зоні пластики дефектів кісткового ложа ВЗ, особливо в ситуаціях зі значною деструкцією КС під час ускладнень ДК на анкілоз. Наведемо клінічний приклад.

Хвора З., 52 роки, інвалід I групи (іст. хв. № 1499 та № 12344) перебувала на лікуванні в клініці через двобічний диспластичний коксартроз 3 ста-

дії, фіброзний анкілоз правого КС, кістковий анкілоз лівого КС, згинально-привідні контрактури суглобів. Стан після реконструктивної артропластики КС. Кіфосколиоз поперекового відділу хребта (рис. 5.3). Оцінка за шкалою Харіса до операції – 20,5 балів.



Рис. 5.3. Рентгенограми хворої 3., 52 роки (іст. хв. № 1499 та № 12344) до оперативного втручання

В анамнезі діагноз «вроджений вивих головок стегнових кісток» було встановлено у віці 7 років. У віці 8 та 9 років послідовно на лівому й правому КС виконано відкрите вправлення вивиху стегон, пластика даху КЗ. У віці 10 та 11 років було виконано корегуючу варизуючу остеотомію проксимальних відділів обох КС. Під час обстеження – пересувається за допомогою милиць, скарги на біль у правому кульшовому суглобі, відсутність рухів у суглобах, суттєві життєві обмеження. Обсяг рухів – згинально-привідні контрактури обох КС; у лівому кульшовому суглобі рухи відсутні; у правому згинання-розгинання обсягом 15°, інші рухи відсутні. Значна атрофія м'язів, післяопераційні рубці після доступів Мерфі-Ол'є-Лексера.

З інтервалом 5 місяців – 28.01.2010 року (правий КС) та 23.06.2010 року (лівий КС) виконано реконструктивне ендопротезування кульшових суглобів модульними ЕП КС. В обох випадках було застосовано чашки, що загвинчуються, та конічні стандартні ніжки. Щонайперше було виконано ендопротезування правого КС з больовим синдромом, а невдовзі відновлено рухи лівого КС шляхом ендопротезування (рис. 5.4).



а



б

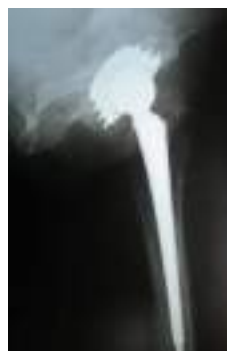
Рис. 5.4. Рентгенограми хворої З., 52 роки (іст. хв. № 1499 та № 12344): а – після операції на правому КС та б – після двостороннього ендопротезування

Після подвійної остеотомії шийки КС у місті з'єднання з тазовою кісткою та на рівні міжвертлюгової ділянки видалено сегмент шийки СК виконано маніпуляції з підготовки ложі КЗ і встановлення загвинчуваного АК з 20° вкладнем. Підготувавши кістково-мозковий канал, було запресовано конічні стандартні ніжки. Реабілітаційні заходи хвора отримувала регулярно як в умовах стаціонара, так і в спеціалізованому санаторії протягом усього періоду спостереження.

Обстежена через 3,5 роки. Скарги на помірні болі в хребті під час ходіння на дистанцію понад 2 км. Обсяг рухів у правому КС: згинання-розгинання 90°/0°/0°; відведення-приведення 25°/0°/10°; ротація 30°/0°/15°; ліворуч відповідно 90°/0°/0°, 20°/0°/10°; ротаційні рухи 25°/0°/15°. Оцінка за шкалою Харіса – 81,5 бала – результат добрий (рис 5.5).



а



б



Рис. 5.5. Рентгенограми хворої З., 52 роки (іст. хв. № 1499 та № 12344): а, б – результат через 3,5 роки

Однією із серйозних проблем під час встановлення АК у хворих із ДК була необхідність, проводячи тестові інтраопераційні функціональні проби після ЕКС, зміни позиції чашки ендопротеза – як кута її інклінації, так і антеверсії. Використовуючи загвинчувані чашки, таку маніпуляцію виконували без втрати їх подальшої стабільності шляхом викручування й повторного загвинчування в правильній позиції АК.

Вітчизняні запресовувані чашки були застосовані в 23 випадках, а Trilogy та Securfit – у 28 (табл. 5.2).

Прогностично, що аргументованим показанням для застосування запресовуваного АК, за нашими спостереженнями, є відсутність об'ємних дефектів ложа ВЗ і ризику протрузії чашки за наявності ДК. 2013 року ми розробили й впровадили в клінічну практику модернізовані запресовувані АК ЕП КС з 4 конічними двосторонньогострими деротаційними пір'ями з глибиною їх занурення в тазову кістку 4 мм (рис. 5.4).

Серед особливостей застосування запресовуваних АК з ДК II–III типів за Crowe, за наявності сплюснення ВЗ звертали увагу на позицію справжнього центру ротації суглоба, глибину дна ВЗ і її структуру (наявність вогнищ деструкції, дефектів, остеопорозу або остеосклерозу). У зв'язку з цим, корисним, а подеколи й необхідним, було додаткове виконання КТ-дослідження та 3D-моделювання на передопераційному етапі.

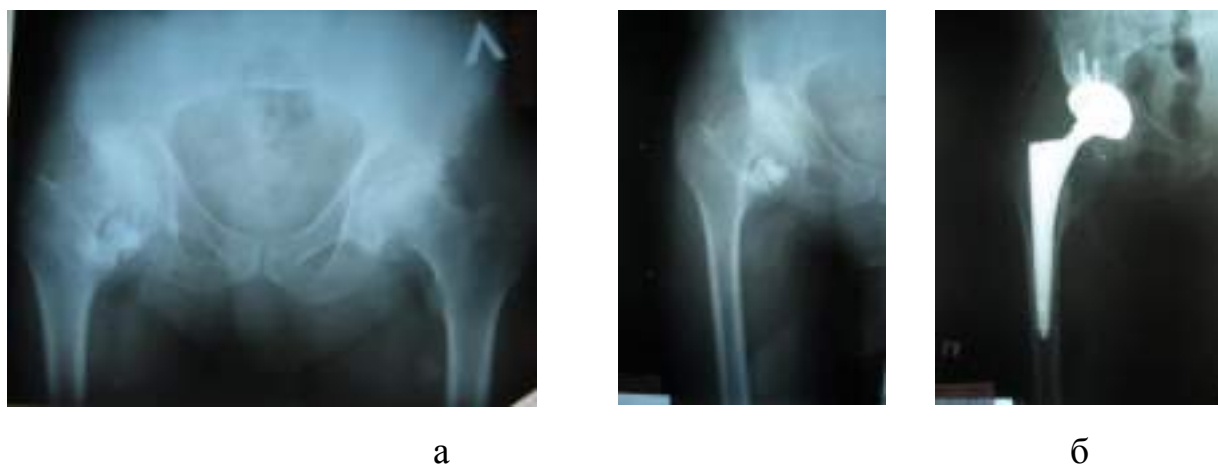


Рис. 5.4. Рентгенограми хворого Є., 47 років (іст. хв. № 26436): а – до операції, б – після ендопротезування з використанням АК, що запресовується

**Типорозміри встановлених запресовуваних ацетабулярних компонентів,
залежно від типу ДК за Crowe**

Типорозмір запресовуваної чашки	Тип ДК за Crowe				Усього: %
	I	II	III	IV	
44	-	1	1	-	2 3,9%
46	1	3	4	-	8 15,7%
48	2	6	7	-	15 29,4%
50	1	6	7	-	14 27,5%
52	-	4	3	-	7 13,7%
54	-	2	2	-	4 7,8%
56	-	-	-	1	1 2%
Усього: %	4 7,8%	22 43,1%	24 47,1%	1 2%	51 100%

Працюючи зі сферичною фрезою, здебільшого оцінювали зони склерозу кістки, оскільки недооцінка таких деструктивних змін, за нашими спостереженнями, призводить до зміщення положення фрези в зону слабкої остеопоротичної кістки, формування дефектів стінки ВЗ, зміщення АК, і відтак – високого ризику його ранньої нестабільності.

Під час підготовки ложа ВЗ і введення пробників оцінювали верхньолатеральний дефект і необхідність виконання кісткової пластики. По завершенню поглиблення ВЗ і медіалізації АК у зонах остеосклерозу виконували долотом дрібні насічки до отримання ефекту «кривавої роси» як у ділянці контакту АК зі стінками ВЗ, так і в зоні передбачуваної кісткової аутопластики. На дно ВЗ методом ущільнення укладали губчасту кісткову аутоотканину з резекованої головки та проксимального метафіза стегнової кістки. Цілісні аутооттрансплантати в зоні периферичного дефекту ВЗ закріплювали двома спонгіозними гвинтами. У пацієнтів з остеопорозом використовували

чашки, що запресовуються, на один розмір більше для ущільнення спонгіозної тканини навколо АК. Однак, за наявності остеосклерозу стінок ВЗ, це робити недоцільно через високий ризик перелому ВЗ. Після запресовування АК за допомогою направлявача виконували ротаційну пробу для визначення щільності контакту імплантату з кісткою та стабільності фіксації АК. Під час застосування стандартних напівсферичних запресовуваних АК за наявності ДК використовували 2–3 спонгіозних гвинта для додаткової стабілізації чашки.

Якщо після встановлення напівсферичного пробника обсяг сегментарного дефекту по периферії АК перевищував 30°, через високий ризик ранньої нестабільності, використовували загвинчувані чашки.

У 5 випадках ніжки Versys і в 1-Omnifit комбінували із загвинчуваними АК із добрими віддаленими результатами.

У 14 спостереженнях у пацієнтів старших вікових груп із супутнім остеопорозом ЕКС з ДК виконано із застосуванням розроблених ЕП КС із цементним типом фіксації ендопротеза. Стабільність АК під час застосування цементної технології ЕКС відзначено протягом усього періоду спостереження за хворими. Наводимо рентгенограми клінічного спостереження (рис. 5.5).

Подальший аналіз результатів використання різних видів АК дав змогу стверджувати, що у хворих на ДК різних типів за Crowe, загвинчувані чашки є надійнішими, порівняно з АК, що запресовуються, як на ранньому, так і віддаленому післяопераційному періодах в умовах сегментарних і центральних дефектів ВЗ.

Загвинчувані АК дають змогу виконувати раннє навантаження на кінцівку в умовах дефектів ВЗ та скоротити терміни реабілітації після ЕКС у хворих на ДК.

Запресовувані АК з деротаційними пір'ями, порівняно зі стандартними АК, забезпечують надійнішу первинну та вторинну стабільність фіксації такого виду АК під час ЕКС у хворих на ДК.

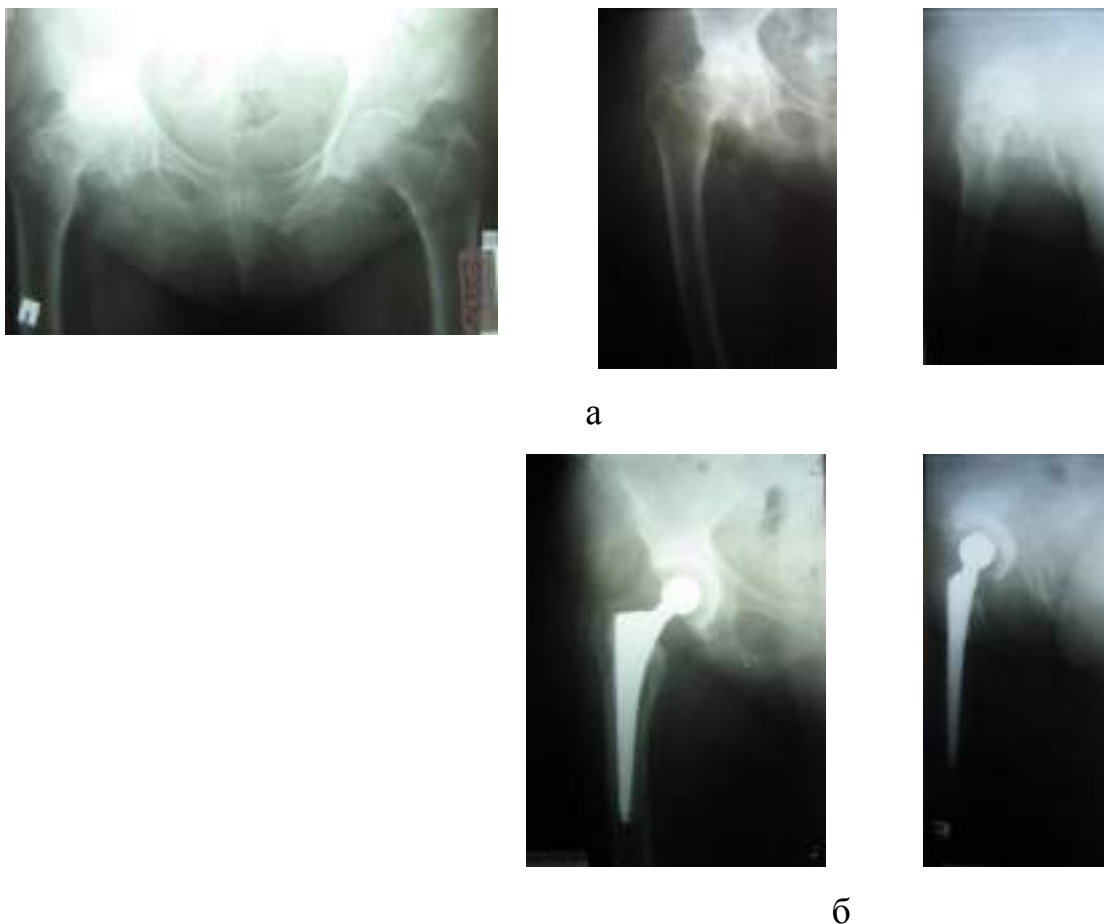


Рис. 5.5. Рентгенограми хворої Н., 65 років (іст. хв. № 17313), діагноз – правобічний диспластичний коксартроз 3 стадії, II типу: а – до операції; б, в – через 5 років після цементного ЕКС

Крім того, до позитивних характеристик запресовуваних чашок належить максимальне збереження кісткової тканини в зоні їх імплантації. Стабільність фіксації АК у таких випадках залежатиме від ступеня збереження форми ВЗ і відсутності дефектів кісткової тканини, тому визначений вид АК, на нашу думку, потрібно застосовувати переважно з ДК I і II типів за Crowe.

Здійснений нами аналіз доводить, що під час планування та виконання ендопротезування кульшового суглоба у хворих на ДК, необхідним є диференційований підхід до вибору ацетабулярного компонента ендопротеза, що базується на передопераційній оцінці ступеня ДК за Crowe, деформації та деструкції ВЗ, наявності остеопенії та остеопору, характері попередньо

виконаних реконструктивних операцій на суглобі, стані тону́су м'язів і наявності неврологічних розладів.

Під час ендопротезування хворих з ДК I і II типів за Crowe, коли сферичність ВЗ практично збережена, рекомендовано застосовувати запресовувані напівсферичні АК з остеоадгезивним покриттям, а чашки з деротаційними пір'ями передусім забезпечують стабільнішу фіксацію імплантату. За супутньої остеопенії та остеопорозі необхідності виконання медіалізації АК доцільно застосовувати загвинчувані або цементні АК.

Загвинчувані АК, порівняно із запресовуваними, забезпечують можливість інтраопераційної корекції положення АК без ризику ранньої нестабільності, проте їх необхідно застосовувати за наявності найскладніших типів ДК, наявності сегментарних і центральних дефектів ВЗ, остеопенії та остеопорозу, а також під час виконання ревізійних операцій у хворих на ДК.

5.1.1. Вибір позиції ацетабулярного компонента під час ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз

На сьогодні залишається складним і дискусійним питання вибору позиції ацетабулярного компонента під час ЕКС у хворих на ДК. У зв'язку з цим, ми дослідили залежність позиції будь-яких видів ацетабулярних компонентів під час ЕКС у хворих з різними типами ДК.

На вибір позиції АК, за нашими спостереженнями, впливають: ступінь дефекту та деформації ВЗ, конструкція АК, обсяг і наявність кістковопластичного матеріалу, необхідного для заповнення дефектів ВЗ, можливість забезпечення міцного контакту АК із кістковим ложем, водночас необхідно встановити АК в анатомічному ложі і в стандартній позиції – інклінація 45° – 50° , антеверсія 10° – 15° .

Однак, якщо з I типом ДК за Crowe, коли відсутня груба деформація й дефекти ВЗ, проблем з установкою АК у справжнє ложе не виникає, то з ДК II, III і IV типів, що супроводжуються підвивихом і вивихом стегна, ви-

никають великі проблеми, оскільки спроба розмістити АК в анатомічній позиції призводить до високого ризику ускладнень, вивиху ЕП і ранньої нестабільності.

У 380 (96,4%) випадках під час ЕКС з ДК було застосовано безцементні методики встановлення АК, а в 14 (3,6%) використано АК з цементною фіксацією.

На етапі передопераційного планування ЕКС у хворих на ДК виконували стандартну оглядову рентгенографію тазу й ураженого суглоба у двох проекціях. За наявності складної деформації та вираженої контрактури КС, коли проведення класичної стандартної рентгенографії внаслідок тяжкої контрактури не було можливим, виконували комп'ютерну томографію КС для просторової оцінки ступеня деформації та дефекту ВЗ. Підбір конструкції АК, планування його установки та позиції здійснювали за допомогою маркерів, розроблених для кожного типу АК, що давало змогу оцінити ступінь ацетабулярного дефекту й недопокриття АК у зоні імплантації чашки ЕП, а також можливість її первинної стабільної фіксації в анатомічній позиції.

Беручи до уваги результати вже проведених біомеханічних досліджень з урахуванням дефекту та деформації ВЗ, пріоритетним був вибір загвинчуваної чашки, що забезпечить, поряд з більш високим рівнем первинної стабільності, інтраопераційну можливість зміни позиції АК та дасть змогу застосувати їх за найтяжчих ступенів ДК. У 329 (83,5%) випадках під час ЕКС у хворих із ДК були встановлені загвинчувані чашки переважно малих розмірів з діаметром внутрішнього конуса корпусу 43, 46 і 49 мм і зовнішньою різьбою 4–4,5 мм – 218 спостережень, здебільшого з ДК II–III і IV типів за Crowe, а також за наявності супутнього остеопорозу.

В осіб молодшого віку і з менш вираженими дефектами ВЗ, за результатами передопераційного планування в 51 випадку застосовано запресовувані ацетабулярні компоненти, переважно малих розмірів, діаметром 44–50 мм.

В усіх випадках встановлення запресовуваних чашок для додаткової

стабілізації застосовували 2–3 спонгіозних гвинта. В 11 випадках використання запресовуваних чашок з деротаційними пір'ями, гвинти не використовували.

Дефекти кісткової тканини в зоні контакту АК з ложі ВЗ заповнювалися здебільшого кістковими гранулами й ауточипсами, а в 19 випадках – цільними аутоотрансплантатами.

У 29 випадках, за тяжкого ступеня ДК, загвинчувані АК встановлено на 10–25 мм вище анатомічного центру обертання КС, що дало змогу забезпечити як первинну, так і вторинну стабільність фіксації АК.

За умовбільш вертикального розташування АК, для профілактики виху ендопротеза послуговувалися вкладнями з 10° і 20° навісом.

Результати проведеного аналізу позиції безцементних загвинчуваних і запресовуваних АК, залежно від типу ДК за Crowe, представлено в табл. 5.3 і 5.4.

Зважаючи на результати, наведені в таблицях 5.3 і 5.4, можемо зробити висновок, що на вибір позиції й остаточне встановлення АК впливає ступінь ДК і конструктивні особливості АК.

Так, за I типу ДК за Crowe, якщо застосовували як загвинчувані, так і запресовувані АК, чашки встановлювали в стандартній правильній позиції, що обумовлено задовільною сферичною формою ВЗ такого ступеня ДК.

Таблиця 5.3

Позиція загвинчуваного ацетабулярного компонента після ендопротезування кульшового суглоба, залежно від типу ДК за Crowe

Позиція загвинчуваного ацетабулярного компонента(градуси)	Тип ДК за Crowe			
	I	II	III	IV
Кут інклінації чашки	44,9±3,9°	48,7±3,1°	52,4±6,7°	43,5±3,2°
Кут антеверсії чашки	10,8±2,7°	11,3±3,6°	10,1±3,8°	11,8±2,5°
Кількість хворих:	50	149	118	12

Позиція запресовуваного ацетабулярного компонента після ендопротезування кульшового суглоба, залежно від типу ДК за Crowe

Позиція запресовуваного ацетабулярного компонента (градуси)	Тип ДК за Crowe			
	I	II	III	IV
Кут інклінації чашки	45,3±2,1°	49,6±4,2°	56,3±5,1°	45°
Кут антеверсії чашки	10,6±1,3°	11,4±2,3°	9,8±3,4°	10°
Кількість хворих:	4	22	24	1

За наявності II і III типів ДК за Crowe, порівняно з ДК I типу, спостерігали статистично значуще збільшення кута інклінації АК для загвинчуваних чашок – з 48,7±3,1° до 52,4±6,7°, а під час застосування запресовуваних АК тенденція вертикалізації позиції чашки більш виражена – з 49,6±4,2° до 56,3±5,1° ($p \leq 0,05$), що обумовлено наявними за таких ступенів ДК дефектами верхніх і задньо-верхніх відділів ВЗ, а також прагненням хірурга інтраопераційно, за рахунок вертикалізації позиції АК, домогтися зменшення зони непокриття запресовуваного АК кісткою й забезпечити більш міцний контакт з кістковим ложем ВЗ. Надійна первинна стабільність фіксації загвинчуваних чашок давала змогу уникати їх надлишкової вертикалізації. Кут антеверсії обох видів чашок не перевищував допустимих відхилень.

За наявності IV ступеня ДК, відзначено тенденцію до більш горизонтальної позиції АК, що обумовлено, на нашу думку, прагненням хірурга попередити вивих головки ендопротеза після елонгації кінцівки.

Таким чином, здійснений нами аналіз дав змогу зробити висновок, що на позицію АК під час ЕКС у хворих з різним ступенем ДК істотно впливає тип ДК за Crowe, характер деформації ВЗ й обсяг її кісткового дефекту. Ретельне передопераційне планування ЕКС з ДК дасть змогу передбачити проблеми, які можуть виникнути під час установки АК й обрати оптимальну конструкцію імплантату.

Було виявлено, що кут інклінації АК залежить від ступеня деструкції ВЗ за ДК, прагнення надати АК правильну анатомічну позицію й забезпечити первинну стабільність з ДК II–III типів. У хворих на ДК III типу, відзначено тенденцію до більш вертикальної позиції запресовуваних АК.

Застосовуючи загвинчувані АК під час ЕКС у хворих на ДК, хірурга має інтраопераційну можливість змінити його позицію, забезпечуючи тим самим більш надійну первинну стабільність у правильній позиції та запобігаючи ризик післяопераційних вивихів ендопротеза.

Надаючи оцінку стабільності вторинної фіксації АК і його позиції в кістковому ложі ВЗ у віддалений період (через 1–10 років) застосування загвинчуваних АК за ЕКС з ДК, можемо спостерігати надійніші результати і меншу кількість ускладнень через нестабільність АК.

Аналіз віддалених результатів дав змогу стверджувати, що проксимальне зміщення позиції загвинчуваного АК на 10–25 мм, за умови надійної первинної стабілізації, не впливає на якість вторинної стабільності АК і виживання ендопротеза у віддаленому періоді.

5.1.2. Медіалізація та кісткова пластика під час імплантації ацетабулярного компонента

Одним з напрямів надійного закріплення АК під час ендопротезування КС у хворих на диспластичний коксартроз в умовах сегментарного дефекту ВЗ є методика її медіалізації шляхом поглиблення дна ВЗ і виконання котилопластики на рівні анатомічного центру КС для збільшення площі контакту кісткового ложа з чашкою ендопротеза.

З 90-х років минулого сторіччя, з урахуванням молодого віку пацієнтів, після медіалізації позиції АК почали ширше застосовувати методики з використанням безцементних АК. Однак подальший аналіз біомеханічних досліджень поведінки АК і результатів ЕКС з ДК доводить, що поглиблення ВЗ і видалення субхондрального шару тазової кістки в зоні ВЗ є пусковими

механізмами для розвитку протрузії АК і його нестабільності, особливо під час застосування запресовуваних і цементних АК малих розмірів.

Таким чином, на сьогодні залишається проблемним і до кінця не розв'язаним питання, який вид АК може забезпечити як первинну, так і вторинну стабільність чашки ендопротеза після виконання поглиблення ВЗ, медіалізації позиції АК і виконання котилопластики.

Ми вивчили особливості медіалізації позиції АК та ЕКС у хворих на ДК під час застосування двох різновидів чашок – загвинчуваних і запресовуваних – й удосконалили методику її виконання.

Дефекти ВЗ створюють великі проблеми з планування ЕКС у хворих на ДК, виборі конструкції АК і його первинної стабілізації, водночас результати передопераційного планування здебільшого вимагають коригування безпосередньо в процесі виконання операції. Котилопластика, що охоплює поглиблення дна ВЗ з метою медіалізації позиції АК і подальше його зміцнення аутоспонгіозною кістковою тканиною, за нашими спостереженнями, була стандартом, особливо з ДК II і III типів за Crowe, для забезпечення максимального контакту АК з кістковим ложем тазової кістки.

На підставі попередньо проведених нами біомеханічних досліджень з порівняльної оцінки первинної стабільності фіксації загвинчуваних і запресовуваних чашок, за умови виконання котилопластики, було виявлено, що сумарне переміщення запресовуваного АК, переважно за його медіалізації до рівня внутрішньої замикаючої пластинки ВЗ – лінії Kohler і за її межі, призводить до пікових навантажень і ризику руйнування ложа ВЗ.

У зв'язку з цим, під час ЕКС у хворих на ДК, на підставі проведених нами біомеханічних досліджень, було віддано перевагу загвинчуваним АК, конструкція яких дає змогу зняти пікові навантаження на дно ВЗ після його поглиблення і перерозподілити їх на спонгіозну й субхондральну кістку периферичних відділів ВЗ, зміцнивши таким чином зону дна ВЗ після її поглиблення та заповнення аутоспонгіозною тканиною, і запобігти вторинній протрузії АК (патент України на корисну модель UA № 50644, 2009 рік).

Проведені нами порівняльні СКТ-морфометричні дослідження дають змогу стверджувати, що товщина медіальної стінки ВЗ з ДК I, II, III типів за Crowe має виражену тенденцію до потовщення дна ВЗ – від 9,95 мм до 15 мм за II типу і 16,0 мм за III типу ДК відповідно, що дало змогу широко застосовувати методики медіалізації позиції АК завдяки поглибленню дна ВЗ.

Медіалізацію позиції АК, через поглиблення дна ВЗ, було виконано здебільшого у хворих з ДК II типу – 64 випадки, водночас 45% хворим було проведено класичну котилопластику з заповненням дна ложа ВЗ дрібною аутоспонгіозною стружкою, взятою з резекованої головки стегнової кістки. З ДК III типу медіалізацію позиції АК було виконано в 72 випадках, яку передусім було поєднано з вільною пластикою аутокісткової тканини в зоні дефекту кістки периферичних відділів ВЗ, що забезпечувала контакт АК з нею.

Наводимо клінічний приклад. Хвора Е., 48 років (іст. хв. № 20286 та № 22445). Діагноз: двобічний диспластичний коксартроз 3 стадії, III типу – ліворуч, II типу – праворуч, стан після корегуючої остеотомії та артропластики правого кульшового суглоба, кіфосколіоз поперекового відділу хребта (рис. 5.6 (а)). Оцінка за шкалою Харіса – 28,3 бала. 12.10.2011 року та 01.11.2012 року виконано двостороннє ендопротезування кульшових суглобів розробленими ендопротезами шляхом медіалізації АК та вільної кісткової пластики даху ВЗ після встановлення чашок, що загвинчуються, які встановлено шляхом запресовування – конічна об'ємна ніжка (канал СК – тип А) правий КС та конічна стандартна ніжка (кістково-мозковий канал – тип В) лівий КС (рис. 5.6,б).

Обстежена через 6 років. Скарг та обмежень під час ходіння сходами та на дистанцію понад 5 км немає. Обсяг рухів: правий кульшовий суглоб згинання-розгинання – $100^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, лівий – $110^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$; відведення-приведення: правий КС $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$, лівий КС – $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$; ротація: правий КС – $25^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, лівий – $25^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$. Оцінка за шкалою Харіса – 91,4 бали – відмінно (рис. 5.7).



а



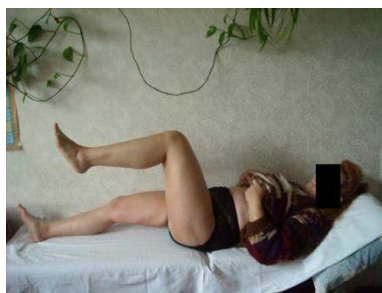
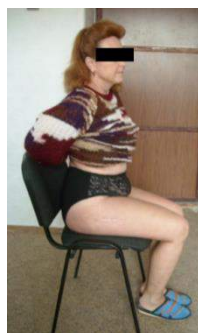
б

Рис. 5.6. Рентгенограми хворої Е., 48 років (іст. хв. № 20286 та № 22445):
а – до операції; б – після двостороннього ендопротезування



а

б



в

Рис. 5.7. Результат лікування хворої Е., 48 років (іст. хв. № 20286 та № 22445) через 6 років. Рентгенограми у двох проекціях: а – правого КС; б – лівого КС та в – функціональний результат

Надзвичайно важливим моментом на передопераційному етапі є оцінка визначення необхідного об'єму кістково-пластичного матеріалу для заміщення дефекту в зоні ВЗ.

Розроблений нами спосіб передопераційного планування розрахунку диспластичного дефекту ВЗ (патент України на корисну модель UA 698116U, 2012 рік) передбачає геометричну оцінку надацетабулярного дефекту, який залишається після проекційної установки в правильній позиції АК, побудованої на даних передопераційної рентгенографії у двох проекціях. Запропонована методика давала змогу на передопераційному етапі визначити об'єм дефекту кістки та який об'єм аутокісткового матеріалу з головки СК пацієнта або алокісткового матеріалу необхідно підготувати додатково, або ж використовувати аутокістку з крила клубової кістки.

Варіанти вільної кісткової пластики ми широко застосовували й під час ЕКС у хворих на ДК. Так, за I типу ДК серед 54 пацієнтів кісткову пластику вільного периферичного простору між загвинчуванням АК і ложем ВЗ шляхом запресовування трансплантатів у простір між гвинтовими пір'ями загвинчуваного АК і тазовою кісткою було виконано у 21 (38,9%) випадку; з II типом ДК – серед 179 пацієнтів було використано такі варіанти кісткової пластики, як котилопластика, пластика сегментарних дефектів ВЗ (проведено у 143 (79,9%) хворих); з III типом ДК – серед 147 хворих кісткову пластику виконано в 136 (92,5%) випадках, водночас використовували як дрібні, так і великі трансплантати до 2 см³, які механічним шляхом, за допомогою насадки, вбивалися між різьбовими пір'ями АК і ложем ВЗ, а вільний простір ущільнювався кістковою стружкою між пір'ями АК і стінкою ВЗ. Серед 14 хворих на ДК IV типу за Crowe, кісткову пластику проведено у 12 (85,7%) випадках. Потрібно зазначити, що надійна первинна стабільність фіксації загвинчуваного АК давала змогу в багатьох випадках не застосовувати гвинти для додаткової фіксації. Особливу увагу звертали на підготовку ложа в зоні сегментарного дефекту ВЗ шляхом видалення поверхневої склерозованої зони й виконання насічок долотом до появи ефекту «кривавої роси», що в подальшому сприяло позитивному ефектові на терміни регенерації трансплантата в зоні дефекту ВЗ.

Необхідність виконання кісткової аутопластики об'ємним цільним трансплантатом виникла в 19 випадках, попередньо трансплантат переважно ущільнювався в просторі між пір'ями загвинчуваної чашки та ложем ВЗ, а потім його фіксували 2 спонгіозними титановими гвинтами.

Запропонована нами методика виконання котилопластики під час встановлення як загвинчуваного, так і запресовуваного АК, дає змогу виключити міграцію АК після фрезерної обробки ложа ВЗ і встановлення АК й охоплює виконання таких послідовних дій:

- після видалення головки СК необхідно оцінити зони дефекту ВЗ для подальшої орієнтації позиції АК. Особливо важливим це є під час визначення дефекту передньої та передньо-верхньої стінок ВЗ. Недооцінювання зазначеного чинника неминуче призведе до ранньої нестабільності та протрузії АК у порожнину тазу;

- оцінка стану кісткової тканини стінок і дна ВЗ і передусім наявність зони склерозу кістки, яка під час роботи з фрезою призводить до її зсуву в зону здоровішої спонгіозної тканини, що загрожує руйнуванням і перфорацією стінок ВЗ і призводить як до первинної, так і вторинної нестабільності АК;

- особливістю обробки ложа ВЗ під час її поглиблення й медіалізації позиції чашки є те, що ми рекомендуємо зони вираженого склерозу попередньо обробити профільним желобоватим долотом, зробивши насічки типу «шишки ялинки», частково видаляючи грубу склерозовану тканину. Після цього виконуємо маніпуляції на ВЗ фрезами малого діаметру на малих обертах дрилі, орієнтуючи їх на зону склерозу й формуючи поступово сферичну форму входу у ВЗ. Далі переходимо на фрези більшого діаметру й поглиблюємо дно ВЗ, водночас суворо контролюючи як глибину занурення фрези й формування сферичної форми, так і майбутню позицію АК. Зазначений момент відіграє важливу роль під час встановлення запресовуваного АК, оскільки зміна його позиції загрожує значними проблемами, пов'язаними з нестабільністю АК і вивихом ендопротеза.

Встановлюючи загвинчуваний АК, за допомогою мірника визначаємо розмір западини, після чого починаємо підготовку ложа для установки загвинчуваної конічної чашки за допомогою ручної конічної фрези. Оцінюємо ефект «кривавої роси» стінок і дна ВЗ та заповнюємо його аутоспонгіозною кістковою стружкою, пошарово ущільнюючи її пробником-штовхачем до максимального ущільнення трансплантата. Після цього встановлюємо загвинчуваний АК, під час загвинчування якого, дно ВЗ, разом з укладеними трансплантатами, за необхідності може бути зміщене за межі лінії Kohler без ризику будь-яких ускладнень завдяки механічному тиску загвинчуваного АК для забезпечення надійної первинної стабільності фіксації чашки й попередження дефекту кістки в такій критичній зоні.

Під час встановлення АК, що запресовується, заплановане поглиблення посадки чашки не повинно виходити за межі лінії Kohler, оскільки це призведе до повної втрати контакту материнського ложа ВЗ з АК.

Запресовувані АК застосовувалися рідше – 51 спостереження, хоч на етапі передопераційного планування частота застосування запресовуваних АК була більшою. Проте після підготовки ложа ВЗ і його поглиблення здебільшого виникали проблеми як із первинною стабільністю такого виду чашок, так і з необхідністю зміни позиції АК через ризик вивиху ЕП, що потребувало заміни визначеного виду АК на загвинчуваний.

Серед особливостей підготовки до медіалізації запресовуваного АК і виконання котилопластики, крім викладених вище, особливу увагу звертали на ретельну підготовку й звільнення від рубцевих тканин входу до ВЗ й обов'язкове нанесення насічок за допомогою долота на зони склерозу до отримання ефекту «кривавої роси», що є надзвичайно важливим під час встановлення запресовуваних АК.

Застосування гвинтів для кріплення запресовуваної чашки під час ЕКС у хворих на ДК ми вважаємо обов'язковим.

Надзвичайно важливим моментом, що впливає на первинну стабільність кріплення як загвинчуваних, так і запресовуваних АК, є обов'язкова

наявність остеоадгезивного покриття на поверхні чашки.

Проведене нами подальше дослідження застосування таких двох різновидів АК, дало змогу стверджувати, що загвинчувані чашки, під час їх встановлення, зміцнюватимуть позицію АК без шкоди його первинної стабільності та ризику руйнування ложа ВЗ.

Застосування методики котилопластики з встановленням загвинчуваних чашок не впливає на терміни навантаження кінцівки й реабілітації пацієнтів. Рентгенологічні ознаки регенерації кісткового трансплантата в зоні котилопластики на дні ВЗ та у верхівці загвинчуваного АК, чітко можемо простежити через 6–8 тижнів. Випадків ранньої нестабільності після котилопластики з використанням загвинчуваних АК ми не виявили.

Реабілітаційний режим під час застосування запресовуваних АК за котилопластики передбачав обмеження навантаження до 6 тижнів з поступовим переходом на повне через 8–12 тижнів.

Таким чином, котилопластика під час безцементного ЕКС у хворих на ДК є ефективним методом, що дає змогу збільшити площу контакту АК з ложем ВЗ і забезпечити первинну стабільність його фіксації.

Методика проведення котилопластики повинна містити ретельну обробку ложа ВЗ під час його поглиблення, контроль за зонами склерозу стінок ВЗ, отримання ефекту «кривавої роси» в зоні контакту чашки та кістки.

Загвинчувані АК з біомеханічної та клінічної точки зору, як з'ясовано під час подальшої порівняльної оцінки віддалених результатів, забезпечують надійнішу первинну й вторинну стабільність кріплення ендопротеза після медіалізації позиції АК і виконання котилопластики.

5.2. Диференційований підхід до вибору стегового компонента під час ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз

Поряд з проблемами, що виникають встановлюючи ацетабулярний компонент під час ЕКС у хворих на ДК, на етапі передопераційного планування залишаються питання й вибору стегового компонента – ніжки ендопротеза (НЕ) КС, методів її фіксації, забезпечення первинної та подальшої експлуатаційної стабільності. Високий ризик нестабільності НЕ КС у хворих на ДК обумовлений анатомічною деформацією проксимального відділу СК вузького каналу, значного осьового викривлення короткої шийки, її надлишкової антеверсії та вальгусної позиції.

Вищевказані особливості форми проксимального відділу СК є основною причиною розвитку стрес-шилдинг синдрому, інтраопераційних переломів СК та ніжки ЕП, оскільки, за нашими даними і даними багатьох дослідників, стандартні НЕ у 25%–40% випадків за своєю формою не відповідають формі кістково-мозкового каналу СК у хворих на ДК.

Проблема диференційованого вибору конструкції ніжки ендопротеза КС і методу її фіксації під час ЕКС у хворих на ДК залишається актуальною й потребує вирішення багатьох клінічних та біомеханічних питань з метою диференційованого вибору оптимальної конструкції та оцінки локальних навантажень у зоні контакту «кістка–імплантат» для забезпечення первинної та експлуатаційної стабільності ніжки ендопротеза.

Провідними напрямками наших досліджень були розробка нових конструкцій і клінічне обґрунтування диференційованого вибору стегових компонентів системи модульних ЕП під час ЕКС у хворих на ДК.

На етапі передопераційного планування виконували оглядову рентгенографію кісток тазу й ураженого суглоба у двох проекціях для площинної оцінки форми, розміру кістково-мозкового каналу СК, рівня викривлення в сагітальній площині та наявності осьових деформацій після коригуючих операцій. У низці випадків, за складних деформацій проксимального відділу стегової кістки виконували комп'ютерну томографію. Оцінку форми кістково-мозкового каналу проводили за L. Dorr et al. (1993), індекс звуження – за P. Noble (1990), кортикальний індекс СК – за Barnett et Nordin (1960).

Згідно з результатами передопераційного планування у 375 хворих з ДК виконано бесцементне ЕКС, а з урахуванням віку та супутнього остеопорозу, у 19 випадках застосовано цементні методики кріплення ніжок ЕКС, зокрема, у 14 випадках – виконання повного цементного ендопротезування, і в 5 – гібридного (цементна ніжка / безцементная чашка). У 342 (86,8%) випадках було встановлено безцементні НЕ розроблених модульних ендопротезів, у 23 (5,8%) – Versys та Spotorno, у 9 (2,3%) – Omnifit і в 1 випадку (0,3%) – Wagner.

За результатами проведених нами рентгеноморфометричних досліджень проксимального відділу СК з ДК було розроблено й експериментально обґрунтована система безцементних стегнових компонентів ендопротеза кульшового суглоба, кожна з яких виконана в п'яти типорозмірах, які розраховані на метафізарний, метафізарно-діафізарний і діафізарний типи фіксації для диференційованого ЕКС з ДК (рис. 5.8).

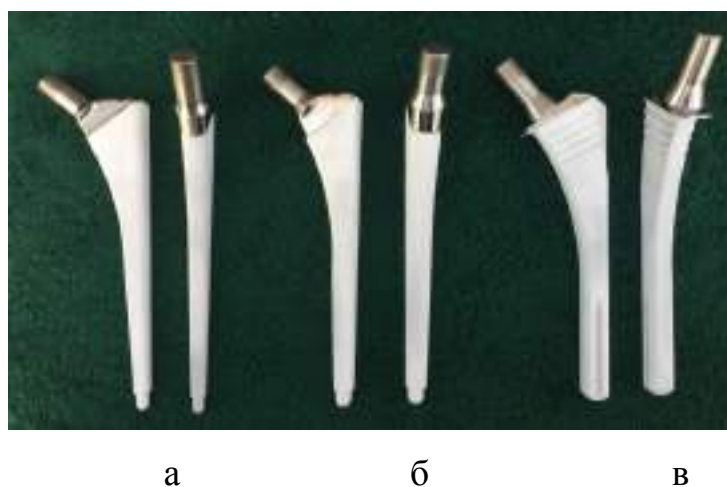


Рис. 5.8. Основні різновиди безцементних стегнових компонентів для ендопротезування хворих з ДК: а – конічна стандартна з метафізарним типом фіксації; б – конічна об'ємна з метафізарно-діафізарним типом фіксації; в – диспластична вкорочена з калькаром і квадратним профілем для метафізарно-діафізарної фіксації

Залежно від типу ДК за Crowe виконували диференційований індивідуальний підбір НЕ КС, що представлено в табл. 5.5.

Різновиди встановлених ніжок під час ендопротезування кульшового суглоба у хворих з різними типами диспластичного коксартроза за Crowe

Модель	Тип ніжки ендопротеза, шийково-діафізарний кут	Тип ДК за Crowe				Усього: %
		I	II	III	IV	
Вітчизняні	Диспластична стандартна, тип Д 130°	7	5	10	0	22 5,6%
	Диспластична вкорочена, тип ДД 140°	22	59	30	5	116 29,4%
	Конічна стандартна 130°	18	62	61	8	149 37,8%
	Конічна об'ємна 130°	4	29	21	1	55 14%
	Цементна 130°	2	9	8	0	19 4,8%
Імпортні	Versys Spotorno	1	9	13	-	23 5,8%
	Wagner			1		1 0,3%
	Omnifit	0	4	5	-	9 2,3%
Усього: %		54 13,7 %	177 44,5%	149 37,8%	14 3,6%	394 100 %

Аналіз даних, наведених у табл. 5.5 дав змогу зробити висновок, що незалежно від типу ДК за Crowe, було застосовано переважно такі різновиди ніжок ЕП КС: конічна стандартна, конічні об'ємна та диспластична, тип ДД, із вкороченим стеблом – усього 320 (81,2%) пацієнтів. Основний обсяг такого різновиду НЕ було виявлено з ДК I, II, і III типів. Знайти кореляційний зв'язок між типом ДК і формою кістково-мозкового каналу стегнової кістки нам, на жаль, не вдалося. З ДК IV типу здебільшого застосовували НЕ

з вкороченим стеблом та остеоадгезивним покриттям пористим титаном або керамікою.

Водночас було також проведено аналіз встановлених НЕ ЕКС, залежно від типу кістково-мозкового каналу стегнової кістки за L. Dorr et al. (табл. 5.6).

Таблиця 5.6

Різновиди встановлених розроблених ніжок ендопротеза КС під час ендопротезування кульшового суглоба у хворих на ДК, залежно від форми кістково-мозкового каналу стегнової кістки за L. Dorr et al.

Тип ніжки ендопротеза	Тип кістково-мозкового каналу стегнової кістки за L. Dorr et al.			Усього: %
	А	В	С	
Диспластична стандартна, тип Д 130°	-	3	19	22 6,1%
Диспластична вкорочена, тип ДД 140°	21	77	18	116 32,1%
Конічна стандартна 130°	137	12	-	149 41,3 %
Конічна об'ємна 130°	4	42	9	55 15,2%
Цементна 130°	-	6	13	19 5,3%
Усього: %	162 44,9%	140 38,8%	59 16,3%	361 100%

З огляду на дані, наведені в табл. 5.6, під час ЕКС у хворих на ДК згідно з результатами передопераційного обстеження та планування, переважала форма кістково-мозкового каналу, що відповідає типам А і В за L. Dorr et al. (1993), у зв'язку з цим, конічні стандартні НЕ ЕКС було встановлено 149 (37,8%) хворим, конічні об'ємні – 55 (14%), а диспластичні вкорочені з калькаром (тип ДД) і шийково-діафізарним кутом 140° – 116 (23,4%) пацієнтам.

Маючи форму кістково-мозкового каналу типу С за L. Dorr et al. у 19 випадках застосовували подовжені диспластичні ніжки, тип Д, у 18 – ніжки

типу ДД й у 9 – конічні об'ємні великих розмірів, що забезпечило їх надійну фіксацію в кістково-мозковому каналі СК. Водночас у 19 випадках з каналами типу В (6 спостережень) і С (13 пацієнтів), з урахуванням супутньої остеопенії та остеопорозу, встановлено цементний тип ніжок.

Проведений нами аналіз диференційованого підходу до вибору НЕ під час ЕКС у хворих на ДК дав змогу зробити такі висновки.

На ступінь адаптаційного контакту НЕ з кістковим ложем СК впливає просторова форма та розміри кістково-мозкового каналу СК, у зв'язку з чим, для забезпечення первинної стабільності НЕ на етапі передопераційного планування, необхідно ретельне порівняння зазначених вище параметрів з двоплощинними маркерами різних видів ендопротезів КС.

Розроблений і сертифікований набір стегнових компонентів ендопротеза КС, що мають різну двоплощинну форму й арку сполучення дуги Адамса, сприятиме диференційовано підібрати різновид НЕ, адаптувати її до форми кістковомозкового каналу СК, забезпечити первинну стабільність завдяки максимальній площі контакту з кістковим ложем, реалізуючи таким чином індивідуальність ендопротезування КС з ДК.

Двоплощинна оцінка форми кістково-мозкового каналу стегнової кістки за L. Dorr et al. передбачає такий алгоритм диференційованого вибору стегнового компонента під час ендопротезування хворих на ДК: тип А – необхідно застосовувати конічні стандартні НЕ з метафізарним типом фіксації; тип В – конічні об'ємні ніжки з метафізарно-діафізарним типом фіксації або диспластичні вкорочені ніжки – тип ДД; тип С – ніжки з квадратним профілем, калькаром і подовженим стеблом для діафізарної фіксації або, якщо яскраво виражений остеопороз, застосовувати ніжки з цементним типом фіксації.

5.3. Індивідуальний підхід до вибору конструкції модульного ендопротеза під час ендопротезування хворих на ДК

Велика кількість різноманітних конструкцій вітчизняних ендопротезів кульшового суглоба дає змогу враховувати характер деформації КЗ та проксимального відділу СК різних типів ДК та індивідуалізувати виконання ЕКС, забезпечуючи таким чином диференційований індивідуальний підхід до конкретної ситуації й забезпечувати як первинну, так і вторинну стабільність фіксації ЕП.

5.3.1. Ендопротезування кульшового суглоба з диспластичним коксартрозом І–ІІ типів за Crowe

Якщо під час ЕКС у хворих на ДК І та ІІ типу, коли ступінь руйнування, деформації та дефектів стінок ВЗ незначний, то, залежно від стану кісткової тканини, використовували переважно АК, що запресовуються, або загвинчуються. В умовах супутньої остеопенії та остеопорозу таких типів ДК перевагу надавали АК, що загвинчуються. У зазначених випадках після підготовки ложі КЗ для встановлення АК, що загвинчується, обов'язково на дно КЗ закладали та ущільнювали мірником аутоспонгіозну тканину. Вибір НЕ базувався на формі кістково-мозкового каналу за L. Dorr. Наведемо клінічний приклад.

Хвора Б., 56 років (іст. хв. № 1695) перебувала в клініці через диспластичний коксартроз 3 стадії, ІІ типу, згинально-привідна контрактура КС, остеопороз. 31.01.2013 року виконано операцію – ЕКС модульним ЕП КС. Встановлено АК, що загвинчується, №1, та з урахуванням форми кістково-мозкового каналу – тип В за L. Dorr встановлено ніжку типу ДД з калькаром. Обстежена через 4 роки. Ендопротез стабільний, функція КС задовільна. Функціональний результат за шкалою Харіса – 95 балів (рис. 5.9).

Найпроблемнішими різних типів ДК за Crowe були ситуації, пов'язані з надвужкою формою кістково-мозкового каналу – тип А за Crowe.

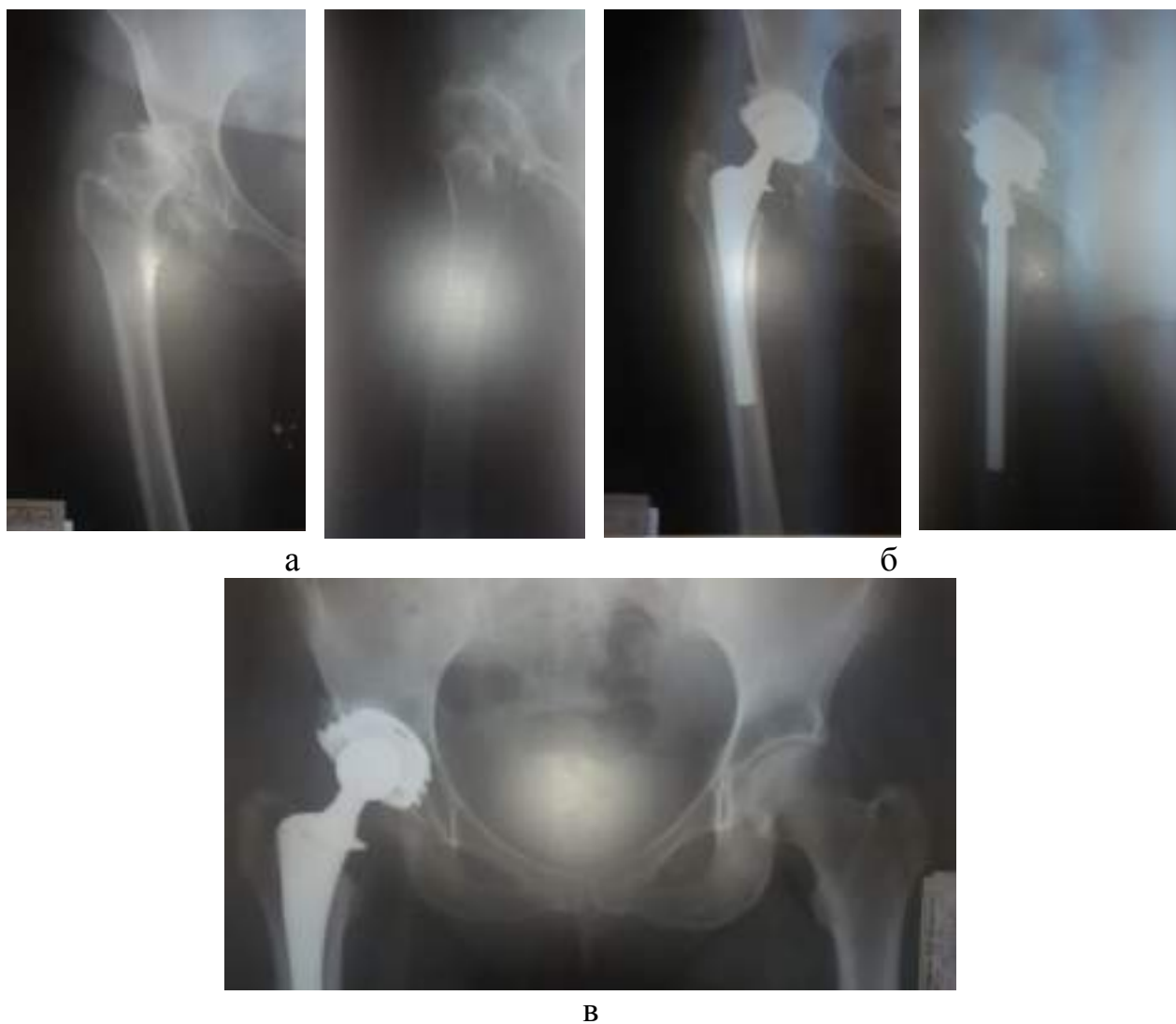


Рис. 5.9. Рентгенограми хворої Б., 56 років, (іст. хв. № 1695): а – до операції; б,в – через 4 роки після оперативного втручання

Індивідуальний підхід до планування операції ЕКС та встановлення ніжки ЕП на передопераційному етапі давав змогу на доопераційному етапі розробити стратегію попередження інтраопераційних ускладнень шляхом якісної двоплощинної адаптації НЕ до форми кістково-мозкового каналу, як це можемо побачити з наступного спостереження (рис. 5.10).

У випадках значного звуження кістково-мозкового каналу, його поширювали за допомогою гнучкого свердла діаметром 8–9 мм, накладали на проксимальний відділ СК серкляж для попередження розколу СК під час подальшої роботи з рашпильної підготовки ложі кістково-мозкового каналу СК та введенні конічної ніжки ЕП малого розміру.



Рис. 5.10. Хвора С., 46 років (іст. хв. № 25119). Діагноз: лівобічний диспластичний коксартроз 3 стадії, I типу за Crowe, контрактура КС. Рентгенограми: а – до операції; б – через 3,5 роки після оперативного втручання

Враховуючи напружений стан кісткової тканини СК у таких випадках, ми вважаємо доцільним профілактичні серкляжи залишати для попередження ризику повздожнього перелому КС через раннє навантаження. Наведемо клінічний приклад.

Хвора Ш., 35 років (іст. хв. № 25719) перебувала в клініці з діагнозом: лівобічний диспластичний коксартроз 3 стадії, I типу за Crowe, стан після відкритого вправлення вивиху головки СК та артропластики КС у дитячому віці. 07.12.2013 року виконано ЕКС модульною системою. Встановлено чашку, що запресовується, з деротаційними перами. З урахуванням надвузької форми кістково-мозкового каналу – тип А за Crowe, наявності вісьової деформації в аксіальній площині, підготовку каналу СК свердлом та рашпілем проведено після попередньо накладених серкляжів на проксимальний відділ СК, після чого було запресовано конічну стандартну ніжку. Результат досліджено через 4 роки. Адаптація та стабільність компонентів ендопротеза КС гарна. Результат за шкалою Харіса – 93 бали (рис. 5.11).

За наявності двостороннього ДК індивідуальний вибір АК та НЕ базувався на типі ураження КЗ, вирішувалося питання доцільності медіалізації та виконання кісткової аутопластики сегментарного дефекту ВЗ.

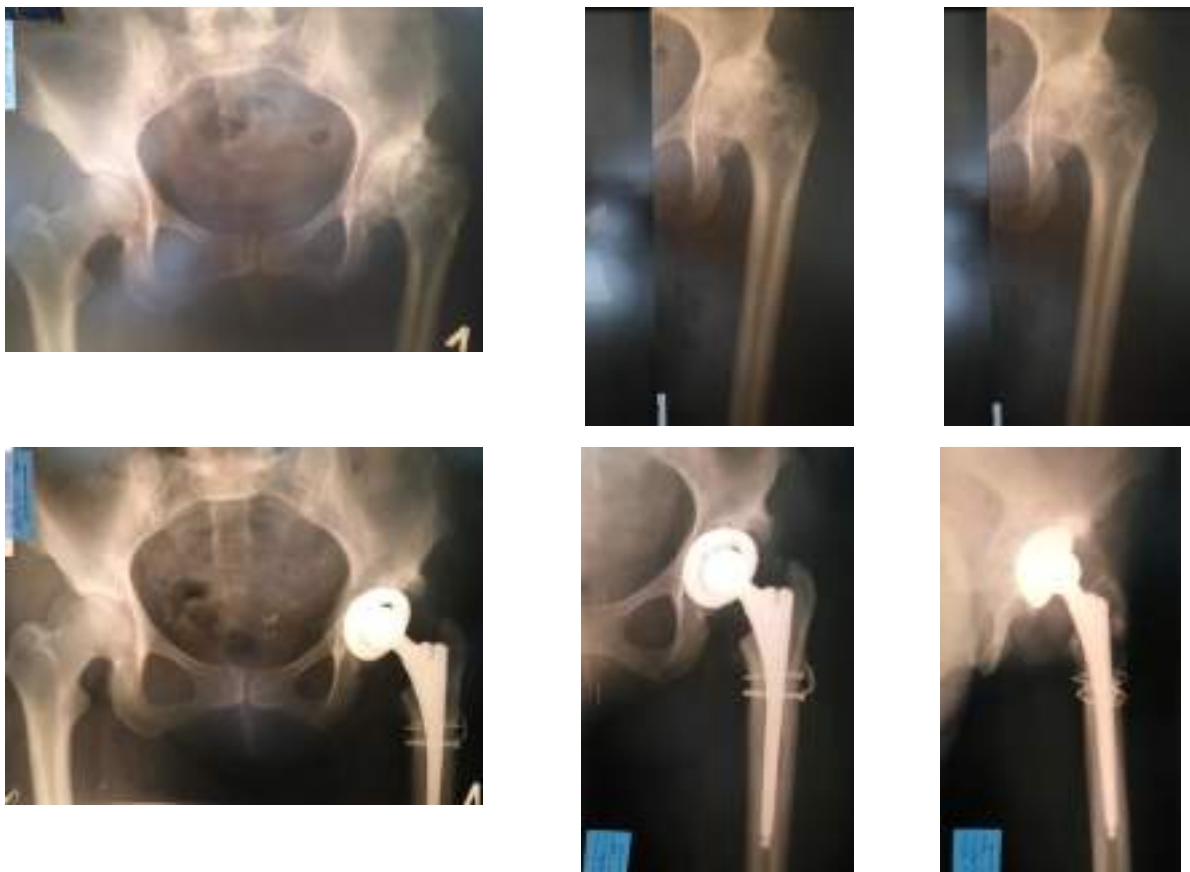


Рис. 5.11. Рентгенограми хворої Ш., 35 років (іст. хв. № 25719): а – до операції; б – через 4 роки після оперативного втручання

У зв'язку з порушенням розвитку СК за різних типів ДК перевагу віддавали НЕ, котрі найбільш адаптовані до двоплощинної адаптації форми кістково-мозкового каналу СК. Наведемо клінічний приклад.

Хвора Б., 38 років (іст. хв. № 18855 та № 1115) перебувала на лікуванні в клініці з діагнозом: двобічний диспластичний коксартроз 3 стадії, тип II. З інтервалом 5 місяців виконано ендопротезування правого КС – встановлено АК, що загвинчується, та конічна стандартна ніжка, а 18.02.2014 року виконано ендопротезування лівого КС. З урахуванням ступеня деформації КЗ імплантовано АК, що загвинчується, та вільної кісткової аутопластики даху КЗ. Враховуючи також форми кістково-мозкового каналу лівої СК – тип В, встановлено об'ємну конічну ніжку. (рис. 5.12).



Рис. 5.12. Рентгенограми хворої Б., 38 років (іст. хв. № 18855, № 1115):
а – до операції; б – через 3 роки після оперативного втручання

5.3.2. Ендопротезування кульшового суглоба під час вивиху головки стегна диспластичного генезу – тип III та IV за Crowe

Ендопротезування КС у хворих на ДК III–IV типів за Crowe належить до найскладніших оперативних втручань цього напрямку й пов'язано з великим відсотком різноманітних ускладнень як на етапі проведення операції, так і в післяопераційному періоді.

Вибір тактики, методики та конструкції ендопротеза КС стосувалися проблеми низького або високого вивиху стегна, ступення руйнування порожнини істинної КЗ та атрофії кісткової тканини. За такої патології здебільшого враховували шийково-діафізарний кут і форму кістково-мозкового каналу. Під час ендопротезування хворих з ДК III–IV типу за Crowe обов'язково враховували й порівнювали, за наявності односторонньої патології, шийково-діафізарний кут, який, на нашу думку, у багатьох хворих унаслідок фізіологічної компенсації організмом анатомічного вкорочення кінцівки мав тенденцію до значної вальгізації від 160° до 180° . За надлишкової вальгусної позиції проксимального відділу СК виконували низьку міжвертлюгову остеомію СК, що сприяло виконанню якісної ревізії анатомічного ложа КЗ, що, за таких умов, була уплощена й заповнена фіброзною тканиною. Після видалення фіброзної тканини готували ложу КЗ шляхом її поглиблення та встановлювали АК, що загвинчується. За наявності сегментарного дефекту у верхній ділянці

КЗ виконували вільну кісткову аутопластику з використанням об'ємного аутотрансплантата і його фіксацією гвинтами. Наведемо клінічний приклад.

Хвора С., 38 років (іст. хв. № 25127). Діагноз – правобічний диспластичний коксартроз 3 стадії, III типу за Crowe (високий вивих стегна), вторинна остеопенія. Об'єктивно: вкорочення кінцівки 5 см, позитивний симптом Тренделінбурга, виражена шкутильгавість, контрактура КС. 18.12.2012 року виконано операцію. Після міжвертлюгової остеотомії видалено проксимальний відділ СК, підготовлено ложе ВЗ і встановлено АК, що загвинчується, а дефект верхнього відділу КЗ заповнено цільним аутотрансплантатом, який зафіксовано гвинтами. За НЕ, з урахуванням форми кістково-мозкового каналу – тип С, використано НЕ з метафізарно-діафізарним типом фіксації великого розміру, тип ДД 5 – діаметр діагоналі 13 мм.

Обстежена через 5 років. Скарг немає. Обсяг рухів: згинання–розгинання – $100^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, відведення-приведення – $30^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, ротація – $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$. Результат за шкалою Харіса – 94 бали (рис. 5.13, 5.14).



а

Рис. 5.13. Рентгенограми хворої С., 38 років, (іст. хв. № 25127): до операції;



б

Рис. 5.14. Рентгенограми хворої С., 38 років (іст. хв. № 25127): через 5 років після операції

Виконуючи реконструктивні операції на кульшовому суглобі, ми спостерігали випадки прогресування дисплазії та рецидив вивиху головки СК, що можемо простежити на прикладі історії хвороби наступної пацієнтки.

Хвора К., 39 років (іст. хв. № 7270) перебувала в клініці на лікуванні з діагнозом: правобічний диспластичний коксартроз 3 стадії, III типу за Crowe, високий вивих головки СК, стан після реконструктивної операції на КС. Скарги на біль в кульшовому суглобі, обмеження рухів та вкорочення кінцівки. Діагноз: вроджений вивих правого стегна встановлено в пологовому будинку. Пройшла різні етапи консервативного лікування й у віці 6 років їй було виконано операцію – відкрите вправлення головки, міжвертлюгова корегуюча варизуюча остеотомія стегнової кістки з тримісячною фіксацією кінцівки гіпсовою пов'язкою (рис. 5.15).

Через 1 рік металоконструкції пацієнтці були видалені. У віці 8 років дисплазія почала прогресувати, що невдовзі призвело до зміщення й вивиху головки стегнової кістки та формуванню Coxa Valga (рис. 5.15, а). Об'єктивно – виражена шкутильгавість, вкорочення кінцівки на 4,5 см. Обсяг рухів: згинання-розгинання – 30°/10°, відведення-приведення та ротаційні рухи відсутні. 08.04.2008 року у віці 39 років виконано операцію – ендопротезування правого кульшового суглоба модульним ендопротезом.



а



б

Рис. 5.15. Рентгенограми хворої К, 39 років (іст. хв. № 7270): а – у віці 6 років; б – після реконструктивної операції на КС

Після виконання міжвертлюгової остеотомії та видалення головки стегнової кістки, поглиблене ложе ВЗ, виконано спонгіозну аутопластику дна ВЗ й імплантовано чашку, що загвинчується. Вільний сегментарний простір заповнено аутотрансплантатом з головки, видаленої стегнової кістки шляхом запресування між клубовою кісткою та різьбовими пір'ями чашки, враховуючи форму кістково-мозкового каналу – тип С за L. Dorr та локального остеопорозу, використали подовжену ніжку – тип Д з калькаром великого розміру – №4 (12 мм) (рис. 5.16).



а



б



в



г

Рис. 5.16. Рентгенограми хворої К., 39 років (іст. хв. № 7270): а – перед операцією; б – після ендопротезування; в, г – під час контрольного обстеження через 11 років

Обстежена через 11 років. Скарг немає. Працює економістом. Результатом операції задоволена, ендопротез стабільний, обсяг рухів: згинання-розгинання – $110^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, відведення-приведення – $25^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, ротація $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$. Результат лікування за шкалою Харіса – 95 балів – відмінний.

Реконструктивне ЕКС під час високих вивихів стегна у хворих на ДК III–IV типів за Crowe, у випадках, коли виникає необхідність виконання підвертлюгової остеотомії та сегментарної резекції СК для низведення головки СК з метою правильного анатомічного розташування ЕП КС, супроводжуються, за даними літератури, високим ризиком незрощення в зоні остеотомії СК і розвитком вторинної нестабільності ніжки ЕП, переважно у пацієнтів з вузьким кістково-мозковим каналом, тип А та В за L. Dorr, коли виникає необхідність використання конічних вкорочених ніжок ЕП.

У таких випадках у наших спостереженнях обов'язковою була процедура стабілізації зони остеотомії СК, після введення ніжки ЕП, шляхом остеосинтезу накістковою пластиною, котру фіксували до СК за допомогою гвинтів, які вводили паралельно ніжці ЕП через обидва кортикальні шари СК, або використовували монокортикальні гвинти з допоміжною фіксацією пластини до СК серкляжами. Після остеосинтезу обов'язково виконували вільну кісткову аутопластику зони остеотомії вузькими кортикальними трансплантатами, які виготовляли з резекованої кістки й доповнювали пластику спонгіозними аутоотрансплантатами. Таке поєднання інтрамедулярної стабілізації СК за рахунок НЕ сумісно з накістковим остеосинтезом і локальною кістковою пластиною забезпечує профілактику незрощення в зоні підвертлюгової остеотомії та сегментарної резекції СК. Наведемо клінічний приклад.

Хвора Г., 28 років (іст. хв. № 11188) перебувала на лікуванні в клініці з лівостороннім диспластичним коксартрозом 3 стадії, тип IV за Crowe (повний вивих стегна). Діагноз: вроджений вивих стегна четвертого ступеня встановлений після народження. Проходила курси консервативного лікування, а від операції батьки відмовлялися. Скарги на болі в суглобі, деформацію, вкорочення кінцівки і шкутильгавість. Об'єктивно: пересувається за

допомогою тростини, використовує ортопедичне взуття. Вкорочення кінцівки на 7 см. Виражена згинально-привідна контрактура кульшового суглоба. На рентгенограмах повний вивих лівого стегна IV типу за Crowe (рис. 5.17).



Рис. 5.17. Рентгенограми хворої Г., 28 років (іст. хв. № 11188): до операції

22.05.2014 року виконано операцію – підвертлюгова вкорочуюча остеотомія. Шляхом медіалізації на рівні істинної ВЗ виконано вільну кісткову аутопластику дна даху ВЗ, встановлено загвинчувану чашку малого розміру, після чого введено конічну об'ємну ніжку; зону остеотомії з'єднано накістковою пластиною й кістковими кортикальними трансплантатами з видаленого резекційного сегмента стегнової кістки на зразок в'язанки (рис. 5.18). Залишкове вкорочення кінцівки 1,5 см компенсовано під час подальшого видалення накісткової пластини (05.12.2014 року) та заміни головки – 6 на головку + 9 мм. Обстежена через 4 роки. Ендопротез стабільний. Обсяг рухів: згинання-розгинання – $100^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, відведення-приведення – $15^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$; ротація: зовнішня-внутрішня – $20^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$. Результат лікування за шкалою Харіса – 85 балів – добрий.

Таким чином, тактика диференційованого індивідуального ендопротезування КС у хворих з різними типами ДК повинна бути багатофакторною та враховувати особливості формування деформації КС і стегнової кістки, особливо після попередньо проведених реконструктивних оперативних втручань щодо ДК.



Рис. 5.18. Етапні рентгенограми хворої Г., 28 років (іст. хв. № 11188): а – після ендопротезування КС; б, в – через 4 роки після операції; г – функція під час контрольного обстеження

У хворих на тяжкий диспластичний коксартроз III–IV типів за Crowe, під час вкорочення кінцівки до 4 см, ендопротезування може бути виконано шляхом низької, над малим вертлюгом або на його рівні, міжвертлюгової остетомії, релізом зони ВЗ і мобілізацією проксимального відділу СК, що дає змогу зберегти її метафізарну зону і м'язовий баланс.

Для успішного результату ендопротезування КС під час повного вивиху головки стегнової кістки диспластичного генезу й вкорочення кінцівки понад 4 см, звернемо увагу на вкорочуючу підвертлюгову остетомію в поєднанні з відновленням анатомічного центру обертання головки ендопротеза, тобто встановленням чашки в анатомічному ложі ВЗ разом з кістковою пластикою дефекту її даху та застосуванням вкладнів з 10° і 20° навісом для попередження вивиху ендопротеза.

5.4. Двостороннє ендопротезування кульшових суглобів під час диспластичного коксартрозу

Серед 322 хворих на ДК, які перебували під нашим спостереженням, виконано 394 операції ЕКС. Двосторонній ДК був наявний у 128 осіб (39,8%), серед яких у 72 (56,3%) було виконано двостороннє ЕКС. Інтервал між операціями ЕКС на двох суглобах у хворих на ДК коливався від 2 місяців до 3 років, зокрема, у 42 (58,3%) хворих – до 7 міс., у 17 (23,7%) – від 7 місяців до 1 року, у 5 (6,9%) – до 2 років й у 8 (1,1%) – понад два роки (табл. 5.7). Такий діапазон інтервалу між операціями на другому суглобі обумовлений, за результатами наших спостережень, з одного боку, різним ступенем ураження суглобів, а з іншого – покращенням якості життя пацієнтів після першої операції, усуненням болю в оперованому та значним зниженням болю в неоперованому суглобах.

Таблиця 5.7

Інтервал між операціями ендопротезування кульшових суглобів, залежно від типу ДК за Crowe, під час двостороннього коксартрозу

Інтервал між операціями залежно від типу ДК	Тип ДК за Crowe				Усього: (%)
	I	II	III	IV	
2 місяці		1	1		2 (2,8%)
3 місяці			2		2 (2,8%)
4 місяці	1	3	10	1	15 (20,8%)
5 місяців		6	8	2	16 (22,2%)
6 місяців		2	4	1	7 (9,7%)
7 місяців		3	2		5 (6,9%)
8 місяців		1	3		4 (5,6%)
9 місяців		0	0		0
10 місяців			2		2 (2,8%)
11 місяців		4	1	1	6 (8,4%)
Від 1 до 2-х років		2	3		5 (6,9%)
Понад 2 роки	-	3	5		8 (11,1%)
Усього: %	1 1,4%	25 34,7%	41 57%	5 6,9%	72 100%

Пацієнти були класифіковані на дві групи: в основну групу увійшли 45 хворих, у яких ДК поєднувався з ознаками остеопенії й остеопорозу. Інша, контрольна, група налічувала 27 пацієнтів, у яких не зазначено ознак зниження мінеральної щільності кісткової тканини. Вік хворих в основній групі варіював від 35 до 67 років, середній вік – $51,5 \pm 2,06$ років, у контрольній групі вік коливався від 31 до 53 років, середній вік – $43,5 \pm 2,25$ років (табл. 5.8).

Таблиця 5.8

Розподіл пацієнтів за віком з двостороннім диспластичним коксартрозом, яким було виконано двостороннє ендопротезування

Групи	Вік (років)				Усього
	31-40	41-50	51-60	61-70	
Основна група	5	17	18	5	45
Контрольна група	10	13	4	-	27
Усього:	15	30	22	5	72

Зважаючи на дані таблиці 5.8, найбільшу кількість пацієнтів – 52 особи, (72,2%), яким виконано двостороннє ЕКС, становили жінки віком від 41 до 60 років.

Пацієнтам виконано 144 операції двохетапного двостороннього ЕКС, зокрема, 67 хворим встановлено розроблені ендопротези КС (Україна), п'ятьом – ендопротези імпорتنих систем. Передусім оперували кульшовий суглоб зі складнішим ступенем ураження, вираженим больовим синдромом і зниженим рівнем опороспроможності кінцівки.

Вивчаючи анамнезу були, ми дослідили фактори, що сприяють зниженню мінеральної щільності кісткової тканини. Так, в основній групі у 16 пацієнток (35,5%) були гінекологічні операції; 1 (2,2%) пацієнтка перенесла операцію резекції щитовидної залози; 3 (6,7%) пацієнтки для лікування гіпертонічної хвороби довгостроково приймали комбінацію гіпотензивних препаратів й антидепресантів, що також сприяло ризику розвитку остеопенії та

остеопорозу. В 11 (24,4%) пацієнтів переконливих факторів ризику остеопенії та остеопорозу не було виявлено.

Потрібно зазначити, що в кожного четвертого пацієнта в основній групі спостереження раніше виконувалися реконструктивні операції на КС, пов'язані з наслідками дисплазії та вродженого вивиху стегна. У контрольній групі питома вага перенесених у дитинстві операцій була вищою: кожен другий пацієнт раніше мав оперативне втручання на одному або двох суглобах.

Аналізуючи клінічні прояви двостороннього ДК, ми з'ясували, що у 16 пацієнтів основної групи й 11 пацієнтів контрольної групи був наявний симптом «зв'язаних ніг», обумовлений дефіцитом відведення та розгинання в КС. Водночас тяжкість статико-динамічних порушень залежала від тривалості захворювання.

Пацієнти, у яких порушення КС було виявлено в ранньому дитячому віці, на момент надходження в клініку мали більш виражені порушення функції нижніх кінцівок.

Ми не помітили суттєвої різниці в довжині нижніх кінцівок у спостережуваних пацієнтів, оскільки за двостороннього ураження кульшових суглобів призначалося двостороннє проєкційне вкорочення, що не перевищувало 1,0–4,5 см.

На етапі передопераційного планування за рентгенограмами КС у стандартних прямій і бічній проєкціях визначали рентгенантропометричні характеристики проксимального відділу СК. Вивчали кортикальний індекс, індекс звуження каналу за Noble, тип каналу за L. Dorr et al. Також оцінювали характер диспластичної деформації ВЗ. Вищевказані дані дали змогу диференційовано підійти до вибору конструкції компонентів ендопротеза та методів їх фіксації. Показанням до двостороннього ЕКС були: виражений больовий синдром, обумовлений прогресуючим артрозом, значне обмеження функції суглобів, кульгавість, симптом «зв'язаних ніг», побутові проблеми. Передусім оперували суглоб, функція та больовий синдром якого превалювали порівняно з протилежним.

Виконання операції ЕКС з двостороннім ДК пов'язують з низкою інтраопераційних труднощів. Зокрема, в основній групі спостережуваних пацієнтів особливості будови диспластичного КС збігалися з остеопоротичними змінами.

Основними проблемами під час виконання двостороннього ЕКС, за результатами проведеного нами аналізу, були:

- деформація вертлюгової западини – сферичність її порушена, зазвичай присутня недостатність даху й передньоверхній дефект стінки. Дно западини потовщено та сплющено. Наслідком вродженого вивиху стегна є зміщений вгору центр обертання суглоба. У сукупності такі зміни перешкоджали встановленню чашки ендопротеза;

- наслідки раніше перенесених реконструктивних операцій на кульшовому суглобі призводять до порушення анатомічних взаємовідносин суглобових поверхонь, деформації каналу стегнової кістки, топічним і рубцевим змінам м'яких тканин, що оточують КС.

- відзначається надмірна антеверсія шийки стегнової кістки, зміна шийково-діафізарного кута – надмірний вигин каналу в сагітальній площині, які ускладнюють імплантацію стандартного стегнового компонента ендопротеза.

- остеопоротичні зміни суглобових кінців КС супроводжуються додатковим ослабленням і деформацією стінок ВЗ та проксимального відділу СК.

Пацієнтам основної групи виконано 90 операцій, з яких у 86 (95,6%) випадках встановлено безцементні ендопротези, 3 (3,3%) – застосовано гібридну фіксацію компонентів – безцементна чашка та цементна ніжка, а у 1 (1,1%) – виконано цементне ЕП суглобів.

У 82 випадках (91,1%), з урахуванням будови зміненої диспластичної ВЗ, було встановлено безцементні загвинчувані чашки, у 7 (7,8%) – запресовувані чашки й у 1 (1,1%) – цементний АК.

За допомогою фрез поглиблювали ВЗ і формували ложе для ацетабулярного компонента, на дно сформованої западини укладали подрібнену спонгіозну кісткову аутоканину з видаленої головки СК. Чотирьом особам,

З інтервалом 6 місяців виконано двостороннє безцементне ендопротезування кульшових суглобів. Встановлено загвинчувані чашки № 0 (54/46 мм) з вільною кістковою пластикою наацетабулярної ділянки кістковими чипсами з видаленої головки і конічні об'ємні ніжки, згідно з формою каналу КС – тип В за L. Dorr – що забезпечило якісну двоплощинну фіксацію ендопротеза.



а



б



в

Рис. 5.20. Рентгенограми хворої К., 49 років (іст. хв. № 14706 та № 824) через 3,5 роки після ендопротезування КС: а – об зорна; б – правого КС та в – лівого КС у двох проекціях

Обстежена через 3,5 роки після операції: скарг немає, ходить без засобів додаткової опори (рис. 5.20). Ділянка післяопераційного рубця без ознак запалення. Активні й пасивні рухи в правому кульшовому суглобі безболісні, їх обсяг: згинання-розгинання – $100^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, відведення-приведення – $25^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$;

ротація: зовнішня-внутрішня $-30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$. Рухи в лівому кульшовому суглобі безболісні, їх обсяг: згинання-розгинання $-105^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, відведення-приведення $-30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$; ротація: зовнішня-внутрішня $-25^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$. Оцінка за шкалою Харіса перед операціями ендопротезування $-39,4$ бали, перед другою операцією $-56,8$ бали, після двостороннього ендопротезування $-88,6$ балів $-$ результат добрий.

У 7 випадках, коли форма ВЗ і товщина дна були збережені, виконано встановлення запресовуваної безцементної чашки. За значних остеопоротичних змін, що були сполучені зі зміною форми суглобової западини, в одному випадку було імплантовано цементну чашку з 20° лайнером.

Пацієнтам контрольної групи було виконано безцементне ендопротезування (54 операції). В 52 (96,3%) випадках було встановлено загвинчувані чашки, водночас частка диспластичних чашок малих розмірів була вище, ніж в основній групі. Одній пацієнтці контрольної групи виконано двостороннє ендопротезування із встановленням запресовуваних чашок.

Вибір стегового компонента під час планування операції ЕКС у досліджуваних групах хворих з двостороннім ДК здійснювався з урахуванням рентгенантропометричних параметрів і форми проксимального відділу СК у двох площинах і вираженості ознак зниження мінеральної щільності кісткової тканини.

За результатами доопераційного планування ЕКС у хворих на двосторонній ДК з урахуванням форми кістково-мозкового каналу СК встановлено наступні види НЕ: тип А за L.Dorr (53 випадки) - НЕ конічні стандартні (КСН) у 46 випадках, конічні об'ємні $-$ у 5, диспластичні вкорочені малих розмірів $-$ в 2; тип В (75 випадків) $-$ конічні об'ємні у 41 випадку, конічні стандартні великих розмірів (№ 5, 6) $-$ у 13, диспластичні вкорочені $-$ у 21; тип С (16 випадків) $-$ ніжки подовжені з діафізарним типом фіксації у 9 випадках, ніжки диспластичні вкорочені з великим розміром (№ 4, 5) $-$ в 4 випадках, та в 3 випадках використані НЕ з цементним типом фіксації.

Диференційований підхід до вибору конструкції та форми ніжки ендопротеза дає змогу отримати як первинну, так і подальшу вторинну стабільність ЕП, що підтверджено наступним спостереженням.

Хвора М., 55 років (іст. хв. № 10375 та № 7315) перебувала в клініці на лікуванні двобічного диспластичного коксартрозу 3 стадії, фіброзний анкілоз, згинально-привідна контрактура правого кульшового суглоба, тип III за Crowe та тип II – лівого КС (рис. 5.21).



Рис. 5.21. Рентгенограми хворої М., 55 років (іст. Хв. № 10375 та № 7315) до операції

Скарги на біль у КС та хребті, обмеження рухів у КС, проблеми під час пересування сходами. Під час ходи послуговується милицями. В анамнезі діагноз встановлено в дитячому віці, проходила консервативне лікування – закриті вправлення вивиху, з подальшою іммобілізацією гіпсовою пов'язкою та ортезами. У віці 7 років виконано операцію – варизуюча остеотомія КС, артропластику правого кульшового суглоба. Погіршення стану помічено після перших пологів у віці 24 років, коли з'явилися болі та обмеження рухів правого КС. Після других пологів (29 років) і третіх (36 років) відзначено значне погіршення стану й суттєве обмеження рухів лівого КС та відсутність рухів в правому КС, з'явилися постійні болі в хребті. Об'єктивно: обсяг рухів правого КС: згинальна контрактура – $25^{\circ}/10^{\circ}$; ротація: відведення-приведення

відсутні. У лівому КС рухи болісні: згинання-розгинання – $80^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, відведення-приведення – $15^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, ротаційні рухи – $10^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$. Функціональна оцінка – 34,8 балів.

15.05.2014 року виконано ендопротезування правого, а 13.04.2016 року лівого кульшового суглобів. Враховуючи тип В кістково-мозкових каналів СК та супутню остеопенію, встановлено ніжки конічні об'ємні, чашки, що загвинчуються, розробленої системи. Проходила курси реабілітаційного лікування.

Обстежена через 2 роки. Скарги на болі в поперековому відділі хребта, проблеми із суглобами відсутні. На рентгенограмах позиція та стабільність ендопротезів якісні. Функція правого КС: згинання-розгинання – $80^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, відведення-приведення – $25^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, ротація – $15^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$; лівого КС – $90^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, $30^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, ротація – $20^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$. Результат за оцінкою Харіса 86,8 балів – добрий (рис. 5.22).

Усім пацієнтам обох спостережуваних груп застосовували тактику ранньої активізації в післяопераційному періоді. На другу добу вони ставали біля ліжка, хворим дозволено ходити з дозованим навантаженням на оперовану кінцівку під контролем інструктора ЛФК. Починаючи з 14 доби після операції, хворі основної групи отримували два курси остеотропної терапії протягом першого року після операції. Система реабілітації хворих з двостороннім ДК була спрямована на максимальне скорочення термінів повноцінного навантаження на оперований суглоб з метою попередження його перевантаження, зокрема у хворих з підвищеним індексом маси тіла, що давало змогу планувати більш ранні терміни операції на контрлатеральному суглобі.

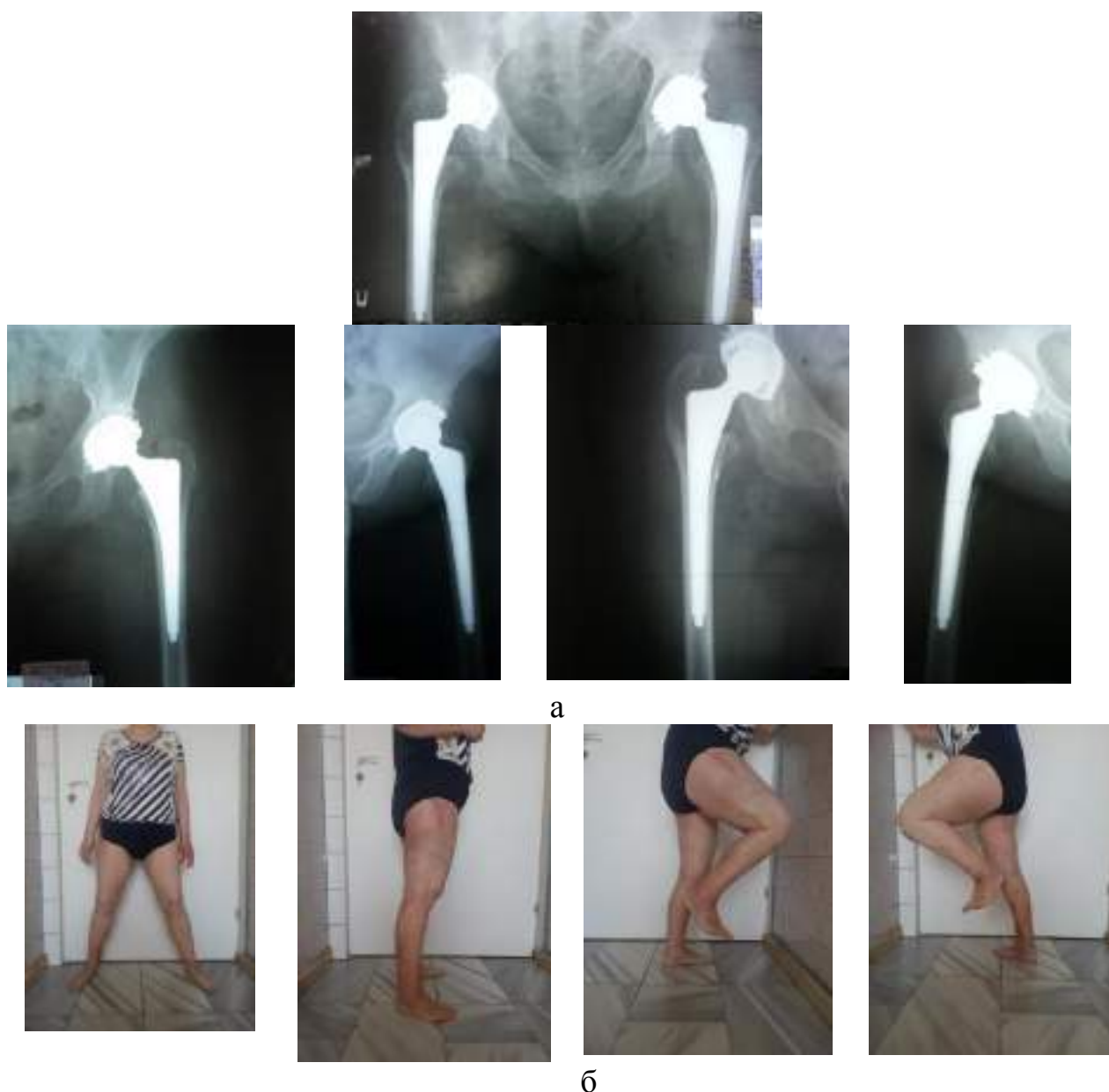


Рис. 5.22. Результат лікування хворої М., 55 років (іст. хв. № 10375 та № 7315) через 2 роки: а – рентгенограми; б – функція кінцівок

Терміни, що минули після двостороннього ендопротезування кульшових суглобів, склали від 1 року до 10 років. Середня оцінка функції кульшового суглоба за шкалою Харріса після операції на першому суглобі становить, у порівнюваних групах, від 52,7 до 56,2 бала (основна й контрольна групи), а після двостороннього – 88,2 та 93,4 бали відповідно.

Таким чином, під час планування ендопротезування пацієнтів з двостороннім ДК необхідно враховувати рентгенантропометричні характеристики проксимального відділу СК, що сприятиме подальшому вибору кон-

струкції стегнового компонента ендопротеза та типу його фіксації залежно від двоплощинної форми кістково-мозкового каналу.

За диспластичної форми каналу СК – тип А за L. Dorr et al., перевагу потрібно надавати безцементним конічним стандартним ніжкам; за форми кістково-мозкового каналу, наближеної до нормального (тип В за L. Dorr et al.), методом вибору є безцементна конічна об'ємна ніжка або ніжка коротка диспластична (тип DD). За умови більш вираженого зниження щільності кісткової тканини можливе встановлення безцементних ніжок з діафізарним типом фіксації (тип Д) або цементної ніжки.

5.5. Ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз після реконструктивних операцій на кульшовому суглобі

Реконструктивно-відновні операції у хворих на ДК протягом багатьох років широко застосовують під час оперативного лікування дисплазії кульшового суглоба, вивхах різного ступеня та вроджених деформацій КС, викликаних такою патологією. Зазначений метод лікування дітей, підлітків та осіб молодого віку й донині є стандартом для визначеної вікової групи хворих. До технологій реконструктивної хірургії КС з дисплазією відносять різноманітні методики відкритого вправлення вродженого вивиху стегна, артропластику, остеотомію таза, остеотомію проксимального відділу стегнової кістки з використанням як накісткових конструкцій для фіксації стегнової кістки, так і апаратів зовнішньої фіксації тощо. Протягом тривалого часу зазначеними методиками широко послуговувалися й під час лікування дорослих пацієнтів з диспластичним коксартрозом, що в нашій країні було обумовлено відсутністю конструкцій та методик для ендопротезування хворих ДК.

Наслідки попередньо проведених різноманітних операцій реконструктивного характеру як у дитинстві, так і в зрілому віці з розвитком ДК створюють великі проблеми перед ортопедом, що обумовлено низкою проблем,

які ортопед мусить розв'язати під час планування та проведення ЕКС такої категорії хворих.

Серед 322 хворих з ДК, які знаходилися під нашим спостереженням, реконструктивні операції з ДК виконано на попередніх етапах 68 (21,1%) хворим (табл. 5.9).

Серед загальної групи хворих у 8 пацієнтів з двостороннім ДК реконструктивні операції було виконано на обох КС, 5 хворим було виконано повторні реконструктивні операції, а 3 – трикратні повторні операції на одному КС.

Таблиця 5.9

**Характер раніше виконаних реконструктивних операцій на КС
у хворих з різними типами ДК за Crowe**

Характер реконструктивних операцій	Тип ДК за Crowe				Усього: %
	I	II	III	IV	
Відкрите вправлення вивиху стегна	-	4	8	3	15 (22,1%)
Відкрите вправлення, артропластика КС	-	6	12	1	19 (27,9%)
Підвертлюгова остеотомія стегнової-кістки	4	5	7	2	18 (26,5%)
Остеотомія стегнової-кістки за Ілізаровим	-	2	6	4	12 (17,6%)
Остеотомія стегнової-кістки за Кулішом	-	2	2	-	4 (5,9%)
Усього: %	4 (5,9%)	19 (27,9%)	35 (51,5%)	10 (14,7%)	68 (100%)

Визначена категорія хворих була однією з найскладніших серед наших спостережень, складність якої обумовлено такими чинниками:

- двоплощинна деформація та післяопераційні дефекти кісток КС;
- різноманітні види комбінованих контрактур КС;
- hip-spine синдром;

- рубцеві зміни м'яких тканин оточуючих КС і зону оперативного розтину;
- м'язова недостатність, у зв'язку з руйнуванням тканин під час попередніх доступів, здебільшого достатньо популярної в практиці дитячих ортопедів доступу Мерфі-Ол'є-Лексера;
- значна атрофія та м'язовий дисбаланс кінцівки;
- наявність часткового або значного порушення стереотипу ходи;
- наявність вторинної деформації хребта та колінного суглоба.

Плануючи ендопротезування КС такої категорії хворих на ДК, ми обов'язково враховували характер, обсяг наслідки попередніх реконструктивних операцій, а в багатьох випадках виникала потреба в проведенні КТ, МРТ дослідження, міографії тощо.

Особливу увагу приділяли пошуку оптимальної конструкції ендопротеза: форма, розмір, довжина ніжки ЕП, який АК найбільш адаптований до зазначеної ситуації та може забезпечити, після його встановлення у ВЗ, як первинну, так і подальшу експлуатаційну стабільність.

Обираючи оперативний доступ для проведення ЕКС, ми враховували стан тканин, напрям оперативного доступу після попередніх операцій. Під час операцій такої категорії хворих ми віддавали перевагу задньому доступу з подовженням його по зовнішній поверхні СК, виконуючи реконструкції СК за наявності її деформації.

Наші спостереження за наслідками реконструктивних операцій, після виконання відкритого вправлення головки СК й артропластики КС у дітей та молодих пацієнтів, дають змогу стверджувати, що вони врешті-решт призводять до подальшого руйнування КС, розвитку тяжких форм диспластичного коксартрозу, формування важких контрактур, а в деяких випадках до фіброзного та кісткового анкілозу. Такі наслідки та ускладнення обов'язково враховували під час планування та проведення ендопротезування КС. Великих проблем, що виникають під час ЕКС у такій групі хворих, ми не виявили, однак звернули увагу на більш чітку роботу під час виконання доступу до суг-

лоба та акуратного роз'єднання СК і ВЗ, здебільшого виконували сегментарну остеотомію шийки СК і видалення головки СК. Наведемо клінічний приклад.

Хвора А., 37 років (іст. хв. № 13091), діагноз: двобічний диспластичний коксартроз 3 стадії – ліворуч, 2 стадії – праворуч, тип I за Crowe, стан після міжвертлюгової остеотомії за Кулішем правого КС, варизуючої міжвертлюгової остеотомії, пластики даху ВЗ керамічними імплантатами лівого КС (рис. 5.23).

В анамнезі у віці 22 років з інтервалом 8 місяців було виконано реконструктивні операції щодо диспластичного коксартрозу, спочатку лівого, а потім правого КС. У віці 30 років, після других пологів, стан лівого кульшового суглоба значно погіршився. Спочатку з'явилися болі, а потім поступово значне обмеження рухів у лівому КС.



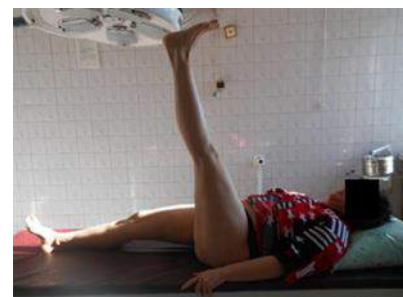
Рис. 5.23. Рентгенограми хворої А., 37 років (іст. хв. № 13091) до операції ендопротезування лівого КС

Стан і функція правого кульшового суглоба задовільні – 80 балів за шкалою Харіса. Функція лівого кульшового суглоба: згинання-розгинання – 60°/0°/0°, відведення-приведення – 10°/0°/0°, ротаційні рухи відсутні, функціональна оцінка – 62 бали. 16.06.2014 року виконано операцію – ендопротезування лівого кульшового суглоба модульною системою ЕП КС – чашка, що загвинчується, ніжка – конічна стандартна. Особливістю операції з встановлення чашки було те, що під час підготовки ложа для її імплантації

було видалено вільні керамічні імпланти, а дефекти ложа ВЗ заповнено кістковими трансплантатами з головки СК. Обстежена через 3,5 роки. Скарги відсутні. Стабільність ендопротеза добра. Функція лівого КС: згинання-розгинання – $110^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, відведення-приведення – $35^{\circ}/0^{\circ}/25^{\circ}$, ротація – $30^{\circ}/0^{\circ}/25^{\circ}$. Результат – 93 бали – відмінний (рис. 5.24).



а



б

Рис. 5.24. Результат лікування хворої А., 37 років (іст. хв. № 13091) через 3,5 роки: а – рентгенограма; б – функція кінцівок

Більш складні й проблемні ситуації ми спостерігали під час поєднання артропластики з корегуючою остеотомією проксимального відділу СК, що було обумовлено необхідністю виконання корегуючої повторної остеотомії СК на верхівці деформації, підборі конструкції ЕП, котра забезпечує як основну функцію ЕП, так і стабільну фіксацію СК після остеотомії.

За наявності вузького кістково-мозкового каналу – тип А і В за L. Dorr – та наявності деформації СК у сагітальній площині після остеотомії використовували конічні ніжки ЕП, а для забезпечення стабільності СК та ендопротеза в зоні остеотомії обов'язково виконували остеосинтез накістковою пластиною. Наведемо клінічне спостереження.

Хвора В., 39 років (іст. хв. № 9499) перебувала в клініці з лівостороннім диспластичним кокс артрозом, 3 стадія, тип І за Crowe, фіброзний анкілоз, стан після підвертлюгової остеотомії й артропластики КС. У віці 16 років виконано операцію підвертлюгової корегуючої остеотомії лівого стегна, артропластика кульшового суглоба. Під час обстеження скарги на болі, значне обмеження рухів, шкутильгавість, вкорочення кінцівки. Рухи в кульшовому суглобі відсутні, згинально-привідна контрактура (рис. 5.25).



Рис. 5.25. Рентгенограми хворої В., 39 років (іст. хв. № 9499) до операції

30.04.2014 року виконано операцію – ендопротезування лівого кульшового суглоба пресою системою Спотorno з попередньою остеотомією стегнової кістки на рівні деформації. Стабільність стегнової кістки досягнуто накістковим остеосинтезом, а в зону остеотомії укладено кісткові аутоотрансплантати. Повне навантаження на кінцівку дозволено через 2,5 місяці. Обстежена через 2 роки. Досягнуто повну регенерацію стегнової кістки та вторинної стабільності ендопротеза. Результат лікування за шкалою Харіса – 96 балів (рис. 5.26).

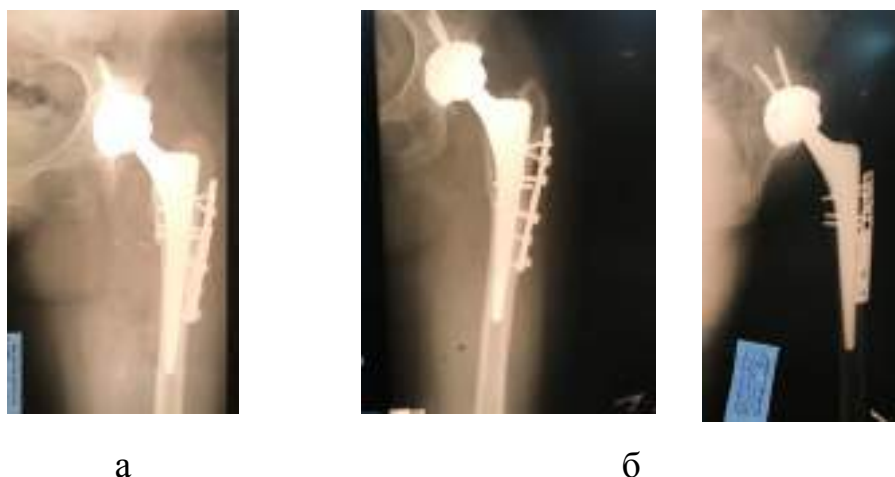


Рис. 5.26. Рентгенограми хворої В., 39 років (іст. хв. № 9499): а – після операції; б – через 2 роки після операції

Наші спостереження довели, що після виконання реостомії стегна після попередньо проведених реконструктивних операцій, доцільним є використання НЕ з діафізарним типом фіксації.

Найбільш складні та проблемні ситуації виникають після попередньо проведеної вальгизуючої остеотомії Шанца за методикою Ілізарова, коли постає необхідність для корекції деформації СК і встановлення ЕП виконувати низьку остеотомию СК. У таких випадках ефективними вважаємо використання НЕ з квадратним профілем подовжених й, розрахованих як на метафізарний, так і переважно діафізарний типи фіксації ендопротеза, що забезпечить надійну фіксацію СК у зоні остеотомії. Наведемо клінічний приклад.

Хвора Д., 41 рік (іст. хв. № 14691) перебувала в клініці з правостороннім диспластичним коксартрозом 3 стадії, тип III за Crowe, стан після підв'язкової остеотомії Шанца за методикою Ілізарова, нейропатія сідничного нерва. Скарги на постійні болі, шкутильгавість, значне обмеження рухів, вкорочення кінцівки, необхідність використання під час ходи трості. Об'єктивно: пересувається з тростю, користується ортопедичною вставкою-компенсатором вкорочення кінцівки. Обсяг рухів: правий кульшовий суглоб: згинання-розгинання – $40^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, відведення-приведення – $0^{\circ}/0^{\circ}$, ротаційні рухи відсутні. Позитивний синдром Тренделенбурга (рис. 5.27).



Рис. 5.27. Рентгенограми хворої Д., 41 рік (іст. хв. № 14691) до операції

14.07.2014 року виконано операцію – ендопротезування правого кульшового суглоба системою. Після артротомії й видалення головки стегнової кістки проведено ревізію та мобілізацію сідничного нерва від рубців, зокрема підготовлено ложе ВЗ, у яку шляхом медіалізації закріплено чашку, що за-гвинчується. Після цього виконано остеотомію стегнової кістки на рівні її деформації, підготовлено кістково-мозковий канал і введено подовжену ніжку ендопротеза з квадратним профілем, завдяки якій досягнуто стабільну фіксацію стегнової кістки в зоні остеотомії. Для запобігання вивиху головки ендопротеза використано вкладень з 20° навісом. З третьої доби хвора була вертикалізована і їй було дозволено ходити за допомогою милиць з навантаженням 50% маси тіла. З першої доби отримувала електростимуляцію м'язів, займалася на мотошині з відновлення рухів. У подальшому отримувала остеотропну терапію, масаж, ЛФК у басейні. Контрольні спостереження проводилися кожні 2 місяці (рис. 5.28).

Обстежена через 3,5 роки після операції. Скарг не виявлено, явища нейропатії сідничного нерва зменшились, однак залишилася атрофія м'язів, симптом Тренделінбурга негативний. Обсяг рухів в правому кульшовому суглобі: згинання-розгинання – $90^\circ/0^\circ/0^\circ$, відведення-приведення – $15^\circ/0^\circ/20^\circ$, ротація: зовнішня-внутрішня – $30^\circ/0^\circ/20^\circ$. Оцінка стану до операції – 31 бал, під час контрольного обстеження – 83 бали – результат добрий (рис. 5.29, 5.30).



Рис.5.28 Хвора Д (іст. хв. № 14691) динаміка регенерації стегнової кістки в зоні остеотомії: а - після операції, б – через 2 та в - через 4 місяці –в двох проекціях



Рис. 5.29. Рентгенограми хворої Д, 41 рік (іст. хв. № 14691) через 3,5 роки після операції



б

Рис. 5.30. Хвора Д, 41 рік (іст. хв. № 14691): функція правого кульшового суглоба через 3,5 роки після операції

Під час проведення ЕКС у хворих на ДК після багаторівневих остеотомій стегнової кістки виникає необхідність виконання повторної остеотомії на 2–3 рівнях. У зазначених випадках доцільно використовувати конструкції ніжок ЕП, котрі наближені до форми кістково-мозкового каналу СК і мають значно більшу довжину, ніж стандартні. До таких конструкцій, на нашу думку, належать подовжені ніжки Wagner. Наведемо клінічний приклад (рис. 5.31 та 5.32).

Хвора З., 34 роки (іст. хв. № 3758) перебувала в клініці з лівостороннім диспластичним коксартрозу 3 стадії, тип III за Crowe, складної багатоплощинної деформації стегнової кістки після подвійної остеотомії СК. У віці 7 років їй було проведено операцію – відкрите вправлення вивиху головки стегнової кістки, остеотомія таза. Хвороба прогресувала. У віці 19 років виконано остеотомію Шанца проксимального відділу стегна за методикою Ілізарова, комбіновану з остеотомією діяфіза стегнової кістки з метою її подовження (рис. 5.31).



Рис. 5.31. Рентгенограми хворої З., 34 роки (іст. хв. № 3758) до операції

Об'єктивно: хвора скаржиться на болі та відсутність рухів у суглобі, наявність вкорочення кінцівки, проблеми під час пересування сходами, користується тростиною. Під час огляду виявлено велику кількість рубців як у зоні кульшового суглоба, так і в зоні стегна. Рухи в суглобі відсутні, проекційне вкорочення кінцівки до 6 см. 19.02.2014 року виконано операцію – ендопротезування кульшового суглоба системою Зіммер – встановлено чашку, що запресовується, та подвійну остеотомію стегнової кістки на рівні попередніх

остеотомій. З'єднання фрагментів стегнової кістки виконано інтрамедулярним методом з використанням довгої ніжки Вагнер – довжина кінцівки відновлена. Двічі проходила реабілітаційні курси лікування в клініці, а в подальшому – за місцем проживання. Обстежена через 5 років. Результатом операції задоволена, скарги відсутні, вільно пересувається сходами, живе в селі, працює медичною сестрою. Обсяг рухів в кульшовому суглобі: згинання-розгинання – $95^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, відведення-приведення – $25^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$, ротація: зовнішня-внутрішня – $25^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$.

Оцінка за шкалою Харіса до операції – 21 бал, після операції – 84 бали – результат добрий (рис. 5.32).



а



б

Рис. 5.32. Рентгенограми (а) та функціональний результат (б) лікування хворої 3., 34 роки (іст. хв. № 3758) через 4 роки

Таким чином, наші спостереження за контингентом хворих на диспластичний коксартроз, яким на різних етапах лікування було виконано різнома-

нітні реконструктивно-відновні операції на КС з подальшим ендопротезуванням КС, дають змогу виокремити таких пацієнтів до найбільш складної та проблемної категорії хворих на ДК, які потребують максимальної індивідуалізації на всіх етапах підготовки, проведення операції та реабілітації хворих.

Найбільші проблеми постають з об'ємними реконструктивними втручаннями на КЗ, що потребує якісного доопераційного обстеження та диференційованого вибору АК, зокрема у випадках відсутності руйнування та збереження форми ВЗ після попередніх втручань. Зважаючи на молодий вік пацієнтів, вважаємо, що доцільно використовувати безцементні технології імплантації запресовуваних або загвинчуваних АК. За наявності локального остеопорозу або дефектів ВЗ доцільно використовувати чашки, що загвинчуються.

Найпроблемнішими є вирішення завдань, пов'язаних з вибором та закріпленням ніжки ендопротеза КС після попередніх підвертлюгових остеотомій Шанца за методикою Ілізарова, а також подвійних корегуючих остеотомій СК з метою її елонгації.

У таких випадках доцільно використовувати подовжені ніжки, які мають квадратний профіль та калькар, що забезпечує якісну стабільність як ЕП, так і СК у зоні остеотомії.

Після подвійної остеотомії стегнової кістки та виконання ендопротезування доцільно використовувати ревізійні ніжки типу Вагнер.

У випадках виконання високої остеотомії СК та проведення ЕКС, коли у зв'язку з вузьким каналом СК використання НЕ з діафізарним типом фіксації обмежене, потрібно використовувати об'ємні конічні ніжки й допоміжну фіксацію зони остеотомії накістковою пластиною, що підвищує стабільність фіксації ендопротеза та сприяє зрощенню перелому в зоні остеотомії.

5.6. Особливості ендопротезування з фіброзним та кістковим анкілозом хворих на диспластичний коксартроз

Фіброзний такістковий анкілоз кульшового суглоба хворих на диспластичний коксартроз досить розповсюджене явище й виникає він внаслідок ДК з об'ємною деструкцією та деформацією як КЗ так, і СК, а в багатьох випадках – унаслідок попередньо проведених у дитинстві та в дорослому віці різноманітних реконструктивних оперативних втручань переважно з II, III та IV типами ДК за Crowe. Так, на теренах України, у зв'язку з відсутністю в арсеналі ортопедів технологій ЕКС, протягом тривалого часу, використовували різноманітні корегуючі та артропластичні операції на КС, направлені на відновлення опороздатності та рухів у хворих на ДК.

Так, у групі 68 хворих, яким в анамнезі було виконано реконструктивні операції, ми спостерігали 7 пацієнтів з кістковим і 12 з фіброзним анкілозом КС. Потрібно зазначити, що в 4 випадках анкілоз сформувався після артрорезуючої резекції КС після попередньо проведеної реконструктивної операції. Формування фіброзного анкілозу КС проходило поступово протягом 14–20 років, починаючи з часткового обмеження рухів до значного, і супроводжувалося в багатьох хворих формуванням стійкої згинальної або згинально-привідної контрактури КС і відсутністю ротаційних рухів, відведення-приведення в КС. У випадках із двостороннім ДК спостерігали симптом «зв'язаних ніг». В обох випадках, зі слів батьків, в анамнезі після реконструктивної операції була наявна ранова інфекція, що й була чинником подальшого розвитку анкілоза КС.

На етапі доопераційного обстеження хворих на ДК з анкілозом КС ми спостерігали такі проблеми. Передусім це наявність шкутильгавості, що пов'язано з відсутністю рухів, м'язова атрофія стегна й сідничної ділянки, наявність хибного положення кінцівки та її вкорочення. Типовою була втрата нормального стереотипу ходи та наявність супутньої патології хребта, протилежного КС, та колінних суглобів, що було притаманне здебільшого хворим старших вікових груп.

Протягом тривалого часу показання до ендопротезування хворих на ДК з анкілозом КС були сильно обмежені як хворими, так і лікарями через скла-

дність такої патології, недостатнім розвитком методик ендопротезування з анкілозом КС та великою кількістю ускладнень.

У клініках Українського НДІ травматології та ортопедії, ДМА та Харківського НДІ патології хребта та суглобів, в Україні було започатковано операції ендопротезування КС з ДК у молодих хворих, а в подальшому й з анкілозом різного генезу, переважно анкілозуючому спондилартриті.

Зазначений досвід дав нам змогу розширити показання й виконувати ендопротезування КС з анкілозом у хворих на ДК. Показаннями для ЕКС у цих випадках, за результатами наших досліджень, насамперед є: двосторонній анкілоз КС, як кістковий так і фіброзний, затруднена хода та естетика ходи; анкілоз КС у хибному положенні; біль і прогресування ДК у контрлатеральному суглобі внаслідок анкілозу протилежного суглоба в хибному положенні.

За результатами наших спостережень на сьогодні доцільно поширювати показання за наявності такої патології у хворих молодого віку, особливо жінок, для яких ця проблема має велике соціальне та життєве значення.

Доопераційна оцінка стану хворих на ДК з анкілозом КС вимагала якісно проводити на доопераційному етапі оцінку функцій м'язів, наявність вкорочення кінцівки та деформації в ділянці КС. Для оцінки стану кісткової тканини й параартикулярних тканин одночасно з традиційною рентгенографією виконували КТ і МРТ дослідження. Обов'язковим було дослідження стану поперекового відділу хребта та протилежного суглоба. Досліджували КІ та МКІ для виявлення ознак локального остеопорозу в ділянці анкілозованого КС для вибору конструкції АК, оскільки відсутність динамічного навантаження на КС під час анкілозу призводить до зміни структури кістки в цій ділянці та розвитку локального остеопорозу.

Планування ендопротезування КС з анкілозом, за нашими спостереженнями, має велику кількість особливостей, що спричинено характером такої патології.

В нашій роботі ми послуговувалися таким алгоритмом передопераційного планування ендопротезування КС у хворих на ДК з анкілозом КС:

- з двостороннім кістковим анкілозом КС першу операцію з ендопротезування виконували на суглобі з гіршим анатомічним станом та наявністю значної згинально-привідної контрактури, а потім – ендопротезування протилежного суглоба;

- за наявності у хворих з двостороннім ДК кісткового або фіброзного анкілозу, спочатку виконували ендопротезування КС з фіброзним анкілозом, що було обумовлено проблемами спричиненими втратою ним опороздатності у зв'язку з болями;

- з супутньою патологією колінного суглоба, унаслідок важкого остеопороза та вальгусної деформації колінного суглоба, які були виявлені у 2 хворих, на першому етапі виконували ендопротезування кульшового суглоба, а на другому – колінного, оскільки відновлена функція КС давала змогу в майбутньому здійснити повноцінну реабілітацію після ендопротезування колінного суглоба.

Методика ендопротезування КС з анкілозом потребує нагального розв'язання низки інтраопераційних проблем, у зв'язку зі значним порушенням анатомічного співвідношення контактуючих суглобових поверхонь КС, наявністю анкілозу в ділянці КС, що створюють великі перешкоди під час пошуку істинного розташування КЗ, а також в необхідності чіткої орієнтації на рівні та напряму остеотомії шийки СК на цій ділянці.

Дещо полегшено постає ця проблема у хворих з фіброзним анкілозом, у яких наявність незначної рухомості та фіброзної тканини в проекції КС дає змогу чіткіше зорієнтуватися на рівень остеотомії шийки СК. Наводимо клінічний приклад.

Хвора Б., 36 років (іст. хв. № 8627) перебувала у клініці з діагнозом: лівобічний диспластичний коксартроз 3 стадії, тип II за Crowe, стан після артропластики кульшового суглоба, фіброзний анкілоз КС. Оцінка за шкалою Харіса – 30 балів (рис. 5.33, а, б).

Через вроджений вивих лівого стегна, в дитинстві проводилося консервативне лікування, а у віці 7 років пацієнтці було виконано корегуючу варизуючу остеотомію, артропластику КС. Під час обстеження в клініці – скарги на біль в КС, відсутність рухів. Для ходи використовувала тростину. Положення кінцівки – згинально-привідна контрактура, рухів суглобі відсутні, значна атрофія м'язів. 18.04.2013 року виконано операцію – ендопротезування лівого кульшового суглоба модульною системою – встановлено чашку, що загвинчується, та ніжку конічну стандартну. Доступ до суглоба виконано шляхом сегментарної резекції шийки СК. Наявність фіброзної тканини та незначних рухів у ділянці КС дало змогу чітко виявити ділянку КЗ, поетапно видалити головку СК та встановити АК і конічну стандартну ніжку ЕП (рис. 5.33,в).

Обстежена через 2 та 4,5 роки. Скарг немає. Обсяг рухів в лівому кульшовому суглобі: згинання-розгинання – $100^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, відведення-приведення – $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$, ротація – $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$. Оцінка за шкалою Харіса – 92 бали – відмінно (рис. 5.33, г; рис. 5.34).

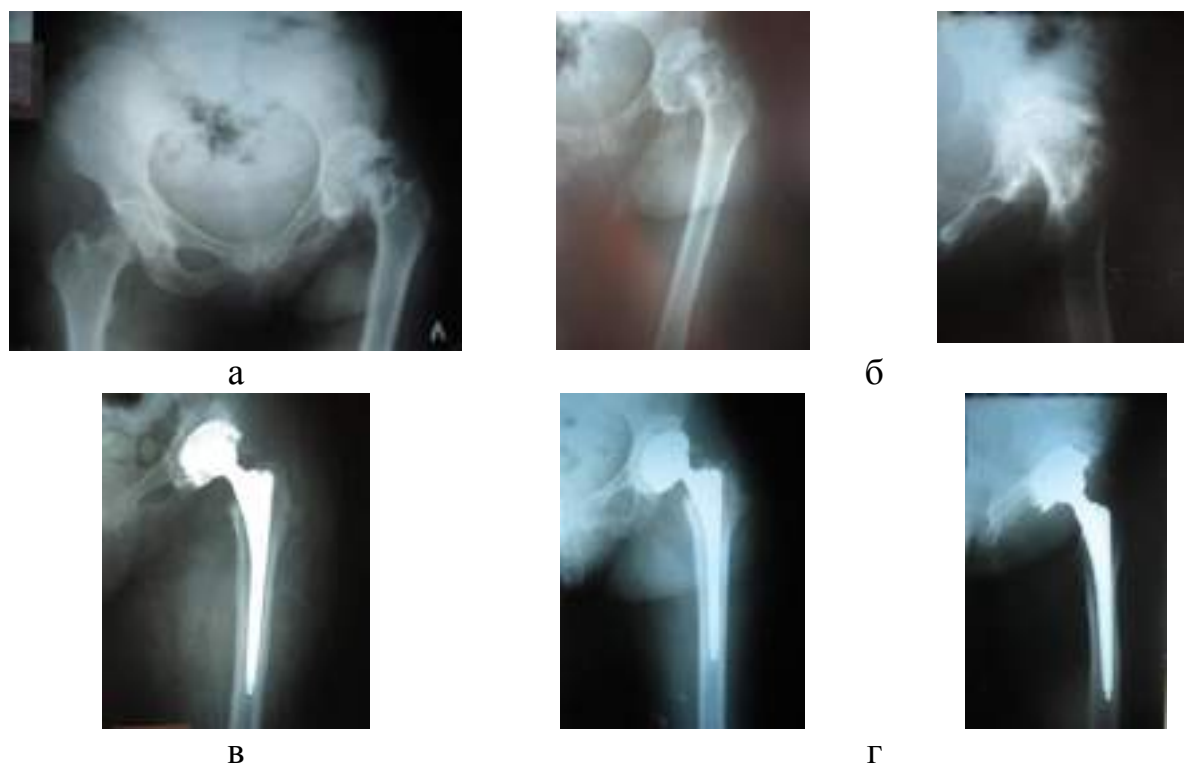


Рис 5.33 Хвора Б., 36 років (іст. хв. № 8627): а, б – рентгенограми до операції, в – рентгенограми після операції, г – рентгенограми через 2 роки після операції



Д

Рис 5.34 Хвора Б., 36 років (іст. хв. № 8627) рентгенограми через 4,5 роки після операції

Відсутність рухів у КС, зміщення головки СК у порожнину КЗ з анкілозом КС значно обмежує простір для маніпуляцій на шийці СК та КС, зокрема під час виконання ЕКС.

Для цих випадків нами було вдосконалено методику ЕКС, алгоритм виконання якої передбачає проведення таких етапів.

Після розтину м'яких тканини, оминаючи рубці від старих оперативних доступів, або в разі неможливості виконання цього з висіченням старого рубця, відкриваємо зону прикріплення квадратного м'яза СК, прошиваємо його лігатурами та відсікаємо від СК, що дасть змогу поширити зону доступу, а після його відновлення шляхом трансосального прошивання до материнської ложі попередити ризик вивиху ЕП.

Після розтину м'яких тканин проводили ревізію та оцінювали стан сидничного нерва та строго контролювали його під час подальшого втручання для попередження його травмування.

Остеотомію шийки СК для роз'єднання СК і тазової кістки виконували вузьким широким долотом, або осцилюючою пилкою, а після виведення в рану проксимального відділу СК, виконували низьку міжвертлюгову остеотомію СК і видаляли резекований сегмент шийки СК, що надавало простір для подальших маніпуляцій на КС.

Після роз'єднання тазової та СК вивихували проксимальний відділ СК у рану за допомогою гачків та ретракторів Гомана відкривали зовнішню ділянку КЗ. Подальші маніпуляції на КЗ та встановлення АК представлено на рис. 5.35 та 5.36.

Орієнтуючись на лінію Розера-Нелатона, знаходили центр КЗ. Після цього за допомогою спеціально розроблених нами желебкуватих долот, котрі відповідають $1/3$ та $1/4$ сфери КЗ, виконували сферичну зарубку кісткової тканини, водночас інтраопераційно мануально перевіряли товщину задньої, передньої стінок КЗ та рівень подальшого розташування АК. Здебільшого, ми формували ложу діаметром 40–42 мм. З порожнини КЗ під час підготовки ложі видаляли кісткову тканину, а також проводили оцінку стану кісткової тканини, наявність ознак остеопорозу або кіст, котрі є типовими для такої патології.

За допомогою фрези, залежно від обраного АК, конічної або сферичної, виконували підготовку стандартної ложі для встановлення чашки ЕП.

АК за допомогою інструмента загвинчували або запресовували в правильній позиції й використовували вкладні з 10° або переважно 20° навісом.

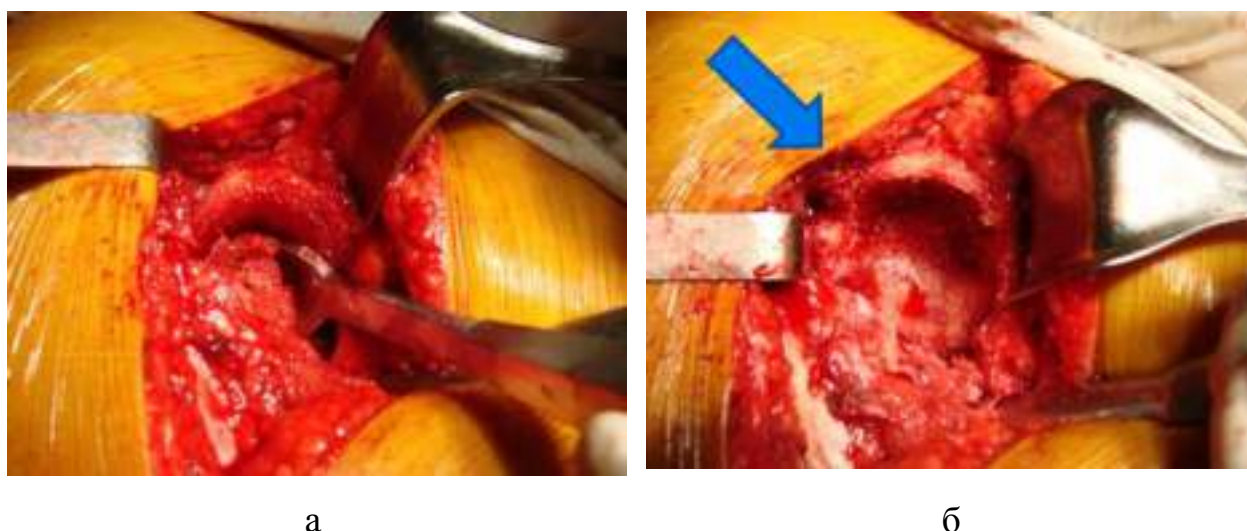


Рис. 5.35. Етапи встановлення чашки ендопротеза у хворої Б., 36 років (іст. хв. № 8627): а – підготовка ложі профільним долотом; б – після обробки ложі

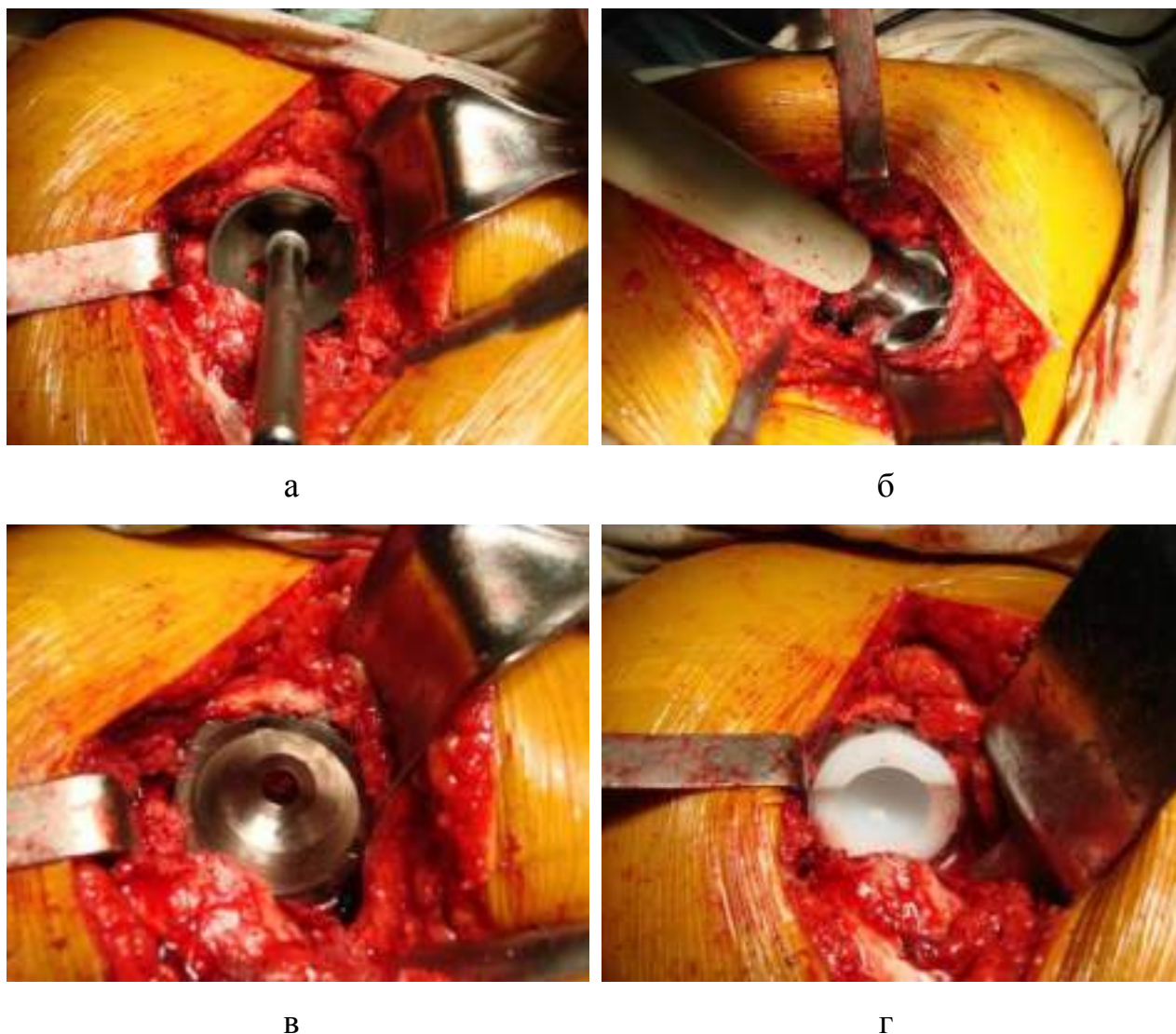


Рис. 5.36. Етапи встановлення чашки ендопротеза у хворої Б., 36 років (іст. хв. № 8627): а – підбір АК мірником; б – закріплення загвинчуваного АК; в,г – встановлено АК і вкладень з 20° навісом

Підготовку ложі в кістково-мозковому каналі СК виконували за стандартом, враховуючи результати доопераційного планування. Під час такого процесу надзвичайно важливим є відновлення напруженого балансу між голівкою ЕП та вкладнем АК. Особливу увагу приділяли відновленню параартикулярних тканин для запобігання вивиху ЕП. Наведемо клінічний приклад.

Хвора Ф., 54 роки (іст. хв. № 1033 та № 9914) пройшла курс лікування в клініці з діагнозом: двобічний диспластичний коксартроз 3 стадії, кістковий анкілоз правого та фіброзний анкілоз лівого кульшових суглобів. Пересувається за допомогою милиць. Скарги на болі в хребті та суглобах, відсутність

рухів та обмеження в пересуванні. Інвалід II групи. В анамнезі діагноз: вроджений вивих обох стегон з дитинства. У віці 6 років з інтервалом 8 місяців виконано відкрите вправлення вивихів головок правого й лівого стегон. У подальшому проходила багаторазові курси реабілітаційного лікування (рис. 5.37, а, б, в).

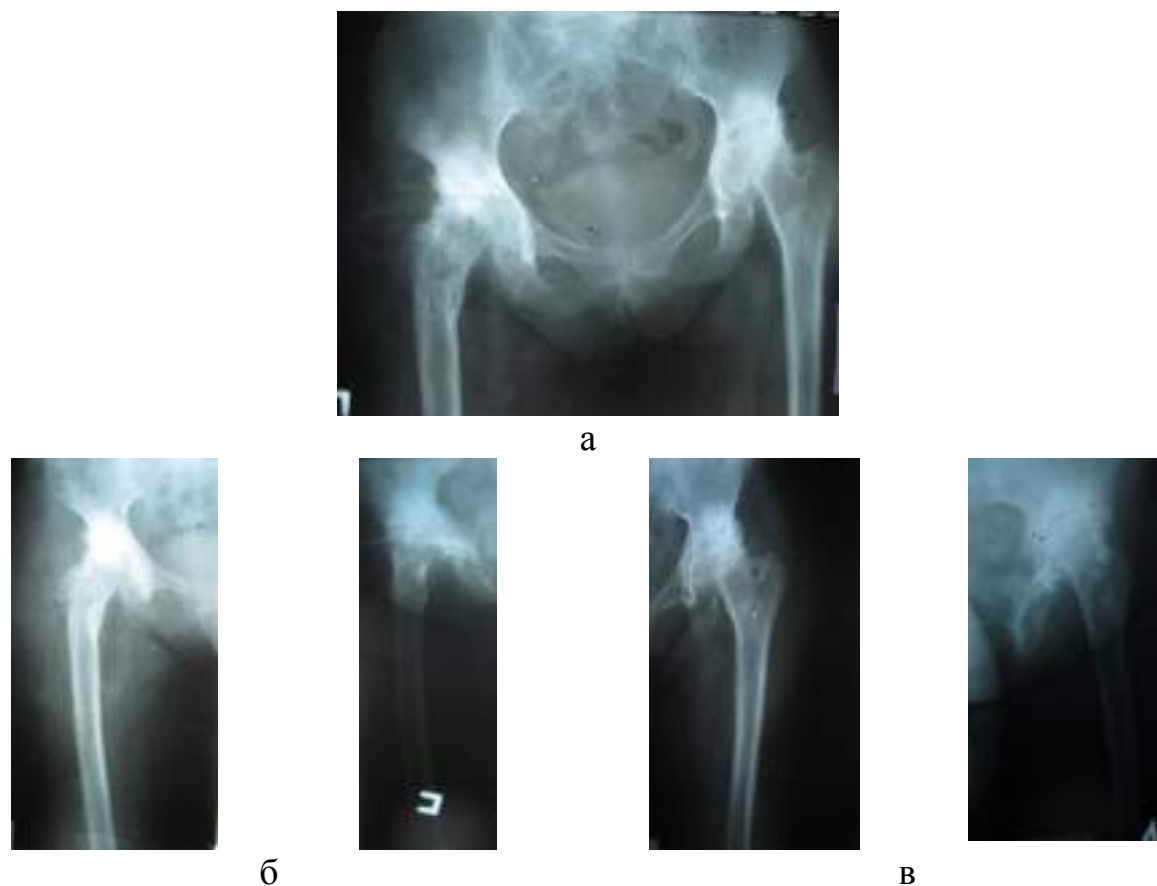


Рис. 5.37. Рентгенограми хворої Ф., 54 роки (іст. хв. № 1033 та № 9914) до операції ендопротезування кульшових суглобів: а – таза; б, в – правого та лівого кульшових суглобів

24.01.2013 року та 14.05.2013 року виконано двостороннє ендопротезування кульшових суглобів модульними ендопротезами КС. Використано чашки, що загвинчуються, та конічні стандартні ніжки. Під час операцій, враховуючи відсутність рухів у суглобах, використано розроблену нами методику етапного видалення головки СК, підготовки ложа ВЗ і введення чашок, що загвинчуються, і вкладнів з 10° дахом. Неодноразово проходила курси реабілітаційного лікування як в клініці, так і в спеціалізованих санаторіях. Обстежена через 6 років. Скарг і обмежень у пересуванні немає. Рентгенологічно

підтверджено стабільність імплантів. Обсяг рухів: правий кульшовий суглоб: згинання-розгинання – $95^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, приведення-відведення – $25^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$, ротація: зовнішня-внутрішня – $25^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$. Результат за шкалою Харіса до операції – 26,4 бали, після операції – 88,6 балів – добрий (рис. 5.38).

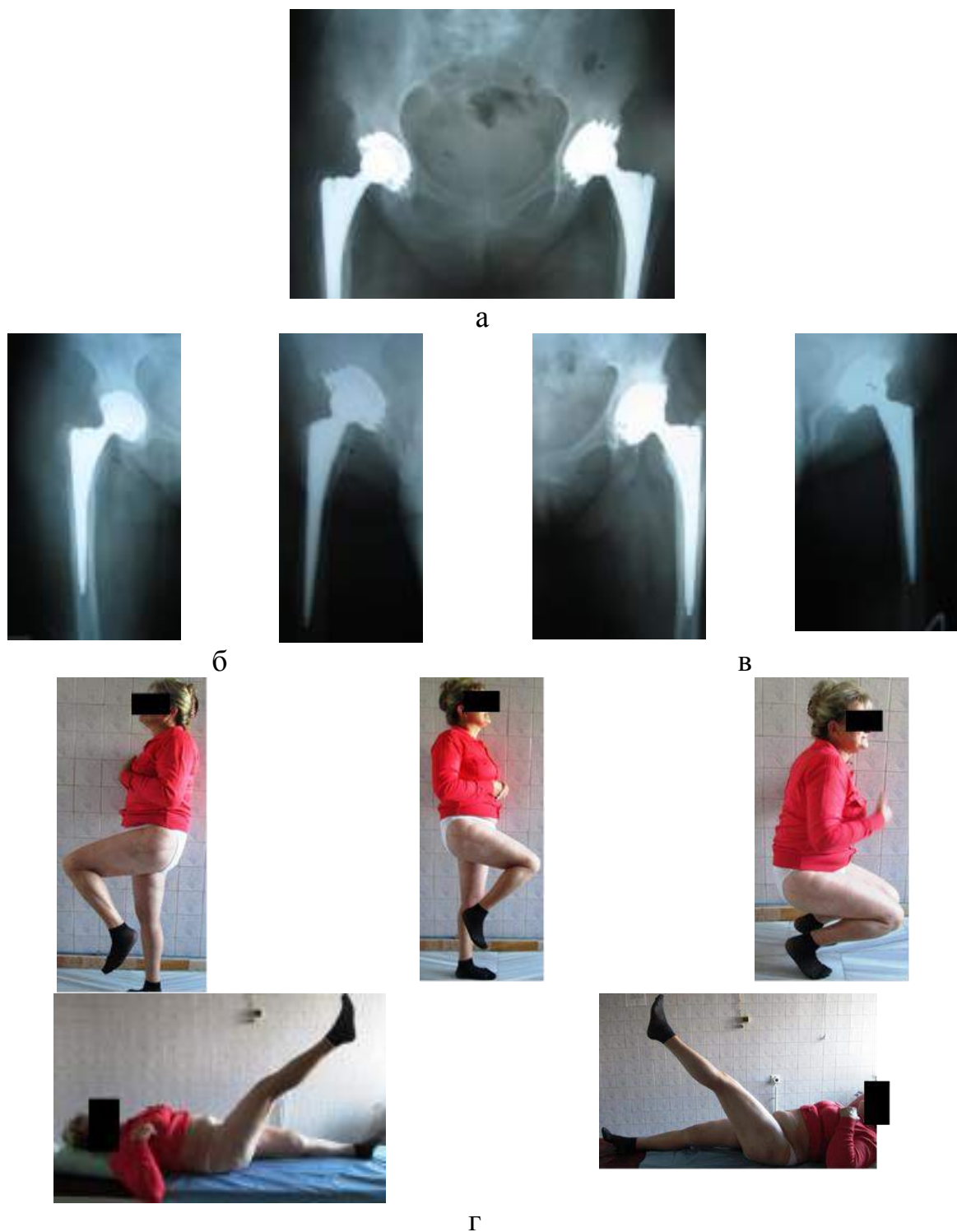


Рис. 5.38. Хвора Ф., 54 роки (іст. хв. № 1033 та № 9914) результат лікування через 6 років: а, б, в – рентгенограми кульшових суглобів; г – функція кульшових суглобів

Через високий ризик виникнення вивиху ендопротеза в післяопераційному періоді, хворим призначали ліжковий режим терміном від 7 до 10 діб. З першої доби проводили вправи на мотошині, а з 4 – 5 доби, після зменшення болю, ЛФК з інструктором. Інтервал між етапами реабілітації, переважно в умовах стаціонара, становив від 3 до 5 місяців.

В усіх випадках було отримано позитивні результати, водночас переважали добрі і задовільні, а відмінні результати спостерігали лише в 3 випадках, що зумовлено суттєвою атрофією м'язів, великим руйнуванням КС та втратою стереотипу ходи протягом тривалого часу.

Таким чином, як доводять отримані нами результати ендопротезування КС у хворих на диспластичний коксартроз з тяжкими ускладненнями з фіброзним і кістковим анкілозом, визначений метод є безальтернативним і показання для його використання потрібно розпоширити, враховуючи ступінь дегенеративного процесу в ділянці КС й оточуючих його м'яких тканин, він потребує надзвичайно прискіпливої оцінки патології під час планування, проведення як безпосередньо операції, так і під час індивідуального підходу до реабілітації хворих.

Розроблений алгоритм та удосконалена методика проведення ендопротезування КС у хворих на ДК з фіброзним або кістковим анкілозом КС дають змогу диференційовано підходити до вибору послідовності виконання ЕКС та передбачити проблемні ситуації під час виконання ендопротезування КС, а також отримати великий відсоток позитивних результатів лікування хворих на ДК з анкілозом КС.

5.7. Профілактика вивихів під час ендопротезування хворих з диспластичним коксартрозом

Складна деформація та дефекти кісткової тканини в зоні КС у хворих на ДК, під час виконання ЕКС, супроводжується високим ризиком ранньої нестабільності й вивихами ендопротеза, частота яких досягає 2,5 – 11%, вод-

ночас, за даними багатьох досліджень, ревізії вивиху ЕП у хворих на ДК спостерігаються до 3 разів більше, ніж за іншої патології, через яку виконують ЕКС [216, 241, 312, 343 та ін]. Передусім потрібно зазначити, що попередньо проведені реконструктивні операції щодо ДК, супутні м'язові розлади такі, як ДЦП, наслідки інсульту, м'язова атонія тощо, є основною причиною збільшення частоти вивихів за наявності такої патології [130].

У досліджуваній групі пацієнтів з ДК переважали хворі жіночої статі, водночас у жінок віком понад 50 років, патологію відзначено у 146 (54,3%) хворих, що було визначено нами як додатковий фактор ризику виникнення вивиху ендопротеза.

Особливу увагу в таких випадках приділено ретельній оцінці анатомічних, локальних даних, неврологічного статусу, психологічній готовності до проведення операції ЕКС та індивідуальній підготовці до відновлення післяопераційної активності хворих.

Серед пацієнт-асоційованих факторів особливу увагу було звернено на наявність нервово-м'язових розладів (наслідки інсульту, паркінсонізму, дитячого церебрального паралічу, вираженої м'язової атрофії), характеру попередньо проведених реконструктивних операцій на кульшовому суглобі та їх вплив на м'язовий тонус і дисбаланс функції м'язів.

Під час оцінки характеру попередньо виконаних операцій на кульшовому суглобі визначали анатомічний стан кульшового суглоба, наявність дефекту кісткової тканини, його об'єму в зонах передньої, верхньої та задньої стінок ВЗ, як предикторів ризику вивиху ЕП. Оцінювали форму головки стегнової кістки, а також шийково-діафізарне взаємовідношення (вальгусна або варусна позиція, ступінь антеторсії або ретроторсії). Зазначені вище фактори обов'язково враховували на етапі передопераційного планування, оскільки вони впливали на вибір методики ендопротезування та позиціювання компонентів ендопротеза КС.

Наш досвід виконання ЕКС з ДК дає змогу стверджувати, що через складну деформацію ВЗ та проксимального відділу стегнової кістки, задній

доступ з позиції проведення реконструкції ВЗ під час встановлення АК сприяє якісному виконанню ревізії цієї зони й необхідності маніпуляції з імплантації АК, а хірургічні маніпуляції щодо відновлення м'язів і капсули в задньому відділі суглоба мінімізують ризик вивиху ендопротеза у хворих на ДК. Під час проведення ЕКС з ДК ми застосовували переважно задній доступ, виконуючи який виокремлювали квадратний м'яз стегна, прошивали його за допомогою вікрилу подвійною лігатурою й відсікали від міжвертлюговій горбистості, а в 44 випадках – гострим долотом одночасно відсікали кортикальну пластинку в міжвертлюговій зоні з прикріпленням квадратним м'язом, які брали на держак. Наявність лігатур давало змогу після імплантації ЕП підшити м'яз до його ложа трансосальним швом і відновити м'язовий баланс. Така важлива маніпуляція, на нашу думку, є серйозним фактором профілактики вивиху ЕП. Капсулу суглоба після її розтину максимально зберігали й ушивали після встановлення ЕП.

Особливу увагу, після відсікання квадратного м'яза стегна, приділяли проведенню ревізії задніх відділів суглоба, передусім після попередньо проведених реконструктивних операцій. Основна мета полягала у визначенні позиції сідничного нерва для попередження його травми, профілактики післяопераційної нейропатії та вивихів ендопротеза.

Для зменшення травми параартикулярних тканин за звихування головки СК під час операції, особливо після реконструктивних операцій, наявності важких контрактур або анкілозу КС, головку СК видаляли шляхом посегментної остеотомії шийки СК та фрагментації головки. Виконували часткову тенотомию *m. iliopsoas*. Після визначення справжнього ложа ВЗ і виконання його підготовки для встановлення АК оцінювали наявність залишкового центрального або сегментарного дефекту ВЗ, встановлювали АК і виконували кісткову аутопластику дефекту ВЗ у верхньому та верхньо-задньому її відділах. Надлишок кісткового аутоотрансплантата, що виходив за межі АК до 1 см, для профілактики вивиху не видаляли. Залежно від позиції АК

оцінювали ризики вивиху, а для його профілактики у 170 (48,3%) випадках застосовували вкладні АК з 10° і 20° навісом.

Під час виражених нервово-м'язових розладів і ДЦП у 12 випадках застосовано розроблений нами двокомпонентний вкладень АК, який дає змогу фіксувати головку ендопротеза та попередити її вивих. Наведемо клінічний приклад.

Хвора З., 27 років (іст. хв. № 22092), інвалід II групи, перебувала на лікуванні в клініці з правостороннім диспластичним коксартрозом 3 стадії, III тип за Crowe, згинально-привідна контрактура, наслідки дитячого церебрального паралічу (рис. 5.39).

В анамнезі проходила курси консервативного лікування. З часом рухи в суглобі обмежились, з'явилося вкорочення кінцівки та постійний біль у суглобі. Під час огляду пересувалася за допомогою однієї милиці, права кінцівка приведена, рухи в кульшовому суглобі відсутні, відносне вкорочення кінцівки 6 см завдяки привідної та згинальної контрактури, суттєва атрофія м'язів.



Рис. 5.39. Рентгенограми хворої З., 27 років (іст. хв. № 22092) до операції

17.10.2013 року під спинно-мозковою анестезією виконано операцію – ендопротезування правого кульшового суглоба. Після медіалізації встановлено чашку, що загвинчується, та вкладень із фіксованою сферою й головою, виконано вільну пластику дефекту даху ВЗ та запресовано конічну об'ємну ніжку (рис. 5.40, а, б).



а



б

Рис. 5.40. Рентгенограма хворої З., 27 років (іст. хв. № 22092): а – після операції; б – зовнішній вигляд ендопротеза з фіксованою сферою і його складові

Післяопераційний період проходив без ускладнень. Навантаження на кінцівку дозволено через 5 днів. Пройшла курс реабілітаційного лікування в клініці та за місцем проживання. Обстежена через 5 років (рис. 5.41).



Рис. 5.41. Рентгенограми хворої З., 27 років (іст. хв. № 22092) через 5 років після операції

Вивихів не спостерігалось. Результатом задоволена. Для ходіння використовує одну тростину. Працевлаштувалась. Повне навантаження на кінцівку – без проблем, довжину кінцівки відновлено. Обсяг рухів в оперованому суглобі: згинання-розгинання – $90^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, відведення-приведення – $20^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$,

обсяг ротаційних рухів у межах 30° . Стан кульшового суглоба за шкалою Харіса до операції – 21 бал, через 5 років – 82 бали – добрий.

Рецидивів вивиху головки ендопротеза в таких випадках ми не спостерігали, водночас терміни статичного та динамічного навантаження на суглоб були стандартними.

Стегновий компонент ендопротеза ми обирали індивідуально з урахуванням форми кістково-мозкового каналу СК, зважаючи на деформацію її проксимального відділу, зокрема, позицію шийково-діафізарного кута, а саме: вальгусного або варусного відхилення, і застосовуючи в таких випадках СК з шийково-діафізарним кутом ніжки ендопротеза 130° або 140° . СК запресовувався до кістково-мозкового каналу в нейтральній позиції або в положенні антеверсії, що не перевищувала 10° .

Після встановлення компонентів ендопротеза КС у хворих на ДК виконували контроль позиції ацетабулярного й стегового компонентів, оцінювали наявність ефекту «поршня», який усували застосуванням головок з різною довжиною шийки ЕП (від -6 до $+12$ мм), оскільки наявність гіпермобільності в протезованому суглобі є одним з небезпечних факторів розвитку вивиху ЕП у післяопераційному періоді.

Під час контролю функції оперованого суглоба визначали обсяг руху в різних площинах і звертали увагу на можливі ризики вивиху ендопротеза, особливо під час ротаційних рухів і згинанні в кульшовому суглобі. Оцінювали шийково-діафізарний кут, глибину посадки ніжки ЕП, позицію АК і наявність імпічменту головки ЕП з вкладнем або парартикулярними осифікатами. За виявлення проблем зазначеного конфлікту через позицію АК, наявності надлишкової антеверсії або ретроверсії, вертикальної позиції чашки, здебільшого за допомогою загвинчуваної чашки виконували зміну її позиції шляхом вилучення й повторного загвинчування в бік стандартної позиції – абдукція $45 \pm 10^\circ$ та антеверсія $10 \pm 5^\circ$. Осифікати, що перешкоджали руху в суглобі й конфлікту з головкою ендопротеза, видалялися. Вибір вкла-

дня проводився після виконання функціональних проб з максимально допустимим обсягом рухів у суглобі.

В системі профілактичних заходів щодо зниження ризику й попередження вивихів під час ЕКС у хворих із ДК приділяли увагу передопераційній підготовці хворих, під час якої оцінювали характер контрактури з двостороннім ураженням суглоба, взаємозв'язок із супутньою патологією хребта та колінних суглобів, а також їх вплив на можливі ризики вивиху ендопротеза в післяопераційному періоді. У низці випадків під час вираженої атрофії м'яких тканин на доопераційному етапі хворі проходили реабілітаційне лікування, спрямоване на відновлення тону м'язів і збільшення м'язової маси в ділянці КС шляхом призначення масажу, електростимуляції м'язів, ізометричної гімнастики та цілеспрямованої кінезіотерапії. Хворих ознайомлювали з пам'яткою для пацієнтів, яким планується ЕКС, у якій поетапно представлено елементи післяопераційної лікувальної фізкультури, зокрема, які рухи можуть бути причиною високого ризику вивиху ендопротеза.

Під час двостороннього ураження КС з ДК, де був високий ризик вивиху ЕП, першим «оперувався» КС з більш вираженими функціональними розладами та больовим компонентом, що було визначено методами статості і подографії, а також оцінки больового порогу за ВАШ шкалою.

Спочатку виконували ЕП суглоба з більш вираженим больовим синдромом і незадовільною опороспроможністю кінцівки. Компенсацію вкорочення іншої неоперованої кінцівки здійснювали шляхом застосування ортопедичного взуття або підбору до стандартного взуття. Середній інтервал між операціями на суглобах склав від 2 до 6 місяців.

У ранньому післяопераційному періоді для профілактики вивиху ендопротеза у хворих на ДК застосовували диференційовану тактику відновлення функції суглоба й мобільності хворих, враховуючи післяопераційну оцінку ризиків вивиху та реконструктивного характеру ендопротезування. Після елонгації кінцівки з ДК III і IV типів за Crowe, переважно під час підвертлюгової й низької надвертлюгової остеотомії СК видалення масиву м'яких тка-

нин за мобілізації головки СК, виконання об'ємної кісткової пластики ціленим кістковим аутоотрансплантатом для попередження вивиху ЕП, рекомендували ліжковий режим від 1 до 2 тижнів, призначаючи електростимуляцію м'язів стегна та гомілки, ізометричну гімнастику, ЛФК на мотошині (3 рази на добу), лімфодренажний масаж. В інтервалі між пасивною гімнастикою на мотошині з інструктором пацієнти навчалися виконувати активну ЛФК для КС. Здебільшого активну ЛФК виконували з моменту відновлення чутливості кінцівки. На 2–3 добу після операції під контролем реабілітолога пацієнти навчалися ходити за допомогою милиць з дозованим навантаженням на кінцівку від 25% до 50% маси тіла пацієнта з урахуванням первинної стабільності АК, наявності центральних дефектів ВЗ і характеру виконаної кісткової пластики.

Аналіз найближчих і віддалених результатів дав змогу зробити висновок, що вивихи ендопротеза після виконання 394 ендопротезувань кульшового суглоба у хворих на ДК були наявні у 7 (1,8%) випадках, переважно з ДК III типу. У всіх випадках проводили детальний аналіз причини вивиху ендопротеза й виконували закриті вправлення вивиху головки ендопротеза з короткочасною фіксацією колінного суглоба задньою шиною або ортезом для обмеження функції КС та колінного суглобів терміном до 3 тижнів.

Таким чином, доопераційна підготовка пацієнтів на ДК повинна охоплювати комплекс реабілітаційних процедур, спрямованих на відновлення тону м'язів цієї ділянки та навчання пацієнтів навичкам поведінки в післяопераційному періоді, спрямованих на попередження вивиху ендопротеза. Серед інтраопераційних факторів профілактики вивиху ендопротеза у хворих на ДК потрібно виокремити зниження травматичності під час виконання доступу до суглоба зі збереженням анатомічних структур і відновленням м'язів, капсули суглоба та параартикулярних тканин, правильний вибір позиції ацетабулярного й стегового компонентів у поєднанні із застосуванням вкладнів із 10° або 20° навісом або фіксованою сферою. Особливу увагу під час профілактики вивихів ендопротеза потрібно звертати

на індивідуальний диференційований підход до реабілітації пацієнтів, особливо з ДК складних ступенів.

За матеріалами розділу опубліковано:

1. Loskutov A. **Loskutov O.**, Sinegubov D., Kovbasa E., Furmanova K., Rybka V. Acetabular component type selection during cotyloplasty in patients with developmental dysplasia of the hip. 67. *JAHRESTAGUNG der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. ABSTRACTS*. 2.–4. Mai 2019. P. 59.

2. Вертлюжний компонент ендопротеза кульшового суглоба: пат. 90795 Україна, А 61 F 2/34; заявник та патентовласник **О. О. Лоскутов**. № 201400104; заяв. 08.01.2014; опубл. 10.06.2014, Бюл. №11.

3. Ендопротез кульшового суглоба: пат. 62936 Україна, А 61 F 2/32; заявник та патентовласник О. Є. Лоскутов, А. В. Дігтяр. № 20110120; Заяв. 01.02.2011; опубл. 26.09.2011, Бюл. №18.

4. Лоскутов А. Е., Ковбаса Е. А., Олейник А. Е., Стрыженый В. Г., **Лоскутов О. А.**, Фурманова К. С. Предоперационная оценка костного массива вертлужной впадины в условиях диспластической деформации *Запорожский медицинский журнал*. 2019. Том 21. № 6 (117). С. 783–789. DOI:1014739/2310-1210.2019.6.186504.

5. Лоскутов А. Е., Ковбаса Е. А., Синегубов Д. А., **Лоскутов О. А.** Анализ выживаемости эндопротезов тазобедренного сустава у геронтологической группы больных. *Науково-практичний журнал «Проблеми остеології»*. 2016. № 2. С. 41–47.

6. **Лоскутов А. Е.**, Лоскутов О. А., Синегубов Д. А. Двустороннее эндопротезирование тазобедренных суставов при диспластическом коксартрозе у пациентов с остеопенией и остеопорозом. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2018. № 4. С. 31–36. DOI:1015674/0030-59872018458-63.

7. Лоскутов А. Е., **Лоскутов О. А.**, Синегубов Д. А., Комаров М. П. Проблемные вопросы эндопротезирования тазобедренного сустава при анкілозах. *Збірник наук. праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України*. Дніпропетровськ, 2010. С. 141.

8. Лоскутов А. Е., Науменко Л. Ю., **Лоскутов О. А.** и др. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография. Днепропетровск: Лира, 2010. 343 с.

9. Лоскутов А. Е., Олейник А. Е., Зуб Т. А., **Лоскутов О. А.** Отдаленные результаты тотального эндопротезирования тазобедренного сустава при диспластических дефектах вертлужной впадины. *Збірник наук. праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України*. Дніпропетровськ, 2010. С. 145.

10. Лоскутов А. Є., Зуб Т. О., **Лоскутов О. А.** Реконструктивне ендопротезування у хворих на диспластичний кокс артроз. *Укр. мед. альманах*. 2011. Том 14. № 4. С.75–79.

11. **Лоскутов О. А.** Выбор позиции ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим кокс артрозом. *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. 2018. № 3. С. 27–31.

12. **Лоскутов О. А.** Проблемные вопросы выбора ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных диспластическим коксартрозом (обзор литературы). *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2017. № 4. С. 114–119. DOI:10.15674/0030-598720174114-119.

13. **Лоскутов О. А.** Эндопротезирование тазобедренного сустава модульными системами ОРТЭН при диспластическом коксартрозе. *Збірник наукових праць XVII ортопедів-травматологів України*. Київ, 2016. С. 89–91.

14. **Лоскутов О. А.** Эндопротезирование тазобедренного сустава при вывихе бедра диспластического генеза. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2016. № 4 (605). С. 84–89. DOI:0.15674/0030-59872016484-89.

15. **Лоскутов О. А.**, Васильченко Е. В. Эндопротезирование тазобедренного сустава с использованием цементных технологий и рентгенологическая оценка состояния имплантата. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2013. № 4. С. 45–49.

16. **Лоскутов О. А.**, Левадный Е. В., Синегубов Д. А., Лоскутов А. Е. Влияние толщины цементной мантии на напряжения в системе «Кость – цемент – бедренный компонент» эндопротеза тазобедренного сустава. *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. 2015. №3 (86). С. 46–51. DOI:10.15674/0030-59872015321-26.

17. **Лоскутов О. А.**, Лоскутов А. Е. Котилопластика при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом. *Сучасні медичні технології*. 2018. № 3(38). С. 55–59.

18. **Лоскутов О. А.**, Лоскутов А. Е., Синегубов Д. А., Фурманова К. С. Дифференцированный подход к выбору бедренного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом. *Травма*. 2018. Том 19. № 4. С. 43–48. DOI:10.22141/16081706.4.19.2018.142104.

19. **Лоскутов О. О.**, Васильченко Е. В. Найближчі результати цементного ендопротезування кульшового суглоба. *Збірник наук. праць XVI з'їзду ортопедів - травматологів України*. Нац. академія медичних наук України ВГО «Українська асоціація ортопедів-травматологів». Харків, 2013. С. 68–69.

20. Олейник А. Е., **Лоскутов О. А.** Аутокостная пластика диспластических дефектов вертлужной впадины при эндопротезировании. Материалы IV Евразийского конгресса травматологов-ортопедов, посвященный 10-летию БНИЦТО и 50-летию академика Джумабекова С. А. *Центрально-Азиатский журнал сердечно-сосудистой хирургии*. 2014. № 12. спец. вып. С. 208.

21. Спосіб фіксації вертлюгового компонента ендопротезу при диспластичних дефектах вертлюгової западини: пат. 50644 Україна., А 61 В

17/56; заявник та патентовласник Дніпропетровська державна медична академія. № 200903543; заявл. 13.04.2009, опубл. 15.08.2009, Бюл. №12.

22. Тотальне ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних ацетабулярних компонентів, які запресовуються / О. Є. Лоскутов, Д. А. Синегубов, **О. О. Лоскутов**, О. В. Губарик, О. В. Алтанець. *Методичні рекомендації*. К., 2010. 22 с.

РОЗДІЛ 6

РЕАБІЛІТАЦІЯ ХВОРИХ НА ДИСПЛАСТИЧНИЙ КОКСАРТРОЗ ПІСЛЯ ТОТАЛЬНОГО ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

Реабілітація хворих на ДК після ендопротезування кульшового суглоба проблема не менш складна, ніж безпосереднє виконання ЕКС такої категорії хворих.

Нами було розроблено пофазову систему реабілітації хворих після ЕКС [17], яка містить такі етапи:

- фаза 0 – доопераційна, що передбачає виконання вправ для відновлення тону м'язів кінцівок та покращення периферичного кровообігу в них завдяки масажу, ізометричним та ізотонічним вправам;

- фаза I – безпосередньо післяопераційна, що містить вправи ізометричного та ізотонічного характеру для м'язів стегна, сідниць та гомілок, мобілізуючі вправи для верхніх кінцівок та тулуба, дихальна гімнастика, ЛФК для кульшового суглоба на мотошині та з інструктором;

- фаза II – раннього загоєння була направлена на подальшу активну ЛФК оперованого суглоба та суглобів як оперованої, так і протилежної кінцівок, засвоєнню навичок вставання з ліжка, ходіння за допомогою милиць. Хворі засвоювали правила попередження вивихів ендопротеза та навички переміщення сходами;

- фаза III – пізнього загоєння після зняття швів та виписки хворого зі стаціонару. Пацієнтів забезпечували спеціальною пам'яткою, у якій наведено ілюстрації вправ ЛФК, які їм потрібно виконувати в подальшому в домашніх умовах: активна ЛФК з дозованим навантаженням на кінцівку, вправи для підтримки тону м'язів стегна, сідниці та гомілки, заняття активно ЛФК для оперованого суглоба, згинання–розгинання, відведення–приведення, ротаційні рухи в межах рекомендованих обмежень, прогулянки, заняття на велотренажері;

- фаза IV – реабілітація, соціальне відновлення та повернення до звичайного життя. Охоплювала сеанси масажу м'язів спини та кінцівок, активне ходіння без милиць, бальнеотерапію.

Розроблений нами стандарт реабілітації після ЕКС у хворих на ДК потребує корекції та диференційованої індивідуалізації, що обумовлено проблемними питаннями та особливостями такої патології, які ми врахували під час розробки індивідуальної програми реабілітації після ЕКС у хворих на ДК.

Серед проблемних питань реабілітації хворих на ДК після ЕКС ми виокремили ті, які необхідно враховувати, розробляючи індивідуальну програму реабілітації:

- наявність важких доопераційних контрактур КС;
- втрата нормального стереотипу ходи;
- наявність реконструктивних операцій, які передували ЕКС;
- характер об'ємних післяопераційних рубців;
- високий ризик вивиху ЕП, особливо у хворих на ДК III – IV ступеня;
- супутня деформація хребта та дистальних відділів кінцівок.

Особливу увагу в післяопераційному періоді надавали профілактиці тромбоемболічних ускладнень шляхом призначення низькомолекулярних гепаринів, еластичного бинтування, призначення ЛФК для м'язів кінцівки, лимфодренажного масажу та електростимуляції м'язів.

В інтервалі між пасивною гімнастикою на мотошині під контролем інструктора ЛФК хворі засвоювали навички активної ЛФК для кульшового суглоба. У багатьох випадках активну ЛФК пацієнти виконували з моменту відновлення чутливості кінцівки після операції. На другу добу хворі засвоювали навички підйому з ліжка та вертикального положення за допомогою медичного персоналу та милиць біля ліжка, а потім навчалися ходити з дозованим навантаженням на оперовану кінцівку від 25% до 50% ваги тіла, водночас ураховуючи особливості операції. Повне навантаження на кінцівку у багатьох випадках було дозволено через 4 тижні.

У хворих, після виконання котилопластики та кісткової пластики об'ємних сегментарних дефектів, повне навантаження на кінцівку було рекомендовано через 1,5–2 місяці після операції.

Потрібно зазначити, що системи доопераційної підготовки та післяопераційної реабілітації хворих на ДК I та II типів за Crowe, за винятком випадків, коли попередньо вже було проведено реконструктивні операції на КС, суттєво не відрізняються від існуючої етапної реабілітації після ЕКС у хворих з іншою ортопедичною патологією, через яку виконано ЕКС.

Доопераційна підготовка хворих на ДК, особливо з двостороннім ураженням суглобів та попередньо проведеними реконструктивними втручаннями на КС, була обов'язковим етапом й охоплювала комплекс реабілітаційних вправ, які ми розробили [17] щодо відновлення тону м'язів сідничної ділянки та нижніх кінцівок, засвоєння хворим необхідного переліку реабілітаційних вправ, їх поведінку та пристосування до ходіння на милицях. Такого пацієнта забезпечували пам'яткою на основі розробленого нами поетапного алгоритму реабілітації хворих після ЕКС [17]. Наведемо клінічний приклад.

Хвора Ж., 47 років (іст. хв. № 25501 та № 13311), перебувала в клініці з діагнозом: двобічний диспластичний коксартроз 3 стадії, тип I за Crowe (рис. 6.1,а).

Діагноз – двобічна дисплазія кульшових суглобів – був встановлений у віці 7 років. Проходила курси консервативного лікування. Такі погіршення стану КС, як обмеження рухів та болі, з'явилися після перших пологів (у віці 26 років). Після других пологів (у віці 32 років) хвора помічає значне обмеження рухів у КС, постійний біль та значне обмеження під час ходіння. Функція правого КС: згинання-розгинання – $80^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, відведення-приведення – $0^{\circ}/10^{\circ}$, ротаційні рухи відсутні. Аналогічний обсяг рухів у лівому КС.

На доопераційному етапі двічі проходила курси реабілітації з відновлення тону м'язів кінцівок та засвоєння навичок післяопераційної реабілітації.

20.12.2010 року виконано ендопротезування лівого КС – встановлено чашку, що загвинчується, та стандартну конічну ніжку (рис. 6.1,б).



а



б

Рис. 6.1. Рентгенограми хворої Ж., 47 років (іст. хв. № 25501, № 13311): а – до операції; б – після ендопротезування лівого КС

Відновлення функції оперованого КС розпочато за допомогою мотошини в день операції після відновлення чутливості кінцівки. З другої доби хвора почала ходити за допомогою милиць з частковим – 25 % навантаженням кінцівки й виконувати реабілітаційні вправи для відновлення функції оперованого КС, відповідно до наших рекомендацій [17]. Повне навантаження на оперовану кінцівку дозволено через 4 тижні після операції. З метою компенсації вкорочення правої нижньої кінцівки, хвору було забезпечено супінатором з компенсатором вкорочення кінцівки 2 см. Пацієнтка відзначила значне зменшення болю в правому КС.

04.07.2011 року аналогічне ендопротезування виконано на правому КС. Повне навантаження на праву нижню кінцівку дозволено через 3 тижні після ЕКС.

Двічі проходила курси реабілітаційного лікування в умовах лікарні та санаторію.

Стереотип правильного ходіння та рівномірність статометричних показників навантаження на кінцівки було відновлено через 4 місяці після операції ЕП обох кульшових суглобів.

Обстежена через 7 років (рис. 6.2, рис. 6.3). Скарги відсутні. Працює за фахом – інженер на підприємстві. Обсяг рухів у правому КС: згинання-розгинання – $115^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$, відведення-приведення – $30^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, ротаційні рухи – $25^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$. Аналогічний обсяг рухів у лівому КС. Оцінка за шкалою Харіса до операції – 49,3 бали, після операції – 94,2 бали.

За наявності значних згинальних контрактур у хворих з двостороннім ДК, після виконання ендопротезування на першому КС, оперованій кінцівці надавали положення повного розгинання, а на протилежному боці, з метою зменшення навантаження на поперековий відділ хребта робили виклади кінцівки за допомогою ортопедичних подушок у положення фіксованого, унаслідок згинальної контрактури кульшового суглоба. Така процедура давала змогу проводити повноцінне відновлення функції оперованого КС завдяки мотошинам та інструктору ЛФК. Спеціальні укладки ми рекомендували хворим під час повернення додому протягом підготовки до ендопротезування на другому КС.

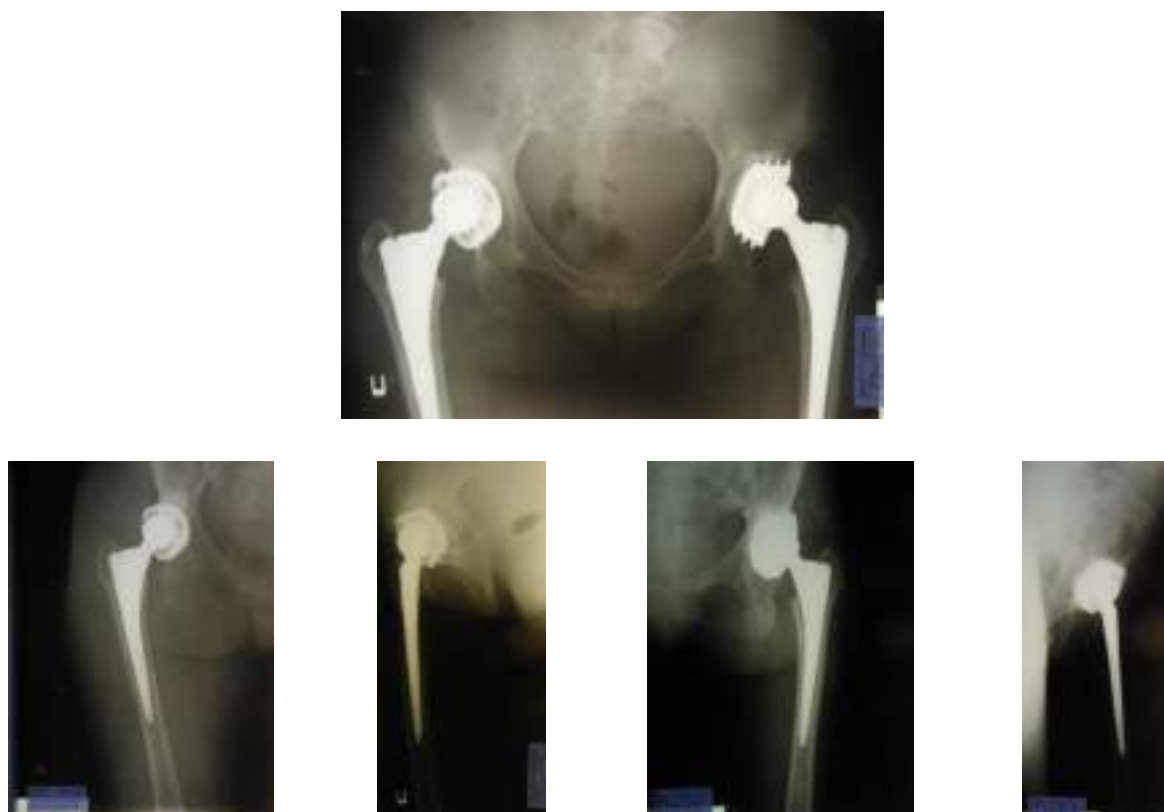


Рис. 6.2. Рентгенограми хворої Ж., 47 років (іст. хв. № 25501, № 13311) після двобічного ендопротезування КС через 5 років



Рис. 6.3. Функціональний результат хворої Ж., 47 років (іст. хв. № 25501, № 13311) після двобічного ендопротезування КС через 5 років

Під час двостороннього ураження КС у хворих на ДК III та IV типів, у випадках високого вивиху СК, після операції ендопротезування на першому суглобі й відновлення довжини кінцівки та правильних анатомічних співвідношень, виникають проблеми, пов'язані зі значною асиметрією в довжині оперованої та неоперованої кінцівок, що затруднює та уповільнює процес реабілітації хворого, відновлення функції оперованої кінцівки та симетричного навантаження на кінцівки.

Однак, у багатьох випадках ЕКС у хворих на ДК, програми реабілітації потребували корекції та індивідуалізації. За умови високих вивихів головки СК з ДК III та IV типів у реабілітаційну післяопераційну програму вносили корективи, що передусім були зумовлені профілактикою вивиху ендопротеза після значної елонгації кінцівки, об'ємним релізом тканин під час маніпуляцій на КЗ. У зв'язку з цим, термін перебування хворого на ліжку подовжували від 10 до 20 днів.

У таких випадках після операції ми використовували спеціальне ортопедичне взуття з компенсатором вкорочення неоперованої кінцівки, що позитивно сприяло відновленню функції оперованого КС, відновленню вертикалізації хворого та стереотипу ходіння, а також симетричному навантаженню на хребет. Наведемо клінічне спостереження.

Хвора З., 53 роки (іст. хв. № 277 та № 23033), перебувала на лікуванні в клініці з двобічним диспластичним коксартрозом 3 стадії, тип III за Crowe (двобічний високий вивих стегон), стійкої згинально-привідної контрактури кульшових суглобів.

З дитинства проходила консервативне лікування, від операції батьки відмовлялися. Має двох дітей, пологи було проведено методом кесарева розтину. Після других пологів пацієнтка помічає інтенсивні болі в суглобах, значне обмеження рухів, для ходіння послуговується милицями, ходити спроможна лише на короткі дистанції (рис. 6.4).



Рис. 6.4. Рентгенограми хворої З., 53 роки (іст. хв. № 277 та № 23033) до операції: а – пряма та б – бічна проекції

19.01.2014 року виконано ендопротезування лівого, а 5.11.2014 року правого кульшових суглобів шляхом низької міжвертлюгової остеотомії стегнових кісток. На рівні анатомічного ложа виконано поглиблення ВЗ і медіалізацію позиції чашок, що загвинчуються, дефект надацетабулярної області заповнено вільними кістковими об'ємними аутоотрансплантатами, які зафіксовано гвинтами. Використано стандартну конічну ніжку для лівого та об'ємну конічну ніжку для правого КС. Під час реабілітації після операції на

лівому кульшовому суглобі використовували спеціальне ортопедичне взуття з компенсатором вкорочення правої нижньої кінцівки (рис. 6.5).



Рис. 6.5. Етапна реабілітація хворої З., 53 роки (іст. хв. № 277 та № 23033) після першої операції з використанням спеціального взуття з компенсатором вкорочення правої нижньої кінцівки: а – рентгенограма лівого КС після операції; б – ортопедичне взуття з компенсатором вкорочення 5 см; в – відновлення ходіння з навантаженням оперованої кінцівки, на правій нозі взуття з компенсатором вкорочення кінцівки

Обстежена через 4 роки. Скарги відсутні, ходіння вільне й сходами зокрема. Дистанція ходіння понад 4 км. Обсяг рухів: правий кульшовий суглоб: згинання-розгинання – $100^{\circ}/0^{\circ}/5^{\circ}$, відведення-приведення – $25^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, ротація: зовнішня-внутрішня – $25^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$; лівий кульшовий суглоб: згинання-розгинання – $90^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, відведення-приведення – $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$, ротація: зовнішня-внутрішня – $30^{\circ}/0^{\circ}/25^{\circ}$. Оцінка стану суглоба до операції за Харісом – 23,4 бали, результат через 4 роки – 81,8 бали – добрий (рис. 6.6).

Найскладнішою категорією хворих під час реабілітації були пацієнти з диспластичним коксартрозом, яким в анамнезі було виконано численні реконструктивні операції і на ділянці КЗ, і на СК, пов'язані як з відкритим вправленням головки СК, пластикою стінок КЗ, так і подовжуючі операції на стегновій кістці за методикою Г. Ілізарова, що призводило до суттєвого дисбалансу функції та опороздатності кінцівки.



а



б

Рис. 6.6. Результат лікування хворої З., 53 роки (іст. хв. № 277 та № 23033) через 4 роки: а – рентгенограма; б – функція

У таких випадках, на доопераційному етапі, ми розробляли план послідовності проведення реконструктивного ендопротезування кульшового суглоба й максимально індивідуалізували для таких хворих етапну реабілітаційну програму. Наведемо клінічний приклад.

Хвора К., 20 років, інвалід I групи (іст. хв. № 4116, № 17980, № 10491), пройшла курс лікування в клініці двобічного диспластичного коксартрозу 3 стадії, тип III (ліворуч) та II (праворуч) за Crowe, стан після 4 оперативних втручань: на правому кульшовому суглобі відкрите вправлення вивиху стег-

на, а в подальшому підвертлюгова остеотомія та остеотомія діафіза стегнової кістки за методикою Г. Ілізарова з метою подовження та відновлення опороздатності кінцівки. На лівому кульшовому суглобі у два етапи виконано відкрите вправлення вивиху головки стегна і в подальшому кісткову пластику даху ВЗ.

Скарги на втрату опороздатності кінцівок, обмеження рухів у суглобах, ходіння можливе лише на короткі дистанції, потреба у використанні милиць. Пересуватися сходами без допомоги сторонніх не може. Об'єктивно: пересувається за допомогою милиць в ортопедичному взутті. Візуально: значне скорочення правої нижньої кінцівки, різко виражений симптом Тренделенбурга, симптом «поршня» – майже 5 см. Незначний обсяг рухів у правому КС: згинання-розгинання – $50^{\circ}/15^{\circ}$, зовнішня ротація – 25° , внутрішня відсутня, відведення-приведення відсутні. Обсяг рухів у лівому КС: згинання-розгинання – $70^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, відведення-приведення – $15^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, ротація: зовнішня-внутрішня – $10^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$. Оцінка за шкалою Харіса – 22,6 бала – незадовільний стан (рис. 6.7,а, б).

Зважаючи на складність патології, ми розробили план індивідуальної реабілітації, що охоплював доопераційну реабілітацію в ортопедичному стаціонарі за місцем проживання хворої – масаж м'язів спини та кінцівок, електростимуляція м'язів, ампліпульс та ультразвук на поперековий відділ хребта, засвоєння навичок ізометричної ЛФК, остеотропна терапія. Після госпіталізації було розроблено індивідуальну тактику оперативних втручань на КС та їх послідовність.

У зв'язку з повною втратою опороспроможності й навантаження на праву нижню кінцівку, 18.06.2015 року щонайперше було виконано атипове ендопротезування правого кульшового суглоба. Після артротомії видалено рудимент головки стегнової кістки та рубці з фіброзною тканиною в зоні істинної ВЗ. Шляхом медіалізації встановлено загвинчувану чашку, а дефект даху ВЗ заповнено цільним кістковим аутотрансплантатом, який зафіксували гвинтом, встановлено вкладень з 20° дахом. За допомогою свердла розкрито

кістково-мозковий канал СК, а для профілактики її перелому під час маніпуляції з рампілями та введенням ніжки ЕП встановлено профілактичний серкляж на СК. Після підготовки кістково-мозкового каналу запресовано конічну об'ємну ніжку – отримано первинну стабільність (рис. 6.7,в, г). Післяопераційна реабілітація охоплювала електростимуляцію м'язів, ізометричну та ізотонічну гімнастику, роботу з відновлення функції суглобів за допомогою методиста ЛФК та мотошини. Із 7 доби було дозволено ходити за допомогою милиць з частковим навантаженням оперованої кінцівки. Опороздатність кінцівки відновлено за 4 місяці.

28.10.2015 року виконано ендопротезування лівого кульшового суглоба модульною системою. Шляхом медіалізації встановлено чашку, що загвинчується, та стандартну конічну ніжку. Повне навантаження на цю кінцівку ми дозволили через 2 тижні після операції. Хвора постійно проходила курси реабілітації за місцем проживання і в клініці відповідно до наших рекомендацій і пам'ятки для пацієнта. Для відновлення м'язового балансу й видалення косметичного дефекту в ділянці правого кульшового суглоба, 24.05.2010 року виконано операцію – остеотомія великого вертлюга правої СК, транспозиція великого вертлюга шляхом його низведення та фіксації серкляжами до проксимального відділу ЕП і стегнової кістки (рис. 6.7,д).

Через 6 місяців відновлено повноцінне навантаження кінцівок, обсяг рухів задовільний, продовжує виконувати вправи індивідуальної реабілітації (рис. 6.8).

Обстежена через 4 роки після операції. Результатом задоволена. Ходить без милиць, вийшла заміж, займається домашнім господарством у селі.

Обсяг рухів: правий кульшовий суглоб: згинання-розгинання – $80^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, відведення-приведення – $30^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, ротація – $25^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$. Лівий кульшовий суглоб: згинання-розгинання – $100^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, відведення-приведення – $30^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, ротація – $30^{\circ}/0^{\circ}/25^{\circ}$.

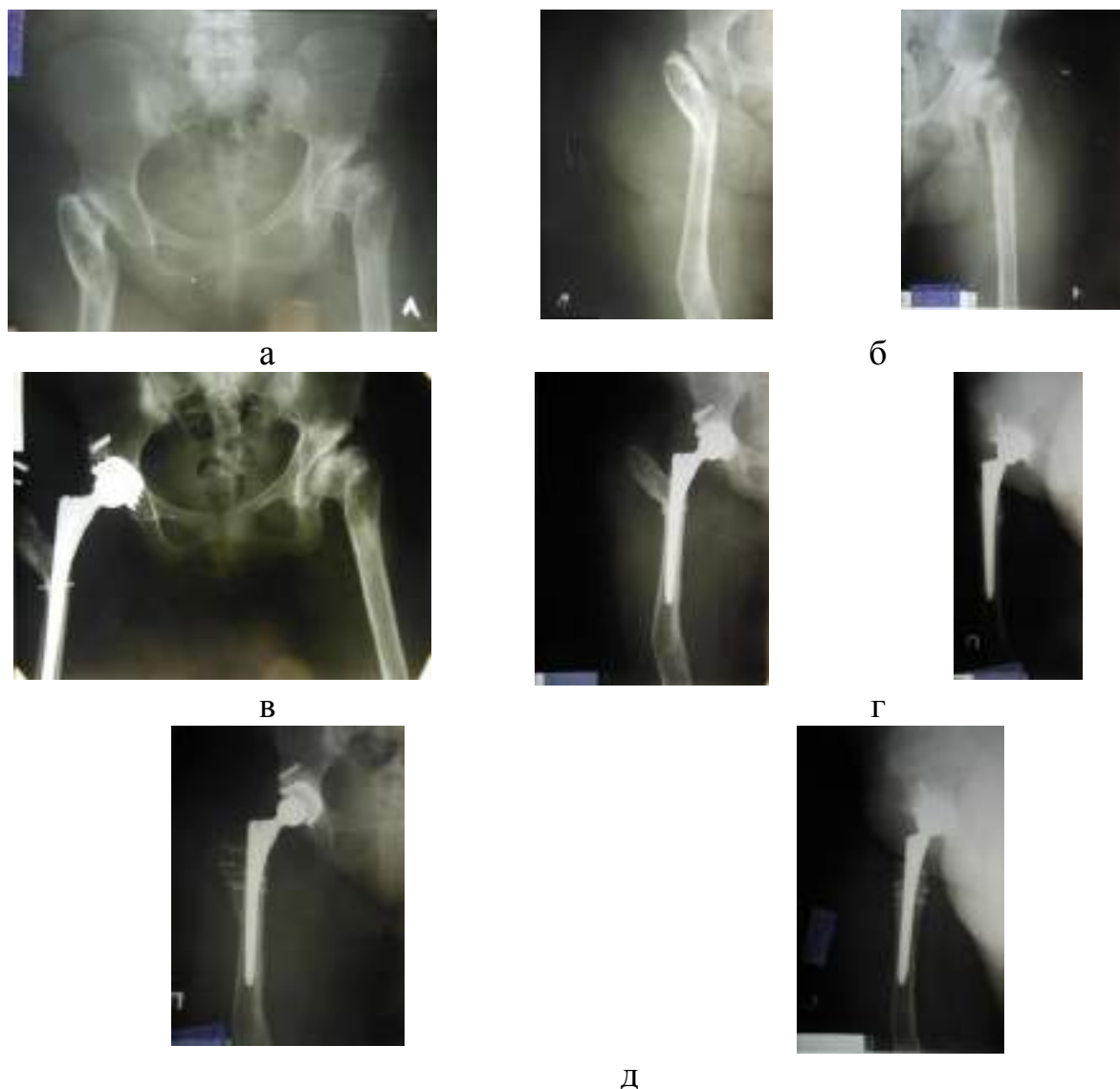


Рис. 6.7. Рентгенограми хворої К., 20 років (іст. хв. № 4116, № 17980, № 10491): а – пряма й бічна проекції до операції; в, г – після операції на правому КС; д – після транспозиції великого вертлюга СК



Рис. 6.8. Проміжний функціональний результат лікування хворої К., 20 років (іст. хв. № 4116, № 17980, № 10491) через 1,5 року після початку лікування

Оцінка за шкалою Харіса до операції – 22,6 бала, через 3 роки – 80,8 бала – результат добрий (рис. 6.9).

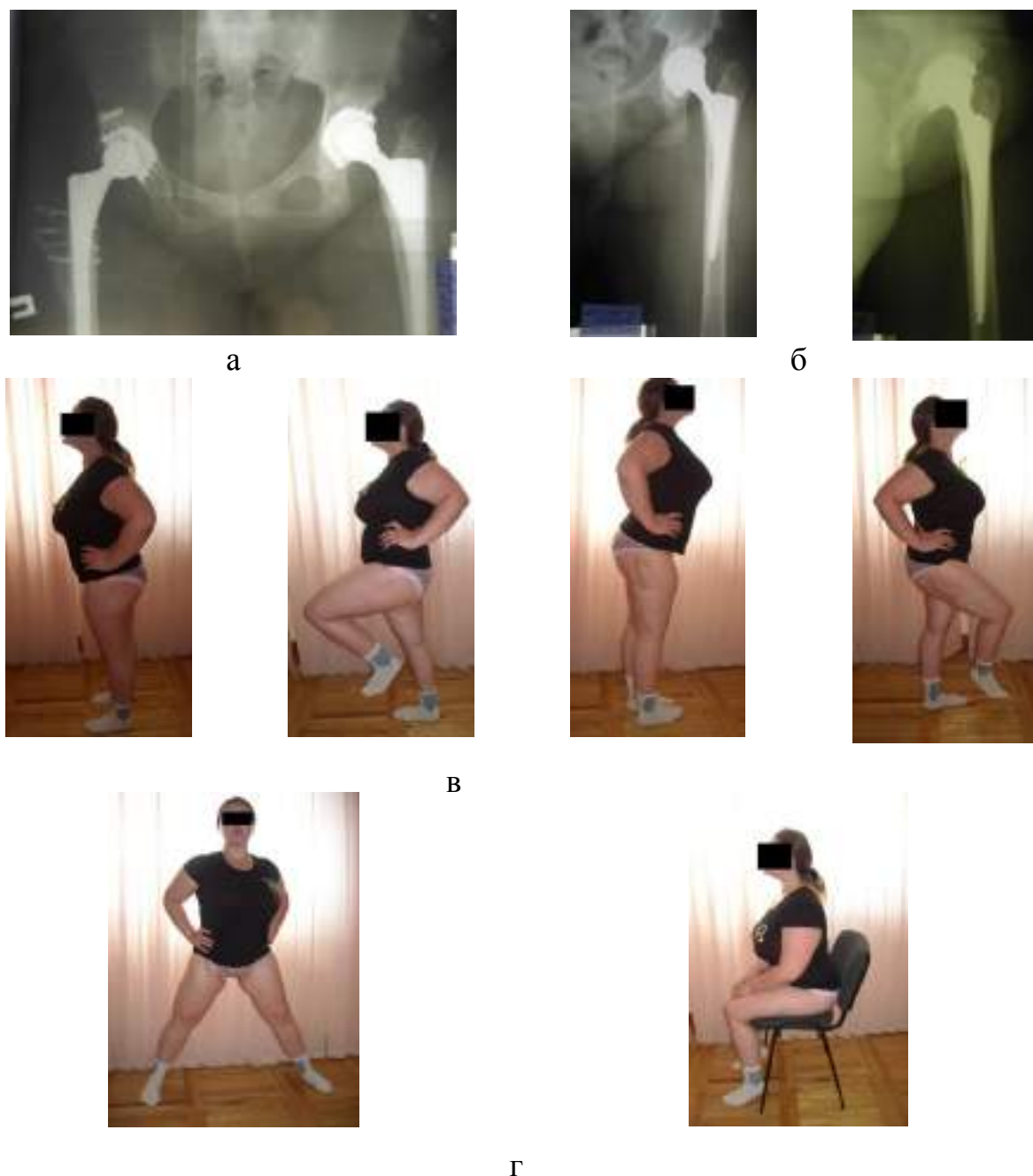


Рис. 6.9. Результат багатоетапної комплексної реабілітації хворої К., 20 років (іст. хв. № 4116, № 17980, № 10491) через 4 роки: а, б – рентгенограми; в, г – функціональний результат

Після елонгації кінцівки у хворих на ДК III–IV типів, особливо у випадках підвертлюгової та низької міжвертлюгової остеотомії СК, видалення великого масиву фіброзної тканини з ділянки КЗ під час мобілізації го-

ловки СК, виконання об'ємної кісткової пластики в ділянці підвертлюгової остеотомії цільним об'ємним кістковим аутотрансплантатом дефекту сегментарного дефекту КЗ, хворим рекомендували ліжковий режим від 10 днів до 3 тижнів, водночас призначали електростимуляцію м'язів стегон та гомілок, лімфодренажний масаж гомілок, ізометричну гімнастику, лікувальну фізкультуру за допомогою мотошини під наглядом інструктора ЛФК. Часткове навантаження на кінцівку не перевищувало 25%, а повне навантаження дозволено через 2–2,5 місяці за наявності рентгенологічних ознак регенерації кісток у зоні остеотомії СК та в ділянці заповненого дефекту КЗ.

Тактика реабілітації та відновленого лікування хворих на ДК з ускладненнями на фіброзний та кістковий анкілоз КС базувалась з урахуванням високої травматичності втручання, пов'язаної зі значною скелетизацією м'язів та тканин ділянки КС, а також значним доопераційним порушенням м'язового балансу, у зв'язку з чим протягом перших 7–10 діб хворим призначали ліжковий режим. З першої доби призначали лікувальну фізкультуру на мотошині, електростимуляцію м'язів. Особливу увагу було звернуто на засвоєння навичок ізометричної гімнастики, згідно з інструкцією, яку отримували кожний хворий на доопераційному етапі. Контроль за засвоєнням й виконання всіх вправ виконували відповідальний лікар та інструктор з лікувальної фізкультури.

Відновлення навичок ходіння після ендопротезування хворих на анкілоз КС проводили в ортопедичному або реабілітаційному стаціонарі. Через 1,5–2 місяці хворі проходили повний курс реабілітації, що охоплював заняття в басейні, масаж, електростимуляцію м'язів.

Наші спостереження за визначеною категорією хворих дали змогу стверджувати, що відновлення нормального стереотипу ходіння у хворих, можемо простежити через 10–12 місяців.

З метою профілактики післяопераційних вивихів ендопротеза у хворих на ДК з фіброзним та кістковим анкілозом, за наявності значної атрофії м'язів ділянки КС, на доопераційному етапі хворим призначали реабілітацій-

не лікування щодо відновлення тону м'язів та збільшення м'язової маси в ділянці КС завдяки масажу, електростимуляції м'язів стегна й сідничної ділянки та ізометричним вправам.

Хворих ознайомлювали з пам'яткою для пацієнтів та звертали увагу на рухи, яких потрібно остерігатися, оскільки вони супроводжуються високим ризиком вивиху ендопротеза.

У ранньому післяопераційному періоді для профілактики вивиху ендопротеза у хворих на ДК використовували диференційовану тактику реабілітації з метою відновлення функції оперованого суглоба та мобільності хворих, враховуючи як доопераційні, так і інтраопераційні ризики вивиху залежно від характеру реконструктивного ендопротезування.

Термін післяопераційного перебування хворого на ліжку залежав від складності проведеного ЕКС і потребував диференційованого підходу до його визначення.

Для контролю за ступенем навантаження на оперовану кінцівку використовували статографію та подографію, що корелювались з показниками болю за ВАШ шкалою й давали змогу попередити перевантаження кінцівки та обмеження рухів в оперованому суглобі внаслідок больового компонента.

Перша та друга фази реабілітації хворих на ДК, відповідно до запропонованої нами схеми після ЕКС, проводилися в умовах стаціонару до моменту зняття швів. За цей час хворі засвоювали рекомендовані їм вправи лікувальної фізкультури та отримували необхідний обсяг фізіотерапевтичних процедур, що давало їм змогу адаптуватися до самообслуговування в домашніх умовах.

Повторні курси реабілітації в умовах ортопедичного стаціонару, або реабілітаційного центру, ми рекомендували та проводили у хворих старших вікових груп, а також після складного ендопротезування, зокрема з ДК III та IV типу, попередніх реконструктивних операцій на КС та важкими контрактурами та анкілозом КС, через які було виконано ЕКС. Курс реабілітаційного лікування в таких випадках було направлено на максимальну індивідуаліза-

цію поліпшення рухів у суглобах та правильну поставу під час ходіння хворих, особливо після двостороннього ЕП КС.

У багатьох випадках реабілітаційні заходи були пов'язані не лише з відновленням функції оперованого КС, але й із супутньою патологією хребта, що супроводжувала ураження КС на ДК.

За нашими даними серед спостережуваних нами хворих подальшу реабілітацію потребували 12% пацієнтів.

Таким чином, зважаючи на результати наших спостережень, можемо наголосити, що диспластичний коксартроз через багатокomпонентні порушення кульшового суглоба та оточуючих його тканин потребує, з одного боку, диференційованого підходу до вибору як конструкції, так і методики ЕКС, а з іншого, – реабілітація такого контингенту хворих потребує диференційованого підходу до розробки індивідуальної програми реабілітації пацієнта, що повинна охоплювати різноманітні засоби активної та пасивної лікувальної фізкультури, комплекс фізіотерапевтичних та бальнеологічних засобів лікування.

Контроль за перебігом реабілітації та відновлення соціальної та трудової активності хворих на ДК після ЕКС доцільно проводити протягом першого року після операції кожні три місяці.

За матеріалами розділу опубліковано:

1. Лоскутов А. Е., Лоскутов О. А., Рыбка В. Н. Профилактика вывихов при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом. *Травма*. 2019. Том 20. № 2. - С.107 – 112. DOI:10.22141/1608-1706.2.20.2019.168028

2. Лоскутов А. Е., **Лоскутов О. А.**, Синегубов Д. А. Двустороннее эндопротезирование тазобедренных суставов при диспластическом коксартрозе у пациентов с остеопенией и остеопорозом. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2018. № 4. С. 31–36. DOI:1015674/0030-59872018458-63.

3. Лоскутов А. Е., **Лоскутов О. А.**, Синегубов Д. А., Комаров М. П. Проблемные вопросы эндопротезирования тазобедренного сустава при анкілозах. *Збірник наукових праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України*. Дніпропетровськ, 2010. С. 141.

4. Лоскутов А. Е., Наumenко Л. Ю., **Лоскутов О. А.** и др. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монографія. Днепропетровск: Лира, 2010. 343 с.

5. Лоскутов А. Е., Олейник А. Е., Зуб Т. А., **Лоскутов О. А.** Отдаленные результаты тотального эндопротезирования тазобедренного сустава при диспластических дефектах вертлужной впадины. *Збірник наукових праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України*. Дніпропетровськ, 2010. С. 145.

6. **Лоскутов О. А.** Эндопротезирование тазобедренного сустава при вывихе бедра диспластического генеза. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2016. № 4 (605). С. 84–89. DOI:0.15674/0030-59872016484-89

7. **Лоскутов О. А.**, Васильченко Е. В. Эндопротезирование тазобедренного сустава с использованием цементных технологий и рентгенологическая оценка состояния имплантата. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2013. № 4. С. 45–49.

8. **Лоскутов О. А.**, Лоскутов А. Е. Котилопластика при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом. *Сучасні медичні технології*. 2018. № 3(38). С. 55–59.

9. Лоскутов О. Є., Зуб Т. О., **Лоскутов О. О.** Реконструктивне ендопротезування у хворих на диспластичний коксартроз. *Український медичний альманах*. 2011. Том 14. № 4. С. 75–79.

РОЗДІЛ 7

АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ, ПОМИЛОК ТА УСКЛАДНАНЬ ВИКОРИСТАННЯ РОЗРОБЛЕНОЇ СИСТЕМИ ВІТЧИЗНЯНИХ ЕНДОПРОТЕЗІВ ДЛЯ ДИФЕРЕНЦІЙОВАНОГО ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ ХВОРИХ НА ДИСПЛАСТИЧНИЙ КОКСАРТРОЗ

7.1. Результати тотального ендопротезування кульшового суглоба з диспластичним коксартрозом

Результати ендопротезування хворих на ДК, в строки від 2 до 10 років (середній термін спостереження 64 місяця), досліджені у 283 (87,9%) хворих.

Оцінку отриманих результатів проводили за 100 бальною системою оцінки стану кульшового суглоба за W Harris (1969) [212], яка на сьогодні є найбільш розповсюдженою при аналізі результатів ендопротезування кульшового суглоба і дозволяє об'єктивізувати отримані результати лікування хворих методом ендопротезування. Оціночна шкала W Harris [212] дозволяє оцінити сукупність 17 анатомічних та функціональних показників, котрі об'єднані в 4 групи: біль, функція, наявність деформації та амплітуда рухів в КС. Поліпшення цих показників і їх сукупності в стані здоров'я безумовно є основною метою реабілітації хворих на ДК методом ендопротезування.

Оцінка віддалених результатів лікування хворих, котрі проживають на території АР Крим, Донецької та Луганської областей (25 осіб) була неможлива, так як хворі не могли приїхати на обстеження. У зв'язку з цим результат їх лікування ми в більшості випадків оцінювали шляхом телефонного спілкування і надісланих ними рентгенограм. Суттєвих ускладнень у цієї групи хворих ми не спостерігали, однак для об'єктивності вони не були включені в групу хворих з кінцевою оцінкою результатів.

Загалом віддалені результати були досліджені у 211 хворих на ДК після одностороннього та у 72 після двостороннього ЕКС, яким виконано загалом 355 операцій з ендопротезування КС (табл.7.1).

**Результати ендопротезування кульшового суглоба у хворих на дис-
пластичний коксартроз за шкалою W.Harris(1969) [212]**

Локалізація Проведеного ЕКС	Результати				Усього: %
	Відмінний	Добрий	Задовільний	Незадові- льний.	
Одностороннє	107	76	26	2	211 74,6%
Двостороннє	37	32	3	-	72 25,4%
Усього: %	144 50,9%	108 38,2%	29 10,2%	2 0,7%	283 100%

Аналізуючи отримані результати після одно- та двостороннього ендопротезування ми встановили, що при односторонньому ЕКС у хворих на ДК результати залежать від типу ДК за Crowe, характеру попередньо проведених реконструктивно-відновних операцій та стадії остеоартрозу. У хворих на двобічний ДК, котрим виконано двостороннє ЕКС на кінцевий результат впливають, окрім зазначених вище факторів, ступінь руйнування та тип ДК протилежного суглоба, міжопераційні терміни та якість подовженої реабілітації. У зв'язку з цим, для більш поглибленого аналізу та оцінки функціонального стану прооперованого кульшового суглоба у 283 хворих, котрим виконано 355 одно- та двосторонніх ендопротезувань КС ми провели порівняльний аналіз отриманих кінцевих результатів за шкалою W.Harris [212] (рис.7.1).

Порівняльна оцінка отриманих результатів ЕКС у хворих на ДК на кінцевому етапі дослідження (рис.7.1.) показала, що вірогідність отримання відмінних та добрих результатів при ДК I та II типів вище ($p<0,01$) в порівнянні з результатами отриманими у хворих на ДК III і IV типів ($p<0,01$).

Все це свідчить про те, що при ранніх стадіях ДК, поєднаних з прогресуючим остеоартрозом КС 3 стадії, необхідно хворим пропонувати, так вико-

нувати ЕКС. Найбільш складною проблемою залишається лікування хворих на ДК III та IV типів, при яких збільшується кількість задовільних результатів та ускладнень.

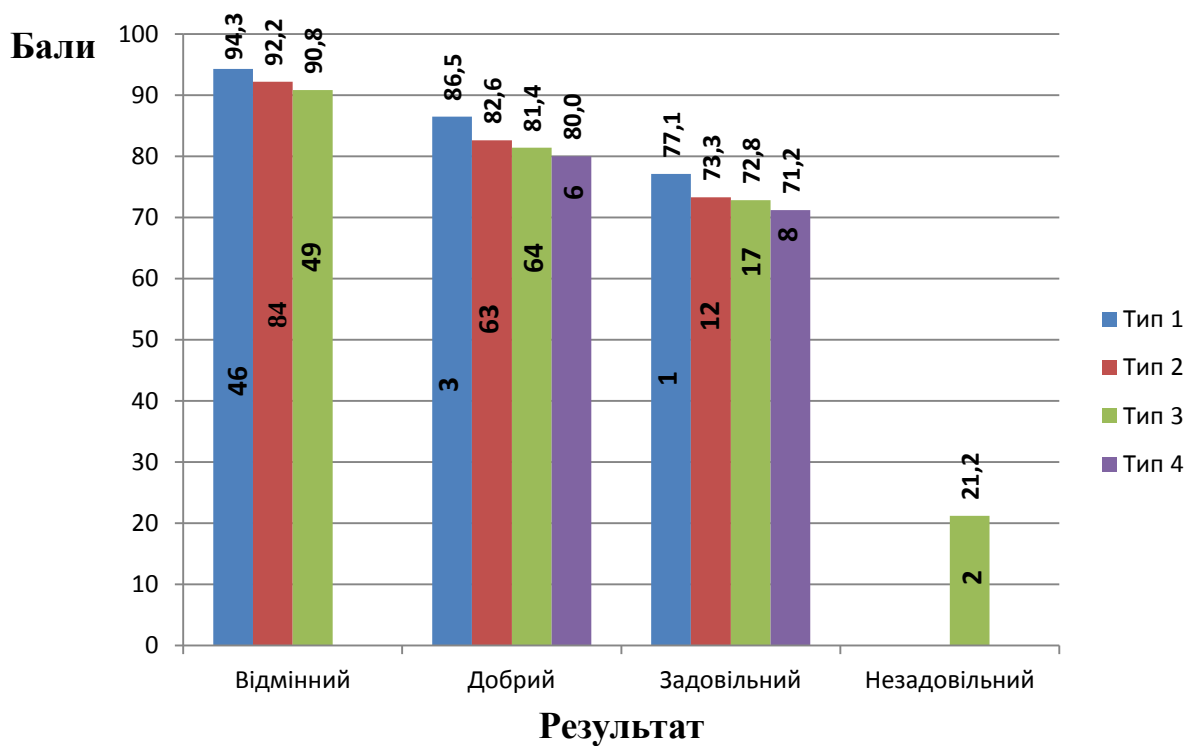


Рис.7.1. Порівняльна оцінка функціонального стану після ендопротезування КС при різних типах ДК за шкалою W. Harris

Аналізуючи результати ЕКС у 33 хворих на ДК, у котрих були використані імпорнтні системи ЕП, ми отримали у 20 (60,6%) хворих відмінні, у 10 (30,3%) - добрі та у 3 (9,1%) - задовільні результати, що свідчить про відсутність суттєвої різниці в порівнянні з результатами використання розроблених ЕП КС.

Оцінюючи функціональні результати лікування хворих на ДК методом ендопротезування КС на етапах реабілітації, окрім оцінюючої шкали W Harris, проводили статографію, подографію та оцінку одноопорного навантаження кінцівок, виконували візуальне оцінювання ходіння хворих рівною місцевістю та сходами. Оцінювали функцію кінцівок у горизонтальному положенні – функція згинання та розгинання в кульшовому та колінному суг-

лобах, силу м'язів. У вертикальному положенні оцінювали симетричність кінцівок, об'єм відведення та наявність симптому Тренделенбурга. Обов'язково перевіряли спроможність сидіти на стандартних стільцях. Для ілюстрації оцінюючих тестів під час контрольного обстеження хворих й оцінці функціональних результатів, наведемо клінічне спостереження.

Хвора В., 39 років (іст. хв. № 4957), перебувала в клініці з лівобічним диспластичним коксартрозом 3 стадії, тип ІІІ за Crowe (рис. 7.2 а).

Під час обстеження: скарги на болі та обмеження рухів; під час огляду: виражена шкутильгавість через вкорочення лівої нижньої кінцівки на 2,5 см, згинально-привідна контрактура КС – $80^{\circ}/10^{\circ}$ та позитивний симптом Тренделенбурга.

12.03.2013 року виконано операцію – ендопротезування лівого кульшового суглоба, шляхом медіалізації встановлено АК, що загвинчується, з 10° вкладнем, вільну кісткову аутопластику даху ВЗ та запресовано конічну стандартну ніжку.

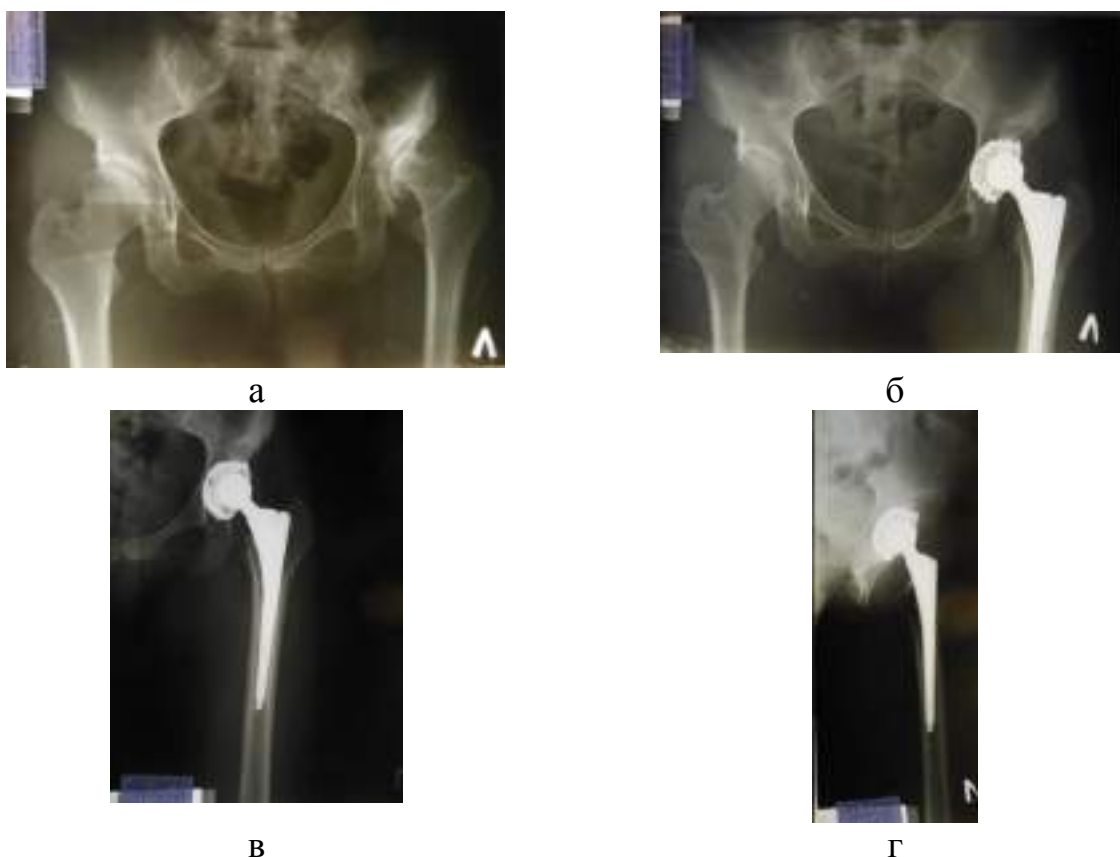


Рис. 7.2. Рентгенограма хворої В., 39 років (іст. хв. № 4957): а – до ендопротезування кульшового суглоба; б, в, г – через 4 роки після операції

Обстежена через 4 роки. Скарг та обмежень руху немає, результатом задоволена. Симптом Тренделенбурга негативний. Обсяг рухів у суглобі: згинання-розгинання – $110^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, відведення-приведення – $30^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$, ротація – $30^{\circ}/0^{\circ}/15^{\circ}$. Проведено стандартну оцінку функції оперованого суглоба в положеннях стоячи й лежачи. Результат за оцінкою шкали W. Harris до операції – 42 бали, після операції – 96 балів – відмінний (рис. 7.2 б, в, г та 7.3).

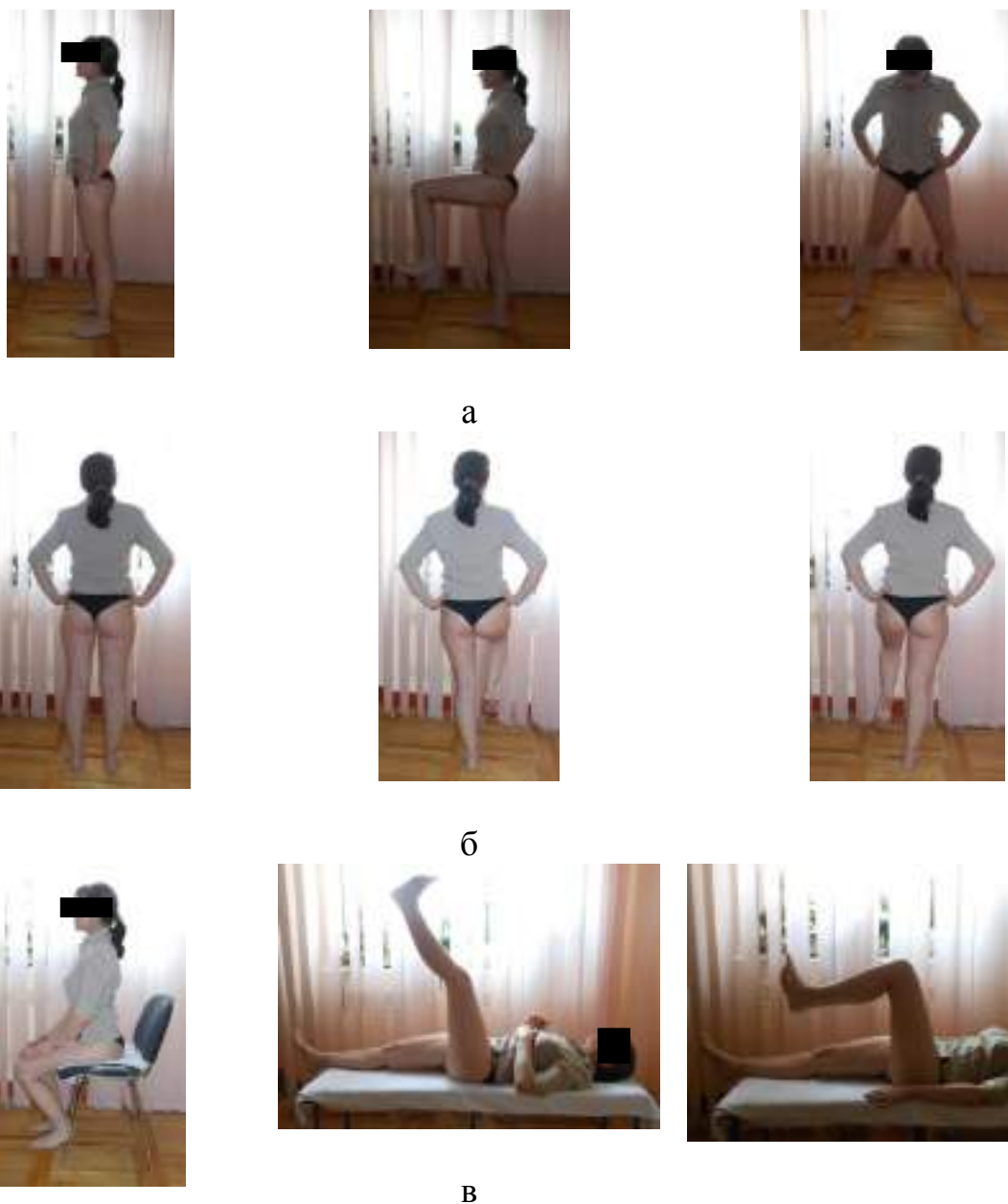


Рис. 7.3. Оцінка функціонального результату ендопротезування хворої В., 39 років (іст. хв. № 4957) через 4 роки після операції: а – у вертикальному положенні; б – оцінка наявності симптому Тренделенбурга; в – у положенні сидячі та лежачі

Оцінку стабільності компонентів ЕП, після ендопротезування КС, у хворих на ДК виконували завдяки щорічним оглядам хворих та тестуванню під час телефонного спілкування з пацієнтами з віддалених регіонів і їхньої неможливості бути присутніми на огляді особисто. За наявності скарг і виявленні будь-яких чинників відхилень під час реабілітації та ознак нестабільності ЕП, хворих запрошували на консультацію. Ознаки нестабільності ЕП з'ясовували шляхом збору скарг, наявності болю та кульгавості, обмеження функції КС, візуально – антропометричного вкорочення кінцівки та позитивного симптому Тренделенбурга. Окрім класичної рентгенографії у двох площинах: під час одноопорного навантаження оперованого КС у прямій проекції і шляхом порівняння даних рентгенографії в динаміці за методикою J. Charnley et De Lee (1976) [179], оцінювали щільність контакту кісткової тканини ложі ВЗ з чашкою ЕП, виявляли зміни позиції АК, наявність ротації, зон резорбції кісткової тканини навколо ЕП, зміну глибини дна ВЗ. Застосування таких методик дослідження давало змогу виявити ознаки нестабільності компонентів ендопротеза. Стабільність фіксації ніжки ЕП, наявність зон деструкції та осеолізу кісткової тканини проводили за методикою С. А. Engh (1990) [190]. У всіх випадках виконання кісткової аутопластики дефектів ВЗ після установки АК, що загвинчується, отримано консолідацію та перебудову трансплантатів.

У випадках об'ємних сегментарних дефектів КЗ, що переважно спостерігали за наявності ДК II та III типів, під час оцінювання результатів лікування звертали увагу на стабільність АК та НЕ, а також на стан перебудови кісткових аутотрансплантатів, які використовували під час ЕКС для заміщення дефектів ложі КЗ. Наведемо клінічні приклади.

Клінічний приклад. Хвора Г., 49 років (іст. хв. № 7706), перебувала на лікуванні в клініці з діагнозом: лівобічний диспластичний коксартроз 3 стадії, тип II за Crowe, вальгусна деформація шийки СК, згинально-привідна та ротаційна контрактура КС, позитивний симптом Тренделенбурга (рис.7.4).



Рис. 7.4. Рентгенограми хворої Г., 49 років (іст. хв. № 7706) до операції

02.04.2014 року виконано операцію – ендопротезування лівого КС, після поглиблення КЗ встановлено запресовувану чашку з деротаційними перами та покриттям корундовою керамікою і, з урахуванням типу кістково-мозкового каналу – тип В, ніжку конічну об'ємну з покриттям корундовою керамікою, виконано вільну кісткову пластику зони дефекту ВЗ шляхом запресовування кісткового аутоотрансплантату (рис.7.5).

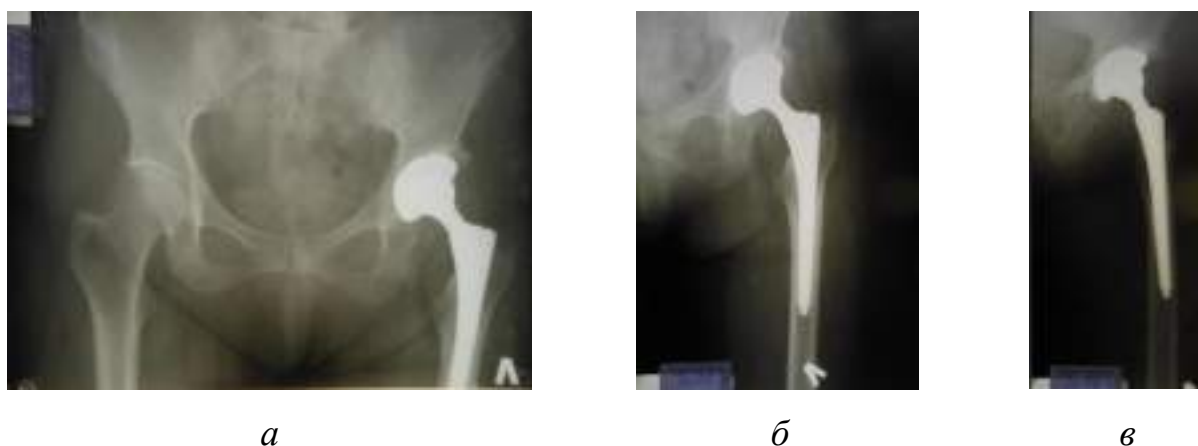


Рис. 7.5. Рентгенограми хворої Г., 49 років (іст. хв. № 7706): а – після операції; б,в – через 4 роки після операції

Обстежена через 4 роки після операції. Працює викладачем. Скарги відсутні. Суттєвих обмежень життєдіяльності немає. Синдром Тренделенбурга негативний. Ходіння сходами – без проблем. Функція лівого КС: згинання-розгинання – 100°/0°/10°, відведення-приведення – 30°/0°/15°, ротація – 30°/0°/20°. Виявлено повну регенерацію кісткового аутоотрансплантату. Оцінка результату за шкалою W. Harris – 93 бали (рис. 7.6).



Рис. 7.6. Функціональний результат лікування хворої Г., 49 років (іст. хв. № 7706): через 4 роки після операції

Хвора К., 41 рік (іст. хв. № 22706 та № 1734), перебувала на лікуванні в клініці з двобічним диспластичним коксартрозом 3 стадії, тип III за Crowe (рис. 7.7).

З інтервалом 3 місяці виконано ендопротезування правого (29.10.2014 рік) та лівого (04.02.2015 рік) кульшових суглобів. В обох випадках виконано медіалізацію позиції ацетабулярних загвинчуваних компонентів на рівні істинної ВЗ та кісткову аутопластику даху ВЗ цільним аутотрансплантатом з фіксацією гвинтами праворуч та вільним аутотрансплантатом шляхом запресування між тазовою кісткою та різьбовими виступами АК ліворуч.

В обох випадках використано стандартні конічні ніжки ЕП КС системи. Обстежена через 5 років після операції. Скарг немає, пересувається вільно, без обмежень. Активні й пасивні рухи в суглобах безболісні, їх обсяг: правий КС: згинання-розгинання – $100^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, ротація: зовнішня-внутрішня – $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$, відведення-приведення – $35^{\circ}/0^{\circ}/25^{\circ}$, лівий КС: згинання-

розгинання – $110^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, ротація: зовнішня-внутрішня – $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$, відведення-приведення – $35^{\circ}/0^{\circ}/30^{\circ}$.

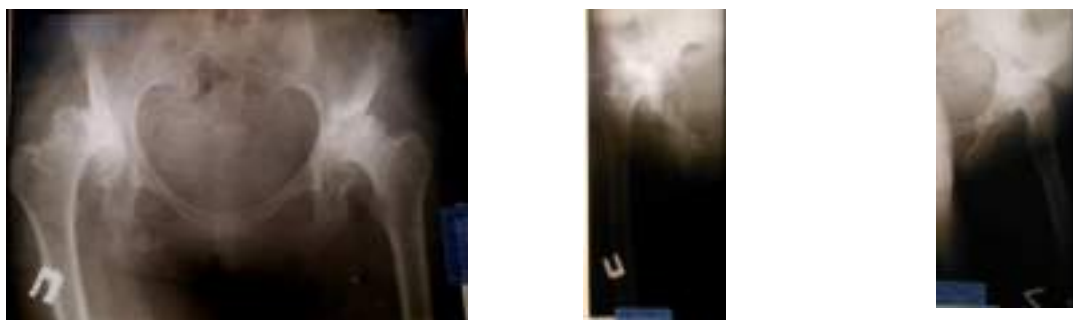


Рис. 7.7. Рентгенограми хворої К., 41 рік (іст. хв. № 22706 та № 1734) до операції

Спостерігаємо повну регенерацію кісткових аутоотрансплантатів, зони остеоліза – відсутні, АК і НЕ стабільні. Оцінка за шкалою W. Harris до операції – 34,2 бали, через 5 років після двостороннього ендопротезування – 94,5 бала – результат відмінний (рис. 7.8).

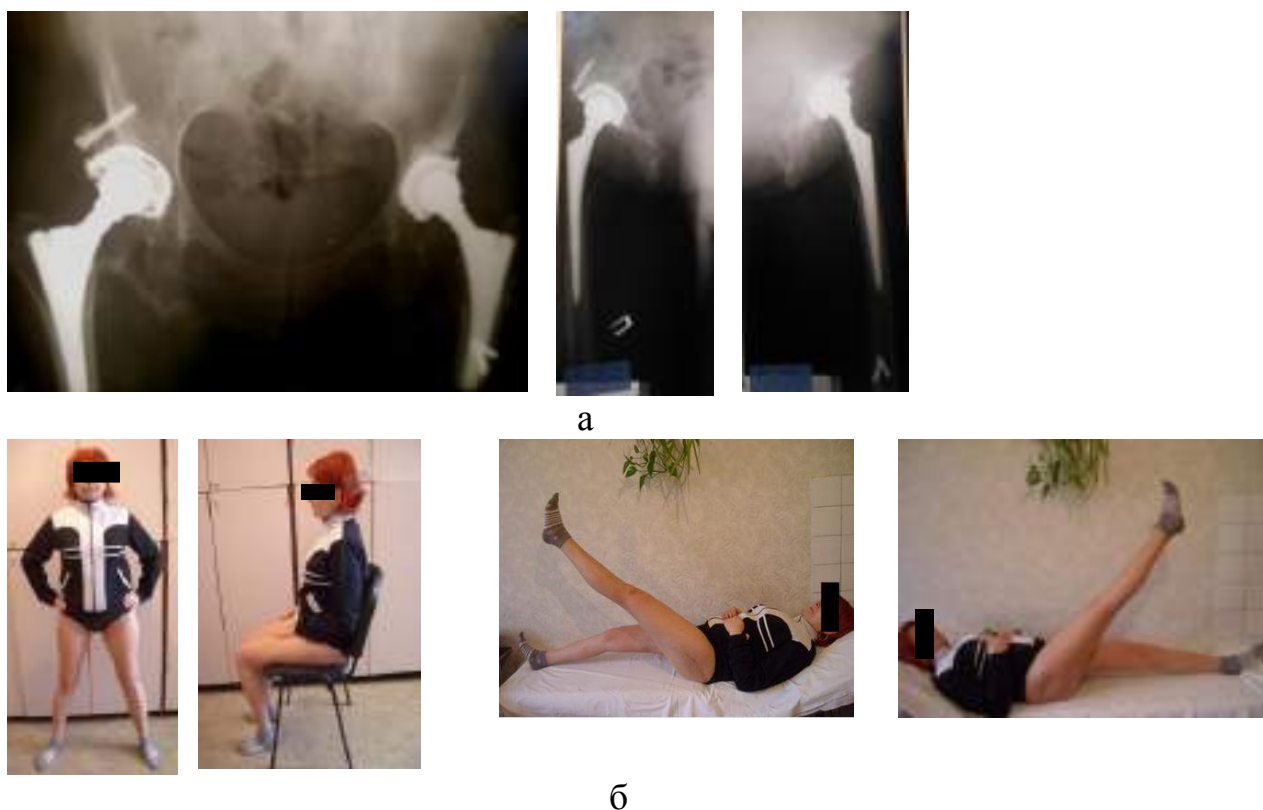


Рис. 7.8. Результат лікування хворої К., 41 рік (іст. хв. № 22706 та № 1734) через 5 років після ендопротезування кульшових суглобів: а – рентгенограми (пряма й бічна проекції); б – функціональний результат)

У всіх випадках використання ніжок ендопротезів Zimmer (4 хворих) та Stryker (1 спостереження) комбінованих, за наявності значних дефектів ВЗ, з АК, що загвинчуються, системи ОРТЕН ми отримали, за оцінкою шкали W. Harris, через 7–10 років відмінні результати. Наведемо клінічний приклад.

Хворий Р., 41 рік (іст. хв. № 24199 та № 4095), інвалід II групи, перебував у клініці з двобічним диспластичним коксартрозом 3 стадії, тип III за Crowe, згинальні контрактури КС. У дитинстві лікувався консервативно. Під час об'єктивного обстеження: пересувається за допомогою милиць, скаржиться на постійні болі в суглобах та обмеження рухів, для ходіння використовує 2 трості; дистанція ходіння обмежена до 500 метрів, змінив професію, великі проблеми виникають під час ходіння сходами, спостережено згинальну контрактуру суглобів. Функція правого кульшового суглоба: згинання–розгинання –обсягом 20° – $30^{\circ}/10^{\circ}$, відведення–приведення та ротаційні рухи відсутні. Аналогічний обсяг рухів у лівому кульшовому суглобі. Оцінка за шкалою W. Harris – 33,4 бали (рис. 7.9, а).

10.12.2009 року та 04.03.2010 року, з інтервалом 3 місяці, виконано ендопротезування КС. З урахуванням наявності фіброзного анкілоза КС та локального остеопорозу використано комбіновану систему ЕП КС, зокрема, встановлено АК, що загвинчуються системами, та конічні ніжки з деротаційними ребрами – тип Versys. Повне навантаження на оперовані кінцівки дозволено через 3 тижні після кожної операції.

Обстежений через 10 років. Скарги відсутні, результатом задоволений, життєвих обмежень не має, працює інженером-технологом на виробництві. Об'єктивно: навантаження на кінцівки за даними статостатистичної підграфії симетричне. Обсяг рухів у кульшових суглобах симетричний: згинання–розгинання – $100^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, відведення–приведення – $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$, ротація зовнішня–внутрішня – $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$. Оцінка результату за шкалою W. Harris: до операції – 33,4 бали, на момент контрольного обстеження – 91,6 бали – результат відмінний (рис. 7.9, б, в, г).

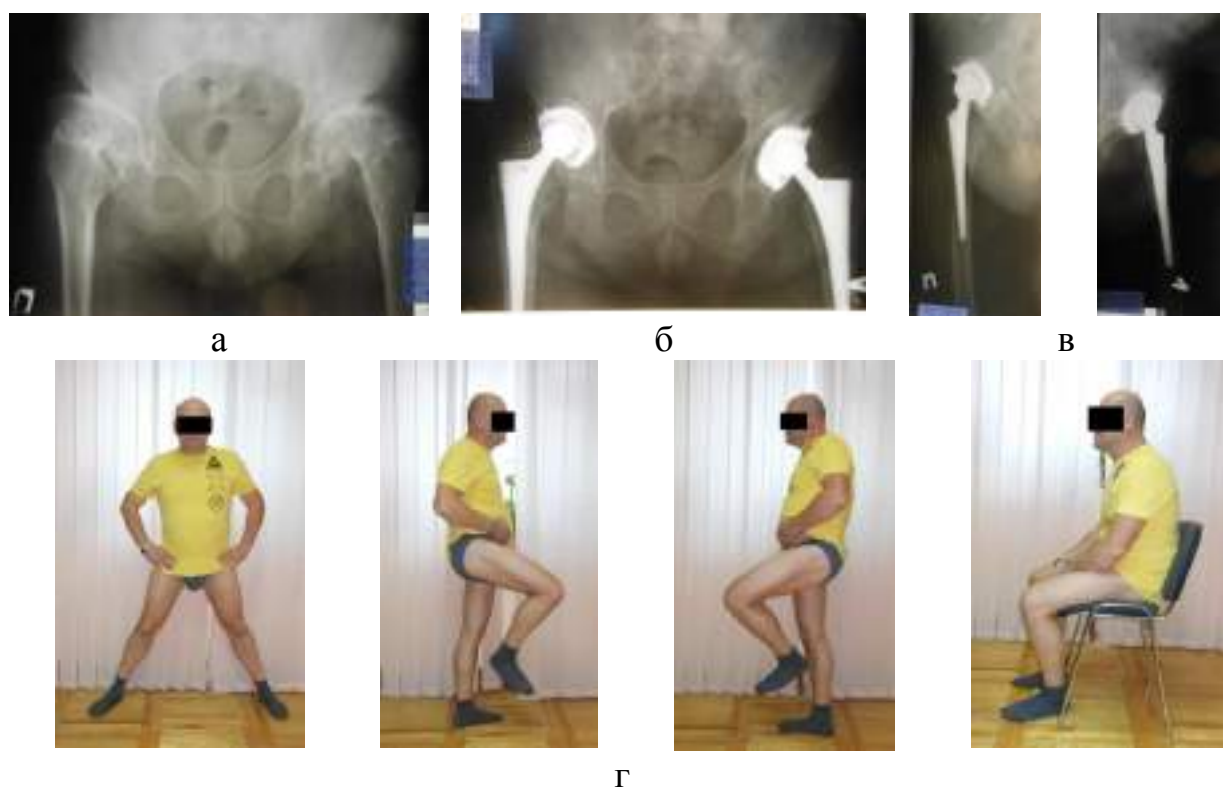


Рис. 7.9. Результат лікування хворого Р., 41 рік (іст. хв. № 24199 та № 4095) через 10 років: рентгенограми КС: а – до операції; б, в – через 10 років після ЕКС; г – функція КС

Нами проаналізовані результати лікування складної групи зі 128 хворих на двосторонній ДК представлені на рис. 7.10.

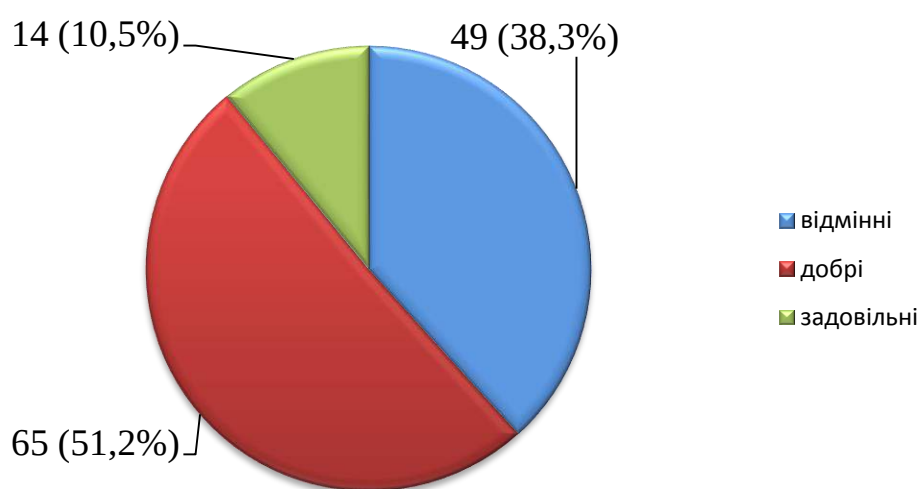


Рис.7.10. Загальні результати ендопротезування хворих на двобічний ДК за шкалою W.Harris [212]

В групі спостережень за 72 хворими, котрим було виконано двостороннє ендопротезування КС з приводу ДК кількість відмінних та добрих результатів була більшою в порівнянні з загальною групою хворих на двосторонній ДК ($p < 0,05$). Так в 32 (44,4%) випадках отримано відмінні результати, в 37 (51,4%) добрі і у 3 (4,2%) задовільні (рис.7.11).

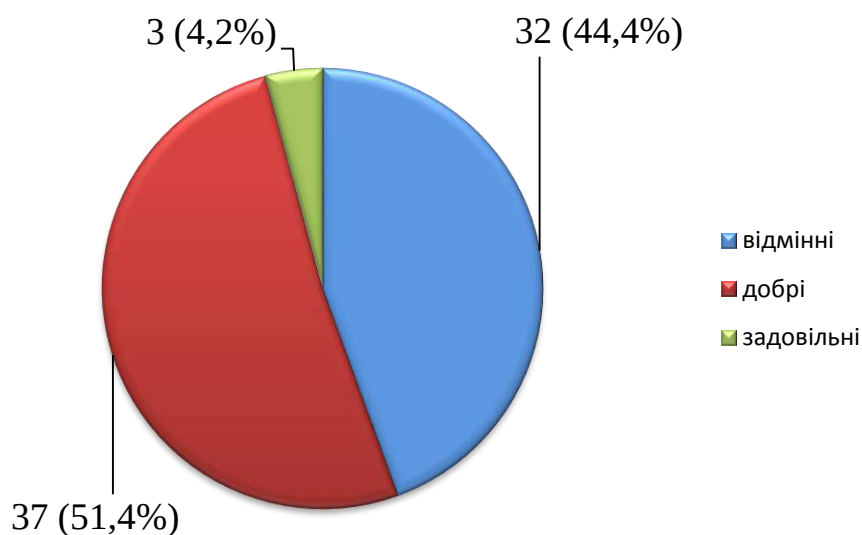


Рис. 7.11. Результати двобічного ендопротезування КС за шкалою W.Harris [212]

Аналізуючи результати проведеного ендопротезування КС 128 (39,8%) хворим на двосторонній ДК, яким у 72 випадках виконано двостороннє ендопротезування, ми з'ясували, що результати лікування були гіршими серед тих пацієнтів, яким виконано ЕКС лише одного суглоба, що було пов'язано з ранньою стадією перебігу ДК на протилежному суглобі (тип I за Crowe) та значним зменшенням болю, а також покращенням його функції після операції на більш ураженому суглобі й відмовою хворого від операції на ньому. Серед 56 хворих зазначеної категорії, переважали добрі й задовільні результати, незважаючи на те, що функціональний стан прооперованого суглоба у віддаленому періоді у 28 (50%) випадках, ми оцінили як відмінний, а в 27 (48%) – як добрий, і лише в 1 (2%) хворого – як задовільний.

Наведемо результати клінічних спостережень за хворими на двобічний ДК після ЕКС.

Клінічний приклад. Хвора М., 51 рік (іст. хв. № 232344 та № 11819), перебувала в клініці на лікуванні з діагнозом – двобічний диспластичний коксартроз 3 стадії, тип II (праворуч) та тип I (ліворуч). В анамнезі: діагноз двобічний вроджений вивих встановлено після народження. Протягом першого року отримувала консервативне лікування – закриті вправлення вивиху головок стегнових кісток та подальше лікування в ортезах. З часом з'явилося обмеження рухів у суглобах. Після народження першої дитини, у віці 29 років, та другої дитини, у віці 36 років, болі в суглобах та обмеження рухів поступово зростали. Під час обстеження в клініці: скарги на постійні болі, обмеження рухів у кульшових суглобах. Обсяг рухів у правому КС: згинання-розгинання – $70^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, відведення-приведення – $10^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, ротаційні рухи відсутні; у лівому суглобі: згинання-розгинання – $75^{\circ}/0^{\circ}/5^{\circ}$, відведення-приведення – $15^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, ротаційні рухи відсутні.

З інтервалом 6 місяців, 16.11.2011 року та 07.06.2012 року виконано ендопротезування лівого й правого кульшових суглобів модульними ендопротезами з використанням чашок, що загвинчуються, та конічних стандартних ніжок (рис. 7.9 (а, б)). Обстежена через 7 років. Скарг немає, вільне ходіння, без обмежень; працює технологом на підприємстві. Обсяг рухів у правому КС: згинання-розгинання – $90^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, відведення-приведення – $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$, ротація – $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$. Аналогічний обсяг рухів наявний і в лівому КС. Результат за шкалою W. Harris: до операції – 39,4 бали, під час контрольного огляду – 96,3 бали – відмінний (рис. 7.12, рис. 7.13).



Рис. 7.12. Рентгенограми хворої М., 51 рік (іст. хв. № 23244 та № 11819): а – до операції; б – через 7 років після двобічного ендопротезування кульшових суглобів – пряма й бічні проекції



Рис. 7.13. Функціональний результат лікування хворої М. (іст. хв. №23244, №11819) через 7 років

Клінічний приклад. Хвора Б., 43 роки (іст. хв. № 20655, № 3737), перебувала на лікуванні в клініці з діагнозом: двобічний диспластичний коксартроз 3 стадії, II тип за Crowe (рис. 7.14).



Рис. 7.14. Рентгенограма хворої Б., 43 роки (іст. хв. № 20655, № 3737) до операції – пряма й бічні проекції

Під час обстеження: скарги на постійні болі в кульшових суглобах, що з'явилися після пологів у віці 25 і 31 року, значне обмеження рухів та дистанції ходіння. Об'єктивно: ходить за допомогою тростини, пересування сходами ускладнено. Обсяг рухів правого кульшового суглобу: згинання-розгинання – $50^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, відведення-приведення та ротаційні рухи відсутні; лівого КС: згинання-розгинання – $60^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, ротація: зовнішня-внутрішня – $10^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$, відведення-приведення – $0^{\circ}/10^{\circ}$. Оцінка за шкалою Харіса – 32,2 бали. 17.10.2012 року виконано ендопротезування лівого КС системою ОРТЕН, а через 3,5 місяці, 25.02.2013 року – правого КС, зокрема, застосовано чашки, що загвинчуються, та конічну стандартну для лівого КС та об'ємну конічну ніжки для правого КС. В обох випадках виконано вільну кісткову пластику ділянки сегментарного дефекту ВЗ шляхом запресовування кісткових чипсів у ділянку фіксації АК (рис. 7.15 а,б).



а



б

Рис. 7.15. Рентгенограми хворої Б., 43 роки (іст. хв. № 20655, № 3737): а – після ендопротезування лівого КС; б – після ендопротезування обох суглобів.

Обстежена через 5 років. Результатом операції задоволена. Працює викладачем коледжу. Обмеження під час ходіння на різні дистанції відсутні. Обсяг рухів кульшових суглобів: згинання-розгинання – $100^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$, відведення-приведення – $30^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$, ротація зовнішня-внутрішня – $25^{\circ}/0^{\circ}/20^{\circ}$.

Повна перебудова кісткових аутоотрансплантатів. Результат лікування – 94,2 бали (рис. 7.16).

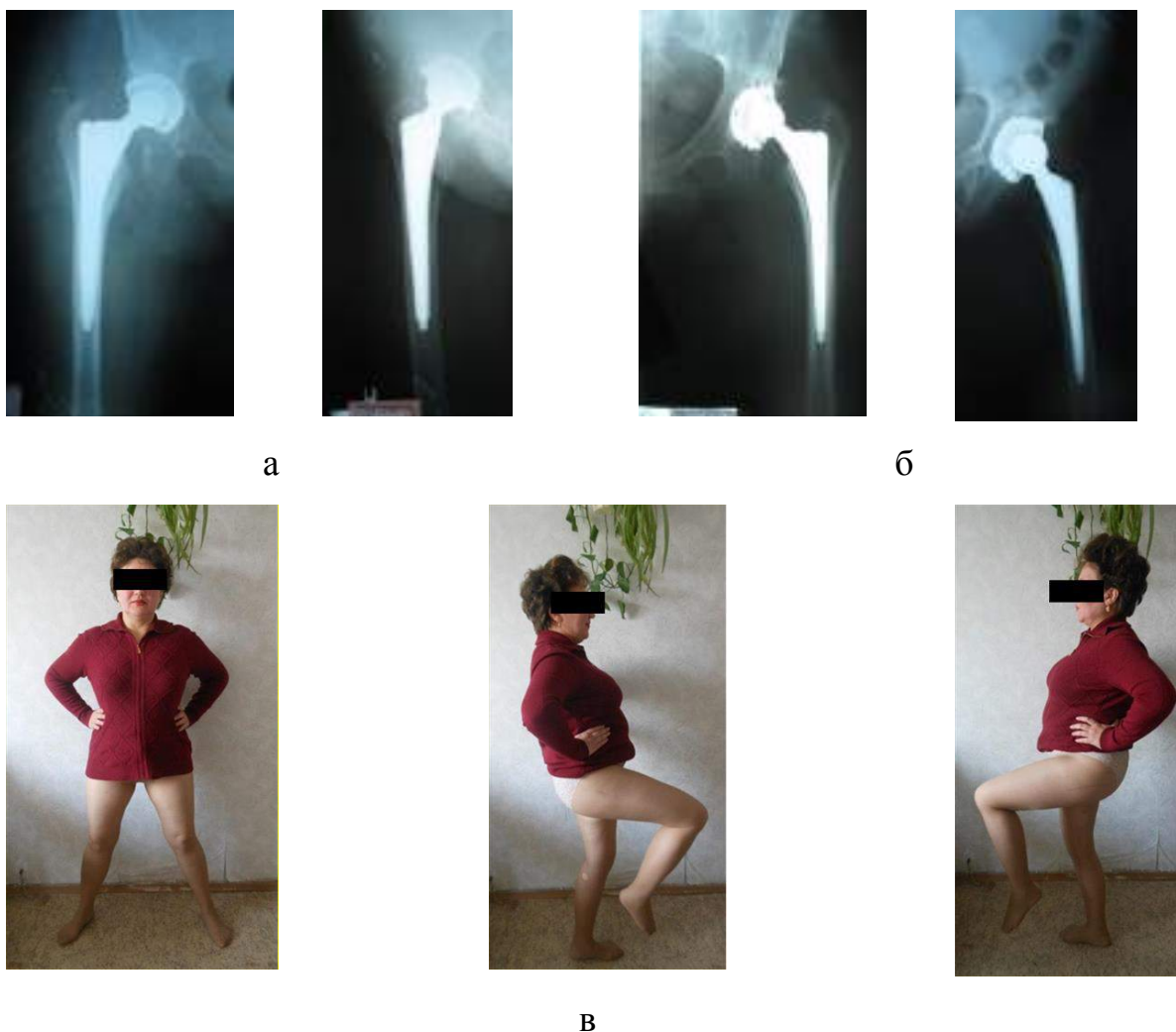


Рис. 7.16. Результат лікування хворої Б., 43 роки (іст. хв. № 20655, № 3737) через 5 років після ендопротезування: а, б – рентгенограми, в – функція

При оцінці результатів використання ендопротезів ОРТЕН з цементним та гібридним типом фіксації при ендопротезуванні 19 хворих старших вікових груп на ДК з супутньою остеопенією і остеопорозом, отримані позитивні результати в тому числі відмінні результати у 5 хворих після гібридного ЕКС та добрі результати у 14 хворих після повністю цементного ЕКС, як в ранньому, так і пізньому періодах спостережень, що дозволило нам прийти до висновку, що цементні технології ЕКС у цієї категорії хворих можуть з успіхом використані у хворих старших вікових груп супутнього остеопенією та остеопорозом.

Серед хворих на ДК, у котрих в анамнезі були проведені різноманітні реконструктивно відновні операції результати при загальному аналізі були гірш найбільша кількість задовільних результатів виявлена після попередніх корегуючих остеотомій за методикою Ілізарова та міжвертлюгової вальгізуючої остеотомії.

У хворих, котрим провели двобічне ЕКС з приводу ДК з урахуванням наявності у значної кількості пацієнтів ознак остеопенії та остеопорозу ми провели порівняльне дослідження у двох групах спостережень. До основної групи були включені 45 хворих з супутньою остеопенією чи остеопорозом і порівняли з отриманими результатами у 27 пацієнтів контрольної групи хворих без ознак остеопорозу та дослідили динаміку функціональних показників за шкалою W.Harris [212] після одно- та двостороннього ЕКС. (рис.7.17)

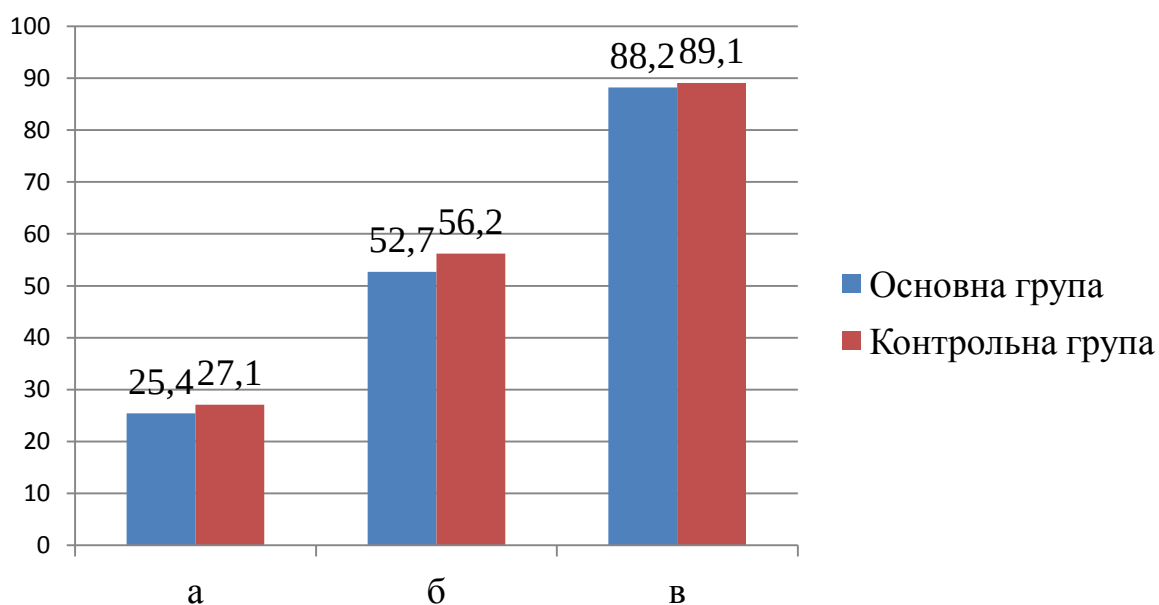


Рис. 7.17. Середні показники оцінки стану кульшового суглоба за W.Harris [212] у хворих на двосторонній ДК: а – до операції, б – після одностороннього та в) – двустороннього ендопротезування КС

Як свідчать отримані результати супутня остеопенія та остеопороз при якісно проведеному ЕКС у хворих на двосторонній ДК суттєво не впливають

на результати ендопротезування КС, а після відновлення функції обох суглобів різниця в віддалених результатах несуттєва ($p > 0,05$).

7.2. Аналіз помилок та ускладнень під час ендопротезування хворих на диспластичний кокс артроз

Аналізуючи помилки та ускладнення після ЕКС у хворих на ДК, ми умовно виокремили 3 їх можливі періоди під час ЕКС, зокрема, під час безпосереднього проведення операції, післяопераційного загоєння рани та на етапі проведення реабілітації хворих.

Серед інтраопераційних ускладнень ми звертали увагу на ризики інтраопераційних переломів СК та ВЗ.

У зв'язку зі складною двоплощинною деформацією СК у хворих на ДК, для попередження одного з найбільш повторюваних ускладнень під час встановлення ніжки ЕП, зокрема, переломи СК у міжвертлюговій ділянці, після проведення остеотомії та рашпільної підготовки кістково-мозкового каналу СК на доопераційному етапі, під час планування операції та підбору необхідної для конкретного хворого ніжки ЕП, особливу увагу звертали на наявність вісьової одно- чи двоплощинної деформації та кут антиверсії шийки СК.

Для попередження переломів СК враховували потрібну довжину ніжки через випадки сагітальної деформації СК, що попереджало перфорацію зовнішньої або передньої стінок СК. У випадках вузької форми кістково-мозкового каналу СК, тип А за L. Dorr, для попередження перелому СК як у ділянці дуги Адамса, так і повздовжнього перелому СК, накладали, до рашпільної обробки каналу СК, 1–2 проволочні серкляжі і лише після цього бралися до підготовки каналу та введення ніжки ендопротеза. Окрім стандартного рашпіля, особливо у випадках значної антиверсії шийки СК, задню її стіну обробляли універсальним рашпілем, що давало змогу співосно вводити ніжку ЕП та попередити перелом СК. Після введення ніжки контролювали стан кістки, наявність мікротріщин. За відсутності мікропереломів серкляжі видаля-

ли. Вільний простір у проксимальному відділі СК, після запресовування ніжки ЕП у метафізарній зоні, між ніжкою ЕП та СК щільно заповнювали спонгіозною аутокістковою тканиною для попередження стрес-шилдинг синдрому.

Ранні післяопераційні ускладнення були спричинені нейропатією сідничного нерва внаслідок подовження кінцівки за ДК III–IV типів, та маніпуляціях на зоні КС після попередньо проведених реконструктивних втручань. У 5 випадках ми виявили зазначене ускладнення. Для його попередження, особливо у хворих з анкілозом КС та після реконструктивних оперативних втручань, прискіпливо виконували доступ до суглоба та ревізію оточуючих суглоб тканин, проводили реліз сідничного нерва у таких випадках, коли ознаки нейропатії оприявнювалися до операції. Після діагностики такого ускладнення призначали комплекс відновлювальної медикаментозної та фізіофункціональної терапії й використовували для ходіння пацієнтів функціональний ортез для попередження еквінусної контрактури надп'яtkового суглоба. У 3 випадках ознаки нейропатії зникли протягом двох–трьох місяців, а у двох – через 5 місяців. М'язова активність була відновлена у всіх випадках.

Післяопераційні гематоми були наявні у 5 випадках через раннє видалення дренажів. Лікування було проведено пункційним методом під ультразвуковим контролем, а термін антибактеріальної терапії подовжено до 2 тижнів у 2 хворих, що дало змогу попередити ризик розвитку інфекційного ускладнення.

У 3 випадках пункційна терапія результату не дала. У зв'язку з температурною реакцією хворих, ми запідозрили ризик розвитку перипротезної інфекції, що було підтверджено результатами локальної термографії. Через 7 та 10 днів після ЕКС гематоми було видалено. Двом хворим було подовжено антибактеріальну терапію до 4 тижнів, незважаючи на те, що результат бактеріального дослідження був негативним. В одному випадку діагноз перипротезної інфекції був підтверджений, тому нами було проведено повторну ревізійну операцію із заміною вкладня ЕП та якісним інтраопераційним

лаважем рани висіченням сумнівних та нежиттєздатних тканин. Отримано первинне загоєння. Курс антибактеріальної терапії продовжено, відповідно до результатів антибіотикограми, до 6 тижнів. Рана загоїлась первинним натягом. Через 3 та 5 років рецидиву інфекційного ускладнення ми не спостерігали.

Вивихи ендопротеза мали ризики як на ранньому, так і на пізньому післяопераційному періодах.

Аналіз найближчих та віддалених результатів довів, що вивихи ЕП, серед 394 прооперованих хворих, були наявні у 7 (1,8%) пацієнтів переважно з ДК III типу. У 2 хворих вивих ендопротеза виник унаслідок недотримання режиму, а у 5 пацієнтів – на етапі пізньої реабілітації. У всіх випадках ми проводили детальний аналіз чинників його виникнення й виконували закрите вправлення вивиху ендопротеза з короткочасною фіксацією колінного суглоба задньою шиною для обмеження функції колінного суглоба терміном до 3 тижнів. Під час аналізу чинників виникнення вивиху ендопротеза у 7 хворих було з'ясовано, що некоректна позиція АК, пов'язана з надмірною інклінацією АК, понад 60°, та антиверсією, понад 15°, була наявна у 3 пацієнтів, яким було виконано ревізійну операцію із заміною у 2 випадках АК, що запресовуються, на АК, що загвинчуються, а в 1 – зміна позиції та типорозміру загвинчуваного АК та встановленням вкладня з 20° навісом. В 1 випадку, у зв'язку з рецидивними вивихами ЕП після консервативного лікування, у похилої хворої було встановлено вкладень з фіксованою сферою. В інших випадках, після консервативного лікування, рецидиву вивиху ми не спостерігали.

Наші спостереження дають змогу стверджувати, що доопераційна реабілітація, зважаючи на стан патологічних змін у ділянці КС у хворих на ДК, потребує індивідуального підходу до реабілітації, особливо під час складних ступенів ДК, зокрема, з метою попередження такого ускладнення, як вивих ЕП. З метою профілактики вивиху ЕП у пізньому післяопераційному періоді виконували контроль за стабільністю компонентів ЕП, їх позицією, функцією

КС та ступенем зносу хіруленового вкладня, оскільки в таких випадках є ризик гіпермобільності суглоба та вивиху ЕП.

Серед досліджених нами 394 хворих на ДК, ревізійні операції, пов'язані з нестабільністю АК, як одного з найпоширеніших пізніх ускладнень після ЕКС, були виконані у 18 (4,6%) хворих: у 51 пацієнта – після використання АК, що запресовуються, у 7 (13,7%) – за наявності II та III типів ДК, через 3–7 років, коли було діагностовано нестабільність АК, зокрема, виконано ревізійну операцію з кістковою пластикою дна ВЗ, та в 4 випадках встановлено АК, що загвинчується, а у 2 хворих – антипротрузійного кільця Мюлера. В одному випадку, через 9 років після операції, виконано заміну вкладня АК у зв'язку з його руйнуванням. Хворих, яким було встановлено АК, що запресовується з деротаційними перами, нестабільності протягом усього терміну спостереження не виявлено. АК, що загвинчуються, що підтверджено результатами нашого аналізу, протягом усього терміну спостереження виявили надійнішу стабільність. Серед 329 осіб визначеної категорії хворих зі встановленими АК, що загвинчуються, ревізійні операції виконано в 11 (3,4%) випадках. У зв'язку з ранньою нестабільністю чашки, протягом першого року після операції, причиною якої була помилка в підборі типорозміру АК, у 2 випадках виконано заміну чашки на АК, що загвинчується, більшого типорозміру.

У 4 випадках після операції (терміном від 5 до 9 років) виявлено вторинну нестабільність АК у хворих похилого віку, яким під час виконання ревізійної операції використано кісткову аллопластику дна КЗ і загвинчено чашку більшого типорозміру. У 5 випадках АК залишався стабільним понад 8 років, однак спостерігався знос вкладня, у зв'язку з чим його було замінено з повним раннім навантаженням кінцівки й коротким терміном реабілітації. У 2 випадках у зв'язку з наявністю інфекції ендопротези були видалені.

Асептична нестабільність ніжок ЕП після ЕКС у хворих на ДК, як підтверджують результати проведеного аналізу, виявлено у двох випадках (строком до 5 років після операції) після використання стандартної конічної ніжки

ОРТЕН і ніжки Versys, що було обумовлено помилками під час підбору типорозміру ніжки. Ревізійні операції, проведені шляхом заміни зазначених видів ніжок на аналогічну систему більшого типорозміру, дали змогу в обох випадках отримати добрі результати. У 12 випадках (строком від 5 до 10 років) ми спостерігали гіпертрофію СК у хворих на ДК з каналом СК – тип В, у яких було встановлено ніжки, тип ДД – 7 випадків й Omnifit – 5 випадків, однак скарг та клінічних виявів ми не спостерігали й функціональний результат у всіх випадках був позитивний. У трьох випадках виникла нестабільність ніжок, тип ДД, і як ревізійні було використано ніжки конічні об'ємні ОРТЕН з позитивним результатом лікування.

Таким чином, проведений аналіз результатів диференційованого ЕКС у хворих на ДК дав нам змогу стверджувати, що АК, що загвинчуються, порівняно з АК, що запресовуються, забезпечують надійніші результати в умовах сегментарних та центральних дефектів ВЗ у хворих на ДК, завдяки більш якійсній первинній та вторинній фіксації в післяопераційному періоді. АК, що запресовуються, мають позитивні характеристики з позиції максимального збереження кісткового масиву в зоні установки АК, а їх первинна й вторинна стабільність фіксації залежатиме від ступеня збереження форми ВЗ та відсутності дефектів кісткової тканини в її ложі АК з деротаційними пера-ми, що запресовуються, забезпечують більш надійну первинну й вторинну стабільність фіксації порівняно з класичними за формою напівсферичними, тому такий вид АК доцільно використовувати за наявності ДК I та II типів за Crowe, а у випадках високого ризику вторинної нестабільності та протрузії АК, пов'язаної з супутнім остеопорозом, більш доцільно використовувати АК, що загвинчуються.

Проведений нами аналіз результатів помилок та ускладнень ЕКС у хворих на ДК дав змогу зробити висновок, що під час планування та виконання ЕКС такої категорії хворих, потрібно використовувати диференційований індивідуальний підхід у виборі конструкції компонентів ЕП, проведенні операції, ураховуючи загальний доопераційний стан хворого, ступінь ДК за

Crowe, стан СК та ВЗ, наявність дефектів і деформацій зазначених ділянок КС, супутнього остеопорозу, стан м'язової системи, функції кульшового суглоба та наслідків попередньо проведених реконструктивних операцій на КС.

Проведена оцінка результатів ЕКС у хворих на ДК показала, що ця категорія хворих потребує поряд з якісним доопераційним плануванням, більш прискіпливого контролю на етапах реабілітації хворих і проведення в необхідних випадках, пов'язаних з помилками, своєчасного, ревізійного ЕКС направленого на заміну компонентів ЕП КС в зв'язку з помилками при їх відборі під час проведених ЕКС. Аналізуючи отримані результати ми констатували, що помилки були під час розробки методики та технологій диференційованого ЕКС у хворих на ДК кінцевий результат представлений на рис. 7.1. показав, що запропонована тактика диференційованого ЕКС та послідоюча система реабілітації хворих на ДК забезпечують якісні кінцеві результати ендопротезування хворих.

За матеріалами розділу опубліковано:

1. Лоскутов А. Е., Ковбаса Е. А., Синегубов Д. А., **Лоскутов О. А.** Анализ выживаемости эндопротезов тазобедренного сустава у геронтологической группы больных. Научно-практический журнал «Проблемы остеологии». –2016. № 2. С.41–47.

2. Лоскутов А. Е., **Лоскутов А. Е.**, Синегубов Д. А. Двустороннее эндопротезирование тазобедренных суставов при диспластическом коксартрозе у пациентов с остеопенией и остеопорозом. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2018. № 4. С. 31–36. DOI:1015674/0030-59872018458-63.

3. Лоскутов А. Е., **Лоскутов О. А.**, Рыбка В. Н. Профилактика вывихов при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом. *Травма*. 2019. Том 20. № 2. - С.107 – 112. DOI:10.22141/1608-1706.2.20.2019.168028.

4. Лоскутов А. Е., Науменко Л. Ю., **Лоскутов О. А.** и др. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография. Днепропетровск: Лира, 2010. 343 с.

5. Лоскутов А. Е., Олейник А. Е., Зуб Т. А., **Лоскутов О. А.** Отдаленные результаты тотального эндопротезирования тазобедренного сустава при диспластических дефектах вертлужной впадины. *Збірник наукових праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України*. Дніпропетровськ, 2010. С. 145.

6. **Лоскутов О. А.**, Васильченко Е. В. Эндопротезирование тазобедренного сустава с использованием цементных технологий и рентгенологическая оценка состояния имплантата. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2013. № 4. С. 45–49.

7. **Лоскутов О. А.** Выбор позиции ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим кокс артрозом. *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. 2018. № 3. С. 27–31.

8. **Лоскутов О. А.** Сравнительная оценка запрессовываемой и ввинчиваемой чашек при эндопротезировании больных с диспластическим кокс артрозом. Матеріали наукового симпозіуму з міжнародною участю. II Український симпозіум з біомеханіки опорно-рухової системи «*Актуальні питання сучасної ортопедії та травматології*». Дніпропетровськ, 2015. С. 40–41.

9. **Лоскутов О. А.** Эндопротезирование тазобедренного сустава при вывихе бедра диспластического генеза. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2016. № 4 (605). С. 84–89. DOI:0.15674/0030-59872016484-89.

10. **Лоскутов О. А.**, Лоскутов А. Е. Котилопластика при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом. *Сучасні медичні технології*. 2018. № 3(38). С. 55–59.

11. **Лоскутов О. А.**, Лоскутов А. Е., Синегубов Д. А., Фурманова К. С. Дифференцированный подход к выбору бедренного компонента при эндо-

протезировании больных с диспластическим коксартрозом. *Травма*. 2018. Том 19. № 4. С. 43–48. DOI:10.22141/1608-1706.4.19.2018.142104.

12. **Лоскутов О. А.**, Лоскутов А. Е., Фурманова К. С. Дифференцированный подход к выбору ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом. *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2019. № 1. С. 38–44. DOI:10.15674/0030-59872019138-44.

13. Лоскутов О. Є., Зуб Т. О., **Лоскутов О. А.** Реконструктивне ендопротезування у хворих на диспластичний коксартроз. *Український медичний альманах*. 2011. Том 14. № 4. С. 75–79.

14. **Лоскутов О. О.**, Васильченко Є. В. Найближчі результати цементного ендопротезування кульшового суглоба. *Збірник наукових праць XVI з'їзду ортопедів-травматологів України Національна академія медичних наук України ВГО «Українська асоціація ортопедів-травматологів»*. Харків, 2013. С. 68–69.

15. Loskutov A., **Loskutov O.**, Sinegubov D., Kovbasa E., Furmanova K., Rybka V. Acetabular component type selection during cotyloplasty in patients with developmental dysplasia of the hip. 67. JAHRESTAGUNG der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen. V. ABSTRACTS. 2–4. Mai 2019. – P. 59.

16. Loskutov A., Oleynic A., Sinegubov D., **Loskutov O.** The hip arthroplasty in dysplastic deformations of the acetabulum. 11-th EFFORT Congress (Madrid, Spain: 2-5 June 2010) вид-во EFFORT Central Office, 2010 P700 CD-ROM -1. URL: www.effort.org/madrid2010.

17. **Loskutov O.**, Horobets D., Furmanova K., Kovbasa E., Sinegubov D., Loskutov A. Comparative analysis von THR swith press-fit and threaded acetabular components in patients with DDH. Abstracts. 65. Jahrestagung der Vereinigung Suddeutscher Orthopaden und Unfallchirurgen e.V. 27.-29 April in Baden-Baden, W.5.9, 2017.

ВИСНОВКИ

1. На підставі проведеного аналізу літературних джерел встановлено, що ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз на сьогодні є одним з найскладніших та проблемних розділів сучасної ортопедії, пов'язаних зі значними порушеннями анатомічної форми та деформаціями кульшового суглоба, внаслідок чого спостерігається найвищий відсоток післяопераційних ускладнень та негативних результатів.

2. Шляхом математичного моделювання встановлено, що під час використання загвинчуваної або запресованої чашки за умов сферичної форми вертлюгової западини напружено-деформований стан у спонгіозній тканині тазової кістки найбільш наближений до стану здорового суглоба і його значення в кістковій тканині під час встановлення запресовуваного імплантата не перевищує рівень 1,3 МПа, а під час використання загвинчуваного в 1,5 рази менше – 0,82 МПа.

3. Виявлено, що під час імплантації як загвинчуваної, так і запресовуваної чашок у вертлюгову западину із сегментарним дефектом до 30°, розподіл напружень у кісткових тканинах тазової кістки практично однаковий та співставний із напруженим станом тканини тазової кістки здорового кульшового суглоба, проте чашка, що запресовується, більше, ніж загвинчувана, схильна до рухливості. За наявності сегментарного дефекту 60° після встановлення чашки, що загвинчується, спостерігається підвищення напружень на локальних ділянках у субхондральній тканині до 71,6 МПа, а у спонгіозній до 7,92 МПа, водночас концентратор напружень у кістковій тканині не має небезпеки, оскільки він виникає локально і не створює значного впливу на несучу здатність тазової кістки.

4. З'ясовано, що у випадку використання запресовуваної чашки за умов сегментарного дефекту 60° через значні переміщення зводу вертлюгової западини неможливо оцінити розподіл напружень тканин тазової кістки (відсутня збіжність інтеграційного процесу розв'язання завдання), тому використання запресовуваної чашки в цих випадках досить проблематичне, у

зв'язку з високим ризиком ранньої нестабільності, що потребує виконання пластики дефекту об'ємним трансплантатом із фіксацією його та чашки гвинтами та подовженої реабілітації.

5. На основі аналізу рівнів переміщень зводу вертлюгової западини й характеру розподілу напружень у тканинах тазової кістки під час ендопротезування кульшового суглобу із використанням загвинчуваної чашки доведено, що наявність сегментарного дефекту розміром до 30° не впливає на жорсткість і міцність тазової кістки. За наявності сегментарних дефектів, розмір яких знаходиться в межах від 30° до 60° , залишкові сегментарні дефекти потрібно заповнювати вільними кістковими аутоотрансплантатами для забезпечення вторинної стабільності імплантата. За наявності дефектів від 60° до 90° , за яких підвищується небезпека нестабільності, незважаючи на первинну стабільність чашки, потрібно виконання кісткової пластики об'ємним аутоотрансплантатом з фіксацією до клубової кістки, та з відтермінуванням строків навантаження кінцівки.

6. Шляхом математичного моделювання та аналізу результатів розрахунків напружено-деформованого стану «кістка – ацетабулярний компонент» з'ясовано, що поле напружень і їх рівень у субхондральній тканині під час проведення медіалізації позиції та котилопластики за допомогою використання загвинчуваної чашки з виходом її дна на 2,5–5,0 мм за межі лінії Kohler, мають той самий характер, що й під час встановлення чашки в тазову кістку із сегментарним дефектом відповідно 30° та 60° . Спонгіозна тканина своєю чергою має локальні небезпечні рівні напружень – понад 0,75 МПа лише в місцях контакту країв різьби з кістковою тканиною, які не впливають на стабільність чашки, оскільки основні навантаження сприймаються субхондральною кісткою, у яку занурюються різьбові пера загвинчуваної чашки. Під час медіалізації позиції чашки, що запресовується за межі внутрішньої замикальної пластинки та лінії Kohler, показники сумарного переміщення головки ендопротеза у 2,4 рази вище, порівняно з чашкою

що загвинчується, тому, у зв'язку з високим ризиком нестабільності та протруї цього виду чашок, їх використання мусить бути обмежено.

7. Виявлено, що залежно від типу фіксації та площі контакту ніжки ендопротеза в стегновій кістці, еквівалентні напруження за Мізесом в ендопротезі змінюються в широких межах ($30,6 \div 195,5$ МПа), водночас у кістковій тканині їх зміни несуттєві ($5,8 \div 7,15$ МПа), а максимальні розтягуючі напруження спостерігаються на латеральній поверхні ніжки й стегнової кістки, а максимальні зжимаючі – на медіальній поверхні за всіх типів фіксації ендопротеза, зокрема, у випадках діафізарної фіксації спостерігається концентрація напружень у її дистальному відділі під час використання різних видів ніжок ендопротеза, що призводить до ризику розвитку stress-shielding ефекту, нестабільності ендопротеза та перелому конструкції, а у випадках метафізарної та метадіафізарної фіксації напруження розподілені по кістці рівномірно, що виключає надмірну концентрацію навантажень і попереджає ризик асептичного розхитування ендопротеза.

8. Дослідженням розрахункової кінцево-елементної моделі «кістка – цемент – стегновий компонент ендопротеза» доведено, що зміна товщини цементної мантиї вздовж ніжки ендопротеза від 1 до 5 мм значно не впливає на її напружено-деформований стан. Потрібно зазначити, що й в усіх компонентах максимальні розтягуючі напруження виникають на латеральній поверхні ніжки та кістки, а максимальні стискуючі напруження – на медіальній стороні, водночас величина напружень перебуває в межах зони довговічності експлуатації ендопротеза.

9. Розроблено, сертифіковано та впроваджено у виробництво систему вітчизняних модульних ендопротезів кульшового суглоба та інструментарій для проведення операції, які адаптовані до диференційного ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз.

10. Доведено, що використання ацетабулярних компонентів, що загвинчуються, під час ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз за умов виконання медіалізації позиції та котилопластики забезпечують більш

надійну первинну та вторинну стабільність кріплення імплантата, водночас ущільнення кісткових аутотрансплантатів доцільно проводити з використанням чашки що загвинчується, а через перерозподіл навантаження на периферичні відділи спонгіозної тканини кульшової западини порівняно з чашками, що запресовуються, зменшується навантаження на трансплантат та поліпшуються умови для його регенерації.

11. Доведено, що під час використання загвинчуваного ацетабулярного компонента у хворих з вивихом стегна, зміщення його позиції на 10 – 25 мм, за умов первинної стабільності фіксації, не впливає на якість його вторинної експлуатаційної стабільності у віддаленому періоді.

12. На основі проведених клініко-біомеханічних досліджень, розроблено алгоритм диференційованого ендопротезування кульшового суглоба у хворих на диспластичний коксартроз з використанням різних видів вітчизняних ацетабулярних компонентів та ніжок ендопротеза залежно від ступеня диспластичного коксартрозу та особливостей деформації кульшової западини та стегнової кістки. За наявності ДК I–II типів доцільно використовувати чашки, що запресовуються або загвинчуються, з ДК II–III–IV типів, які супроводжуються об'ємними сегментарними дефектами та вивихом стегна й потребують необхідності проведення кісткової пластики, медіалізації та котилопластики доцільно використовувати чашки, що загвинчуються, з обов'язковою кістковою пластикою, а під час використання чашок, що запресовуються, використовувати пластику цільним кістковим трансплантатом з фіксацією чашки та трансплантату до клубової кістки, проте перевагу віддавати імплантатам, які мають остеоадгезивну поверхню та деротаційні пера. У випадках виявлення в молодих пацієнтів остеопорозу використовувати загвинчувані та цементні чашки у людей похилого віку.

За наявності форми кістково-мозкового каналу – тип А за L. Dorr – використовувати ніжки конічні стандартні з метафізарним типом фіксації, тип В – ніжки з метафізарно-діафізарним типом фіксації – конічні об'ємні, або диспластичні вкорочені з калькаром, тип С – ніжки з діафізарним типом фік-

сації з квадратним профілем та калькаром або у випадках тяжкого остеопорозу використовувати цементний тип фіксації ніжки.

13. Розроблено систему пофазової реабілітації після ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз, що дає змогу індивідуалізувати реабілітацію з урахуванням ступеня патології, характеру попередніх втручань, стану функції суглоба й особливостей виконаної операції.

14. Встановлено, що розроблена система диференційованого ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних модульних ендопротезів, дала змогу поліпшити кінцеві результати лікування хворих на диспластичний коксартроз та отримати згідно шкали W. Harris у 144 (50,9%) випадках відмінні, у 108 (38,2%) – добрі, у 29 (10,2%) задовільні та у 2 (0,7%) випадках незадовільні результати.

Список використаних джерел

1. Алгоритм етапного відновного лікування хворих, які потребують на ендопротезування кульшового суглоба / І.К. Бабова, В.П. Торчинський, І.І. Біла, В.М. Майко // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2010. - № 2. – С. 30-35.
2. Анализ напряженно-деформированного состояния в костной ткани бедренной кости после эндопротезирования тазобедренного сустава / В.А. Филиппенко, А.В. Яресько, О.А. Подгайская, А.И. Жигун // Літопис травматології та ортопедії. – 2012. - №1-2 (23-24). – С.86-89.
3. Ахтиямов И.Ф. Хирургическое лечение дисплазии тазобедренного сустава / И.Ф.Ахтиямов, О.А.Соколовский. – Казань, 2008. – 371с.
4. Вакуленко В.М. Коксартроз при дістропічному ураженні попереково-крижового відділу хребта (діагностика, лікування, прогнозування): автореф. дис. на здобуття наук. ступеня д-ра мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматологія і ортопедія» / В.М. Вакуленко. – Донецьк, 2009. – 23 с.
5. Гайко Г.В. Результати тотальних ендопротезувань кульшового суглоба, виконаних з приводу диспластичного коксартрозу / Г.В. Гайко, В.П. Торчинський // Матеріали наук.-практ. конф. з міжнар. участю «Актуальні питання протезування суглобів». - К., 2013. - С. 13-14.
6. Гланц С. Медико-биологическая статистика / С. Гланц [пер. с англ.]. – М.: Практика, 1998. – 459с.
7. ГОСТ Р ИСО 7206-4-2005. Имплантаты для хирургии. Эндопротезы тазобедренного сустава частичные и тотальные. Ч.4. Определение прочности ножек бедренных компонентов. – Введ. 19.10.05. – М.: Стандартиформ, 2005. – 11 с.
8. Диспластический коксартроз / А.А. Корж, Е.С. Тихоненков, В.Л. Андрианов, З.М. Мителева [и др.]. - М.: Медицина, 1986. - 208 с.
9. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. Основы и практика: руководство / Н.В. Загородний. – М.: ГЭОТАР – Медиа, 2011. – 704 с.

10. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике / О. Зенкевич. – М.: Мир, 1975. – 542 с.
11. Зуб Т.О. Формування деформації кульшової западини та ендопротезування при диспластичному кокс артрозі: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец.: 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» / Т.О. Зуб. – Донецьк, 2013. – 20 с.
12. Иванов А.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе: автореф. дис. на соискание учен. степени канд. мед. наук: спец. 14.01.21. «Травматология и ортопедия» / А.В. Иванов. – Днепропетровск, 2005. – 21с.
13. Клинико-биомеханические параллели эндопротезирования при диспластическом коксартрозе / В.Г. Климовицкий, В.Ю. Худобин, Г.В. Лобанов, Ю.В. Прудников // Травма. - 2005. - Т.6, №3. - С.255-258.
14. Колесник Н.А. Теория и практика доказательной медицины: монография / Н.А. Колесник, С.П. Фомина. – Киев: Полиграф плюс, 2017. – 248 с.
15. Корж А.А. Ортопедия в Украине на рубеже столетий / А.А. Корж. // Ортопедия, травматология и протезування. – 2000. - №1. – С.5-9.
16. Лоскутов А.Е. О классификации диспластического коксартроза у взрослых / А.Е. Лоскутов, Т.А. Зуб, О.А. Лоскутов // Ортопедия, травматология и протезирование – 2010. – №2. – С. 83-87.
17. Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / под ред. проф. А.Е. Лоскутова. – Днепропетровск: Лира, 2010. – 344 с.
18. Лоскутов О.Є. Методи оцінки щільності кісткової тканини при плануванні типу фіксації тотального ендопротезу кульшового суглоба (метод. рекомендації) / О.Є. Лоскутов, В.Б. Макаров, Д.А. Синегубов – К., 2006. – 20 с.
19. Лоскутов О.Є. Реконструктивне ендопротезування у хворих на диспластичний коксартроз / О.Є. Лоскутов, Т.О. Зуб, О.О. Лоскутов // Укр. мед. альманах. – 2011. - Том 14, № 4. - С.75-79.

20. Лоскутов А.Е. Влияние формы проксимального отдела бедренной кости на ее функциональную структуру при диспластическом коксартрозе / А.Е. Лоскутов, А.Е. Олейник, Т.А. Зуб, О.А. Лоскутов // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2012. - № 1. - С.12-17.

21. Лоскутов О.Є. Питання оптимального вибору імплантату кульшового суглоба / О.Є. Лоскутов, В.М. Турчин, **О.А. Лоскутов**, А.П. Дегтяренко // Збірник наукових праць // Питання прикладної математики і математичного моделювання. – Дніпро, 2016. – Випуск 16. – С. 91 – 101.

22. Лоскутов А.Е. Анализ выживаемости эндопротезов тазобедренного сустава у геронтологической группы больных / А.Е. Лоскутов, Е.А. Ковбаса, Д.А. Синегубов, О.А. Лоскутов // Научно-практический журнал «Проблемы остеологии». –2016. - №2. - С.41-47.

23. Лоскутов А.Е. Профилактика вывихов при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / А.Е. Лоскутов, О.А. Лоскутов, В.Н. Рыбка // Травма. – 2019. – том 20, № 2. - С.107 – 112. DOI:10.22141/1608-1706.2.20.2019.168028

24. Лоскутов А.Е. Предоперационная оценка костного массива вертлужной впадины в условиях диспластической деформации/ А.Е. Лоскутов, Е.А. Ковбаса, А.Е. Олейник, В.Г. Стрыженый, О.А. Лоскутов, К.С. Фурманова // Запорожский медицинский журнал. – 2019. – Том 21, №6 (117). – с. 783–789. DOI:1014739/2310-1210.2019.6.186504.

25. Лоскутов О.А. Прочностные и жесткостные характеристики костного цемента «Osteobond», полимеризованного в условиях операционной / О.А. Лоскутов // Ортопедия, травматология и протезирование – Харьков, 2008.- №1. - С.65-69.

26. Лоскутов О.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава с использованием цементных технологий и рентгенологическая оценка состояния имплантата / О.А. Лоскутов, Е.В. Васильченко // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2013, №4. - С. 45-49.

27. Лоскутов О.А. Жесткостные и прочностные характеристики различных марок костного цемента на основе полиметилметакрилата и их изменение со временем / О.А. Лоскутов, Е.В. Васильченко, М.Ю. Амбражей // Травма. – 2014.- Том 15, № 1. - С. 114-117.

28. Лоскутов О.А. Особенности напряженно-деформированного состояния конической ножки эндопротеза тазобедренного сустава при различных типах ее фиксации / О.А. Лоскутов // Научно-практ. журнал «Ортопедия, травматология и протезирование». - Харьков, 2015.- №3. -С.21-26.

29. Лоскутов О.А. Анализ напряженного состояния элементов системы «Бедренная кость – имплантат» при функциональных нагрузках эндопротеза тазобедренного сустава / О.А. Лоскутов, Е.В. Левадный // Травма. – 2015.– Том 16. – №6.-С. 48-54.

30. Лоскутов О.А. Влияние толщины цементной мантии на напряжения в системе «Кость-цемент-бедренный компонент» эндопротеза тазобедренного сустава / О.А. Лоскутов, Е.В. Левадный, Д.А. Синегубов, А.Е. Лоскутов // Вісник ортопедії, травматології та протезування. - 2015. - №3 (86). – – С. 46-51. DOI:10.15674/0030-59872015321-26.

31. Лоскутов О.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава при вывихе бедра диспластического генеза / О.А. Лоскутов //Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2016. - № 4 (605). – С.84-89. DOI:0.15674/0030-59872016484-89

32. Лоскутов О.А. Биомеханическое обоснование выбора ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / О.А. Лоскутов // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. - № 2. – С.14-22. DOI:10.15674/0030-598720172-22.

33. Лоскутов О.А. Некоторые биомеханические особенности медиализации чашки при эндопротезировании тазобедренного сустава у больных с диспластическим коксартрозом / О.А. Лоскутов // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. - № 3. – С.26-31. DOI:10.15674/0030-59872017326-31

34. Лоскутов О.А. Проблемные вопросы выбора ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных диспластическим коксартрозом (обзор литературы) / О.А. Лоскутов // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. - № 4. – С.114-119. DOI:10.15674/0030-598720174114-119

35. Лоскутов О.А. Выбор позиции ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / О.А. Лоскутов // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2018 - №3 - С. 27 – 31.

36. Лоскутов О.А. Дифференцированный подход к выбору бедренного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / О.А. Лоскутов, А.Е. Лоскутов, Д.А. Синегубов, К.С. Фурманова // Травма. – 2018. – том 19, № 4, с. 43-48. DOI: 10.22141/1608-1706.4.19.2018.142104.

37. Лоскутов А.Е. Двустороннее эндопротезирование тазобедренных суставов при диспластическом коксартрозе у пациентов с остеопенией и остеопорозом / А.Е. Лоскутов, О.А. Лоскутов, Д.А. Синегубов // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2018. - № 4. С. 31 – 36. DOI: 10.15674/0030 - 59872018458-63.

38. Лоскутов О.А. Котилопластика при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / О.А. Лоскутов, А.Е. Лоскутов // Сучасні медичні технології. – 2018. - № 3(38). С. 55 – 59.

39. Лоскутов О.А. Дифференцированный подход к выбору ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / О.А. Лоскутов, А.Е. Лоскутов, К.С. Фурманова // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2019, № 1. - С. 38 - 44. DOI: 10.15674/0030-59872019138-44.

40. Лоскутов О.А. Численное исследование напряженного состояния элементов системы «эндопротез тазобедренного сустава – бедренная кость» при различных типах фиксации имплантата / О.А. Лоскутов, Е.В. Левадный //

Theoretical Foundations of Civil Engineering. Polish-Ukrainian Transactions Ed. by W. Szczesniak, OW PW – Warsaw. – 2015. – Vol.23. – P.187-192.

41. Лоскутов О.А. Влияние типоразмера ножек эндопротеза тазобедренного сустава на напряженное состояние в системе «кость- цемент – бедренный компонент» / О. Лоскутов, Е. Левадный, Д.Синегубов, А. Лоскутов // Theoretical Foundations of Civil Engineering. Polish-Ukrainian Transactions Ed. by V. Bolshakov., Dnipropetrovsk.– Warsaw. – 2015. – Vol.23. – Part II. - P.15-22.

42. Малова М.Н. Клинико-функциональные методы исследования в травматологии и ортопедии / М.Н. Малова. – М.: Медицина, 1985. – 176 с.

43. Маркс В.О. Ортопедическая диагностика: [руководство - справочник] / В.О. Маркс. – Минск: Наука и техника, 1978. – 512 с.

44. Математичне моделювання деформації в кульшовому суглобі при залишковій дисплазії. Ч.ІІ / В.П. Торчинський, Г.В. Гайко, В.І. Лисов, А.Д. Супрун // Вісник ортопедії, травматології і протезування. – 2009. – № 2. - С.10-13.

45. «Мовчазна» дисплазія кульшового суглоба / І.В. Рой, О.І. Баяндіна, І.І. Біла [та ін.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2009. - №3. – С.5-7.

46. Мороз Д.М. Особливості розвитку диспластичного кульшового суглоба після поза суглобової корекції проксимального відділу стегнової кістки у дітей дошкільного та молодшого шкільного віку: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» / Д.М. Мороз. – К., 2012. – 19 с.

47. Николаев Л.П. Руководство по биомеханике в применении к ортопедии, травматологии и протезированию / Л.П. Николаев. – Киев: Госмедиздат УССР, 1947. – 315 с.

48. Олейник А.Е. Биомеханический анализ конструкции бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы «Ортэн» /

А.Е. Олейник, В.Л. Красовский, О.А. Лоскутов // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2009. - № 1. – С.17-25.

49. Олейник А.Е. Реабилитация больных после сложного и нестандартного эндопротезирования тазобедренного сустава / А.Е. Олейник, А.Е. Лоскутов // Вісник ортопедії, травматології і протезування. – 2008. - №1. – С.61-63.

50. Олейник А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава при деформациях и дефектах проксимального отдела бедренной кости и вертлужной впадины: автореф. дис. на соискание учен. степени доктора мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» / А.Е. Олейник. – Харьков, 2011. – 36 с.

51. Олиниченко М.Г. Лечение диспластического коксартроза у взрослых / М.Г. Олиниченко, Г.Д. Олиниченко // Матеріали наук.-практ. конф. з міжнар. участю «Актуальні питання протезування суглобів. – К., 2013. – С. 103-104.

52. Опыт применения ножки Wagner (Zimmer) при оперативном лечении диспластического коксартроза / Н.В. Загородний, Д.В. Елкин, К. Хаджи-хараламбус, Т.О. Скипенко [та ін.] // Зб. наук. праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України. – Дніпропетровськ: Ліра, 2010. – С.159.

53. Особливості ендопротезування при тяжких формах дисплазії / М.В. Полулях, С.І. Герасименко, А.Н. Костюк, Д.М. Полулях [та ін.] // Травма. – 2014. – Т. 15. №5. – С. 33-36.

54. Оценка первичной стабильности запрессовываемого и ввинчиваемого ацетабулярных компонентов при эндопротезировании тазобедренного сустава / О.А. Лоскутов, Н.Е. Наumenко, А.Е. Лоскутов, Д.А. Синегубов, Д.В. Горобец, К.С. Фурманова // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. - № 1 (606). – С.92-97. DOI:10.15674/0030-59872017192-97.

55. Пат. 90795 Україна, А 61 F 2/34. Вертлюжний компонент ендопротеза кульшового суглоба / О.Є. Лоскутов, О.О. Лоскутов, Є.В. Васильченко; за-

явник та патентовласник О.О. Лоскутов. Заявка № 201400104; заяв. 08.01.2014; опубл. 10.06.2014, Бюл. №11.

56. Пат. 62936 Україна, А 61 F 2/32. Ендопротез кульшового суглоба / О.Є. Лоскутов, А.В. Дігтяр, О.О. Лоскутов, О.В. Алтанець. Заявка № 20110120; заявл. 01.02.2011; опубл. 26.09.2011, Бюл. №18.

57. Пат. 50644 Україна., А 61 В 17/56. Спосіб фіксації вертлюгового компонента ендопротезу при диспластичних дефектах вертлюгової западини / О.Є. Олійник, Д.А. Синегубов, О.О. Лоскутов, С.Л. Лушня. Заявка № 200903543; заявл. 13.04.2009, опубл. 25.06.2010, Бюл. №12.

58. Пат. 69816 Україна., А 61 В 17/56. Спосіб визначення об'єму пластичного матеріалу для пластики диспластичного дефекту кульшової западини при плануванні ендопротезування кульшового суглоба / О.Є. Лоскутов, Т.А. Зуб, О.Є. Олійник, Д.А. Синегубов, О.О. Лоскутов. Заявка № 201113688; заявл. 21.11.2011; опубл. 10.05.2012, Бюл. № 9.

59. Пат.59068 Україна, А61 F 2/32. Чашка ендопротеза кульшового суглоба/ О.Є. Лоскутов, В.В. Коп'яков, Д.А. Синегубов, О.О. Лоскутов / Заявка № 2003010028; заявл. 02.01.2003; опубл. 15.08.2003, Бюл.№8.

60. Пат. 29799 Україна, А 61 В 17/56 Спосіб формування ложа заданої антеверсії для розташування ацетабулярного компонента ендопротеза кульшового суглоба / С.І. Герасименко, В.М. Майко, М.В. Полулях, А.С. Герасименко. - заявл. 11.10.2007, опубл. 25.01. 2008. – Бюл. №12.

61. Пат. 69606 Україна, А 61 В 17/56. Спосіб кісткової пластики кульшової западини при її значній дисплазії / В.М. Вакуленко, А.В. Вакуленко. - заявл. 29.09. 2003, опубл. 15.09.2004. – Бюл. №9.

62. Пернер К. Применение системы Zweymuller при лечении диспластического коксартроза / К. Пернер // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 1999. - №1. – С.35-38.

63. Петренко Д.Є. Профілактика ранньої асептичної нестабільності ніжки ендопротеза кульшового суглоба: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня

канд мед. наук.: спец. 14.01.21. «Травматологія та ортопедія» / Д.Є. Петренко. – Харків, 2004. – 20 с.

64. Петросян Р.Х. Применение трансплантатов при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава с целью укрепления вертлужной впадины при дисплазии. / Р.Х. Петросян // Травматология и ортопедия столицы. Настоящее и будущее: сб. тез. докладов II Конгресса травматологов и ортопедов. – М., 2014. – С.214-215.

65. Підгайська О.О. Обґрунтування вибору ніжки ендопротеза при безцементному ендопротезуванні кульшового суглоба: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» / О.О. Підгайська.– Харків, 2014. – 24 с.

66. Полулях М.В. Особливості ендопротезування кульшового суглоба за умов вродженого вивиха стегна / М.В. Полулях, С.І. Герасименко, Д.М. Полулях // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2016. - № 1. – С.10-14.

67. Поливода А.Н. Сложное первичное эндопротезирование тазобедренных суставов / А.Н. Поливода, А.Л. Чатковский, Я.А. Козел // Матеріали наук.-практ. конф. з міжнар. участю «Актуальні питання протезування суглобів». – К., 2013. – С.82-84.

68. Применение метода математического моделирования в оценке функционирования тотальных эндопротезов тазобедренного сустава. / М.В. Банецкий, Д.В. Елкин, Н.В. Загородний, А.А. Ильин [и др.] // Вестник новых медицинских технологий. – 2007. –Т.XIV. - №4. – С.6-9.

69. Прохоренко В.М. Инфекционные осложнения при эндопротезировании тазобедренного сустава / В.М. Прохоренко, В.В. Павлов. – Новосибирск: Наука, 2010. – 179с.

70. Расчетные модели для оценки напряженно-деформированного состояния костной ткани при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава / Н.Е. Науменко, О.А. Лоскутов, Д.В. Горобец, С.А. Сирота, И.К. Хрущ // Техническая механика. - Днепропетровск, 2014.-№ 1. - С.67-72.

71. Реброва О.Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ STATISTICA / О.Ю. Реброва. – М.: Медиа - Сфера, 2002. – 312 с.

72. Результаты эндопротезирования тазобедренного сустава в зависимости от типа фиксации ножки эндопротеза / В.А. Филиппенко, О.А. Подгайская, В.Ю. Сайко, Ю.А. Рыболовлев // Зб. наук. праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України. – Дніпропетровськ: Ліра, 2010. – С.158.

73. Рейнберг С.А. Рентгенодиагностика заболеваний костей и суставов. / С.А. Рейнберг. – М.: Медицина, 1964. – 530 с.

74. Реконструкція кульшової западини при ендопротезуванні кульшового суглоба / Г.І. Герцен, Г.Г. Білоножкін, Р.М. Остапчук, С.В. Магеровський [та ін.] // Вісник морської медицини. - 2009. - №2 - С.16-19.

75. Рой І.В. Технологія реабілітації хворих після ендопротезування кульшового суглоба / І.В. Рой, І.К. Бабова, О.І. Баяндіна // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2010. - №4(67). – С.35-38.

76. Роль субхондральной пластины вертлужной впадины при эндопротезировании / З.М. Мителева, В.В. Органов, А.Н. Чуйко, Алок Бансал // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1999. - №1. – С.33-37.

77. Рыбачук О.І. Тотальне ендопротезування кульшового суглоба при його дисплазії / О.І. Рыбачук, Л.П. Кукуруза, В.П. Торчинський // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1999. - №1. – С.29-32.

78. Сегерлинд Л.Д. Применение метода конечных элементов / Л.Д. Сегерлинд. – М.: Мир, 1979. – 392 с.

79. Сиваш К.М. Аллопластика тазобедренного сустава / К.М. Сиваш. – М.: Медицина, 1967. – 195 с.

80. Синегубов Д.А. Двостороннє ендопротезування кульшових суглобів: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» / Д.А. Синегубов. – Харків, 2005. – 20 с.

81. Спиридонов Н.А. Клинические и социальные последствия и реабилитационный прогноз у больных с врожденным вывихом бедра: автореф. дис.

на соискание учен. степени канд. мед. наук: спец. 14.00.33 «Общественное здоровье и здравоохранение» / Н.А. Спиридонов. - СПб., 2008. – 20с.

82. Становлення та діяльність Республіканського Центру ендопротезувань суглобів / Г.В. Гайко, С.І. Герасименко, М.В. Полулях, В.П. Торчинський [та ін.] // Матеріали наук. – практ. конф. з міжнар. участю «Актуальні проблеми ендопротезування». – Вінниця, 2008. – С. 3-5.

83. Страфун С.С. Неврологічні ускладнення ендопротезувань кульшового суглоба. / С.С. Страфун, В.В. Гайович, О.Г. Гайко // Матеріали наук.- практ. конф. з міжнар. участю «Актуальні питання протезування суглобів». – К., 2013. – С.91-92.

84. Сулима О.М. Ревізійне ендопротезування при асептичній нестабільності ацетабулярного компонента ендопротеза та дефектах кульшової западини: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» / О.М. Сулима. – К., 2011. – 26с.

85. Танькут В.О. Особливості ендопротезування кульшового суглоба при тяжких формах диспластичного коксартрозу / В.О. Танькут, В.А. Філіпенко. О.В. Танькут // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2007. - №4. – С.37-40.

86. Тихилов Р.М. Руководство по эндопротезированию тазобедренного сустава / Р.М. Тихилов, В.М. Шаповалов. – СПб.: Медицина, 2008. – 325с.

87. Тихилов Р.М. Травмы и заболевания тазобедренного сустава / Р.М. Тихилов. В.М. Машков, Г.Г. Эпштейн // Травматология и ортопедия. Под ред. Корнилова Н.В., Грязнухина Э.Г. - СПб.: Гиппократ, 2006. – Т.3. – С. 153-171.

88. Топка О. В. Клініко - експериментальні обґрунтування використання функціональних композиційних покриттів ендопротезів: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» / О. В. Топка. - Харків, 1998. - С.16.

89. Торчинський В.П. Алгоритмізована схема лікування диспластичного коксартрозу у дорослих / В.П. Торчинський, Г.В. Гайко // Літопис травматології та ортопедії. – 2011. - №1-2. – С. 47-49.

90. Торчинський В.П. Біомеханічне обґрунтування класифікації диспластичного коксартрозу у дорослих / В.П. Торчинський, Г.В. Гайко // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2010. - №4(67). – С.10-17.

91. Торчинський В.П. Біомеханічні передумови розвитку і особливості перебігу диспластичного коксартрозу у дорослих та їх вплив на стратегію лікування: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня д-ра мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» / В.П. Торчинський. – К., 2012. – 35 с.

92. Торчинський В.П. Вибір способу фіксації компонентів ендопротеза при диспластичному коксартрозі / В.П. Торчинський // Матеріали наук. - практ. конф. з міжнар. участю «Актуальні проблеми ендопротезування». - Вінниця, 2008. – С.85-86.

93. Торчинський В.П. Корекційні остеотомії проксимального відділу стегнової кістки при лікуванні дорослих хворих на коксартроз диспластичного генезу / В.П. Торчинський, Г.В. Гайко // Травма. - 2008. - Т.9, №3. - С. 310 - 313.

94. Тотальне ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних ацетабулярних компонентів, які запресовуються / О.Є. Лоскутов, Д.А. Синегубов, О.О. Лоскутов, О.В. Губарик, О.В. Алтанець // Методичні рекомендації - К., 2010. – 22 с.

95. Филиппенко В.А. Методы подбора ножки эндопротеза при первичном бесцементном эндопротезировании тазобедренного сустава / В.А. Филиппенко, О.А. Подгайская, А.И. Жигун // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2009. - №4 (577) – С.118-122.

96. Филиппенко В.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава / В.А. Филиппенко, Н.А. Корж. – Харьков: Коллегиум, 2015. – 219 с.

97. Філіпенко В.А. Профілактика нестабільності ендопротезу кульшового суглоба: метод. рекомендації / В.А. Філіпенко, З.М. Мітелева, М.Ю. Карпінський. - Харків, 2004. – 19 с.

98. Філіпчук В.В. Математичне модулювання наслідків часткового розладу сферичної головки стегнової кістки. Ч. 1. / В.В. Філіпчук, А.Д. Супрун, Л.В. Шмельова // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2011. - № 2(69). - С. 28-34.

99. Численное прогнозирование перемещения вертлужной чаши под действием высоких сжимающих напряжений на основе моделирования резорбции костной ткани / Д.-Й. Джанг, С. Цуцуми, Й.-Б. Канг, Р. Секель // Рос. журнал биомеханики. – 2005. – Т.9, №3. – С.32-45.

100. Эндопротезирование при различных видах дисплазии тазобедренного сустава / В.А. Танькут, А.И. Жигун, А.В. Танькут, В.Ю. Сайко // 36. наук. праць XVI з'їзду ортопедів-травматологів України. – Харків, 2013. - С.102-103.

101. Эндопротезирование тазобедренного сустава в сложных случаях / А.Б. Слободской, И.С. Бадак, И.В. Воронин, А.Г. Дунаев [и др.] // Травма. – 2011. - №2(12). – С. 15-20.

102. Эндопротезирование тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе / А.Б. Слободской, И.С. Бадак, И.В. Воронин, А.Г. Дунаев [и др.] // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2011. - № 2(69). - С. 42-47.

103. Эндопротезирование тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе / Г. Кройтор, М. Дарчук, А. Бецишор, А. Гергележиу [и др.] // Літопис травматології та ортопедії. - 2009. - №1-2. - С.89-91.

104. Юрик О.Є. Неврологічні ускладнення в ранньому післяопераційному періоді після ендопротезування великих суглобів нижніх кінцівок / О.Є. Юрик // Матеріали наук. - практ. конф. з міжнар. участю «Актуальні питання протезування суглобів». - К., 2013. – С. 101-102.

105. 18 years results with cemented primary hip prostheses in the Norwegian Arthroplasty Register: concerns about some new implants / B. Espehaug, O. Furnes, L.B. Engesaeter, L.I. Havelin // *Acta Orthop. Scand.* – 2009. – Vol. 80. – P. 402- 412.

106. 3-generation alumina-on-alumina ceramic bearings in cementless total hip arthroplasty / P.J. Lusty, C.C. Tai, R.P. Sew - Hoy, W.L. Walter // *J. Bone Joint Surg. Am.* -2007. – Vol. 89, N.12. – P. 2676 – 2683.

107. A new classification system for the adult dysplastic hip requiring total hip arthroplasty: a reliability study / M.S. Gaston, P. Gaston, P. Donaldson, C.R. Howie // *Hip Inter.* – 2009. – Vol.19, N.2. – P.96-101.

108. A new technique of subtrochanteric shortening in THA: surgical technique and results of 9 cases / W.J. Bruce, S.M. Rizkallah, Y.M. Kwon, J.A. Goldberg [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2000. – Vol.15. – P. 617 – 626.

109. A new technique of subtrochanteric shortening in total hip replacement for Grove type 3 to 4 dysplasia of the hip / E. Togrul, C. Oskan, A. Kalaci, M. Gulsen // *Arthroplasty.* – 2010. – Vol. 25. – P.465-470.

110. Acetabular reconstruction in patients with low and high dislocation. 20- to 30-year survival of an impaction grafting technique (named cotyloplasty) / Th. Karachalios, N. Rodis, K. Lampropoulou-Adamidou, G. Hartofilakidis // *J. Bone Joint Surg.* – 2013. – Vol.95-B. – P.887-892.

111. Acetabular component type selection during cotyloplasty in patients with developmental dysplasia of the hip / A. Loskutov, O. Loskutov, D. Sinegubov, E. Kovbasa, K. Furmanova, V. Rybka // 67. JAHRESTAGUNG der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. ABSTRACTS. – 2.-4. Mai 2019. – P. 59.

112. Acetabuloplastic massive bone graft with cementless acetabular components for the treatment of dysplastic hips / K. Toshhisu, H. Masashi, S. Masaaki [et al.] // 12th EFFORT Congress. – Copenhagen, Denmark, 2011. – P. 2254.

113. Aljinovic A. Can preoperative classification for hip dysplasia predict restoration of optimal hip rotatio centre? / A. Aljinovic, G. Becanic, D. Delimar // J. Bone Joint Surg. – 2010. – Vol. 92-B, Issue 2. – P. 293.

114. Aljinovic A. Functional and general outcome after total hip arthroplasty in patients with hip dysplasia / A. Aljinovic, G. Bicanic, D. Delimar. // 12th EF-FORT Congress. - Copenhagen, Denmark, 2011. – P.3251.

115. Amstutz H.C. Total hip replacement for ankylozed hips. Indications, techique, preliminary results / H.C. Amstutz, D.N. Sakai // J. Bone Joint Surg Am. - 1975.- Vol. 57. – P. 619 – 625.

116. Anatomy of the dysplastic hip and consequences for total hip arthroplasty / J-N.A. Argenson, X. Flecher, S. Parratte [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. - 2007. – Vol. 465. - P. 40–45.

117. Anderson M.J. Total hip arthroplasty with insertion of the acetabular component without cement in hips with total congenital dislocation or marked congenital dysplasia / M.J. Anderson, W.H. Harris // J. Bone Joint Surg. Am. – 1999. – Vol. 81. – P. 347 – 354.

118. Are portable imaging intraoperative radiographs helpful for assesing adequate cup position in total hip arthroplasty? / S.W. Park, J.H. Park, S.B. Han, G.W. Ghoi [et al.] // J. Korean Med. Sci. – 2009. – Vol. 24. – P. 315-319.

119. Atila B. Reconstruction of neglected developmental dysplasia by total hip arthroplasty with subtrochanteric shortening osteotomy / B. Atila // EFORT Open Reviews. – 2016. – S. 161-167.

120. Autogenous bone grafts from the femoral head for the treatment of the acetabular deficiency in primary total hip arthroplasty without cement: long-term results / J.A. Rodrigues, O.L. Huk, P.M. Pellicci, P.D. Wilson // J. Bone Joint Surg. – 1995. – Vol. 77A. – P. 1227-1233.

121. Autogenous impaction grafting in total hip arthroplasty with developmental dysplasia of the hip / H. Li, L. Wang, K. Dai, Z. Zhu // J. Arthroplasty. – 2013. – Vol. 28. – P. 706-713.

122. Barrack R.L. Preoperative planning for revision total hip arthroplasty / R.L. Barrack, S.J. Burnett // J. Bone Joint Surg. Am. - 2005. - Vol. 87. – P. 2800-2811.

123. Becker D.A. Double chevron subtrochanteric shortening derotational osteotomy combined with total hip arthroplasty for the treatment of complete congenital dislocation of the hip in the adult / D.A. Becker, R.B. Gustio // Arthroplasty. – 1995. – Vol. 10. – P. 313-318.

124. Binazzi R. Equatorial fins enhance press-fit of cementless cups in dysplastic acetabular: comparative results of 3 different models / R. Binazzi // 12th EFFORT Congress. – Copenhagen, Denmark, 2011 – P. 2609.

125. Blauth W. The CPM therapy with motorized exercise devices: history and present status; practical indications / W. Blauth. - Munchen: Urban und Vogel, 1992. – 94 p.

126. Bone graft augmentation for acetabular deficiencies in total hip arthroplasty: results of long-term follow-up evaluation / B.P. Lee, M.E. Cabanela, S.L. Wallrichs, D.M. Ilstrup // J. Arthroplasty. – 1997. – Vol.12. – P.503-510.

127. Bourne R.B. Cementless femoral stem design / R.B. Bourne // Coombs R., Crestina A., Hungerford D. Joint Replacement. State of Art. – New York: Mosby Year Book, 1990. – P.47-62.

128. Boyle M.J. Early results of total hip arthroplasty in patients with developmental dysplasia of the hip compared with patients with osteoarthritis / M.J. Boyle, C. Frampton, C. Crawford // J. Arthroplasty. – 2012. – Vol. 27, Issue 3. – P. 386-390.

129. Bulk femoral-head autografting in uncemented total hip arthroplasty for acetabular dysplasia: result 8-11 years follow-up / A.A. Shetty, P. Sharma, A. Tindall, S.V. Kumar [et al.] // J. Arthroplasty. – 2004. – Vol. 19. – P. 706-713.

130. Cabanela M.E. Total Hip Arthroplasty in Patients with Neuromuscular Disease / M.E. Cabanela, M. Weber // J. Bone Joint Surg. Am. – 2000. – Vol. 82A. – P.426-432.

131. Cameron H. U. The Technique of Total Hip Arthroplasty / U. Cameron Hugh. - New York: Mosby Year Book, 1992. - 409 p.

132. Cameron H.U. Influence the Crowe rating on the outcome of total hip arthroplasty in congenital hip dysplasia / H.U. Cameron, D.J. Botsford, Y.S. Park // J. Arthroplasty. – 1996. – Vol. 11. – P. 582 – 587.

133. Cameron H.U. The role of modularity in primary total hip arthroplasty / H.U. Cameron, L. Keppler, T. McTighe // J. Arthroplasty. – 2006. – Vol. 21, N.4, Suppl.1. – P. 89-92.

134. Carlsson A. Untreated congenital and posttraumatic high dislocation of the hip treated by replacement in adult age: 22 hips in 16 patients followed 1-8 years / A. Carlsson, A. Bjorkman, K. Ringsberg, T. Schewelov // Acta Ortop. Scand. – 2003. – Vol. 74. – P. 389-396.

135. Cavitory acetabular defects treated with morselized cancellous bone graft and cementless cups / G.C.T. Pereira, E. N. Kubiak, B. Levine [et al.] // Int. Orthop. – 2007. – Vol. 31, N 4. – P. 445–450.

136. Cbougle A. Severity of hip dysplasia and loosening of the socket in cemented total hip replacement. A long-term follow-up / A. Cbougle, M.V. Hemmady, J.P. Hodgkinson // J. Bone Joint Surg. – 2005. – Vol.87-B. – P. 16-20.

137. Cell adhesion on biomaterial surfaces with nanocomposite oxide coatings / O. Vyrva, A. Zyкова, V. Sazonov, J. Smolik [et al.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2011. - №3. – С.84-87.

138. Cemented or uncemented femoral head component in primary total hip replacement? A review from a clinical and radiological perspective / X. Ni, W.W. Lu, K.Y. Chiu, Fong D.Y. // J. Orthop. Surg. – 2005. – Vol.13. – P. 96-105.

139. Cemented Total Hip Arthroplasty with Acetabular Graft for Developmental Dyplasia / H. Iida, Y. Martsue, K. Kawanabe, H. Okumura [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2000. – Vol.82-B, N 2. – P.176-184.

140. Cemented THA with subtrochanteric femoral shortening transverse osteotomy for severely dislocated hips: outcome with a 3 to 10 year follow-up period /

H. Akiama, K. Kawanabe, K. Jamamoto [et al.] // J. Orthop. Sci. – 2011. – Vol.16. – P.270-277.

141. Cementless cup fixation for Crowe I-III hip dysplasia / Y. Hirotake, O. Hirotsugu, I. Fumiaki [et al.] // 12th EFFORT Congress. - Copenhagen, Denmark, 2011. – P. 1171.

142. Cementless custom total hip arthroplasty in patients under 50 / X. Flecher, D. Grisoli, M. Helix, Y. Chevrol – Benkeddache [et al.] // Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot. – 2005. – Vol.91. – P. 361.

143. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty / H.S. Khanuja, J.I. Vakil, M.S. Goddard, M.A. Mont // J. Bone Joint Surg. – 2011. – Vol. 93-A. – P. 500 - 509.

144. Cementless modular total hip arthroplasty with subtrochanteric shortening osteotomy for hips with developmental dysplasia / M. Takao, K. Ozhono, T. Nishii, H. Miki [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2011. - Vol.93. - P.548-555.

145. Cementless total hip arthroplasty in patients with high congenital hip dislocation / I. Helenius, V. Remes, P. Ylinen, K. Tallroth [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2006. – Vol. 88. – P. 80-91.

146. Cementless total hip arthroplasty using custom stem and reinforcement ring in hip osteoarthritis following developmental dysplasia / X. Flecher, S. Paratte, J.M. Aubaniac, J.N. Argenson // Hip Inter. – 2007. - Vol.17, N 2, Suppl.5. - P.120-127.

147. Cementless total hip arthroplasty using the modular S-ROM prosthesis combined with corrective proximal femoral osteotomy / S. Onodera, T. Majima, H. Ito, T. Matsuno. // J. Arthroplasty. – 2006. – Vol. 21. – P. 664 – 669.

148. Cementless total hip arthroplasty with autologous bone grafting for hip dysplasia / Y. Yasegawa, H. Iwata, T. Iwase, K. Kawamoto [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. – 1996. – Vol. 324. – P. 179 – 186.

149. Cementless total hip arthroplasty in patients with high congenital hip dislocation / A. Eskeilinen, I. Helenius, V. Remes, P. Ylinen [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2006. – Vol. 88 - A, N 1. – P.80 - 91.

150. Cementless total hip arthroplasty using an autograft of the femoral head for marked acetabular dysplasia: case series / T. Yamaguchi, M. Naito, I. Asayama, K. Shiramizu // J. Orthop. Surgery. - 2004. - Vol. 12, N 1. - P. 14-18.

151. Cementless total hip arthroplasty with autologous bone grafting for hip dysplasia / Y. Hasegawa, H. Iwata, T. Iwase [et al.] // Clin. Orthopaedics. – 1996. – Vol. 324. – P. 179-186.

152. Cementless total hip replacement with subtrochanteric femoral shortening for severe developmental dysplasia of the hip / S. Nagoya, M. Kaya, M. Sasaki, K. Takeda // J. Bone Joint Surg. – 2009. – Vol.91. – P.1142-1147.

153. Cementless total hip replacement without femoral osteotomy in patients with severe developmental dysplasia of the hip. Minimum 15-year clinical and radiological results / A.M. Imbuldeniya, W.L. Walter, B.A. Zicat, W.K. Walter // J. Bone Joint Surg. – 2014. – Vol.96-B. – P.1449-1454.

154. Chahir J.G. CT and MRI of hip replacement / J.G. Chahir, A.P. Toms // Orthop. Trauma. – 2009. – Vol. 23. – P. 101-108.

155. Charnley J. Low - friction arthroplasty for congenital dislocation of the hip in adults / J. Charnley, J.A. Feagin // J. Bone Joint Surg. – 1952. – Vol. 91. – P. 98 - 113.

156. Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice / J. Charnley // Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 1979. – 41 p.

157. Charnley J. Low-friction arthroplasty in congenital subluxation of the hip / J. Charnley, J.A. Feagin // Clin. Orthop. Relat. Res. – 1973. – Vol. 91. – P. 98-113.

158. Charnley J. The long term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary invention / J. Charnley // J. Bone Joint Surg. – 1972. – Vol. 54. – P. 61 -76.

159. Charnley J. The reaction of bone to self-curing acrylic cement. A long-term histological study in man / J. Charnley // J. Bone Joint Surg. – 1970. – Vol. 52- B. – P. 340 – 353.

160. Chougle A. Long-term survival results of the acetabular component after total hip arthroplasty with cement in patients with developmental dysplasia of the hip / A. Chougle, M.V. Hemmady, J.P. Hodgkins // *J. Bone Joint Surg. Am.* - 2006. – Vol.88. – P. 71 - 79.

161. Cigada A. Biomechanical aspects of cement: the effect of dynamic stress / A. Cigada, M.F. Brunella, R. Chiesa // *Bone cement and cemented fixation of implants. 40 years of clinical practice and prospective for the future* / ed. F. Pipino. – Genoa, 2001. – P. 41 - 53.

162. Clarke N.M.P. Congenital dislocation of the hip / N.M.P. Clarke // *Current Orthopaedics.* – 2004. – Vol. 18. – P. 256 - 261.

163. Comparative analysis von THRs with press-fit and threaded acetabular components in patients with DDH / O. Loskutov, D. Horobets, K. Furmanova, E. Kovbasa, D. Sinegubov, A. Loskutov // *Abstracts. 65. Jahrestagung der Vereinigung Suddeutscher Orthopaden und Unfallchirurgen e.V.* 27. - 29 April in Baden-Baden, W.5.9, 2017.

164. Comparison of cemented and uncemented fixation total hip replacement: a methanalysis / S. Morsed, K.J. Bozic, M.D. Ries, H. Maclau [et al.] // *Acta Orthop. Scand.* – 2007. – Vol. 78, N 3. – P. 315 – 326.

165. Comparison of Porous - Coated Titanium Femoral Stems with and without Hydroxyapatite Coating / Y-H. Kim, J-S. Kim, S-H. Oh [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* – 2003. – Vol. 85. – P. 1682 - 1688.

166. Comparison of total hip arthroplasty performed with and without cement: a randomized trial. A concise follow-up at twenty years, of previous reports / K. Corten, R.B. Bourne, K.D. Charron, K. Au [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* – 2011. – Vol. 93-A. – P. 1335 - 1342.

167. Computer - assisted surgery for the acetabular component positioning in total hip arthroplasty // S. Parratte, J.N. Argenson, X. Flecher, J.M. Aubaniac // *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.* – 2005. – Vol. 91, N 3. – P. 21 - 54.

168. Computer assisted femoral head resurfacing / Z. Janguo, Y. Ming, Y. Qingming, W. Chengtao // *J. Med. Eng. Technol.* – 2009. – Vol. 33. – P. 9 – 17.

169. Congenital hip disease in adults. Classification of acetabular deficiencies and operative treatment with the acetabuloplasty combined with total hip arthroplasty / G. Hartofilakidis, K. Stamos, T. Karachalios, T.T. Ioannidis [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 1996. – Vol. 78. P. 683 - 92.

170. “Conus” uncemented stem in developmental hip dysplasia / P. Cherubino, G. Zatti, D. Angelo, L. Mureno [et al.] // Hip Inter. - 2007 - Vol.17, Suppl.5. – P. 134 - 137.

171. Conversion of a used hip to total hip arthroplasty / A.B. Joshi, L. Markovic, K. Hardinge, J.C. Murphy // J. Bone Joint Surg. Am. - 2002. – Vol. 84-A, N.8. – P. 1335 – 1341.

172. Cotyloplasty in cementless total hip arthroplasty for an insufficient acetabulum / Y.L. Kim, K.W. Nam, J.J. Yoo, Y.M. Kim [et al.] // Clin. Orthop. Surg. – 2010. – Vol.2. – P. 148 - 153.

173. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur / D.C. Wirtz, N. Schiffers, T. Pandorf, K. Rademacher [et al.] // J. Biomech. – 2000. – Vol. 33. – P. 1325 - 1330.

174. Crowe J.F. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip / J.F. Crowe, V.J. Mani, C.W. Ranawat // J. Bone Joint Surg Am. – 1979. – Vol.61. – P. 15 - 23.

175. Custom-designed femoral prostheses in total hip arthroplasty done with cement in severe dysplasia of the hip / M.H. Hou, E.A. Salvati, J.R. Lieberman, A.H. Burstein [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. - 1993. – Vol. 75. – P. 1497 -1504.

176. D'Aubigne R.M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prostheses / R.M. D'Aubigne, M. Postel // J. Bone Joint Surg. Am. – 1954. – Vol. 36-A. – P. 451 - 475.

177. Dearborn J.T. Acetabular revision after failed total hip arthroplasty in patients with congenital hip dislocation and dysplasia / J.T. Dearborn, W.H. Harris // J. Bone Joint Surg. – 2000. – Vol. 82 A, N 8. – P. 1146 - 1153.

178. Dealing with Complications / K.L. Garvin, D. Backstein, V.D. Pellegrini, R.H. Kim [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2009. – Vol. 91-A. - P. 18 - 21.

179. DeLee J.S. Radiologic demarcation of cemented sockets in total hip replacement / J.S. DeLee, J. Charnley // Clin. Orthop. – 1976. – Vol. 121. – P. 20 - 32.
180. Diehl K. PAC Pfanne-Konzept und Ergebnisse / K. Diehl // Effenberger H. Schraubpfannen. – Frankfurt a. M.: State of art, 2004. – P. 293.
181. Differences in the locations and modes of labral tearing between dysplastic hips and those with femoroacetabular impingement / S. Tamura, T. Nishii, M. Takao, T. Sakai [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2013. – Vol. 95-B. – P. 1320 - 1325.
182. Digital versus analogue preoperative planning of total hip arthroplasty: a randomized clinical trial of 210 total hip arthroplasties / N. Verdonschot, J.R. van Horn, van P.M. Ooijen, R.L. Dieckers // J. Arthroplasty. – 2009. – Vol. 24. – P. 210 - 215.
183. Dislocations after total hip arthroplasty: a randomized clinical trial of a posterior approach and modified lateral approach / Y.M. Ji, K.C. Kim, Y.K. Lee [et al.] // J. Arthroplasty. – 2012. – Vol. 27, Issue 3. – P. 378 - 385.
184. Distal femoral shortening in total hip arthroplasty for complex primary hip reconstruction. A new surgical technique. / P. Koulouvaris, K. Statylas, T. Sculco, T. Xenakis // J. Arthroplasty. – 2008. – Vol.23, N 7. – P. 992 - 998.
185. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification / Brooker A.F., Bowerman J.W., Robinson R.A., Riley L.H. Jr. // J. Bone Joint Surg. Am. - 1973. – Vol. 55. – P. 1629-1632.
186. Effenberger H. Form, Material und Modularität der Schraubpfannen / H. Effenberger, M. Imhof, U. Witzel // Effenberger H. Schraubpfannen. State of art. – Frankfurt a. M., 2004. – S. 47 - 76.
187. Efficiency and economics in joint arthroplasty / W.N. Scott, R.E. Booth, D.E. Dalury [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2009. – Vol. 91A. – P. 33 - 36.
188. Eftekhari N. Charnley "low friction torque" arthroplasty. A study of long-term results / N. Eftekhari // Clin. Orthop. - 1971. – Vol. 81. – P. 93 - 104.

189. Eggli S. Nerve palsy after leg lengthening in total hip replacement for developmental dysplasia of the hip / S. Eggli, S. Hakemayer, M.E. Muller // J. Bone Joint Surg. – 1999. – Vol. 81. – P. 843 - 845.

190. Engh C.A. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components / C.A. Engh, P. Massin, K.E. Suthers // Clin. Orthop. Relat. Res. – 1990. – Vol. 257. – P.107 - 128.

191. Epinette J.A. Uncemented stems in hip replacement-hydroxyapatite or plain porous does it matter? / J.A. Epinette, M.T. Manley // Hip Inter. - 2008. – Vol.18. – P. 69 - 74.

192. Evaluation of bone ingrowth in proximally and extensively porous coated anatomic medullary locking prostheses retrieved at autopsy / C.A. Engh, J.P. Jr. Hooten, K.F. Zettl-Schaffer [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 1995. – Vol. 77. – P. 903 - 910.

193. Femoral head deformity and severity of acetabular dysplasia of the hip / K. Okano, K. Yamaguchi, Y. Ninomiya, S. Matsubayashi [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2013. – Vol.95-B. – P. 1192 - 1196.

194. Femoral shortening in total hip arthroplasty for completely dislocation hips: 3-7 years result in 25 cases / O. Reikeraas, P. Lereim, I. Gabor, R. Gunderson [et al.] // Acta Orthop. Scand. – 1996. – Vol. 67. – P.33 - 36.

195. Fracture properties of an acrylic bone cement / E. Biablocka-Juszczuk, M. Baleani, L. Cristofolini [et al.] // J. Acta of Bioengineering and Biomechanics. – 2008. – Vol.10, Issue 1. – P. 21 - 26.

196. Garcia-Cimberlo F. Cemented femoral stems in patients with DDH. / F. Garcia-Cimberlo // Hip Inter. – 2007. - Vol. 17, Suppl. 5. – P. 128 - 133.

197. Grappiolo G. Evolution of surgical techniques for the treatment of angular torsional deviation in developmental dysplasia of the hip: twenty years experience / G. Grappiolo, L. Spotorno, G. Burastero // Hip Inter. – 2007. – Vol.17, N 2, Suppl.5. – P. 105 - 110.

198. Gösta U. Risk Factors and Treatment of Dislocations of Total Hip Arthroplasty / U. Gösta // 14th EFFORT Congress. – Istanbul, Turkey, 2013. – V. 13. – P. 209-216.
199. Gross A.E. The flying buttress acetabular bone graft / A.E. Gross, M. Solomon // J. Arthroplasty. – 1997. – Vol.12. – P. 706 - 708.
200. Grove J.F. Total hip replacement in congenital dysplasia of the hip / J.F. Grove, V.J. Mani, C.S. Ranawat // J. Bone Joint Surg. Am. – 1979. – Vol. 61-A. – P. 15 - 23.
201. Grove J.F. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip / J.F. Grove, V.J. Mani, C.S. Ranawat // J. Bone Joint Surg. – 1979. – Vol.61-A. – P.80 - 91.
202. Gruen T.A. “Modes of failures” of cemented stem-type femoral component: a radiographic analyses of loosening / T.A. Gruen, G.M. McNiece, H.C. Amstutz // Clin. Orthop. – 1979. – Vol. 141. – P. 17 - 27.
203. Gul R. Cementless total hip arthroplasty in treatment of severe hip dysplasia of dislocated hips / R. Gul, E. Masterson // Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. – 2005. – Vol.15. – P.101 - 104.
204. Gunter K.-P. How to Do a Cementless Hip Arthroplasty / K-P. Gunter, F. Al-Dabouby, P. Bernstein // Eur. Instructional Lectures. – 2009 – Vol.9 – P. 189 - 202.
205. Haddad R.J. Jr. Biological fixation of porous-coated implants / R.J. Jr. Haddad, K.A. Thomas // J. Bone Joint Surg. - 1987. – Vol. 69-A. – P. 1459 - 1466.
206. Hailer N.P. Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register / N.P. Hailer, G. Garellick, J. Karrholm // Acta Orthop. Scand. – 2010. – Vol. 81. – P.34 - 41.
207. Halley D.K. Twenty to twenty six year radiographic review in patients 50 years of age or younger with cemented Charnley low friction arthroplasty / D.K. Halley, A.H. Glassman // J. Arthroplasty. – 2003. – Vol. 18, N 7. – P. 79 - 85.

208. Hampton B.J. Primary cementless acetabular components in hips with severe developmental dysplasia or total dislocation. A concise follow-up, at an average of sixteen years, of a previous report / B.J. Hampton, W.H. Harris // J. Bone Joint Surg. – 2006. - Vol. 88-A, N 7. – P.1549 - 1552.

209. Harkness J.W. Arthroplasty of the Hip / J.W. Harkness / Edited by S.T. Canale Campbell's Operative Orthopaedics. – New-York: Mosby Inc., 1998. – Vol.1 – P.297 - 471.

210. Harris W.H. Total hip replacement for osteoarthritis secondary to congenital dysplasia or congenital dislocation of the hip / W.H. Harris // Inter.Orthop. – 1978. - Vol. 2. – P.127 - 138.

211. Harris W.H. Total hip replacement and femoral bone grafting for severe acetabular deficiency in adults / W.H. Harris, O.I. Crothers // J. Bone Surg. Am. – 1977. – Vol. 59. – P.752 - 759.

212. Harris W. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation / W. Harris // J. Bone Joint Surg. – 1969. – Vol. 51-A. – P. 737 - 755

213. Hartofilakidis G. Epidemiology, demographics, and natural history of congenital hip disease in adults / G. Hartofilakidis, T. Karacbalios, K.G. Stamos // Orthopedics. – 2000. – Vol. 23, N. 8 – P. 823 - 827.

214. Hartofilakidis G. Total hip arthroplasty for congenital hip disease / G. Hartofilakidis, T. Karachalios // J. Bone Joint Surg. Am. – 2004. – Vol. 86. – P. 242 – 250.

215. Hartofilakidis G. The morphologic variations of low and high hip dislocation / G. Hartofilakidis, C.K. Yiannakopoulos, G.C. Babis // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2008. – Vol. 466. – P. 820 - 824.

216. Herbets P. Long-term registration has improved the quality of the hip replacement: a review of the Swedish total hip replacement Register comparing 160,000 cases / P. Herbets, H. Machlau // Acta Orthop. Scand. – 2000. – Vol. 71 – P.111 - 121.

217. Hess W.E. Total hip arthroplasty in chronically dislocated hips: follow-up study on the protrusio socket techniques / W.E. Hess, J.S. Umber // J. Bone Joint Surg. Am. – 1978. – Vol.60. – P.948 - 954.

218. Hip contact forces and gait patterns from routine activities / G. Bergman, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen [et al.] // J. Biomech. – 2001. – Vol. 34. – P. 859 - 871.

219. Horst P. The economics of total hip and knee arthroplasty / P. Horst, R.C. Sproul, K.J. Bozic // R. Scuderi. Techniques in Revision Hip and Knee Arthroplasty. – Philadelphia: Elsevier, 2015. – P.2 - 5.

220. Hybrid total hip arthroplasty using specifically-designed stems for patients with developmental dysplasia of the hip. A minimum five-year follow-up study / H. Ito, H. Tanino, Y. Yamanaka, T. Nakamura [et al.] // Inter. Orthop. (SI-COT). – 2011. – Vol. 35. – P.1289 - 1294.

221. Iguchi H. Hip surgeries by means of 3-D preoperative planning system / H. Iguchi, N. Tanaka, T. Otsuka // Abstractbook ISTA The 21st Annual Congress of the International Society for Technology in Arthroplasty. - Seoul, Korea, 2008. – P. 143.

222. Impaction grafting for acetabular deficiency in total hip arthroplasty for developmental hip dysplasia / B. Berghs, N. Wendover, F.J. Timperley [et al.] // Acta Orthopaedica Belgica. – 2000. - Vol. 66, N 5. – P. 461 - 471.

223. Inao S. Cemented total hip arthroplasty with autogenous acetabular bone grafting for hips with developmental dysplasia in adults / S. Inao, T. Matsuno // J. Bone Joint Surg. – 2000. – Vol. 82-B. – P.375 - 377.

224. Incavo S.J. Total hip arthroplasty with the Secur-Fit Plus femoral stem design a brief follow up report at 5 to 10 years / S.J. Incavo, C. Beynnon, K.M. Coughlin // J. Arthroplasty. – 2008. – Vol. 23. – P. 670 - 676.

225. Influence of obesity of the femoral osteolysis: five- to ten-year following total hip arthroplasty / A. Lubbeke, G. Garavaglia, Ch. Barea, C. Rossous [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2010. – Vol. 92 A, N 10. – P. 1964 - 1972.

226. Inhomogenous material property assignment and orientation definition of transverse isotropy of femur / H.-S. Yang, T.-T. Guo, J.-H. Wu, X. Ma // J. Biomed. Science Engin. – 2009 – Vol. 2. – P. 419 - 424.

227. Intermediate - term results after uncemented total hip arthroplasty for treatment of developmental dysplasia of the hip / M.N. Ermis, B. Divageroglu, O. Erceltic [et al.] // Joint Dis. Related Surgery. – 2010. – Vol. 21, N 1. – P. 15-22.

228. Is there evidence for a superior method of socket fixation in total hip arthroplasty? A systematic review / D. Pakvis, G. Van Hellemond, E. de Visser, W. Jacobs [et al.] // Int. Orthop. – 2011. – Vol. 35. – P. 1109 – 1118.

229. Jasty M. Total hip replacement for developmental dysplasia of the hip. / M. Jasty, M.J. Anderson, W.H. Harris // Clin. Orthop. Relat. Res. – 1995. – Vol. 311. - P. 40 - 45.

230. Jong P.T. Total hip replacement with a superolateral bone graft for osteoarthritis secondary to dysplasia. A long-term follow-up / P.T. Jong, D. Haverkamp, K. Marti // J. Bone Joint Surg. - 2006. – Vol. 88, N 2. - P.173 - 178.

231. Karachalios T. Current evidence on designs and surfaces in total hip arthroplasty / T. Karachalios // European Instructional Lectures EFFORT II Book. – 2013. – Vol. 13. – P. 200 - 207.

232. Kerboull M. Total hip arthroplasty for Crowe type 4 developmental hip dysplasia: a long-term follow-up study / M. Kerboull, M. Hamadouche, L. Kerboull // J. Arthroplasty. – 2001. – Vol.16, N 8, Suppl. 1. – P.170 - 176.

233. Kim Y.H. Cementless total hip arthroplasty with a close proximal fit and short tapered distal stem (third-generation) prosthesis / Y.H. Kim // J. Arthroplasty. – 2002. – Vol. 17, Issue 7. – P. 841 - 850.

234. Kim Y.H. Hybrid and cementless total hip replacement in patients younger than fifty years of age were similar after eighteen years / Y.H. Kim, J.S. Kim, J.H. Joo // J. Bone Joint Surg Am. – 2011. – Vol. 93-A, N 22. – P.2123 - 2129.

235. Koureas O. Etiology of developmental hip dysplasia or dislocation: review article / O. Koureas, P. Wikart, R. Serigne // *Hip Inter.* – 2007. – Vol. 17, N 2, Suppl. 5. – P.81 - 87.

236. Krismer M. Total Hip Arthroplasty: A Comparison of Current Approaches / M. Krismer // *Eur. Instructional Lectures.* – 2009. – Vol.9. – P.163 - 174.

237. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration / M. Viceconti, R. Muccini, M. Bernakiewicz [et al.] // *J. Biomechanics.* – 2000. – Vol. 33. – P. 1611 - 1618.

238. Learmonth I.D. The operation of the century: total hip replacement / I.D. Learmonth, C. Young, C. Rorabeck // *J. Bone Joint Surg.* – 2015. – Vol. 97-B, N 10. – P.1338 - 1344.

239. Levadnyi E. Influence of the fixation region of a hip stem on the behaviour of the “bone-implant” system / E. Levadnyi, D. Grzelezyk, J. Awrejcewicz, O. Loskutov // *Engineering Dynamics and Life Sciences.* Ed.by J. Awrejcewicz, M. Kazmierchak, J. Mrorowski, P. Olejnik. – Łódź. – 2017. – p.321 - 328.

240. Linde F. Socket Loosening in arthroplasty for congenital dislocation of the hip / F. Linde, J. Jensen // *Acta Orthop. Scand.* – 1988. – Vol. 59. – P. 254 - 257.

241. Long-term results of cementless total hip replacement for reversal of hip ankylosis / S.S. Rajaratnam, S.A. Sexron, T.S. Waters, W.L. Walter [et al.] // *Hip Inter.* – 2009. – Vol.19, N 2. – P.120 - 127.

242. Loskutov A. The hip arthroplasty in dysplastic deformations of the acetabulum / Alexander Loskutov, Alexander Oleynic, Dmitry Sinegubov, Oleg Loskutov // 11-th EFFORT Congress (Madrid, Spain: 2-5 June 2010) вид-во EFFORT Central Office, 2010 P700 CD-ROM -1. Режим доступу до публікації: www.effort.org/madrid2010.

243. Loskutov A. Comparative biomechanical evaluation of primary stability of hip endoprosthesis conical stems with different types of fixation / A. Loskutov, O. Loskutov, K. Furmanova, A. Bojko // 67. JAHRESTAGUNG der Vereinigung

Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. ABSTRACTS. – 2.-4. Mai 2019. – P. 63 – 64.

244. Malhotre R. Primary total hip arthroplasty in severe developmental dysplasia of the hip / R. Malhotre, V. Kumar // 12th EFFORT Congress. – Copenhagen, Denmark, 2011. – P.1627.

245. McCarthy J.J. Developmental dysplasia of the hip / J.J. McCarthy, P.V. Scoles, G.D. McEwen // Current Orthopaedics. - 2005. – Vol. 19. – P. 223 - 230.

246. Measuring anatomical acetabular cup orientation with a new X-ray technique / O. Muller, P. Reize, D. Trappman, N. Wulker // Computed Aided Surg. - 2006. – Vol.11. – P. 69 - 75.

247. Medial protrusion technique for placement of a porous-coated, hemispherical acetabular component without cement in a total hip arthroplasty in patients who have acetabular dysplasia / L.D. Dorr, S. Tawakkol, M. Moorthy, W. Long [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 1999. – Vol. 81. – P. 83 - 92.

248. Meeder P.-J. Techniques for obtaining autogenous bone graft / P.-J. Meeder, Ch. Eggers // Injury. – 1994. – N 1. – P. 5 - 16.

249. Mendes D.G. Total hip arthroplasty in congenital dislocated hips / D.G. Mendes // Clin. Orthop. Relat. Res. – 1981. – Vol. 161. – P. 163 - 179.

250. Merle D'Aubigne R. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis / R. Merle D'Aubigne, M. Postel // J. Bone Joint Surg. Am. – 1954. – Vol. 36. – P. 451 - 475.

251. Metal-on-metal hip resurfacing with femoral head augmentation to treat severe dysplasia / A. Moroni, M. Hoque, G. Micera, F. Sinapi [et al.] // 12th EFFORT Congress. – Copenhagen, Denmark, 2011. – P. 1279.

252. Minimal stress shielding with a Mallory - Head titanium femoral stem with proximal porous coating in total hip arthroplasty / B. Ellison, N.A. Cheney, K.R. Berend [et al.] // J. Orthop. Surg. Res. – 2009. – Vol. 4. – P. 42 - 48.

253. Minimizing leg-length inequality in total hip arthroplasty. / A.A. Hofmann, M. Bolognesi, A. Lahav, S. Kurtin // *Am. J. Orthop.* - 2008. – Vol. 37. – P. 18 - 23.

254. Mittelmeir H. Konzept und Originäre Entwicklubg der Schraubpfannen / H. Mittelmeir, W. Mittelmeir // *Effenberger H. Schraubpfannen.* – Francfurt a. M.: State of art, 2004. – P. 157 - 165.

255. Modular stems in DDH / F. Denazzo, S. Cuzzocrea, F. Stroppa, P. Ravasi [et al.] // *Hip Inter.* - 2007. – Vol.2, Suppl.5. - P.138 - 141.

256. Morsi E. Total hip arthroplasty with shelf grafts using uncemented cups: a long-term follow-up / E. Morsi, D. Carbuz, A.E. Gross // *J. Arthroplasty.* – 1996. – Vol. 11. – P. 81 - 85.

257. Mulroy R.D. Jr. Failure of the acetabular autogenous grafts in total hip arthroplasty: increasing incidence. A follow-up note / R.D. Jr. Mulroy, W.H. Harris // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 1990. – Vol. 72. – P.1536 - 1540.

258. Neumann D.R. Cementless total hip replacement in patients with high total dislocation: the results of femoral shortening / D.R. Neumann, U. Dorn // *6th CEOC Congress.* – Craz, Austria, 2006. – P. 66 - 67.

259. Niinimaki T.J. A proximal fixed anatomic femoral stem reduces stress shielding / T.J. Niinimaki, J. Junila, P. Jalovaara // *Int. Orthop.* – 2001. – Vol. 25. – P. 85 - 88.

260. Paavilainen T. Cementless total hip arthroplasty for congenitally dislocated or dysplastic hips. Technique for replacement with a straight femoral component / T. Paavilainen, V. Hoikka, P. Paavolainen // *Clin. Orthop.* – 1993. – Vol.297. – P.71 - 81.

261. Paavilainen T. Total hip replacement for developmental dysplasia of the hip / T. Paavilainen // *Acta Orthop. Scand.* – 1997. – Vol.68. – P.77 - 84.

262. Papagelopoulos P.J. Total hip arthroplasty with femoral osteotomy for proximal femoral deformity / P.J. Papagelopoulos, R.T. Trousdale, D.G. Lewallen // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1996. – Vol. 332. – P.151 - 162.

263. Park M.S. Transverse subtrochanteric shortening osteotomy in primary total hip arthroplasty for patients with severe hip developmental dysplasia / M.S. Park, K.H. Kim, W.C. Jeong // *J. Arthroplasty*. – 2007. – Vol. 22. – P. 1031 - 1036.

264. Pellicci P.M. Posterior approach to total hip replacement using enhanced posterior soft tissue repair / P.M. Pellicci, M. Bostrom, P. Poss // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1998. – Vol. 335. – P.224 - 228.

265. Perka C. Subtrochanteric corrective osteotomy for the use endoprosthetic treatment of high hip dislocation. Treatment and mid-term results with a cementless straight stem / C. Perka, R. Thomas, H. Zippel // *Arch. Orthop. Surg.* - 2000. – Vol. 120. – P.144 - 148.

266. Pitto R.P. Acetabular reconstruction in developmental hip dysplasia using reinforcement ring with a hook / R.P. Pitto, N. Schikora // *Int. Orthop.* – 2004. – Vol. 28. – P. 202 - 205.

267. Primary total hip arthroplasty in severe developmental dysplasia of the hip. Ten-years results using a cementless modular stem / L.C. Biant, W.J. Bruce, J.B. Assini, P.M. Walker [et al.] // *J. Arthroplasty*. – 2009. – Vol. 24. P. 27 - 32.

268. Prospective, randomized comparison of cobalt-chrome and titanium Tri-lock femoral stems / W.L. Healy, J.F. Tizley, R. Iorio, L.M. Specht [et al.] // *J. Arthroplasty*, - 2009. – Vol. 24. – P. 831 - 836.

269. Radiographic evaluation of the "conus" uncemented stem / C.C. Castelli, F. Dangelo, M. Molina, A. Ferrario // *Hip Inter.* - 1999. – Vol. 9. – P.133 - 8.

270. Raimondi M.T. Mechanical properties of acrylic bone cement / M.T. Raimondi, T. Villa, R. Pietradissa // *Bone cement and cemented fixation of implants. 40 years of clinical practice and prospective for the future* / ed. F. Pipino. – Genoa, 2001. – P. 31 - 40.

271. Reconstruction of the acetabulum in total hip arthroplasty using femoral head autografts in developmental dysplasia of the hip / M.D. Shofer, T. Pressel J. Schmitt, T.J. Heyse [et al.] // *J. Orthop. Surg. Res.* – 2011. – Vol. 6. – P .32.

272. Relation between vertical orientation and stability of acetabular component in the dysplastic hip simulated by non-linear 3-dimensional finite element method / H. Oki, M. Ando, H. Omori, Y. Okumura [et al.] // *Artif. Organs.* – 2004. – Vol. 28. – P. 1050 - 1054.

273. Reliability and validity of the Hartofilakidis classification system of congenital hip disease in adults / C.K. Yiannakopoulos, T. Xenakis, T. Karacbalios [et al.] // *Inter. Orthop. (SICOT).* – 2009. – Vol. 33. – P.358.

274. Reliability of the Grosse and Hartofilakidis classification used in the assessment of the adult dysplastic hip / R. Decking, A. Brunner, J. Decking, W. Ruhl [et al.] // *Skeletal Radiology.* – 2006 – Vol. 35 – P. 282 - 287.

275. Reliability study of measurement tools available on standard picture archiving and communication system workstations for the evaluation of the hip radiographs following arthroplasty / S.R. Patel, A.P. Toms, J.M. Rehman, J. Wimhurst // *J. Bone Joint Surg. Incorporated.* – 2011. – P.1712 - 1719.

276. Resolving inconsistencies in defining the target orientation for the acetabular cup angles in total hip arthroplasty / Y.S. Yoon, A.J. Hodgson, B.A. Masri, C.P. Duncan // *Clin. Biomech.* – 2008. – Vol. 23. – P. 253 - 259.

277. Results of hip resurfacing for developmental dysplasia of the hip of Crowe type I and II // X. Wei-dong, L. Jia, Z. Zhen-hua [et al.] // *Chinese Medical J.* – 2008. – Vol. 121, N 15. – P. 1379 - 1383.

278. Results of the anatomic medullary locking total hip arthroplasty at a minimum of 20 years / P.J. Jr. Belmont, C.C. Powers, S.E. Bcykirch, R.H.Jr. Hopper [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* - 2008. – Vol. 90-A. – P. 1524 - 1530.

279. Results on total hip arthroplasties with femoral shortening for Crowes group 4 dislocated hips / H. Makita, Y. Inaba, K. Hirakawa, T. Saito // *J. Arthroplasty.* – 2007. Vol. 22. – P. 32 - 38.

280. Resurfacing arthroplasty for hip dysplasia. A prospective randomized study / Q. Wang, X.L. Zhang, Y.S. Chen, H. Shen [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* – 2012. – Vol.94-B. – P. 768 - 773.

281. Revision of the acetabular component in dysplastic hips previously reconstructed with a shelf autograft. Study of the outcome with special assessment of bone-stock changes / M. Abolghasemian, M. Drexler, H. Abdelbary, H. Sayedi [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2013. – Vol. 95-B. – P.777 - 781.

282. Ritter M.A. Lateral acetabular bone graft in total hip arthroplasty: a three - to eight-year follow-up study without internal fixation / M.A. Ritter, T.M. Trancik // Clin. Orthop. – 1985. – Vol.193. – P. 156 - 159.

283. Ritter M.A. The role of cemented sockets in 2004: is there one? / M.A. Ritter, A.E. Thong // J. Arthroplasty. – 2004. – Vol. 19, N 4S. – P. 92 - 94.

284. Rosenthal L. Periprosthetic bone densitometry of the hip: Influence of prosthetic design and hydroxyapatite coating on regional bone remodelling / L. Rosenthal, D.J. Bobyns, M. Tanzer // J. Musculoskel. Neuron Interact. – 2000. – Vol. 1. –P. 57 - 60.

285. Russotti G.M. Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty: a long-term follow-up study / G.M. Russotti, W.H. Harris // J. Bone Joint Surg. Am. – 1991. – Vol. 73. – P. 587 - 592.

286. Sanguesa D.P. Management of femoral neck fracture and metallosis after failed hip resurfacing in developmental dysplasia of the hip. A case report / D.P. Sanguesa, C. Diaz-Ledezma, A.S. Niehaus // J. Orthop. Trauma Surg. Relat. Res. Pol. – 2012. – Vol. 1, N 27. – P.15 - 20.

287. Sarmiento A. A radiographic review of 135 total hip Charnley arthroplasties follow between 15 and 35 years. / A. Sarmiento, L.L. Latta // Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech. - 2006. – Vol. 73. – P.145 - 50.

288. Schuh A. Long-term results of the Wagner cone prosthesis. / A. Schuh, A. Schraml, G. Hohenberger // Int.Orthop. – 2009. – Vol. 33. – P. 53 - 58.

289. Schutzer S.F. High replacement of porous-coated acetabular components in complex total hip arthroplasty / S.F. Schutzer, W.H. Harris // J. Arthroplasty. – 1994. – Vol. 9. – P. 359 - 367.

290. Segmental proximal femoral bone loss and total hip replacement in patients with developmental dysplasia of the hip. The role of allograft prosthesis

composite / A. Sternheim, B.A. Rogers, P.R. Kuzyk, O.A. Safir [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2012. – Vol. 94-B. – P. 762 - 767.

291. Sener N. Femoral shortening and cementless arthroplasty in high congenital dislocation of the hip / N. Sener, I.R. Tozun, M. Asik // Arthroplasty. – 2002. – Vol. 17. – P.41 - 48.

292. Shah N. Evolution of cemented stems / N. Shah, M. Porter // Ortopaedics. – 2005. – Vol. 28, N.8S. – P. 819 – 825.

293. Shinar A. Bulk structural autogenous grafts and allografts for reconstruction of the acetabulum in total hip arthroplasty / A. Shinar, W. Harris // J. Bone Joint Surg. Am. – 1997. – Vol. 79. – P. 159 - 168.

294. Silber D.A. Cementless total hip arthroplasty with femoral head bone grafting for hip dysplasia / D.A. Silber, C.A. Engh // J. Arthroplasty. – 1990. – Vol. 5. – P. 231 - 240.

295. Sochart D.H. The long-term results of Charnley low-friction arthroplasty in young patients who have congenital dislocation, degenerative osteoarthritis, or rheumatoid arthritis / D.H. Sochart, M.L. Porter // J. Bone Joint Surg. Am. – 1997. – Vol.79. – P.1599 - 1617.

296. Specialized CT scan protocols for 3D preoperative planning for total hip replacement / R. Lattanzi, F. Barrufaldi, C. Zannini, M. Vicenonti // Med. Eng. Phys. – 2004. – Vol. 26. – P. 237 - 245.

297. Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. / L.D. Dorr, M.C. Faugere, A.M. Mackel, T.A. Gruen [et al.] // Bone. – 1993. – Vol. 14. – P. 231 – 242.

298. Study of Complications Following Surgical Dislocation of the Hip / Ernest L. Sink, Paul E. Beaulé, Daniel Sucato, Young-Jo Kim [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. - 2011 – Vol. 93. – P. 1132 - 1136.

299. Subtrochanteric femoral shortening osteotomy in total hip arthroplasty for high riding developmental dislocation of the hip / D.J. Yagur, S.A. Stuchin, E.M. Adler, P.E. DiCesare // J. Arthroplasty. – 1997. – Vol. 12. – P. 880 – 888.

300. Subtrochanteric shortening and derotational osteotomy in primary total hip arthroplasty for patients with severe hip dysplasia: 5-year follow-up / J.L. Masonis, J.V. Patel, A. Miu, R.B. Bourne // *J. Arthroplasty*. – 2003. – Vol.8. – P. 68 - 73.

301. Survival of total hip arthroplasties after DDH in the Norwegian Arthroplasty Register 1987-2004 / L.B. Enges/ J. Eter, O. Furnes, L.I. Havelin, S.A. Lie [et al.] // *Hip Inter*. – 2007. – Vol.17. – N2. – P. 119.

302. Swanson T. V. The Tapered Press Fit Total Hip Arthroplasty: A European Alternative / T.V. Swanson // *J. Arthroplasty*. – 2005. – Vol.20. – P. 63 - 67.

303. Tannast M. Acetabular reconstruction using a roof reinforcement ring with hook for total hip arthroplasty in developmental dysplasia of the hip-arthritis minimum 10-year follow-up results / M. Tannast, S. Kim, R. Gans // *J. Arthroplasty*. – 2005. – Vol. 20. – P. 492 - 498.

304. Terjesen T. Dysplasia of the contralateral hip in patients with unilateral late-detected congenital dislocation of the hip. 50 years' follow-up of 48 patients / T. Terjesen // *J. Bone Joint Surg*. – 2014. – Vol.96-B. – P. 1161 - 1166.

305. The 15° face-changing acetabular component for treatment of osteoarthritis secondary to developmental dysplasia of the hip / K. Zahos, S. Mehendale, A.J. Ward, E.J. Smith [et al.] // *J. Bone Joint Surg*. – 2012. – Vol. 94 - B. – P.163 - 166.

306. The accuracy of radiographs in measuring femoral neck - shaft angulation and femoral component angulation following hip resurfacing arthroplasty / E. Davis, P. Gallie, M. Olsen, E. Schemitz [et al.] // *J. Bone Joint Surg*. – 2009. – Vol. 91. - P. 222.

307. The behaviour of the micromechanical cement-bone interface affects the cement failure in total hip replacement. / D. Waanders, D. Janssen, K.A. Mann, N. Verdonshot // *J. Biomech*. – 2011. – Vol. 44, N 2. – P. 228 - 234.

308. The custom femoral component is an effective option for congenital hip dysplasia / T. Sakai, N. Sugano, K. Ohzono, S.B. Lee [et al.] // *Clin. Orthop. Relat. Res*. – 2006. – Vol. 451. – P. 146 - 153.

309. The differences between the radiographic and the operative angle of inclination of the acetabular component in the total hip arthroplasty / G. Meermans, I. Goetheer-Smits, R.F. Lim [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. – 2015. – Vol. 97-B. – P.603 - 610.

310. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty / W. Pagnano, A.D. Hanssen, D.C. Lewallen, W.J. Shaughnessy // J. Bone Joint Surg. Am. - 1996. – Vol. 78. – P.1004 - 1111.

311. The Eftechar and Kerboul classification in assessment of developmental dysplasia of the hip in adult patients. Measurement of inter- and intraobserver reliability / A. Bruner, B. Ulmar, H. Reichel [et al.] // HSSJ. – 2008. – Vol.4. – P. 25-31.

312. The epidemiology of bearing surface usage in total hip arthroplasty in the United States / B.J. Boric, S. Kurtz, E. Lau, K. Ong [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2009. – Vol.91 - A, N 7. – P. 1614 - 1620.

313. The femoral head/neck offset and hip resurfacing / P.E. Beaulé, N. Harvey, E. Zaragoza, M.J. Le Duff [et al.] // J. Bone Joint Surg. - 2007. – Vol.89. – P. 9 - 15.

314. The incidence of occult dysplasia of the contralateral hip in children with unilateral hip dysplasia / F.S. Song, J.J. McCarthy, G.D. MacEwen, K.E. Fuchs [et al.] // J. Orthop. – 2008. – Vol. 28. – P. 173 - 176.

315. The influence of head size and sex in the outcome of Birmingham hip resurfacing / C.W. McBryde, K. Theivendran, A. Thomas, R.B.C. Treacy [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2010. – Vol. 92 –A. – P.105 - 112.

316. The long-term clinical relevance of calcar atrophy caused by stress-shielding in total hip arthroplasty. A 10-year, prospective, randomized study / T. Karachalios, C. Tsatsaronis, G. Efrimis [et al.] // J. Arthroplasty. – 2004. – Vol. 19, N 4. –P. 469 -475.

317. The ME Muller straight stem prosthesis: 15 year follow-up. Survivorship and clinical results / U. Riede, M. Luem, T. Iichman, M. Eucker [et al.] // Arch Orthop. Trauma Surg. – 2007. – Vol.127. – P. 587 – 592.

318. The morphology of the femur in developmental dysplasia of the hip / N. Sugano, P.C. Nobel, E. Kamaric, J.K. Salama [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 1998. – Vol. 80. – P.711 - 719.

319. The morphology of the proximal femur / P.J. Rubin, P.F. Leyvraz, J.M. Aubaniac, J.N. Argenson [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 1992. – Vol.74. – P.28 - 32.

320. The new arthritic patient and nonarthroplasty treatment options / M.A. Kelly, D.F. Dalury, R.H. Kim, D. Backstein // J. Bone Joint Surg. – 2009. – Vol. 91, Suppl.5. – P. 40 - 42.

321. The role of the femoral neck anterversion in the development of osteoarthritis in dysplastic hips / H. Li, Y. Wang, J.K. Onu, X. Qu [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2014. – Vol. 96-B. – P.1586 - 1593.

322. The utility of digital templating in total hip arthroplasty with Crowe type II and III dysplastic hips / X. Zhao, Z. Zhu, J. Zhao, M. Li [et al.] // Inter. Orthop. (SICOT). – 2011. – Vol. 35. – P. 631 - 638.

323. Thorup B. Total hip replacement in the congenital dislocated hip using the Paavilainen technique: 19 hips followed for 1,5-10 years / B. Thorup, I. Mechelenburg, K. Soballe // Eur. Instructional lectures. – 2010. - Vol.10. - P.61 - 65.

324. Three-dimensional morphology of the proximal femur / O. Husmann, P.J. Rubin, P.F. Leyvraz, B. Roguin [et al.] // Arthroplasty. – 1997. – Vol.12. – P.444 - 450.

325. Three-dimensional preoperative planning of acetabular reconstruction for developmental dysplastic hips' total arthroplasty / H. Iguchi, N. Tanaka, M. Kobayashi [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2010. - Vol. 92 - B, Suppl. 1. – P. 98.

326. Three-dimensional shape of the dysplastic femur: implications for THR / P.C. Noble, E. Kamaric, N. Sugano, M. Matsubara // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2003. - Vol. 417. – P. 27 – 40.

327. Tohtz S.W. Shortening osteotomy for alloarthroplastic joint replacement for hip dislocation in adults / S.W. Tohtz // Oper. Orthop. Traumatol. – 2012. – N 2. – P. 109 - 115.

328. Tolkgozoglu A.M. Total hip replacement in high riding developmental dysplasia of the hip: cementless THA with femoral shortening using a subtrochanteric resection / A.M. Tolkgozoglu, O.O. Caglar // Hip Inter. – 2007. - Vol. 17, N2, Suppl. 5. - P. 111 - 118.

329. Total hip arthroplasty for adult hip dysplasia / B.A. Rogers, S. Garbedian, R.A. Kuchinad [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2012. – Vol. 94 - A. – P. 1809 - 1821.

330. Total hip arthroplasty for congenital dysplasia or dislocation of the hip: Survivorship analysis and long-term results / J. Numair, A.B. Joshi, J.C. Murphy, M.L. Porter [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 1979. – Vol. 79. – P. 1352 - 1360.

331. Total hip arthroplasty for Grove type IV developmental dysplasia / Y. Hasegawa, T. Iwase, T. Kanoh [et al.] // J. Arthroplasty. – 2012. – Vol. 27, Issue 9. – P. 1629 - 1635.

332. Total hip arthroplasty for the treatment of ankylosed hips: a 5 to 21 year follow- up study / M. Hamadouche, L. Kerboull, A. Meunier, J.P. Courpied [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. - 2001. – Vol. 83-A, N 7. – P. 992 - 998.

333. Total hip arthroplasty for the treatment of osseous ankylosed hips / Y.H. Kim, S.H. Oh, J.S. Kim, S.H. Lee // Clin. Orthop. Relat. Res. - 2003 – Vol. 414. – P.136 – 148.

334. Total hip arthroplasty in developmental high dislocation of the hip / B. Erdemi, C. Yilmaz, H. Atalar, B. Guzel [et al.] // J. Arthroplasty. – 2005. – Vol. 20. – P. 1021 - 1028.

335. Total hip arthroplasty in patients with high dislocation: a concise follow-up, at minimum of fifteen years, of previous reports / G. Hartofilakidis, T. Kara-

chaliou, G. Georgiades, G. Kourlaba // J. Bone Joint Surg. Am. – 2011. – Vol. 93. – P. 1614 - 1618.

336. The Effect of the Orientation of the Acetabular and Femoral Components on the Range of Motion of the Hip at Different Head-Neck Ratios / D. D'Lima, A. Urguhart, K. Buehler, R. Walker [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. 2000. Vol. 82A, №3. – P. 315 – 321.

337. Total hip arthroplasty requiring subtrochanteric osteotomy for developmental hip dysplasia: 5 to 14 year results / T.L. Bernasek, G.J. Haidukewych, K.A. Gustke, O. Hill [et al.] // J. Arthroplasty. – 2007. – Vol. 22, N 6, Suppl. 2. – P. 145 - 150.

338. Total hip arthroplasty with acetabular reconstruction using a bulk autograft for patients with developmental dysplasia of the hip results in high loosening rates at mid-term follow-up / A. Zahar, K. Papik, J. Lakatos, M.B. Gross // Inter. Orthop. (SICOT). – 2014. – Vol.38. – P. 947 - 951.

339. Total hip arthroplasty with bulk femoral head autograft for acetabular reconstruction in developmental dysplasia of the hip / S. Kobayashi, N. Saito, M. Nwata, H. Horiuchi [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2003. – Vol. 85. – P. 615 - 621.

340. Total hip arthroplasty with shortening subtrochanteric osteotomy in Crowe type 4 developmental dysplasia / A.J. Krych, J.L. Howard, R.T. Trousdale, M.E. Cabanela [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2009. – Vol. 91. – P. 2213 - 2221.

341. Total hip arthroplasty with shortening subtrochanteric osteotomy in Crowe type IV developmental dysplasia / A.J. Krych, J.L. Howard, R.T. Trousdale, M.E. Cabanela [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2010. – Vol. 92. – Suppl. 1 (Part 2). – P. 178 - 187.

342. Total hip replacement for developmental dysplasia of the hip with more than 30% lateral uncoverage of uncemented acetabular components / H. Li, Y. Mao, J.K. Oni, K. Dai [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2013. – Vol. 95-B. – P. 1178 - 1183.

343. Total hip replacement with an uncemented Wagner cone stem for patients with congenital hip dysplasia / R.T. Claramunt, F. Marques, A. Leon, G. Vila [et al.] // *Inter. Orthop. (SICOT)*. – 2011. – Vol.35. – P. 1767 - 1770.

344. Tozun I.R. Femoral shortening and cementless arthroplasty in high congenital dislocation of the hip Sener / I.R. Tozun, M. Asik // *J. Arthroplasty*. – 2002. – Vol.17. – P. 41 – 48.

345. Treatment of Grove IV high hip dysplasia with total hip replacement using Exeter stem and shortening derotational subtrochanteric osteotomy / J.A.E. Charity, E. Tsiridis, A. Sheeras [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* – 2011. – Vol.91-B. – P. 34 - 38.

346. Tsukada S. Bulk femoral head autograft without decortication in uncemented total hip arthroplasty: seven- to ten-year results / S. Tsukada, M. Wakui // *J. Arthroplasty*. – 2012. – Vol.27, N 3 – P. 437 - 444.

347. Uncemented total hip arthroplasty for Grove II/III dysplasia using a high hip center without bone graft / D. Nawabi, M. Meftah, D. Nam, A.S. Ranawat [et al.] // *AAOS 2013 Annual Meeting. Abstract of Podium Presentation*. – 2013. – P. 379 - 380.

348. Vasu R. Stress distributions in the acetabular region-1 before and after total joint replacement / R. Vasu, S. Carter, W.H. Harris // *J. Biomechanics*. – 1982. – Vol.15 (3) – P.155 – 164.

349. Wa Z. The influence of acetabular component position on wear in THA / Z. Wa, M. Boutary, L.D. Dorr // *J. Arthroplasty*. – Vol. 2008, N 23. – P.51 - 56.

350. Waddell B.S. Reconstruction of non-contained acetabular defects with impaction grafting a reinforcement mesh and a cemented polyethylene acetabular component / B.S. Waddell, A. Conzadez Della Valle // *J. Bone Joint Surg.* – 2017. – Vol. 99 – B. – N1. – P. 25 - 30.

351. Wagner H. Conical stem for cementless hip prosthesis for primary implantation and revisions / H. Wagner, M. Wagner // *Endoprosthetics* / ed. by E.W. Morscher. - Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 1995. – P. 258 - 267.

352. Wagner H. Conus hip prosthesis / H. Wagner, M. Wagner // Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech. – 2001. – Vol. 68. – P. 213 - 221.

353. Wei-dong X. Results of hip resurfacing for developmental dysplasia of the hip of Crowe type I and II // X. Wei-dong, L. Jia, Z. Zhen-hua [et al.] // Chinese Medical Journal. – 2008. – Vol. 121, N 15. – P. 1379 - 1383.

354. Widmer K.-H. Pressfit-Plannenvcran-kerung / K.-H. Widmer, E.W. Morscher // Effenberger H., Zichner L., Richolt J. Pressfitpfannen. – Frankfurt a. M.: State of art, 2004. – P. 65 - 71.

355. William N. The Dorr type and cortical thickness index of the proximal femur for predicting perioperative complications during hemiarthroplasty / N. William, A. Harris // J. Orthop. Surg. – 2014. – Vol. 22, N 1. – P. 92 - 95.

356. Witzel U. 3D-Finite- Elemente- Analyse zementfreier Huftpflanzen / U. Witzel, W. Rieger, H. Effenberger / H. Effenberger, L. Zichner, J. Richolt. Pressfitpfannen. Grundlagen Konzepte-Ergebnisse Qualitätssicherung. – Frankfurt a.M.: Griskirchen, 2004. – S. 73 - 78.

357. Witzel U. Dreidimensionale Spannungs-analyse bei Schraubpfannen und ihren knöchernen Lagern / U. Witzel, W. Rieger, H. Effenberger // Effenberger H. Schraubpfannen. - Frankfurt a. M.: State of art, 2004. – S. 77 - 86.

358. Wolfgang G.L. Femoral head autografting with total hip arthroplasty for lateral acetabular dysplasia: a 12-year experience / G.L. Wolfgang // Clin. Orthop. – 1990. – Vol.55. – P. 173 - 185.

359. Zebolds S. The comparison of preoperative planning and postoperative radiographic outcome after THR in dysplastic hip patients / S. Zebolds, A. Juntins // 12th EFFORT Congress. - Copenhagen, Denmark, 2011. – P. 1133.

360. Zlatie M. Reconstruction of the hypoplastic acetabulum in cementless arthroplasty of the hip / M. Zlatie, B. Radgevic, C. Lazovic // Int. Orthop. – 1990. – Vol. 14. – P. 137 - 144.

Додаток А

Список больных с диспластическим коксартрозом, которым выполнено
тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава в областной
клинической больнице им. И.И.Мечникова (г. Днепропетровск)
в период с 2008 по 2016 гг.

	Ф.И.О	Год	Дата операции	№ истории болезни
1	Абрамова Нина Николаевна	2011	19.01.2011	1120
2	Абсандзе Тая Валерьевна	2010	08.04.2010	6852
3	Александрова Татьяна Васильевна	2011	19.05.2011	10142
4	Алилуенко Зинаида Ивановна	2012	10.05.2012	9496
5	Алмазов Степан Анатольевич	2012	08.02.2012	2799
		2013	14.01.2013	287
6	Андрейчук Светлана Андреевна	2014	16.06.2014	13091
7	Асауляк Татьяна Ивановна	2014	27.11.2014	7613
8	Антипов Анатолий Иванович	2014	05.02.2014	2078
9	Афанасьева Галина Владимировна	2008	23.09.2008	19579
10	Ахилова Валентина Перфирьевна	2013	10.12.2013	26547
11	Баева Валентина Петровна	2013	18.04.2013	8627
12	Байрак Антонина Валериевна	2012	19.09.2012	17784
13	Бакум Зая Ивановна	2008	16.09.2008	18855
		2009	21.01.2009	1115
14	Бедноголовка Лидия Богдановна	2011	12.10.2011	20516
15	Белоусова Людмила Валентиновна	2008	17.03.2008	5508
16	Березень Роза Сергеевна	2012	24.12.2012	26660
17	Березовская Ева Николаевна	2012	06.12.2012	24911
18	Берман Ольга Леонидовна	2012	17.10.2012	20655
		2014	25.02.2014	3737
19	Бернадская Татьяна Леонидовна	2012	26.03.2012	5678
20	Биба Викторина Викторовна	2012	22.02.2012	3929
		2013	23.01.2013	1386
21	Биленко Алена Геннадьевна	2013	17.09.2013	19513
		2014	18.02.2014	3545
22	Биленко Лидия Николаевна	2009	24.06.2009	12297
23	Биневская Валентина Иосифовна	2011	21.06.2011	12583
24	Блехман Дина Леонидовна	2010	27.12.2010	26003

25	Божко Елена Александровна	2014	02.06.2014	11501
26	Бондарева Юлия Владимировна	2012	01.10.2012	19709
27	Бондаренко Мария Трофимовна	2014	23.01.2014	1541
28	Бондарчук Светлана Альбертовна	2011	07.02.2011	2487
29	Бражненко Надежда Ивановна	2011	31.01.2011	1772
30	Брынза Тамара Петровна	2009	12.03.2009	5135
31	Бурлака Валентина Васильевна	2012	18.04.2012	8369
		2015	09.11.2015	18751
32	Бутко Наталья Петровна	2013	31.01.2013	1695
33	Вартанова Тина Галустовна	2011	19.04.2011	8367
34	Василенко Владимир Владимирович	2010	19.10.2010	20410
35	Василык Любовь Григорьевна	2013	10.10.2013	21525
36	Васневская Оксана Александровна	2009	12.03.2009	5150
37	Венза Вячеслав Иванович	2013	23.12.2013	27793
38	Веприцкая Татьяна Михайловна	2009	04.11.2009	5838
39	Вербицкая Людмила Ефимовна	2010	11.10.2010	20017
		2011	07.02.2011	2032
40	Веремейчик Екатерина Алексеевна	2010	01.02.2010	1593
41	Вешнивецкая Любовь Александровна	2010	15.06.2010	3791
			19.10.2010	20141
42	Вернигора Екатерина Васильевна	2013	12.03.2013	4957
43	Вильховик Валентина Алексеевна	2009	01.12.2009	23422
44	Власенко Светлана Николаевна	2008	12.02.2008	2939
45	Вовканич Людмила Анатольевна	2010	21.12.2010	25449
46	Волоха Валентина Владимировна	2014	30.04.2014	9499
47	Волчанский Сергей Владимирович	2014	20.02.2014	3269
48	Вольвах Юрий Михайлович	2012	01.02.2012	2170
49	Высоцкая Дарья Степановна	2008	17.09.2008	19174
50	Гаврилова Валентина Владимировна	2008	02.04.2008	6922
51	Гайдай Анатолий Анатольевич	2013	16.12.2013	26863
52	Галицкая Лидия Алексеевна	2008	30.10.2008	22567
53	Гаман Людмила Николаевна	2013	12.06.2013	12458

54	Гарамян Элионора Регитовна	2010	07.12.2010	24447
55	Гейко Галина Владимировна	2010	30.11.2010	23990
56	Герасимов Евгений Михайлович	2014	14.03.2014	5473
57	Гергель Наталья Ивановна	2013	09.09.2013	18367
58	Гладких Татьяна Михайловна	2012	31.01.2012	1988
59	Глухова Людмила Ивановна	2014	07.04.2014	7706
60	Глушко Надежда Яковлевна	2010	10.10.2010	6589
		2011	16.02.2011	3288
61	Голикова Валентина Ивановна	2012	20.11.2012	24081
		2013	12.06.2013	12460
62	Головата Марина Владимировна	2014	22.05.2014	11188
		2014	05.12.2014	уд.металл
63	Головачева Ирина Николаевна	2014	10.02.2014	2840
64	Головко Анжелина Владимировна	2013	03.04.2013	6777
65	Головко Татьяна Ивановна	2011	24.11.2011	24006
66	Гончаренко Светлана Игоревна	2011	02.11.2011	7215
67	Гончарова Наталья Борисовна	2010	25.10.2010	20441
68	Грабенко Лидия Анатольевна	2010	14.04.2010	7328
69	Григорьева Галина Владимировна	2011	07.02.2011	760
70	Грачева Наталья Вячеславовна	2008	27.11.2008	24852
71	Гребенюк Елена Николаевна	2012	26.09.2012	19319
72	Гриб Галина Ивановна	2008	22.02.2008	3804
73	Гришина Лина Григорьевна	2010	09.11.2010	6592
		2014	15.12.2014	25271
74	Громов Жорж Владимирович	2008	13.02.2008	3067
75	Губа Светлана Григорьевна	2009	20.01.2009	940
76	Губчак Светлана Ульяновна	2010	28.09.2010	18802
77	Гулида Анна Ивановна	2012	05.12.2012	24973
		2013	05.11.2013	23487
78	Гуня Оксана Владимировна	2011	03.02.2011	2292
79	Гурин Владимир Юрьевич	2008	13.02.2008	3112
80	Давыдова Евгения Юрьевна	2009	17.02.2009	13233
81	Давыдчук Ирина Петровна	2014	14.07.2014	14691
82	Данилова Елена Анатольевна	2011	02.11.2011	22103

83	Дединская Ирина Михайловна	2013	19.12.2013	27073
		2012	05.12.2012	24607
84	Дейкун Юлия Валерьевна	2009	17.03.2009	5523
85	Довбня Иниколай Викторович	2012	23.02.2012	3761
86	Долгачева Алена Ивановна	2013	11.12.2013	26906
87	Драб Людмила Михайловна	2012	23.10.2012	21417
		2011	02.11.2011	22323
88	Древясникова Ольга Александровна	2011	10.03.2011	4926
		2014	09.06.2014	14079
89	Дробная Галина Владимировна	2011	13.07.2011	14072
		2012	05.01.2012	110
90	Дубиневич Елена Викторовна	2013	18.01.2013	737
91	Дудченко Владимир Николаевич	2014	14.01.2014	599
92	Егорова Тамара Васильевна	2010	24.02.2010	2993
93	Енжиевская Прасковья Дмитриевна	2012	26.04.2012	8934
94	Епифанова Лилия Юрьевна	2013	17.04.2013	8546
95	Еремин Владимир Федорович	2014	06.02.2014	26436
96	Ермилова Татьяна Ивановна	2011	12.10.2011	20286
		2012	01.11.2012	22445
97	Ермишова Нина Ивановна	2012	11.04.2012	7428
98	Ефименко Виктория Николаевна	2013	05.04.2013	7797
99	Ефимова Тамара Александровна	2013	20.11.2013	24490
100	Ждан Наталья Петровна	2016	12.01.2016	119
		2016	18.05.2016	10028
101	Житникова Людмила Николаевна	2009	15.07.2009	13876
		2015	09.02.2015	2670
102	Журавель Виктория Игоревна	2012	18.10.2012	20120
103	Жушман Ольга Григорьевна	2010	20.12.2010	25501
		2011	04.07.2011	13311
104	Забирная Елена Николаевна	2011	14.12.2011	25444
105	Завьялова Любовь Леонидовна	2013	17.10.2013	22092
106	Заика Валентина Евгеньевна	2011	18.10.2011	18976
107	Зайцева Светлана Стефановна	2011	03.02.2011	2318
108	Зайченко Татьяна Сергеевна	2010	27.09.2010	6266
109	Закоря Ольга Викторовна	2010	27.09.2010	18452
110	Запниветренко Людмила Александровна	2014	09.01.2014	277
			05.11.2014	23033
111	Злотникова Елена Борисовна	2009	24.11.2009	22899

112	Золотаренко Ольга Романовна	2012	31.05.2012	11481
113	Зорина Алина Николаевна	2008	19.03.2008	5693
114	Зубышина Оксана Михайловна	2014	19.02.2014	3758
115	Зюзина Наталья Анатольевна	2010	28.01.2010	1499
			23.06.2010	12344
116	Иванова Тамара Викторовна	2008	18.04.2008	8066
			18.09.2008	19153
117	Ищенко Альбина Петровна	2014	30.04.2014	9276
118	Ищенко Людмила Дмитриевна	2009	21.04.2009	8202
119	Казаринова Елена Владимировна	2014	29.10.2014	22706
		2015	04.02.2015	1734
120	Каземирова Тамара Ивановна	2008	24.04.2008	8365
121	Каракуцюк Надежда Ивановна	2008	06.02.2008	1924
122	Каретина Татьяна Владимировна	2009	25.02.2009	4003
123	Карминская Инна Ивановна	2010	24.02.2010	3401
124	Карпова Галина Петровна	2008	15.01.2008	784
125	Кацай Людмила Георгиевна	2008	21.01.2008	1039
			13.06.2008	11762
126	Кацюра Татьяна Владимировна	2008	08.04.2008	7270
127	Киктило Людмила Евгеньевна	2011	14.02.2011	3140
128	Ким Марина Руслановна	2010	10.11.2010	7228
129	Киреев Виктор Васильевич	2008	03.11.2008	8761
130	Кириченко Елена Анатольевна	2010	07.07.2010	13435
131	Кисель Виктория Дмитриевна	2010	13.05.2010	9448
132	Клеоп Виталий Викторович	2014	31.03.2014	7024
133	Климова Елена Викторовна	2011	15.02.2011	3205
134	Кобер Нина Николаевна	2012	29.02.2012	4339
135	Коваленко Наталья Ивановна	2013	21.10.2013	22303
136	Козаченко Елена Анатольевна	2015	18.06.2015	4116
		2015	28.10.2015	17980
		2016	24.05.2016	10491
137	Козловская Людмила Алексеевна	2011	03.11.2011	21778
138	Колесник Любовь Алексеевна	2014	20.01.2014	581
139	Коломиец Татьяна Николаевна	2013	03.10.2013	20388
			22.05.2013	10597

140	Коновалова Наталья Ивановна	2012	10.04.2012	7818
141	Кононенко Наталья Анатольевна	2008	05.12.2008	45441
142	Корнийчук Виктория Викторовна	2012	16.02.2012	2260
143	Корольчук Инна Станиславовна	2012	03.04.2012	7231
144	Коротин Максим Михайлович	2012	25.09.2012	19345
145	Коротина Оксана Александровна	2013	28.01.2013	1814
146	Косенко Людмила Александровна	2009	16.04.2009	2186
147	Костенко Надежда Даниловна	2011	22.02.2011	3830
148	Котенко Людмила Степановна	2014	10.07.2014	14706
		2016	19.01.2016	824
149	Кравец Леонид Васильевич	2013	01.04.2013	7124
150	Кравченко Владимир Григорьевич	2013	11.04.2013	8113
151	Кривой Владимир Степанович	2013	20.05.2013	10434
152	Кропова Любовь Константиновна	2013	10.04.2013	8117
153	Кулемзин Владимир Ильич	2014	12.06.2014	11867
154	Курочка Эдуард Станиславович	2010	03.02.2010	1829
155	Кутаков Виктор Григорьевич	2011	18.04.2011	8113
156	Кучер Владимир Владимирович	2008	21.02.2008	3736
157	Кучерук Елена Федоровна	2010	13.04.2010	6767
			06.10.2010	18402
158	Лапинская Любовь Владимировна	2008	22.10.2008	21849
159	Лимаренко Людмила Петровна	2013	14.03.2013	5811
160	Линник Светлана Васильевна	2012	17.10.2012	21030
161	Литвин Лидия Михайловна	2014	07.05.2014	9926
		2009	07.12.2009	23865
162	Литвиненко Ирина Николаевна	2008	01.07.2008	5794
			02.12.2008	25092
163	Линкевич Инна Николаевна	2014	13.03.2014	5467
164	Лихогруд Наталья Петровна	2013	05.12.2013	26436
165	Логинова Наталья Ивановна	2010	28.12.2010	26145
		2011	04.05.2011	2764
166	Лотова Ольга Алексеевна	2008	27.11.2008	24517
167	Лубко Людмила Васильевна	2011	17.10.2011	20228
168	Луканюк Наталья Григорьевна	2012	12.12.2012	14303

		2013	08.07.2013	25368
169	Луцюк Валерия Васильевна	2013	03.07.2013	13954
170	Лыженко Анна Александровна	2010	22.11.2010	23199
		2014	16.12.2014	1873
171	Лысенко Наталья Арнольдовна	2013	21.02.2013	3232
172	Лысяк Елена Юрьевна	2009	15.01.2009	724
173	Малеванная Татьяна Васильевна	2012	24.04.2012	8804
174	Малинина Надежда Васильевна	2013	13.02.2013	2750
175	Малиновская Нина Егоровна	2008	25.03.2008	5579
176	Мандебура Ольга Григорьевна	2014	08.04.2014	7835
177	Марусечко Валентина Владимировна	2010	12.04.2010	6704
178	Масляный Анатолий Николаевич	2009	08.12.2009	23964
179	Матвиенко Светлана Сергеевна	2011	16.11.2011	23244
		2012	07.06.2012	11819
180	Медведская Татьяна Владимировна	2011	23.11.2011	23991
		2012	19.04.2012	7241
181	Мериленко Ирина Валерьевна	2008	25.02.2008	3771
182	Миргородская Леля Павловна	2011	20.01.2011	1051
183	Мирошниченко Лидия Васильевна	2013	12.06.2013	12522
184	Михайлова Татьяна Терентьевна	2013	16.09.2013	18264
185	Михалев Александр Александрович	2013	20.03.2013	6252
186	Мовчан Леся Александровна	2013	15.01.2013	679
187	Мубаракшина Наталья Юрьевна	2010	24.12.2010	25128
188	Музыченко Нина Павловна	2009	25.06.2009	12465
			09.11.2009	21749
189	Музычкина Елена Евгеньевна	2014	15.05.2014	10375
		2016	13.04.2016	7315
190	Найда Валентина Владимировна	2014	14.05.2014	10510
191	Неведомый Василий Викторович	2014	17.04.2014	8788
192	Недзельская Лариса Анатольевна	2011	13.10.2011	20309
193	Нежеловская Валентина Григорьевна	2009	14.04.2009	7836
194	Нестеренко Иван Григорьевич	2013	13.11.2013	23810
195	Никищенко Анатолий Николаевич	2014	27.01.2014	1202
196	Николаева Валентина Николаевна	2013	20.08.2013	17313

197	Николаева Татьяна Петровна	2008	20.05.2008	9998
		2009	28.10.2009	20988
198	Носач Олег Витальевич	2009	11.03.2009	5045
199	Обозная Надежда Семеновна	2014	08.04.2014	7859
200	Овчаренко Светлана Ивановна	2014	12.02.2014	2930
201	Овчарик Валентина Ивановна	2014	17.02.2014	3265
			15.10.2014	21735
202	Огородный Виктор Дмитриевич	2010	26.04.2010	8288
203	Омельчук Елена Григорьевна	2013	11.06.2013	12315
204	Омельчук Юлия Владимировна	2013	12.02.2013	3114
			06.06.2013	11923
205	Омилаева Лилия Викторовна	2008	03.12.2008	25157
206	Онищенко Галина Ивановна	2011	18.01.2011	1002
			23.08.2011	10506
207	Осинная Таисия Григорьевна	2013	21.01.2013	797
			16.05.2013	10231
208	Осипенко Ольга Васильевна	2012	01.03.2012	4597
209	Осник Татьяна Михайловна	2013	09.12.2013	26232
210	Остапенко Александр Александрович	2012	09.02.2012	2886
211	Павленко Павел Иванович	2013	23.01.2013	999
212	Павленко Татьяна Ивановна	2013	17.01.2013	556
213	Павлик Наталья Львовна	2013	24.10.2013	22522
214	Паклажан Людмила Владимировна	2013	29.01.2013	1879
215	Паленая Наталья Александровна	2011	23.11.2011	23974
216	Панибратская Наталья Петровна	2008	14.02.2008	3171
217	Пархоменко Николай Петрович	2013	11.12.2013	26855
218	Педан Елена Дмитриевна	2014	06.03.2014	4699
		2016	19.10.2016	1861
219	Педина Елена Ивановна	2012	26.12.2012	26398
220	Перевоская Людмила Николаевна	2010	23.12.2010	25733
221	Петлеванный Александр Николаевич	2014	03.06.2014	11436
222	Петриченко Владимир Викторович	2014	07.05.2014	9856
223	Пивцайкина Татьяна Егоровна	2012	27.11.2012	24741
	Пилипив Наталья Григорьевна	2013	25.12.2013	27384

224		2014	20.10.2014	568
225	Пинчук Антонина Анатольевна	2011	17.10.2011	20647
226	Письменная Валентина Михайловна	2014	05.02.2014	2264
			22.07.2014	16004
227	Платонов Артемий Николаевич	2014	21.01.2014	1344
228	Погудин Виктор Вадимович	2014	06.02.2014	2335
229	Полуэктова Виктория Владимировна	2011	10.02.2011	2842
			05.07.2011	1342
230	Полякова Лидия Артемовна	2009	28.01.2009	1481
231	Похил Светлана Викторовна	2014	17.04.2014	5603
232	Походул Пелагея Федоровна	2008	16.10.2008	21459
233	Почерный Олег Евгеньевич	2009	24.03.2009	6021
234	Прикладышева Любовь Васильевна	2011	18.04.2011	8001
235	Приловская Оксана Викторовна	2013	18.02.2013	3610
			05.07.2013	13763
236	Проценко Наталья Леонидовна	2008	28.10.2008	22231
237	Пуня Владимир Иванович	2013	17.05.2013	10312
238	Пухальская Алла Илинична	2011	05.07.2011	13397
239	Пятница Нина Ивановна	2011	14.03.2011	5152
240	Пятова Надежда Юрьевна	2013	12.11.2013	24009
241	Работа Анатолий Александрович	2009	10.12.2009	24199
		2010	04.03.2010	4095
242	Радионова Натяля Ивановна	2010	04.02.2010	1914
243	Радченко Анатолий Тарасович	2011	11.04.2011	7511
			05.12.2011	24850
244	Раскова Валентина Александровна	2011	13.12.2011	25705
245	Резник Светлана Анатольевна	2014	10.02.2014	2663
246	Решетняк Алла Ивановна	2012	28.11.2012	7602
		2014	13.01.2014	368
247	Рудоман Наталья Григорьевна	2009	22.12.2009	24887
248	Романова Лидия Михайловна	2008	12.09.2008	18663
249	Романова Татьяна Николаевна	2011	14.03.2011	4875
			31.10.2011	22038
250	Рыбакова Нелли Васильевна	2008	22.10.2008	21890
251	Рябенко Александра Васильевна	2013	11.11.2013	23829

252	Савченко Мария Владимировна	2013	12.12.2013	26980
253	Самойленко Людмила Ивановна	2008	17.10.2008	21170
254	Самойленко Татьяна Николаевна	2011	19.10.2011	21078
255	Саранова Елена Геннадиевна	2012	25.10.2012	21766
256	Сафонова Алена Степановна	2011	18.04.2011	7693
257	Сенив Елена Леонидовна	2012	18.12.2012	25127
258	Серашева Ольга Михайловна	2010	29.09.2010	18676
259	Сидорчук Наталья Петровна	2013	24.04.2013	8884
			24.09.2013	20056
260	Скалыга Оксана Владимировна	2009	12.02.2009	2958
261	Скорнякова Инна Григорьевна	2009	15.12.2009	24453
262	Сокирник Людмила Ивановна	2009	14.12.2009	24202
263	Сосун Ирина Николаевна	2011	12.12.2011	25119
264	Сошенко Светлана Ивановна	2009	05.02.2009	2360
		2011	24.01.2011	1309
265	Стеблина Лидия Афанасьевна	2011	20.01.2011	1172
266	Стежка Нина Алексеевна	2013	14.11.2013	23787
267	Столярова Светлана Павловна	2013	18.03.2013	5719
268	Стрюкуватая Любовь Павловна	2012	21.02.2012	3656
269	Стукаленко Наталья Владимировна	2011	15.02.2011	3257
270	Сужко Зоя Павловна	2011	31.01.2011	526
271	Сулима Лидия Петровна	2014	13.03.2014	5462
		2015	19.02.2015	5462
272	Сушкова Зоя Николаевна	2012	13.02.2012	2750
273	Суюнова Валентина Петровна	2010	06.07.2010	13370
274	Тараненко Александра Владимировна	2012	30.10.2012	22182
275	Таранец Наталья Владимировна	2012	02.10.2012	19847
276	Тарских Ольга Викторовна	2013	26.09.2013	20174
277	Твердышева Ольга Валериевна	2013	14.02.2013	3273
278	Терентьева Любовь Алексеевна	2012	19.04.2012	7482
		2013	04.04.2013	7419
279	Терновая Лидия Григорьевна	2008	30.10.2008	22162
		2009	02.04.2009	6770

280	Тихомирова Азалия Николаевна	2009	10.02.2009	2739
281	Туманов Андрей Сергеевич	2013	18.02.2013	3503
282	Тютенко Виктория Владимировна	2012	18.06.2012	12608
			03.10.2012	19980
283	Тютюнник Людмила Ивановна	2011	15.09.2011	18308
284	Тяглая Ольга Даньковна	2013	14.11.2013	24460
285	Усатенко Людмила Петровна	2013	01.02.2013	1673
286	Фисенко Иван Николаевич	2013	05.11.2012	22431
287	Фроль Ольга Николаевна	2013	24.01.2013	1033
			14.05.2013	9914
288	Хавик Богдана Богдановна	2008	05.03.2008	4553
289	Хилько Галина Юрьевна	2011	25.01.2011	1362
290	Хропот Виктория Николаевна	2013	16.01.2013	878
			24.12.2013	27905
291	Худая Галина Ивановна	2009	03.04.2009	7046
292	Цимуришвили Автандне Григорьевич	2011	14.12.2011	25750
293	Цисельская Тамара Петровна	2010	17.06.2010	11852
		2013	01.10.2013	20220
294	Черевко Раиса Ивановна	2012	07.05.2012	4706
		2014	03.03.2014	9393
295	Черевко Василий Иванович	2014	08.07.2014	14858
296	Черенкова Светлана Евгениевна	2012	16.10.2012	20844
297	Чернышова Светлана Евгеньевна	2011	09.11.2011	22068
298	Чернявская Лариса Алексеевна	2010	13.01.2010	536
			19.04.2010	7691
299	Чижики Ирина Анатольевна	2011	17.03.2011	10043
			18.05.2011	22393
300	Чипурко Валентина Александровна	2011	16.02.2011	3394
		2013	22.10.2013	5655
301	Чирва Ольга Николаевна	2011	11.07.2011	13452
302	Чистосердова Жанна Петровна	2012	17.05.2012	10324
303	Чудаков Геннадий Евгеньевич	2008	07.02.2008	2591
304	Шардина Елена Богдановна	2008	23.04.2008	8347
305	Шведенко Елена Константиновна	2013	02.12.2013	25719
306	Шевченко Виктория Геннадьевна	2011	14.01.2011	525

307	Шевченко Наталья Григорьевна	2012	15.10.2012	20359
308	Шеремет Светлана Михайловна	2010	08.09.2010	16969
		2010	23.11.2010	23250
309	Широкова Валентина Андреевна	2008	23.12.2008	26845
310	Шиян Борис Борисович	2011	13.04.2011	2046
311	Шрайбер Валентина Иосифовна	2010	20.04.2010	7641
312	Шубенюк Надежда Григорьевна	2011	22.02.2011	3826
			23.06.2011	12837
313	Шуляк Елена Александровна	2011	22.12.2011	25570
		2012	16.05.2012	10099
314	Шульга Людмила Владимировна	2010	18.11.2010	22969
		2011	21.02.2011	3733
315	Шумельчик Владимир Владимирович	2014	04.03.2014	4938
316	Щереметьева Алла Васильевна	2008	25.02.2008	3935
317	Эрдели Вера Николаевна	2009	24.06.2009	12579
		2009	04.11.2009	21600
318	Юрченко Валентина Витальевна	2014	14.01.2014	496
		2014	20.03.2014	6116
319	Юшко Виктор Николаевич	2010	14.04.2010	6844
320	Ялунин Надежда Алексеевна	2013	24.05.2013	10760
		2013	16.10.2013	20516
321	Яровая Мария Ивановна	2013	28.02.2013	4842
322	Ярошук Олег Анатольевич	2009	18.02.2009	2844

Заместитель главного
врача по хирургии



Ю.Ю. Скребец

Зав. отд. ортопедии № 2

Губарих А.В.

Все материалы, которые были использованы в диссертационной работе (истории болезни, рентгенограммы, данные дополнительных методов исследования) хранятся в архиве КУ «Областная клиническая больница им. И.И. Мечникова» г. Днепропетровск.

Додаток Б

Список робіт опублікованих за темою дисертації.

Монографія:

1. Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / А.Е. Лоскутов, Л.Ю. Науменко, **О.А. Лоскутов** и др. // Днепропетровск: Лира, 2010. – 343 с. Автором підготовлені 4, 5, 7, 9 та 10 розділи монографії.

Статті:

2. **Лоскутов О.А.** Прочностные и жесткостные характеристики костного цемента «Osteobond», полимеризованного в условиях операционной / **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование – Харьков, 2008.- №1. - С. 65 - 69.

3. Олейник А.Е. Биомеханический анализ конструкции бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы «Ортэн» / А.Е. Олейник, В.Л. Красовский, **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2009. - № 1. – С. 17 - 25. Автор приймав участь в розробці біомеханічної моделі та аналізі отриманих результатів.

4. Лоскутов А.Е. О классификации диспластического коксартроза у взрослых / А.Е. Лоскутов, Т.А. Зуб, **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2010. - №2.- С. 83 - 87. Автором проведена порівняльна оцінка сучасних класифікацій диспластичного коксартрозу.

5. Лоскутов О.Є. Реконструктивне эндопротезування у хворих на диспластичний коксартроз / О.Є. Лоскутов, Т.О. Зуб, **О.О. Лоскутов** // Укр. мед. альманах. – 2011. - Том 14, № 4. - С. 75 - 79. Автор приймав участь в оперативному лікуванні хворих та узагальненні результатів дослідження.

6. Лоскутов О.Є. Влияние формы проксимального отдела бедренной кости на ее функциональную структуру при диспластическом коксартрозе / А.Е. Лоскутов, А.Е. Олейник, Т.А. Зуб, **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2012. - № 1. - С. 12 - 17. Автором проведені рентгеноморфометричні дослідження у хворих на диспластичний коксартроз та аналіз отриманих результатів.

7. **Лоскутов О.А.** Эндопротезирование тазобедренного сустава с использованием цементных технологий и рентгенологическая оценка состояния имплантата / **О.А. Лоскутов**, Е.В. Васильченко // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2013, №4. - С. 45 - 49. Автором проведені операції та проаналізовані рентгенологічні дані після цементного ендопротезування хворих, підготовлено текст статті.

8. **Лоскутов О.А.** Жесткостные и прочностные характеристики различных марок костного цемента на основе полиметилметакрилата и их изменение со временем / **О.А. Лоскутов**, Е.В. Васильченко, М.Ю. Амбражей // Травма. – 2014. - Том 15, № 1. - С. 114 - 117. Автором запропонована методика, проведені експериментальні дослідження, аналіз отриманих результатів та підготовлено текст статті.

9. **Лоскутов О.А.** Особенности напряженно-деформированного состояния конической ножки эндопротеза тазобедренного сустава при различных типах ее фиксации / **О.А. Лоскутов** // Научно-практ. журнал «Ортопедия, травматология и протезирование». - Харьков, 2015. - №3. - С. 21 - 26.

10. **Лоскутов О.А.** Анализ напряженного состояния элементов системы «Бедренная кость – имплантат» при функциональных нагрузках эндопротеза тазобедренного сустава / **О.А. Лоскутов**, Е.В. Левадный // Травма. – 2015. – Том 16. – №6. - С. 48 - 54. Автором розроблена модель експериментального дослідження, проведений аналіз отриманих результатів, підготовлено текст статті.

11. **Лоскутов О.А.** Влияние толщины цементной мантии на напряжения в системе «Кость-цемент-бедренный компонент» эндопротеза тазобедренного сустава / **О.А. Лоскутов**, Е.В. Левадный, Д.А. Синегубов, А.Е. Лоскутов // Вісник ортопедії, травматології та протезування. - 2015. - №3 (86). – С. 46 - 51. DOI:10.15674/0030-59872015321-26. Автор запропонував методику біомеханічного дослідження та провів аналіз та інтерпретацію отриманих результатів.

12. Лоскутов А.Е. Анализ выживаемости эндопротезов тазобедренного сустава у геронтологической группы больных / А.Е. Лоскутов, Е.А. Ковбаса,

Д.А. Синегубов, **О.А. Лоскутов** // Научно-практический журнал «Проблемы остеологии». – 2016. - №2. - С. 41 - 47. Автор систематизовал клинические наблюдения, провел анализ та узагальнив результати.

13. **Лоскутов О.А.** Эндопротезирование тазобедренного сустава при вывихе бедра диспластического генеза / **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2016. - № 4 (605). – С. 84 - 89. DOI:0.15674/0030-59872016484-89

14. Оценка первичной стабильности запрессовываемого и ввинчиваемого ацетабулярных компонентов при эндопротезировании тазобедренного сустава / **О.А. Лоскутов**, Н.Е. Науменко, А.Е. Лоскутов, Д.А. Синегубов, Д.В. Горобец, К.С. Фурманова // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. - № 1 (606). – С. 92 - 97. DOI:10.15674/0030-59872017192-97. Автор прийняв участь в розробці біомеханічної моделі експериментального дослідження та провів аналіз отриманих результатів.

15. **Лоскутов О.А.** Биомеханическое обоснование выбора ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. - № 2. – С. 14 - 22. DOI:10.15674/0030-598720172-22.

16. **Лоскутов О.А.** Некоторые биомеханические особенности медиализации чашки при эндопротезировании тазобедренного сустава у больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. - № 3. – С. 26 - 31. DOI:10.15674/0030-59872017326-31

17. **Лоскутов О.А.** Проблемные вопросы выбора ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных диспластическим коксартрозом (обзор литературы) / **О.А. Лоскутов** // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. - № 4. – С. 114 - 119. DOI:10.15674/0030-598720174114-119

18. **Лоскутов О.А.** Выбор позиции ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов** // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2018 - №3 - С. 27 – 31.

19. **Лоскутов О.А.** Дифференцированный подход к выбору бедренного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов**, А.Е. Лоскутов, Д.А. Синегубов, К.С. Фурманова // Травма. – 2018. – том 19, № 4, с. 43 - 48. DOI:10.22141/1608-1706.4.19.2018.142104. Автор прийняв участь в розробці стегнового компонента, виконав оперативні втручання та узагальнив отримані результати.

20. **Лоскутов А.Е.** Двустороннее эндопротезирование тазобедренных суставов при диспластическом коксартрозе у пациентов с остеопенией и остеопорозом / А.Е. Лоскутов, **О.А. Лоскутов**, Д.А. Синегубов // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2018. - № 4. С. 31 – 36. Автор проводив оперативні втручання та виконав аналіз отриманих результатів. DOI:1015674/0030-59872018458-63. Автор проводив оперативні втручання та виконав аналіз отриманих результатів.

21. **Лоскутов О.А.** Котилопластика при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов**, А.Е. Лоскутов // Сучасні медичні технології. – 2018. - № 3(38). С. 55 – 59. Автор удосконалив методику котилопластики, виконував оперативні втручання, узагальнив отримані результати.

22. **Лоскутов О.А.** Дифференцированный подход к выбору ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов**, А.Е. Лоскутов, К.С. Фурманова // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2019, № 1. - С. 38 - 44. DOI:10.15674/0030-59872019138-44. Автор провів аналіз клінічних спостережень та підготував текст статті.

23. Лоскутов А.Е. Профилактика вывихов при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / А.Е. Лоскутов, **О.А. Лоскутов**, В.Н. Рыбка // Травма. – 2019. – том 20, № 2. - С.107 – 122. DOI:10.22141/1608-

1706.2.20.2019.168028. Автор запропонував диференційовану тактику попере-дження вивихів та підготував текст статті.

24. Лоскутов А.Е. Предоперационная оценка костного массива вертлуж-ной впадины в условиях диспластической деформации/ А.Е. Лоскутов, Е.А. Ковбаса, А.Е. Олейник, В.Г. Стрыженый, **О.А. Лоскутов**, К.С. Фурма-нова // Запорожский медицинский журнал. – 2019. – Том 21, №6 (117). – с. 783 – 789. DOI:1014739/2310-1210.2019.6.186504. Автор приймав участь в морфо-метричних дослідженнях та аналізі результатів.

25. Расчетные модели для оценки напряженно-деформированного состо-яния костной ткани при тотальном эндопротезировании тазобедренного сус-тава / Н.Е. Науменко, **О.А. Лоскутов**, Д.В. Горобец, С.А. Сирота, И.К. Хрущ // Техническая механика. - Днепропетровск, 2014.-№ 1. - С. 67 - 72. Автор приймав участь у розробці математичної моделі, аналізі та інтерпретації отри-маних даних.

26. **Лоскутов О.А.** Численное исследование напряженного состояния элементов системы «эндопротез тазобедренного сустава – бедренная кость» при различных типах фиксации имплантата / **О.А. Лоскутов**, Е.В. Левадный // Theoretical Foundations of Civil Engineering. Polish-Ukrainian Transactions Ed. by W. Szczesniak, OW PW – Warsaw. – 2015. – Vol.23. – P.187 - 192. Автору належить ідея математичної моделі, та проведено аналіз отриманих результа-тів.

27. **Лоскутов О.** Влияние типоразмера ножек эндопротеза тазобедрен-ного сустава на напряженное состояние в системе «кость- - цемент – бедрен-ный компонент» / **О. Лоскутов**, Е. Левадный, Д. Синегубов, А. Лоскутов // Theoretical Foundations of Civil Engineering. Polish-Ukrainian Transactions Ed. by V.Bolshakov., Dnipropetrovsk.– Warsaw. – 2015. – Vol.23. – Part II. - P. 15 - 22. Автор запропонував методики математичного моделювання та провів аналіз та інтерпретацію отриманих результатів.

28. Лоскутов О.Є. Питання оптимального вибору імплантату кульшового суглоба / О.Є. Лоскутов, В.М. Турчин, **О.А. Лоскутов**, А.П. Дегтяренко // Збірник наукових праць // Питання прикладної математики і математичного моделювання. – Дніпро, 2016. – Випуск 16. – С. 91 – 101. Автор приймав участь в розробці різноманітних конструкцій ендопротеза кульшового суглоба та провів аналіз впливу форми імплантата на його стабільність.

29. Levadnyi E. Influence of the fixation region of a hip stem on the behaviour of the “bone-implant” system / E. Levadnyi, D. Grzeleczik, J. Awrejcewicz **O. Loskutov** // Engineering Dynamics and Life Sciences. Ed.by J. Awrejcewicz, M. Kazmierchak, J. Mrorowski, P. Olejnik. – Łódź. – 2017. – p. 321 - 328. Автор розробив модель експериментального дослідження, узагальнив отримані результати, провів апробацію результатів у клініці.

Методичні рекомендації:

30. Тотальне ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних ацетабулярних компонентів, які запресовуються / О.Є. Лоскутов, Д.А. Синегубов, **О.О. Лоскутов**, О.В. Губарик, О.В. Алтанець // Методичні рекомендації - К., 2010. – 22 с. Автор приймав участь в розробці конструкції ендопротеза, проведенні оперативних втручань та аналізі отриманих результатів.

Патенти:

31. Пат.59068 Україна, А61 F 2/32. Чашка ендопротеза кульшового суглоба/ О.Є. Лоскутов, В.В. Коп'яков, Д.А. Синегубов, **О.О. Лоскутов** / Заявка № 2003010028; заявл. 02.01.2003; опубл. 15.08.2003, Бюл.№8. Автору належить ідея конструкції чашки та її експериментально-клінічне обґрунтування.

32. Пат. 50644 Україна, А 61 В 17/56. Спосіб фіксації вертлюгового компонента ендопротезу при диспластичних дефектах вертлюгової западини / О.Є. Олійник, Д.А. Синегубов, **О.О. Лоскутов**, С.Л. Лушня. Заявка № 200903543; заявл. 13.04.2009, опубл. 25.06.2010, Бюл. №12. Автором запропонована методика фіксації чашки ендопротеза та проведена клінічна апробація.

33. Пат. 62936 Україна, А 61 F 2/32. Ендопротез кульшового суглоба / О.Є. Лоскутов, А.В. Дігтяр, **О.О. Лоскутов**, О.В. Алтанець. Заявка № 20110120; заявл. 01.02.2011; опубл. 26.09.2011, Бюл. №18. Автору належить ідея модернізації вкладиша ендопротеза та клінічне обґрунтування.

34. Пат. 69816 Україна., А 61 В 17/56. Спосіб визначення об'єму пластичного матеріалу для пластики диспластичного дефекту кульшової западини при плануванні ендопротезування кульшового суглоба / О.Є. Лоскутов, Т.А. Зуб, О.Є. Олійник, Д.А. Синегубов, **О.О. Лоскутов**. Заявка № 201113688; заявл. 21.11.2011; опубл. 10.05.2012, Бюл. № 9. Автор брав участь у розробці та клінічній апробації способу.

35. Пат. 90795 Україна, А 61 F 2/34. Вертлюжний компонент ендопротеза кульшового суглоба / О.Є. Лоскутов, **О.О. Лоскутов**, Є.В. Васильченко; заявник та патентовласник **О.О. Лоскутов**. Заявка № 201400104; заяв. 08.01.2014; опубл. 10.06.2014, Бюл. №11. Автору належить ідея конструкції ацетабулярного компонента ендопротеза кульшового суглоба та її експериментальне та клінічне обґрунтування.

Тези:

36. **Лоскутов О.А.** Цементное эндопротезирование тазобедренного сустава / **О.А. Лоскутов** // Медико-соціальна експертиза і реабілітація хворих внаслідок травм і захворювань опорно-рухового апарату. Матеріали наук.-практ. конф. з між нар. участю. - Дніпропетровськ, 2008.- С. 116-117. Автор приймав участь в розробці біомеханічної моделі та аналізі отриманих результатів.

37. Синегубов Д.А. Рентгеноантропометрические и ортопедические параллели при двустороннем эндопротезировании тазобедренных суставов системой ОРТЭН в условиях остеопении и остеопороза / Д.А. Синегубов, **О.А. Лоскутов** // Проблеми остеології. Міжн. наук.-практ. конф. «Остеопороз: епідеміологія, клініка, діагностика, профілактика та лікування». - Євпаторія, 2006. - Т.9, додаток. - С. 105 - 106. Автором проведені рентгеноантропометричні дослідження та аналіз отриманих результатів.

38. Лоскутов А.Е. Проблемные вопросы эндопротезирования тазобедренного сустава при анкилозах / А.Е. Лоскутов, **О.А. Лоскутов**, Д.А. Синегубов, М.П. Комаров // 36. наук. праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України. - Дніпропетровськ, 2010. - С. 141. Автором проведено аналіз та узагальнення клінічних спостережень.

39. Лоскутов А.Е. Отдаленные результаты тотального эндопротезирования тазобедренного сустава при диспластических дефектах вертлужной впадины / А.Е. Лоскутов, А.Е. Олейник, Т.А. Зуб, **О.А. Лоскутов** // 36. наук. праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України. - Дніпропетровськ, 2010. - С. 145. Автором проведені оперативні втручання та аналіз отриманих результатів.

40. Loskutov A. The hip arthroplasty in dysplastic deformations of the acetabulum / Alexander Loskutov, Alexander Oleynic, Dmitry Sinegubov, **Oleg Loskutov** // 11-th EFFORT Congress (Madrid, Spain: 2-5 June 2010) вид-во EFFORT Central Office, 2010 P700 CD-ROM -1. Режим доступу до публікації: www.effort.org/madrid2010. Автором проведено аналіз та узагальнення результатів операцій.

41. Лоскутов А.Е. Концепция модульного эндопротезирования тазобедренного сустава / А.Е. Лоскутов, А.Е. Олейник **О.А. Лоскутов**, Д.А. Синегубов. // Матеріали наук.-практ. конф. «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (Перші наукові читання, присвячені пам'яті акад. О.О. Коржа). - Харків, 2011. - С. 167 - 169. Автор приймав участь в розробці та втіленні в клінічну практику концепції модульного ендопротезування кульшового суглоба ендопротезами ОРТЕН.

42. **Лоскутов О.А.** Биомеханическая оценка прочностных характеристик костного цемента / **О.А. Лоскутов**, Е.В. Васильченко // Матеріали I Українського симпозиуму з біомеханіки опорно-рухової системи. - Дніпропетровськ, 2012. - С. 22. Автором запропонована біомеханічна модель та проведено узагальнення результатів дослідження.

43. Олейник А.Е. Биомеханическое обоснование выбора ацетабулярных компонентов эндопротеза при пространственных дефектах надацетабулярной

области / А.Е. Олейник, **О.А. Лоскутов**, А.В. Алтанец // Матеріали І Українського симпозиуму з біомеханіки опорно-рухової системи. - Дніпропетровськ, 2012. - С. 37 - 38. Автором запропоновано дизайн дослідження.

44. Олейник А.Е. Аутокостная пластика диспластических дефектов вертлужной впадины при эндопротезировании / А.Е. Олейник, **О.А. Лоскутов** // Материалы IV Евразийского конгресса травматологов-ортопедов, посвященный 10-летию БНИЦТО и 50-летию академика Джумабекова С.А. Центрально-Азиатский журнал сердечно-сосудистой хирургии. - 2014. - № 12, спец. вып. - С. 208. Автором проведені оперативні втручання та узагальнення отриманих клінічних результатів.

45. **Лоскутов О.А.** Рентгеноморфометрическая оценка деформации тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе / **О.А. Лоскутов**, К.С. Фурманова, В.Л. Суворов // Збірник наукових робіт «Новини і перспективи медичної науки». Матеріали XV наукової конференції студентів та молодих учених. – Дніпропетровськ, 2015. – С. 118 - 119. Автором розроблена методика та проведено аналіз деформації стегнової кістки при диспластичному коксартрозі.

46. **Лоскутов О.А.** Сравнительная оценка запрессовываемой и ввинчиваемой чашек при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / **О.А. Лоскутов** // Матеріали наукового симпозиуму з міжнародною участю // II Український симпозиум з біомеханіки опорно-рухової системи «Актуальні питання сучасної ортопедії та травматології». – Дніпропетровськ, 2015. – С. 40 - 41.

47. **Лоскутов О.А.** Эндопротезирование тазобедренного сустава модульными системами ОРТЭН при диспластическом коксартрозе / **О.А. Лоскутов** // Збірник наукових праць // XVII ортопедів-травматологів України. – Київ, 2016. - С. 89 - 91.

48. Comparative analysis von THRs with press-fit and threaded acetabular components in patients with DDH / **O. Loskutov**, D. Horobets, K. Furmanova,

E. Kovbasa, D. Sinegubov, A. Loskutov // Abstracts. 65. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. 27. - 29 April in Baden-Baden, W.5.9, 2017. Автор провів оцінку результатів біомеханічних досліджень, підготував текст роботи.

49. **Лоскутов О.О.** Порівняльна оцінка стабільності чашок, що загвинчуються або запресовуються при сегментарних дефектах вертлюгової западини / **О.О.Лоскутов** // Матеріали науково-практичної конференції «Сучасні концепції лікування ортопедичної патології та наслідків травм опорно-рухової системи»//ІІІ Український симпозиум з біомеханіки опорно-рухової системи. – Дніпро, 2017. – С. 35 - 36.

50. Acetabular component type selection during cotyloplasty in patients with developmental dysplasia of the hip / A. Loskutov, **O. Loskutov**, D. Sinegubov, E. Kovbasa, K. Furmanova, V. Rybka // 67. JAHRESTAGUNG der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. ABSTRACTS. – 2. - 4. Mai 2019. – P. 59. Автор провів експериментальні дослідження та узагальнив отримані результати.

51. A. Loskutov. Comparative biomechanical evaluation of primary stability of hip endoprosthesis conical stems with different types of fixation / A. Loskutov, **O. Loskutov**, K. Furmanova, A. Bojko // 67. JAHRESTAGUNG der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. ABSTRACTS. – 2. - 4. Mai 2019. – P. 63 – 64. Автор провів та узагальнив результати експериментальних досліджень та підготував постер.

Додаток В

Відомості про апробацію результатів дисертації

Основні положення дисертації та результатів роботи були надані у вигляді доповідей на: науково-практичній конференції з міжнародною участю «Медико-соціальна експертиза та реабілітація хворих внаслідок травм і захворювань опорно-рухового апарату» (м. Дніпропетровськ, 2008), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Актуальні проблеми ендопротезування» (м. Вінниця, 2008), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Реконструктивно-відновлювальна хірургія в травматології та ортопедії» (м. Київ, 2009), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Сучасні технології ендопротезування колінного та кульшового суглобів» (м. Дніпропетровськ, 2009), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Лікування внутрішньо – та навколосуглобових ушкоджень» (м. Одеса, 2009), III Міжнародній українсько-польській конференції «Помилки та ускладнення в травматології та ортопедії» (Яремча – Івано-Франківськ, 2009), XV з'їзді ортопедів-травматологів України (м. Дніпропетровськ, 2010), 11 Конгрес EFORT (Мадрид, Іспанія, 2010), науково-практичній конференції «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (м. Харків, 2011), XVI з'їзді ортопедів-травматологів України (м. Харків, 2013), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Актуальні питання ендопротезування суглобів» (м. Київ, 2013), I Українському симпозіумі з біомеханіки опорно-рухової системи (м. Дніпропетровськ, 2012), IV Євро-Азійському конгресі ортопедів-травматологів (Бішкек, 2014), на засіданнях Дніпропетровської обласної асоціації ортопедів-травматологів (м. Дніпропетровськ, 2008-2019), Всеукраїнській науково-практичній конференції «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (другі наукові читання, присвячені пам'яті академіка О.О.Коржа (м. Харків, 2014), XV науковій конференції студентів та молодих вчених «Новини і перспективи медичної науки» (м. Дніпропетровськ, 2015), науковому симпозіумі з міжнародною участю

«Актуальні питання сучасної ортопедії та травматології» (м. Дніпропетровськ, 2015), Всеукраїнській науково-практичній конференції «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (треті наукові читання, присвячені пам'яті академіка О.О.Коржа) (м. Харків, 2015) XVII з'їзді ортопедів-травматологів України (м. Київ, 2016), науково-практичній конференції «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування» (Запоріжжя - Приморськ, 2016), Міжнародній науково-практичній конференції «Сучасні концепції лікування ортопедичної патології та травм опорно-рухової системи» присвяченій XX-річчю Українсько-Німецької спілки ортопедів-травматологів (м. Дніпро, 2017), 65 Конгресі асоціації ортопедії та невідкладної хірургії Німеччини (Німеччина, 2017), 14 Міжнародній конференції «Динамічні системи – прикладна механіка» (Польща, Лодзь, 2017), Всеукраїнській науково-практичній конференції «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (четверті наукові читання, присвячені пам'яті академіка О.О.Коржа) (м. Харків, 2018), XVIII з'їзді ортопедів-травматологів України (м. Івано-Франківськ, 2019), 67 Конгресі асоціації ортопедії та невідкладної хірургії (Німеччина, 2019).

Додаток Г

Оценка состояния тазобедренного сустава по Harris W.H. (1969)*

Параметры	Характеристики	Баллы
БОЛЬ	Отсутствует	44
	Слабая	40
	Умеренная (временами)	30
	Умеренная	20
	Сильная	10
	Невыносимая	0
ФУНКЦИЯ		
Хромота	Отсутствует	11
	Слабая	8
	Умеренная	5
	Сильная	0
Использование средств дополнительной опоры	Не пользуется	11
	Трость при ходьбе на длинное расстояние	7
	Трость	5
	Один костыль	3
	Две трости	2
	Два костыля	0
Ходьба на расстояние	Без ограничения	11
	6 кварталов	8
	3 квартала	5
	Внутри квартиры	2
	Не способен ходить	0
Надевание обуви и носков	Легко	4
	С трудом	2
	Невозможно	0
Способность сидеть	В любом кресле 1 час	4
	В высоком кресле	2
	Не может сидеть	0
Пользование общественным транспортом	Может пользоваться	2
	Не может пользоваться	0
Поднятие по лестнице	Шаг за шагом без поручней	4
	Шаг за шагом, держась за поручни	2
	С трудом, поднимая ногу и ставя рядом другую	1
	Невозможно	0
ДЕФОРМАЦИЯ		
Фиксированное приведение бедра	Меньше 10°	1
	Больше 10°	0
Фиксированная внутренняя ротация бедра при полном разгибании	Меньше 10°	1
	Больше 10°	0
Сгибательная контрактура бедра	Меньше 15°	1
	Больше 15°	0
Изменение длины конечности	Меньше 3 см	1
	Больше 3 см	0
АМПИТУДА ДВИЖЕНИЙ В ТАЗОБЕДРЕННОМ СУСТАВЕ		
Сгибание	Больше 90°	1
	Меньше 90°	0
Отведение	Больше 15°	1
	Меньше 15°	0
Приведение	Больше 15°	1
	Меньше 15°	0
Наружная ротация	Больше 30°	1
	Меньше 30°	0
Внутренняя ротация	Больше 15°	1
	Меньше 15°	0

* по Мицкевич В.А. и соавт., (1999).

Сумма от 100 до 90 баллов – отличная функция сустава; от 89 до 80 – хорошая; 79 – 70 – удовлетворительная; менее 70 – неудовлетворительная

Додаток Д

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Головний лікар КЗ «Обласна клінічна
лікарня ім. І.І.Мечнікова» м. Дніпро

проф. С.А.Риженко

керівник закладу, де проводиться впровадження

2018 р.

М.П.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95. Сертифікат відповідності № UA.TR. 039.703

2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000) О.Є.Лоскутов, О.О.Лоскутов

3. Джерело інформації: 1) Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / А.Е.Лоскутов, Л.Ю.Науменко, О.А.Лоскутов и др. // Днепропетровск: Лира, 2010. - 343с.

2) Тотальне ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних ацетабулярних компонентів, які запресовуються / О.Є.Лоскутов, Д.А.Синегубов, О.О.Лоскутов, О.В.Губарик, О.В.Алтанець // Методичні рекомендації - К., 2010. – 22 с.

3) Лоскутов О.А. Биомеханическое обоснование выбора ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / О.А.Лоскутов // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. - № 2. – С.14-22.

4) Лоскутов О.А. Дифференцированный подход к выбору бедренного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / О.А.Лоскутов, А.Е.Лоскутов, Д.А. Синегубов, К.С.Фурманова // Травма. – 2018. – том 19, № 4, с. 43-48.

4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: КЗ «Обласна клінічна лікарня ім. І.І.Мечнікова», м. Дніпро.

5. Строки впровадження: 2007 – 2018 рр.

6. Загальна кількість спостережень: 1863

7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):

Модульні ендопротези системи ОРТЕН використовуються при різноманітних дегенеративно-дистрофічних ураженнях та травмах ділянки кульшового суглоба. Особливо ефективні на протязі останніх 8 років конічні модулі для ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз. Позитивні результати отримані в 95% випадках.

8. Зауваження, пропозиції: Модульні ендопротези кульшового суглоба рекомендуємо для широкого клінічного впровадження у хворих з патологією кульшового суглоба.

Дата 12.11 2018 р.

підпис

відповідальний за впровадження
зав. відділенням травматології
та ортопедії №2 О.В.Губарик

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Головний лікар ДЗ «Інститут патології
 хребта та суглобів ім. М.І.Ситенка»
 НАМН України проф. О.С.Вирва
 керівник закладу, повноважено впровадження
 _____ 19.01. 2016 р.
 М.П.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95.

2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000 О.Є.Лоскутов, О.О.Лоскутов

3. Джерело інформації: Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / А.Е.Лоскутов, Л.Ю.Науменко, О.А.Лоскутов и др. // Днепронетровск.: Лира, 2010. - 343с.

2. Тотальне ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних ацетабулярних компонентів, які запресовуються / О.Є.Лоскутов, Д.А.Синигубов, О.О.Лоскутов, О.В.Губарик, О.В.Алтанець // Методичні рекомендації - К., 2010. – 22с.

3. Лоскутов О.А. Анализ напряженного состояния элементов системы «Бедренная кость – имплантат» при функциональных нагрузках эндопротеза тазобедренного сустава / О.А.Лоскутов, Е.В.Левадный // Травма. – 2015. – Том 16. – №6. – С. 48-54.

4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: ДЗ «Інститут патології хребта та суглобів ім. І.І.Ситенка» НАМН України (м. Харків)

5. Строки впровадження: 2010 – 2015 рр.

6. Загальна кількість спостережень: 24

7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):

Ендопротези ОРТЕН завдяки своїй модульності адаптовані до різноманітної патології кульшового суглоба з приводу якої проводилось ендопротезування. Чашки що загвинчуються мають високу ступінь первинної та вторинної стабільності що впливає на скорочення строків реабілітації хворих.

8. Зауваження, пропозиції: Рекомендуємо для широкого клінічного впровадження.

Дата 19.01 2016 р.



Підпис

Доктор мед. наук А.І.Жигун

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Міська клінічна лікарня швидкої
 швидкої медичної допомоги м. Вінниця
 головний лікар проф. О.О. Фомін
 керівник закладу, де запропоновано впровадження
 2018 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95.
2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000) О.Є. Лоскутов, О.О. Лоскутов
3. Джерело інформації: Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / А.Е. Лоскутов, Л.Ю. Науменко, О.А. Лоскутов и др. // Днепропетровск: Лира, 2010. – 343 с.
Тотальне ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних ацетабулярних компонентів, які запресовуються / О.Є. Лоскутов, Д.А. Синищев, О.О. Лоскутов, О.В. Губарик, О.В. Алтанець // Методичні рекомендації - К., 2010. – 22с.
4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: Міська клінічна лікарня швидкої медичної допомоги м. Вінниця.
5. Строки впровадження: 2011 – 2018 рр.
6. Загальна кількість спостережень: 163
7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):
Високі адаптаційні властивості ендопротезів кульшового суглоба забезпечують ефективне відновлення функцій кульшового суглоба при різноманітній патології. Позитивні результати отримані в 155 випадках.
8. Зауваження, пропозиції: Рекомендуємо запропоновану систему ендопротезів кульшового суглоба для широкого впровадження в клініку.

Дата 15.10. 2018 р.

підпис

відповідаючий за впровадження
 зав. відділенням травматології
 та ортопедії С.С. Песяк



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95. Сертифікат відповідності № UA.TR. 039.703
2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000) О.Є. Лоскутов, О.О. Лоскутов
3. Джерело інформації: Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / А.Е. Лоскутов, Л.Ю. Науменко, О.А. Лоскутов и др. // Днепропетровск: Лира, 2010. – 343 с.
Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава модульными системами ОРТЕН при диспластическом коксартрозе / О.А. Лоскутов // Збірник наукових праць// XVII ортопедів-травматологів України. – Київ, 2016. – С. 89 – 91.
4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: КЗ «Павлоградська міська лікарня №4» ДОР».
5. Строки впровадження: 2011 – 2018 рр.
6. Загальна кількість спостережень: 61
7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):
Модульна система ОРТЕН забезпечує надійну стабільність ендопротеза кульшового суглоба як в ранньому, так і в пізньому післяопераційному періодах при різноманітній патології. Позитивні результати отримані в 60 випадках.
8. Зауваження, пропозиції: Рекомендуємо до широкого клінічного впровадження.

Дата 29.01 2018 р.

підпис О.В. Онищенко
 відповідальний за впровадження
 зав. відділення О.В. Онищенко



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95.

2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соберна, 14, 49000) О.Є.Лоскутов, О.О.Лоскутов

3. Джерело інформації: Лоскутов А.Є. Ендопротезування тазобедренного суглоба: монографія / А.Є.Лоскутов, Л.Ю.Навменко, О.А.Лоскутов и др. // Дніпропетровськ: Ліра, 2010. – 343 с.

Лоскутов О.Є. Реконструктивне ендопротезування у хворих на диспластичний коксартроз / О.Є.Лоскутов, Т.О.Зуб, О.О.Лоскутов // Укр. мед. альманах. -2011. – Том 14, № 4. – С. 75 -79.

4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: ДЗ «б міська клінічна лікарня» м.Дніпро

5. Строки впровадження: 2010 – 2017 рр.

6. Загальна кількість спостережень: 43

7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна): Розроблена система модульних ендопротезів ОРТЕН дозволяє проводити ендопротезування кульшового суглоба при наявності складних деформацій і дефектів в ділянці суглоба, особливо при вродженій дисплазії. Позитивні результати у 42 хворих.

8. Зауваження, пропозиції: Враховуючи ступень експлуатаційної надійності ендопротезів ОРТЕН рекомендуємо їх для широкого клінічного впровадження.

Дата 18/хв 2017 р.

підпис В.В.Безпалий
відповідаючий за впровадження
зав. відділенням В.В.Безпалий

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Головний лікар
 Харківської обласної клінічної лікарні
 Б. С. Федак
 керівник закладу, до проведення впровадження
 2017 р.
 М.П.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95
2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000, О.Є. Лоскутов, О.О. Лоскутов
3. Джерело інформації: Лоскутов А.Е. Ендопротезирование тазобедренного сустава: монография / под ред. проф. А.Е. Лоскутова. – Диспронетровск: Лира, 2010. – 344 с.
4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: Харківська обласна клінічна лікарня.
5. Строки впровадження: 2010-2017 рр.
6. Загальна кількість спостережень: 96 хворих.
7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна): Покращення результатів ендопротезування хворих з диспластичним коксартрозом та остеопорозом за рахунок модульності конструкцій та високої адаптивної властивості вертлюгових та стегнових компонентів ендопротезів кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН»
8. Зауваження, пропозиції: Зауважень немає. Рекомендую для широкого клінічного впровадження.

Дата 19. 11 2017 р.

підпис

відповідальний за впровадження

и.м.н. І.І.Сенесивий

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Головний лікар клініки

MedinUa м. Дніпро

А.М.Науменко

керівник закладу, де проведено впровадження

2018 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95. Сертифікат відповідності №UA.TR. 039.703

2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000) О.Є.Лоскутов, О.О.Лоскутов

3. Джерело інформації: Ендопротезування тазобедренного суглоба: монографія / А.Є.Лоскутов, Л.Ю.Науменко, О.А.Лоскутов и др. – Львів, 2010. – 344с.

4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: Клініка MedinUa, м. Дніпро

5. Строки впровадження: 2016 – 2018 рр.

6. Загальна кількість спостережень: 31

7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):
Наявність широкого спектру модульних компонентів ендопротеза системи ОРТЕН дозволяє використовувати їх при складній патології кульшового суглоба особливо при диспластичному коксартрозі. Позитивні результати отримали у всіх хворих.

8. Зауваження, пропозиції: Зауважень немає. Пропонується для широкого клінічного впровадження.

Дата 25.12. 2018 р.

підпис


відповідальний за впровадження
лікар В.М.Рибка



«ЗАТВЕРДЖУЮ»

ДЗ «8 лікарня швидкої медичної
допомоги» м. Кам'янське

головний лікар Р.Л.Винар

Завідуючий закладом, як призначено впровадженням
2018 р.

М.П.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95.

2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000) О.Є.Лоскутов, О.О.Лоскутов

3. Джерело інформації: Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / А.Е.Лоскутов, Л.Ю.Науменко, О.А.Лоскутов и др. // Днепронетровск: Дира, 2010. – 343 с.

Лоскутов О.А. Особенности напряженно-деформированного состояния конической ножки эндопротеза тазобедренного сустава при различных типах ее фиксации / О.А.Лоскутов // Научно-практ. журнал «Ортопедия, травматология и протезирование». – Харьков, 2015. - №3. С. 21 – 26.

4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: ДЗ «8 лікарня швидкої медичної допомоги» м. Кам'янське.

5. Строки впровадження: 2013 – 2017 рр.

6. Загальна кількість спостережень: 53

7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):

Модульні ендопротези системи ОРТЕН при ендопротезуванні кульшового суглоба особливо при складних деформаціях кульшового суглоба забезпечують високу ступінь первинної фіксації, раннє навантаження на кінцівку та добрі віддалені результати. Ускладнення не спостерігалися.

8. Зауваження, пропозиції: Ендопротези ОРТЕН можуть бути рекомендовані для широкого клінічного впровадження.

Дата 12.12. 2018 р.

підпис

відповідальний за впровадження
зав. відділенням О.В.Громов

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

ДЗ «16 міська клінічна лікарня»

м. Дніпро

Головний лікар

керівник закладу, де проведено впровадження

О.Й. Хасилев

2018 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95. Сертифікат відповідності № UA.TR. 039.703

2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000 О.Є. Лоскутов, О.О. Лоскутов

3. Джерело інформації: Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / А.Е. Лоскутов, Л.Ю. Науменко, О.А. Лоскутов и др. // Днепронетровск: Дири, 2010. – 343 с.

Тотальне ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних ацетабулярних компонентів, які запресовуються / О.Є. Лоскутов, Д.А. Синьгубов, О.О. Лоскутов, О.В. Губарик, О.В. Алтанець // Методичні рекомендації – К., 2010. – 22с.

Лоскутов О.А. Влияние толщины цементной мантны на напряжения в системе «Кость-цемент-бедренный компонент» эндопротеза тазобедренного сустава / О.А. Лоскутов, Е.В. Левадий, Д.А. Синьгубов, А.Е. Лоскутов // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2015. - №3 (86). - - С. 46-51

4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: ДЗ «16 міська клінічна лікарня» м. Дніпро

5. Строки впровадження: 2016 – 2018 рр.

6. Загальна кількість спостережень: 43

7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):

Модульні ендопротези кульшового суглоба – це якісний медичний продукт, котрий забезпечує добрі результати ендопротезування кульшового суглоба, особливо при диспластичному коксартрозі. Позитивні результати отримані за цей період у всіх хворих.

8. Зауваження, пропозиції: Рекомендуємо до широкого клінічного впровадження.

Дата 5.12 2018 р.

підпис

відповідальний за впровадження

I.A. Caia



«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Ректор ДЗ «Дніпропетровська
медична академія МОЗ України»
член-кор НАМНУ проф. Т.О.Перцева

керівник закладу, де проводиться впровадження

25.04.2019 р.
М.П.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95. Сертифікат відповідності № UA.TR. 039.703
2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000) О.Є.Лоскутов, О.О.Лоскутов
3. Джерело інформації: 1) Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / А.Е.Лоскутов, Л.Ю.Науменко, О.А.Лоскутов и др. // Днепропетровск: Лира, 2010. - 343с.
2) Тотальне ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних ацетабулярних компонентів, які запресовуються / О.Є.Лоскутов, Д.А.Синегубов, О.О.Лоскутов, О.В.Губарик, О.В.Алтапєць // Методичні рекомендації - К., 2010. - 22 с.
3) Лоскутов О.А. Биомеханическое обоснование выбора ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / О.А.Лоскутов // Ортопедия, травматология и протезирование. - Харьков, 2017. - № 2. - С.14-22.
4) Лоскутов О.А. Дифференцированный подход к выбору бедренного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / О.А.Лоскутов, А.Е.Лоскутов, Д.А. Синегубов, К.С.Фурманова // Травма. - 2018. - том 19, № 4, с. 43-48.
4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: ДЗ «Дніпропетровська медична академія МОЗ України» м. Дніпро
5. Строки впровадження: 2007 – 2019 рр.
6. Загальна кількість спостережень: Впроваджено в навчальний процес – лекції та практичні заняття для студентів V курсу та лікарів-інтернам.
7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):
Методики проведення досліджень в галузі ендопротезування, технології, конструкції та методики проведення ендопротезування кульшового суглоба використовуються при викладанні лекційного матеріалу та проведенні практичних занять на V курсі та з лікарями-інтернами за фахом травматологія та ортопедія.
8. Зауваження, пропозиції: Рекомендуємо для впровадження для підготовки лекцій та практичних занять в медичних закладах вищої освіти.

Дата 25.06 2019 р.

підпис

відповідальний за впровадження
проф. кафедри травматології та ортопедії
О.Є.Олійник



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Інтуші суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95.
2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000) О.Є.Лоскутов, О.О.Лоскутов
3. Джерело інформації: Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / А.Е.Лоскутов, Л.Ю.Науменко, О.А.Лоскутов и др. // Диспропетровск: Лира, 2010. – 343 с.
Тотальне ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних апетабулярних компонентів, які запресовуються/ О.Є.Лоскутов, Д.А.Синсубов, О.О.Лоскутов, О.В.Губарик, О.В.Алтанець // Методичні рекомендації – К., 2010. – 22с.
Лоскутов О.А. Особенности напряженно-деформированного состояния конической ножки эндопротеза тазобедренного сустава при различных типах ее фиксации / О.А.Лоскутов // Научно-практ. журнал «Ортопедия, травматология и протезирование». – Харьков, 2015. - №3. – С.21-26.
Лоскутов О.А. Биомеханическое обоснование выбора апетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом / О.А.Лоскутов // Ортопедия, травматология и протезирование. – Харьков, 2017. – №2. – С.14-22.
4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: «Вінницький національний медичний університет»
5. Строки впровадження: 2010 – 2017 рр.
6. Загальна кількість спостережень: Впроваджено в навчальний процес при викладанні травматології та ортопедії студентам V курсу та лікарям-інтернам.
7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):
В використаних матеріалах відображено широке коло питань, пов'язаних з ендопротезування кульшового суглоба при різноманітній патології, біомеханічні та морфологічні аспекти цієї проблеми, що значно поліпшувє знання студентів по цій проблемі та практичні навички лікарів-інтернів, та корисні при проведенні наукових досліджень в цій галузі.
8. Зауваження, пропозиції: Рекомендовано для використання та впровадження в учбовий процес при викладанні травматології та ортопедії, наукову діяльність та клінічну практику.

Дата 6. 01. 2017 р.

підпис

Відповідальний за впровадження
 зав. кафедри травматології та ортопедії
 проф. В.О.Фіщенко

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Ректор
Національного медичного університету
Член-корр. НАМН України, професор
В.М. Лоскутов
керівник закладу, що провело впровадження
2017 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95
2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000, О.Є. Лоскутов, О.О. Лоскутов
3. Джерело інформації: Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / под ред. проф. А.Е. Лоскутова. – Днепропетровск: Лира, 2010. – 344 с.
4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: Харківський національний медичний університет.
5. Строки впровадження: 2010-2017 рр.
6. Загальна кількість спостережень: 96 хворих.
7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна): Поліпшується якість клінічної та післядипломної підготовки лікарів ортопедів-травматологів, суттєвий вплив на розробку методик ендопротезування кульшових суглобів та проведення наукових досліджень в цій галузі.
8. Зауваження, пропозиції: Зауважень немає. Рекомендую для широкого клінічного впровадження.

Дата 24.01 2017р.

Зав.кафедрою
екстреної та невідкладної медичної
допомоги, ортопедії та травматології
професор М.І. Березка

підпис 
відповідальний за впровадження



«ЗАТВЕРДЖУЮ»

«Запорізький медичний
університет»Ректор проф. Ю.М. Колеснік
керівник закладу, де проведено впровадження

2018 р.

М.П.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95.

2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000) О.Є.Лоскутов, О.О.Лоскутов

3. Джерело інформації: 1) Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / А.Е.Лоскутов, Л.Ю.Науменко, О.А.Лоскутов и др. // Днепропетровск: Лира, 2010. – 343 с.

2) Тотальне ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних ацетабулярних компонентів, які запресовуються/ О.Є.Лоскутов, Д.А.Синегубов, О.О.Лоскутов, О.В.Губарик, О.В.Алтанець // Методичні рекомендації – К., 2010. – 22с.

3) Лоскутов О.А. Особенности напряженно-деформированного состояния конической ножки эндопротеза тазобедренного сустава при различных типах ее фиксации / О.А.Лоскутов // Научно-практ. журнал «Ортопедия, травматология и протезирование». – Харьков, 2015. - №3, – С.21-26.

4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: «Запорізький медичний університет»

5. Строки впровадження: 2010 – 2018 рр.

6. Загальна кількість спостережень: Впроваджено в навчальний процес при викладанні травматології та ортопедії студентам V курсу та лікарям-інтернам.

7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна): В використаних матеріалах відображено широке коло питань, пов'язаних з ендопротезування кульшового суглоба при різноманітній патології, біомеханічні та морфологічні аспекти цієї проблеми, що значно поліпшує знання студентів по цій проблемі та практичні навички лікарів-інтернів.

8. Зауваження, пропозиції: Рекомендовано для використання та впровадження в учбовий процес при викладанні травматології та ортопедії студентам та лікарям-інтернам, а також для впровадження в наукову діяльність та клінічну практику.

Дата 23.10. 2018 р.

підпис

відповідальний за впровадження
проф. кафедри травматології та

ортопедії

Д.В.Івченко

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

«Харківська медична академія
післядипломної освіти»

Ректор ХМАПО

керівник закладу, де проведено впровадження

професор О.М. Хвасюк

2018 р.

М.П.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95, Сертифікат №UA.TR.039.703.

2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000
О.Є.Лоскутов, О.О.Лоскутов

3. Джерело інформації: Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / А.Е.Лоскутов, Л.Ю.Науменко, О.А.Лоскутов и др. // Днепронетровск: Дира, 2010. – 343 с.

Тотальне ендопротезування кульшового суглобу з використанням вітчизняних ацетабулярних компонентів, які запресовуються / О.Є.Лоскутов, Д.А.Синегубов, О.О.Лоскутов, О.В.Губарик, О.В.Алтанець // Методичні рекомендації – К., 2010. – 22с.

Лоскутов О.А. Особенности напряженно-деформированного состояния конической ножки эндопротеза тазобедренного сустава при различных типах ее фиксации / О.А.Лоскутов // Научно-практ. журнал «Ортопедия, травматология и протезирование». – Харьков, 2015. - №3. – С.21-26.

Лоскутов О.А. Влияние толщины цементной мантрии на напряжения в системе «Кость-цемент-бедренный компонент» эндопротеза тазобедренного сустава / О.А.Лоскутов, Е.В.Левандий, Д.А.Синегубов, А.Е.Лоскутов // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2015. -№3 (86). - - С. 46-51

4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: «Харківська медична академія післядипломної освіти»

5. Строки впровадження: 2010 – 2018 рр.

6. Загальна кількість спостережень: Навчальний процес на кафедрі травматології, анестезіології та військової хірургії.

7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):
Науково-практичні розробки вітчизняних ендопротезів кульшового суглоба та наукові публікації дозволили підняти рівень викладання проблемних питань ендопротезування суглобів та використовуються при проведенні наукових досліджень в цій галузі.

8. Зауваження, пропозиції: Зауважень за рівнем наукового матеріалу немає. Рекомендуємо для широкого впровадження в педагогічний процес при викладанні травматології та ортопедії в закладах післядипломної підготовки лікарів.

Дата 12.06 2018 р.

підпис

В.А.Бабалин
відповідальний за впровадження
доцент кафедри травматології,
анестезіології та військової хірургії
В.А.Бабалин

«ЗАТВЕРДЖУ»

Директор ПКК «Палмаш» м. Павлоград
В.А. Мельничук

керівник заводу, де проведено впровадження

2018 р.

МП:



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95, Сертифікат №UA.TR.039.703.
2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49 О.Є.Лоскутов, О.О.Лоскутов
3. Джерело інформації: Креслення та технічна документація на модульні ендопротези системи ОРТЕН
4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: Промислово-комерційна компанія завод «Палмаш» (м.Павлоград)
5. Строки впровадження: з 2008 по т.ч.
6. Загальна кількість виробів: 1650
7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):
Надана технічна та конструктивна документація на ендопротези системи ОРТЕН відповідає сучасним вимогам та дозволяє при промисловому виробництві забезпечити якісний продукт для практичної медицини.
8. Зауваження, пропозиції: Зауважень немає

Дата 12.09 2018 р.

підпис

зам. директора по виробництву
В.И.Дидович

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Заступник Директора з виробництва

ТОВ «ОРТЕН, ЛТД» м. Дніпро

В.В. Копяков

керівник закладу, де проведено впровадження

2018 р.

М.П.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95, Сертифікат №UA.TR.039.703.
2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000 О.Є.Лоскутов, О.О.Лоскутов
3. Джерело інформації: Креслення та технічна документація на модульні ендопротези системи ОРТЕН
4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: ТОВАРИСТВО З ОБМЕЖЕНОЮ ВІДПОВІДАЛЬНІСТЮ «ОРТЕН, ЛТД» (м.Дніпро)
5. Строки впровадження: з 2011 по т.ч.
6. Загальна кількість виробів: 840
7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):
Надана технічна та конструкторська документація на ендопротези системи ОРТЕН відповідає сучасним вимогам та дозволяє при промисловому виробництві забезпечити якісний продукт для практичної медицини.
8. Зауваження, пропозиції: Зауважень немає

Дата 05.03 2018 р.

підпис

інженер із стандартизації та якості
І.М. Ляхова

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Голова наглядової ради ПАТ «ДАЗ» м. Дніпро

С.В. Морозенко

керівник закладу, де проведено випробування

2019 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95, Сертифікат №UA.TR.039.703.
2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН, ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000 О.Є.Лоскутов, О.О.Лоскутов
3. Джерело інформації: Креслення та технічна документація на модульні ендопротези системи ОРТЕН (вкладні ацетабулярного компоненту з матеріалу Chirulen® 1020X (Crosslinked Polyethylene).
4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: ПРИВАТНЕ АКЦІОНЕРНЕ ТОВАРИСТВО «ДНІПРОПЕТРОВСЬКИЙ АГРЕГАТИЙ ЗАВОД» (м.Дніпро)
5. Строки впровадження: з 2019 по т.ч.
6. Загальна кількість виробів: 320
7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):
Надана технічна та конструкторська документація на ендопротези системи ОРТЕН відповідає сучасним вимогам та дозволяє при промисловому виробництві забезпечити якісний продукт для практичної медицини.
8. Зауваження, пропозиції: Зауважень немає

Дата 10.12 2019 р.

підпис

Головний конструктор
В.І. Товкуш

ЗАТВЕРДЖУЮ

Головний інженер-перший заступник

Генерального директора

ДП ВО «ПМЗ ім. О. М. Макарова»

В. Соколов



« 21. 01 2020р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Штучні суглоби. Ендопротези кульшового суглоба «ЕП-ОРТЕН» ТУ У 19086760.001-95.Сертифікат №UA.TR.039.703.
2. Установа-розробник: ТОВ «ОРТЕН ЛТД», м. Дніпро, пл. Соборна, 14, 49000 О. Є. Лоскутов, О. О. Лоскутов.
3. Джерело інформації: Креслення та технічна документація на модульні ендопротези системи ОРТЕН.
4. Найменування установи, яка здійснила впровадження: Державне Підприємство Виробниче Об'єднання Південний Машинобудиний завод ім. О. М. Макарова (м. Дніпро).
5. Строки впровадження: з 2015 по т.ч.
6. Загальна кількість виробів: 1462 елемента штучних суглобів.
7. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна):

Надана технічна та конструктивна документація на ендопротези системи ОРТЕН відповідає сучасним вимогам та дозволяє при промисловому виробництві забезпечити якісний продукт для практичної медицини.

8. Зауваження, пропозиції: Зауважень немає.

Директор ВК

«Металургія і технологічне оснащення»

ДП ВО «ПМЗ ім. О. М. Макарова»

О. Загребя