

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

ЛОСКУТОВ ОЛЕГ ОЛЕКСАНДРОВИЧ

УДК 616.728.2-089.843-044.332:616.72-018.3-007.24-022.2

**ДИФЕРЕНЦІЙОВАНЕ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ
КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА
ПРИ ДИСПЛАСТИЧНОМУ КОКСАРТРОЗІ**

14.01.21 – травматологія та ортопедія

Автореферат дисертації
на здобуття наукового ступеня
доктора медичних наук

Київ – 2020

Дисертацією є рукопис.

Роботу виконано в ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ

Науковий консультант: академік НАМН України, доктор медичних наук, професор, заслужений діяч науки і техніки України, Лауреат Державної премії України
Гайко Георгій Васильович, ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», завідувач відділу ортопедії та травматології дорослих

Офіційні опоненти: доктор медичних наук, професор,
Івченко Дмитро Валерійович, Запорізький державний медичний університет МОЗ України, професор кафедри травматології та ортопедії

доктор медичних наук, професор, заслужений діяч науки і техніки України

Філіпенко Володимир Акимович, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М. І. Ситенка НАМН України», завідувач відділу патології суглобів.

доктор медичних наук, професор
Анкін Микола Львович, Національна медична академія післядипломної освіти імені П. Л. Шупіка МОЗ України, завідувач кафедри травматології та ортопедії № 2

Захист відбудеться «24» грудня 2020 р. о 14 годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 26.606.01 при ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» за адресою: 01601, м. Київ, вул. Бульварно-Кудрявська, 27.

З дисертацією можна ознайомитися в бібліотеці ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» за адресою: 01601, м. Київ, вул. Бульварно-Кудрявська, 27.

Автореферат розіслано «23» листопада 2020 р.

Учений секретар
спеціалізованої вченої ради
Д 26.606.01

Ю. М. Гук

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. 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 (Гайко Г. В., Торчинський В. П., 2013; Танькут В. А. та ін., 2013; Филипенко В. А., Корж Н. А., 2016; Horst P. et al., 2015).

Одним з найефективніших методів відновлення функції за наявності дегенеративно-дистрофічних уражень КС сьогодні є його ендопротезування (ЕКС). Проте з часів J. Charnley (1979) і до нашого часу ендопротезування хворих на ДК є найскладнішою проблемою в ортопедії (Олійник О. Є., 2011; Полулях М. В. та ін., 2014; Corten K., 2011; Zahar A. et al., 2014), 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 у 2 рази (Загородний Н. В., 2011; Perka C. et al., 2000; Imbulde-niya A. et al., 2014). 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 (Поливода А. Н. та ін., 2013; Страфун С. С. та ін., 2013; Karashalios Th. et al., 2013; Okano H. et al., 2013; Wadell B., Conzadez A., 2017).

Зміна анатомічної форми вертлюгової западини (ВЗ) за диспластичного коксартрозу, а саме втрата сферичності й глибини, наявність сегментарного дефекту та дефіциту кісткової тканини створюють багато проблем під час вибору ацетабулярного компонента (АК) та методу його фіксації (Торчинський В. П., 2011; Підгайська О. О., 2014; Филипенко В. А., Корж Н. А., 2016; Toshihisa K. et al., 2011; Atille B., 2016).

Потрібно зазначити, що попередні коригуюча остеотомія та реконструктивні операції на КС створюють численні проблеми під час ЕКС у хворих на ДК й обумовлені дефектами та деформацією кісткової структури вертлюгової западини та стегнової кістки (СК), 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 (Crappiolo G., Spotorno L., Burastero G., 2007; Lubbeke A. et al., 2010; Zhao X et al., 2011; Rogers B. et al., 2012).

Поряд з проблемами, що виникають під час імплантації чашки за ЕКС у хворих на ДК, не менше питань виникає й щодо вибору ніжки ЕП та методу її фіксації, оскільки, зважаючи на проведені наукові спостереження, 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 антиверсії

сягає 50% (Garcia-Cimberlo F., 2007; Mc-Bryde C. et al., 2010, Takao M et al., 2011; Gösta U., 2013). Водночас стандартні ніжки у 25–30% випадків не відповідають формі кістково-мозкового каналу (Олійник О., 2011; Malhotre R., 2011; Wang G. et al., 2012).

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 вдосконалення та наукового обґрунтування методики ендопротезування кульшового суглоба за наявності значних сегментарних дефектів вертлюгової западини шляхом її поглиблення, медіалізації позиції чашки та проведення котилопластики, оскільки, зважаючи на результати проведених досліджень, під час використання такої методики кількість ускладнень, пов'язаних з ранньою нестабільністю АК, на сьогодні досягає 20%, пізньої – 46%, а ризик вторинної протрузії чашки становить від 40% до 60% (Espehaug B. et al., 2009; Kim Y. et al., 2010, 2011; Li H. et al., 2013).

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.

Зв'язок роботи з програмами, планами і темами. Дисертаційну роботу виконано 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 0214U0002077). 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 диспластичному коксартрозу, розроблено та втілено в промислове виробництво систему вітчизняних ендопротезів та методик диференційованого ендопротезування за наявності диспластичного коксартрозу.

Мета дослідження: Покращити результати лікування хворих на диспластичний коксартроз шляхом розробки, упровадження у виробництво та 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 компонента, 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 мантії 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 за наявності диспластичного коксартрозу, 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 коксартрозу, 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 одержаних результатів.

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° – 60° 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 – у 1,5–2,4 рази, у зв'язку з чим використання такого виду ацетабулярних компонентів під час сегментарних дефектів із кутом $\geq 60^\circ$ є достатньо проблемним, 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 надмірної концентрації 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 з'ясовано, що зміна товщини цементної мантиї вздовж ніжки ендопротеза суттєво не впливає на напружено-деформований стан системи «кістка – цемент – імплантат», а величина напружень перебуває в межах довговічності експлуатації ендопротеза.

Розроблено та впроваджено у виробництво систему 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 сфери для фіксації, 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 й 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 для використання в клінічній практиці, сертифіковані ДП «Український медичний центр сертифікації» МОЗ України згідно ISO 13485:2016 (Сертифікат №156) та впроваджено 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 у лікуванні 178 хворих, як оперуючий хірург, асистент та лікар. Автором одноосібно проведено аналіз отриманих результатів, статистичне опрацювання та впорядкування в графічних зображеннях та таблицях, написано всі розділи дисертації та висновки. Дисертанту належить ідея проведення біомеханічних досліджень напружено-деформованого стану системи «кістка – імплантат» методом математичного моделювання, а також ним здійснено 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 використання чашок, що загвинчуються або запресовуються, у нормі та за наявності центральних та сегментарних дефектів проведено в ДУ «Інститут технічної механіки НАН та ДКА України» завдяки консультаційній допомозі член-кор. НАНУ проф. О. В. Піліпенко та ст.наук.співроб., канд. техн. наук Н. Ю. Науменко. Дослідження напружено-деформованого стану поведінки розроблених варіантів ніжок ендопротеза кульшового суглоба в системі «кісткова тканина – імплантат» здійснено 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, проаналізував, обґрунтував висновки дослідження та самостійно написав усі розділи дисертації. Участь співавторів відображено в спільних наукових публікаціях.

Апробація результатів дисертації. Основні положення дисертації та результати роботи було представлено 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 Конгресі 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 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 учених «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).

Публікації. За темою дисертації опубліковано 51 наукова праця, зокрема: 1 монографія, 24 статті в наукових фахових виданнях, 1 методичні рекомендації, 5 патентів України на корисну модель, 20 тез доповідей у збірниках і матеріалах конференцій.

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційну роботу викладено на 387 сторінках машинописного тексту (загальний обсяг становить 344 сторінки) і містить анотацію, вступ, огляд літератури, 6 розділів власних досліджень, висновки, список використаних джерел, що охоплює 360 найменувань (105 – кирилицею, 255 – латиницею), додатки. Роботу ілюстровано 25 таблицями та 158 рисунками.

ОСНОВНОЙ ЗМІСТ РОБОТИ

Матеріали й методи дослідження. Основою клінічної частини роботи були спостереження за 322 хворими з диспластичним коксартрозом, зокрема 194 (60,2%) з одностороннім і 128 (39,8%) з двостороннім ДК, яким виконано 394 операції ендопротезування кульшового суглоба (ЕКС). Систематизацію клінічного матеріалу проводили за класифікацією J. Crowe et al. (1979) (табл. 1).

Таблиця 1

Розподіл хворих за статтю і типом ДК за Crowe

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%

Патологія переважала в осіб жіночої статі – 275 (85,4%) хворих, порівняно з чоловіками – 47 (14,6%) пацієнтів ($p \leq 0,05$). Тяжкі ступені ДК з об'ємним деструктивним процесом у ділянці вертлюгової западини (ВЗ), підвивихом і вивихом стегна спостерігали у 282 (87,6%) хворих. Згідно з класифікацією Н. С. Косинської (1961), у 363 (92,1%) випадках відзначено 2 і 3 стадії остеоартрозу під час різних типів ДК за Crowe ($p < 0,01$). Попередньо проведені реконструктивні операції були наявні в 68 (17,3%) випадках.

Клінічне обстеження хворих здійснювали за загально прийнятими методиками, що охоплювали скарги, анамнез, оцінку антропометричних показників і функції суглобів, статометрію, подогографію, наявність симптому Тренделенбурга, наявність та ступінь болю за ВАШ шкалою.

Оцінку результатів лікування здійснювали за шкалою W. H. Harris.

Рентгенографія. Застосовували для оцінки стану кісткового скелета у хворих з ДК, зокрема: оглядова рентгенографія тазу ураженого суглоба у двох проекціях із застосуванням маркера рентгенографічного викривлення для наступної інтерпретації рентгенограм та планування ЕКС.

Після попередньо проведених реконструктивних операцій на КС, хворим виконували КТ та МРТ дослідження для оцінки просторової деформації КС. За результатами рентгенографії оцінювали ступінь деформації та дефекти ВЗ і стегнової кістки, форми кістково-мозкового каналу за L. Dorr, наявність остеопорозу. Оцінку стабільності ацетабулярного компонента (АК) здійснювали за методикою J. Charnley et De Lee (1976), стабільність ніжки ЕП оцінювали за методикою С. А. Engh (1990).

Біомеханічні дослідження механічних характеристик різних марок кісткового цементу та вплив на них фактора часу, строком від 1 до 90 днів, визначали на основі стиснення підготовлених циліндричних зразків, отриманих після полімеризації. Геометричні розміри зразка визначали за вимогами ISO 5833. Випробування зразків проводили на універсальній випробувальній машині FP-100/1 в діапазоні навантажень 0–40000 Ньютон. Швидкість руху траверси дорівнювала 20,5–2,09 мм/хв і відповідала вимогам стандарту. У всіх випадках фіксували технічні діаграми стиснення «навантаження Р (Н) – вкорочення зразка Δh (мм)», які було проаналізовано.

Обґрунтування диференційованого вибору й оцінка працездатності компонентів розробленої системи модульних ендопротезів КС під час ЕКС у хворих з ДК виконано *методом математичного моделювання*, шляхом визначення НДС та оцінки механічної поведінки кожного елемента розробленої спрощеної кінцево-елементної моделі КС та стегнової кістки, після імплантації різних видів АК і ніжок ЕП КС під час математичного моделювання різної форми кістково-мозкового каналу СК, дефектів і деформацій вертлюгової западини. Будуючи експериментальну кінцево-елементну модель, до уваги брали об'ємні тетраедральні десятивузлові кінцеві елементи з розміром ребра 3 мм (рис. 1, рис. 2).

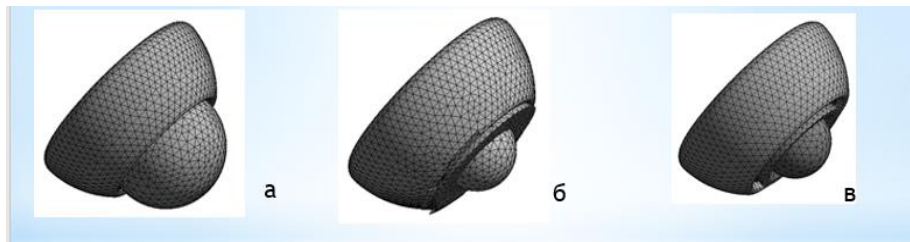


Рис. 1. Розрахункові кінцево-елементні моделі КС: а – здорового суглоба (вузлів 81891, елементів 51657); б – із встановленою загвинчуваною чашкою (вузлів 88672, елементів 58422); в – із встановленою запресовуваною чашкою (вузлів 73729, елементів 48999)

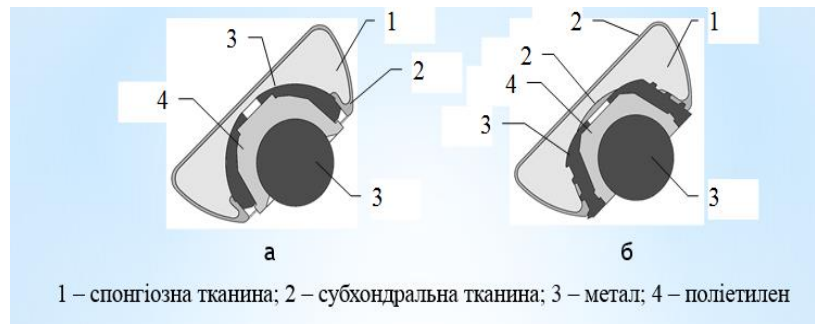
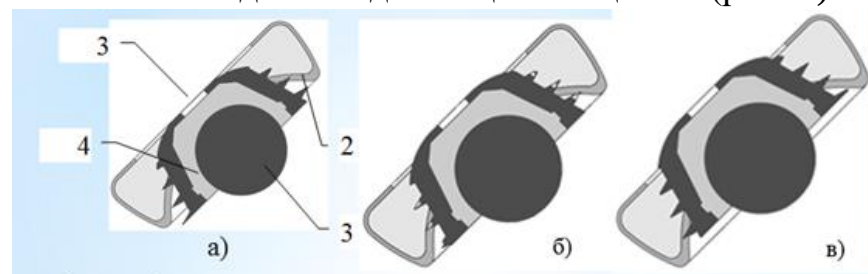


Рис. 2. Схема розрахункових моделей системи «кістка – чашка – вкладень – головка» ендопротеза кульшового суглоба з імплантованими чашками:
а – запресовувана; б – загвинчувана

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) виконували методом кінцевих елементів (МКЕ) у середовищі програмного комплексу ANSYS (ліцензія № 0009592). Для розрахунку було використано фізико-механічні параметри компонентів системи «кістка – імплантат», запозичені з наукових джерел.

Шляхом побудови кінцево-елементної моделі КС, що відображає наявність сегментарних дефектів ВЗ від 30° до 90° та центральних дефектів ВЗ за умов її поглиблення під час медіалізації позиції АК (рис. 3).



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

Рис. 3. Математична модель дослідження розподілу напружень у кісткових тканинах тазової кістки під час медіалізації позиції загвинчуваної чашки: а – на рівні внутрішньої замикальної пластинки; б – за межами лінії Kohler на 2,5 мм та в – на 5 мм.

Розглянуто фази післяопераційного процесу, запропоновані Н. Li et al (2013), що відрізняються за рівнем відновлення кісткової тканини після використання різних видів АК: фаза первинної стабільності (безпосередньо післяопераційна), фаза регенерації кісткового ложа тривалістю від 4 до 6 тижнів (У. Н. Kim, 2002) і фаза вторинної стабільності (повного відновлення).

Для побудови тривимірної моделі СК використовували КТ-знімки для відтворення об'ємної геометрії, а для побудови різних форм кістково-

мозкового каналу СК – звичайні рентгенівські знімки, виконані у двох площинах. Геометричні параметри моделей НЕ відповідали їх реальній формі й розмірам.

Було розроблено кінцево-елементні моделі для кожного елемента системи «кістка – ніжка ендопротеза», до якої належать 3 різновиди досліджуваних НЕ КС – ніжка стандартна з квадратним профілем, ніжка конічна об'ємна, ніжка конічна стандартна та стегова кістка. На основі цих даних побудовано кінцево-елементну збірку моделі (рис. 4, рис. 5).

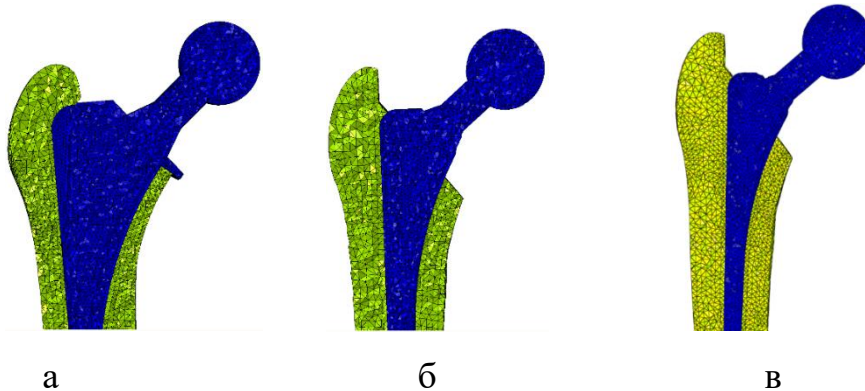
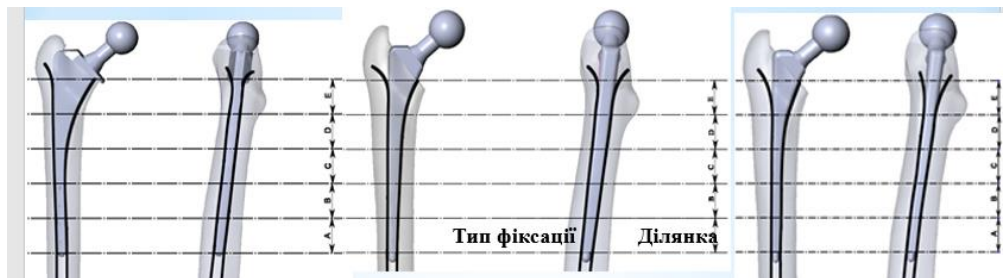


Рис. 4. Кінцево-елементні збірки моделі в розрізі: а – ніжка стандартного ендопротеза з кісткою; б – ніжка конічного об'ємного ендопротеза з кісткою; в – ніжка конічного стандартного ендопротеза з кісткою



Тип фіксації: діафізарний – А, АВ, АВС; метафізарно-діафізарний – ABCD, ABCDE; метафізарний – BCDE, CDE.

Рис. 5. Схема біомеханічних досліджень напружено-деформованого стану системи «стегова кістка – ніжка ендопротеза» кульшового суглоба залежності від типу фіксації НЕ

Для кожного варіанта моделі (з урахуванням усіх можливих комбінацій, 23 постанови) було розв'язано завдання пружної статки на сітках, що містять 600–700 тисяч елементів (4-х вузловий елемент, лінійний тетраедр, що містить 250–300 тисяч вузлів). Числовий аналіз напружень і деформацій у ніжках ЕП, а також СК здійснено під дією розрахункового навантаження за умов ваги тіла людини 700 Н.

Статистичний аналіз отриманих результатів досліджень проводили із застосуванням програм статистичного аналізу Microsoft Excel XP та Statsoft Statistica v 6.1. Перевірку нормальності розподілу вибірки здійснювали за критерієм Шапіро-Уїлкі, критичний рівень значущості дорівнював 5%

($p < 0,05$). Статистичний аналіз функціональних результатів використання розробленої системи диференційованого лікування хворих на ДК проводили за допомогою багатофакторного непараметричного критерію ANOVA. Проведення та аналіз розрахунків елементарної моделі виконували методом МКЕ в середовищі програмного комплексу ANSYS.

Результати досліджень.

Дослідженням механічних характеристик різних видів кісткового цементу виявлено, що їх міцність після полімеризації поступово зростає та досягає межі на 90 добу, водночас рівень міцності на 14 добу дає змогу під час реабілітації хворих відновити повне навантаження на кінцівку. Розрахунки МКЕ системи «кістка – цемент – стеговий компонент» дають змогу стверджувати, що за наявності товщини кісткового цементу не менше, ніж 1 мм, під час виконання ЕКС з використанням цементної технології, забезпечується достатній запас надійності щодо значень напружень межі втоми цементу та сприяє тривалій експлуатації ендопротеза. Зміна товщини цементної мантії від 1 до 5 мм (за умов конічної форми НЕ) не здійснює значних впливів на НДС ніжки ЕП та кісткової тканини, за таких умов величина напружень перебуває в межах довговічності експлуатації ЕП.

Шляхом математичного моделювання виявлено, що залежно від типу фіксації та площі контакту ніжки ендопротеза в стеговій кістці еквівалентні напруження за Мізесом в ендопротезі змінюються в широких межах ($30,6 \div 195,5$ МПа), проте, як у кістковій тканині їх зміни несуттєві ($5,8 \div 7,15$ МПа), а максимальні розтягуючі напруження спостерігали на латеральній поверхні ніжки й стегової кістки, а максимальні стискаючі – на медіальній поверхні під час усіх типах фіксації ендопротеза (табл. 2).

Таблиця 2.

Основні характеристики НДС системи «ендопротез – стегова кістка» під час різних типів фіксації диспластичної стандартної, конічної об'ємної та конічної стандартної ЕП КС

Тип фіксації	Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в ніжці (МПа)			Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в кістці (МПа)			Зміщення центру головки (мм)		
	I	II	III	I	II	III	I	II	III
A	195	136	352	7.70	7.10	6.8	2.50	1.50	3.56
AB	191	109	255	7.60	7.00	6.6	1.70	1.00	2.10
ABC	151	90.0	203	7.60	7.00	6.5	1.00	0.80	1.20
ABCD	39.0	53.0	93	7.60	7.00	6.5	0.65	0.62	0.7
ABCDE	30.6	37.0	40	7.50	6.60	6.2	0.60	0.53	0.57
BCDE	30.6	34	40	7.60	7.2	6.3	0.62	0.59	0.57
CDE	30.6	34	40	7.70	7.1	6.4	0.64	0.57	0.57

I – диспластична стандартна; II – конічна об'ємна; III – конічна стандартна

У випадках діафізарної фіксації спостерігали концентрацію 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.

Проведена шляхом математичного моделювання порівняльна оцінка стабільності різних видів АК в умовах збереженої форми ВЗ та наявності сегментарних та центральних дефектів ВЗ дала змогу отримати такі результати.

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 АК не перевищує рівень 1,3 МПа, а під час використання загвинчуваного – 0,82 МПа суттєво не відрізняються від показників здорового суглоба.

Досліджуючи стабільність АК, за наявності сегментарних дефектів ВЗ 30° та 60°, з'ясували, що під час імплантації як загвинчуваного, так і запресовуваного АК у ВЗ із сегментарним дефектом до 30°, розподіл напружень у кісткових тканинах тазової кістки практично однаковий та співставний із напруженим станом тканини тазової кістки здорового КС, проте АК, що запресовується, більше, ніж загвинчуваний, схильний до рухливості. За наявності сегментарного дефекту 60°, після встановлення АК, що загвинчується, спостерігали підвищення напружень на локальних ділянках у субхондральній тканині до 71,6 МПа, а в спонгіозній – до 7,92 МПа, водночас концентратор напружень у кістковій тканині не має небезпеки, оскільки він виникає локально й не створює значного впливу на несучу здатність тазової кістки. У випадку використання запресовуваного АК, за умов сегментарного дефекту $\geq 60^\circ$, 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 таких випадках достатньо проблемне, у зв'язку з високим ризиком ранньої нестабільності, що потребує виконання пластики дефекту об'ємним трансплантатом із його фіксацією й чашки гвинтами та подовженої реабілітації.

На основі аналізу рівнів переміщень зводу ВЗ і характеру розподілу напружень у тканинах тазової кістки, під час ЕКС із використанням загвинчуваної чашки, встановлено, 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 (рис. 6).

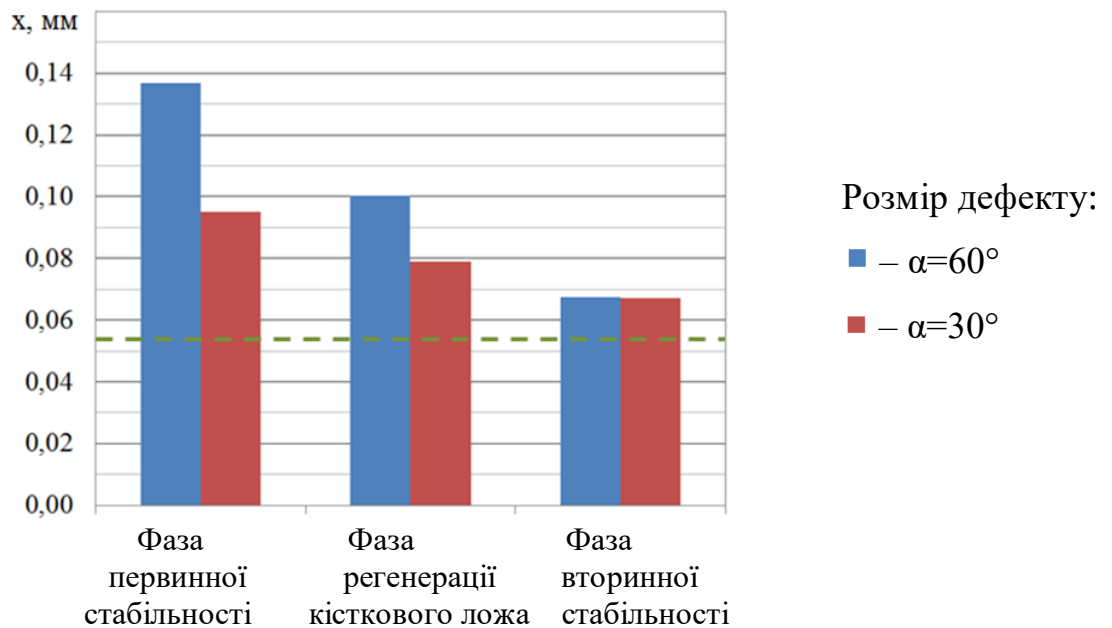


Рис. 6. Порівняльна діаграма прогибу зводу вертлюгової западини після ЕКС з використанням чашки, що загвинчується, за наявності сегментарних дефектів 30° та 60°

За наявності дефектів від 60° до 90° , за яких підвищується небезпека нестабільності, незважаючи на первинну стабільність чашки, потрібно виконувати кісткову пластику об'ємним аутотрансплантатом з фіксацією до клубової кістки та з відтермінуванням строків навантаження кінцівки (рис. 7).

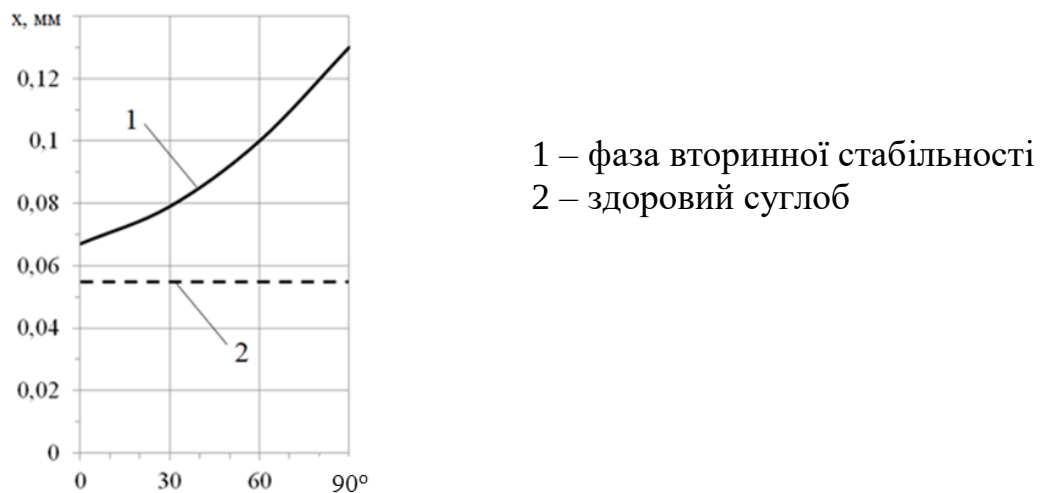


Рис. 7. Порівняльна діаграма прогину зводу вертлюгової западини після ЕКС із використанням чашки, що загвинчується, за наявності сегментарних дефектів 30° та 60° .

З'ясовано, що виконання медіалізації позиції та котилопластики, використовуючи загвинчувану чашку з виходом її дна на 2,5–5,0 мм за межі лінії Kohler, поля напружень і їх рівень (44 МПа) у субхондральній тканині мають той самий характер, що й під час встановлення чашки в тазову кістку із сегментарним дефектом відповідно до 30° та 60° (рис.8).

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 сприймає субхондральна кістка, у яку занурюють різьбові пера загвинчуваної чашки.

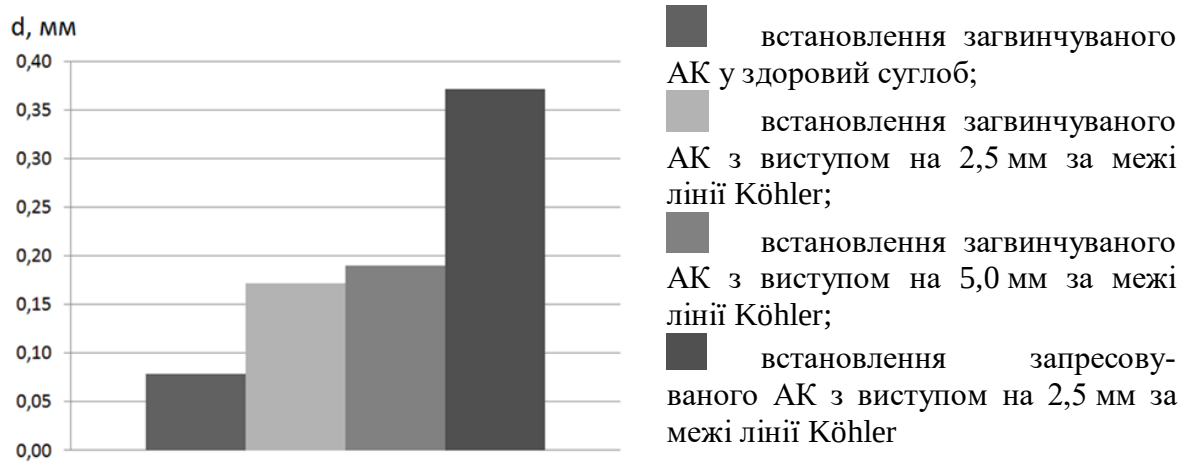


Рис. 8. Сумарні переміщення головки стегнового компонента ендопротеза за медіалізації позиції чашки ЕП

Під час медіалізації позиції чашки, що запресовується, за межі внутрішньої замикальної пластинки та лінії Kohler, показники сумарного переміщення головки ендопротеза в 2,4 рази вище порівняно з чашкою, що загвинчується, тому, у зв'язку з високим ризиком нестабільності та протрузії такого виду чашок, у даних умовах їх використання потрібно обмежити.

Розроблено, сертифіковано та впроваджено у виробництво систему вітчизняних модульних ендопротезів кульшового суглоба та інструментарій для проведення операції, який адаптовано до розроблених конструкцій та диференційного їх використання під час ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз (рис. 9).

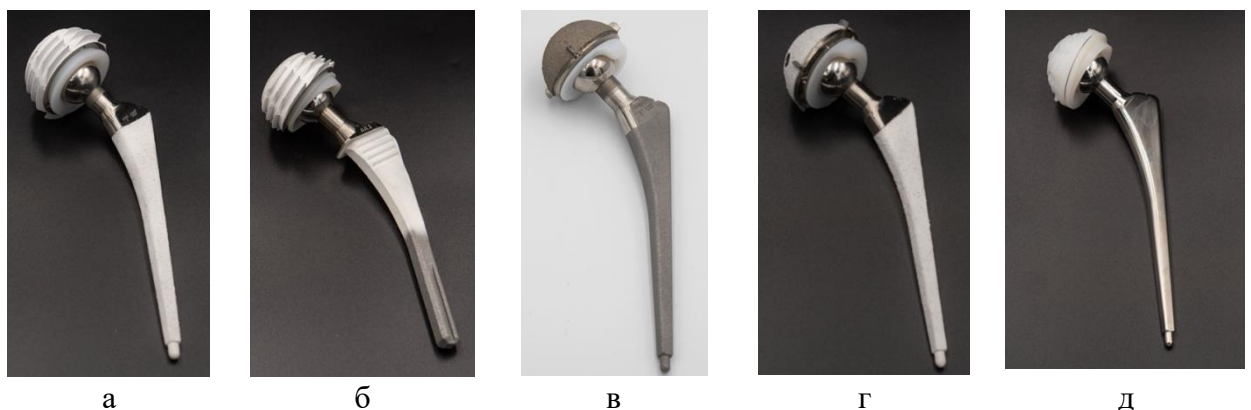


Рис. 9. Основні різновиди розроблених ендопротезів КС та варіанти їх комплектації: а, б, в, г – безцементні версії; д – цементний ЕП.

Розроблено для безцементної фіксації НЕ диспластичні стандартні з квадратним профілем вкорочені та подовжені, НЕ конічні стандартні та об'ємні, що забезпечують діафізарний, метафізарний та метадіафізарний різновиди фіксації імплантата. Розроблена конструкція ЕП для цементної фіксації має удосконалену чашку, на зовнішній поверхні якої виконано на різних рівнях по периферії шипи висотою 2 мм, які забезпечують рівномірний розподіл цементної мантиї і якісну центрацію позиції АК. Удосконалені конструкції АК що запресовуються, шляхом додання чотирьох конічних деротаційних пер та покриття зовнішньої поверхні АК структурною керамікою, які забезпечують як первинну, так і експлуатаційну стабільність імплантата. Удосконалення АК що загвинчуються проведено шляхом розробки малих типорозмірів чашок 43 мм та 46 мм, а для забезпечення позитивних умов для регенерації кісткової тканини після медіалізації позиції АК та виконання котилопластики, на зовнішню поверхню дна АК нанесено покриття структурованою керамікою.

Конструкції АК забезпечені вкладнями, що мають нейтральну форму, 10° й 20° навіс, а також розроблено вкладні з фіксованою сферою для попередження вивихів ендопротеза.

Розроблено алгоритм диференційованого ендопротезування КС у хворих на ДК з використанням різних видів розроблених вітчизняних АК і НЕ залежно від ступеня ДК та особливостей деформації ВЗ та СК, згідно якого за наявності ДК I–II типів доцільно використовувати АК, що запресовуються або загвинчуються, за ДК II–III–IV типів, що супроводжуються об'ємними сегментарними дефектами та вивихом стегна і потребують необхідності проведення кісткової пластики, медіалізації та котилопластики, доцільно використовувати АК, що загвинчуються з обов'язковою кістковою пластикою залишкових дефектів, а під час використання АК що запресовуються, виконувати пластику цільним кістковим трансплантатом з фіксацією АК та трансплантату до клубової кістки гвинтами, водночас перевагу потрібно віддавати імплантатам, які мають остеоадгезивну поверхню та деротаційні пера. У випадках остеопорозу використовувати загвинчувані АК у молодих пацієнтів та цементні у похилих. За наявності форми кістково-мозкового каналу – тип А за L. Dorr – використовувати ніжки конічні стандартні з метафізарним типом фіксації, за наявності типу В – ніжки з метафізарно-діафізарним типом фіксації – конічні об'ємні або диспластичні вкорочені з калькаром, за наявності типу С – ніжки з діафізарним типом фіксації з квадратним профілем, а у випадках тяжкого остеопорозу використовувати цементний тип фіксації ніжки.

322 хворим на ДК виконано 394 ендопротезувань КС, в тому числі 250 (63,5%) операцій – на одному суглобі та у 72 хворих проведено двостороннє ЕКС – 144 (36,5%) операцій. Безцементні технології ендопротезування були застосовані під час виконання 375 (95,2%) операцій, цементні та гібридні в 19 (4,8%) випадках. З приводу ДК II – IV типів виконано ендопротезування 340 (86,3%) КС. В 68 (21,1%) випадках ЕКС виконано після попередньо проведених реконструктивних операцій на КС.

Загвинчувані АК встановлені під час ЕКС в 329 (83,5%) випадках, запресовувані – в 51 (12,9%) та цементні - в 14 (3,6%).

Різні варіанти кісткової аутопластики використані під час виконання операції ЕКС в 312 (79,2%) випадках переважно при II – IV типах ДК. Медіалізацію позиції АК та котилопластику застосовано під час виконання 136 (34,5%) ЕКС. Об'ємні кісткові трансплантати з фіксацією їх до клубової кістки використані в 19 випадках.

Удосконалена методика медіалізації та котилопластики при ЕКС у хворих на ДК з використанням чашки що загвинчується дозволяє попередити вторинну нестабільність, протрузію АК та відновлення об'єму кісткової маси дна ВЗ.

В залежності від форми кістково-мозкового каналу за L.Dorr встановлювались переважно наступні різновиди НЕ: при типі А – конічні стандартні, диспластичні та вкорочені малих розмірів, при типі В – використані ніжки з переважно метадафізарним типом фіксації – диспластичні вкорочені, конічні об'ємні та конічні стандартні великих розмірів, при типі С – об'ємні ніжки які забезпечували метадафізарно-діафізарний, діафізарний або цементний тип фіксації – диспластичні подовжені та вкорочені, конічні об'ємні та цементні.

Результати ендопротезування хворих на ДК, строком від 2 до 10 років (середній термін спостереження 64 міс.) досліджено у 283 (87,9%) хворих, зокрема, у 211 після одностороннього та у 72 після двостороннього ЕКС, яким виконано 355 операцій ЕКС. Проведено порівняльну оцінку впливу типу ДК на функціональний стан КС за шкалою W. Harris після проведення ендопротезування КС (рис. 10).

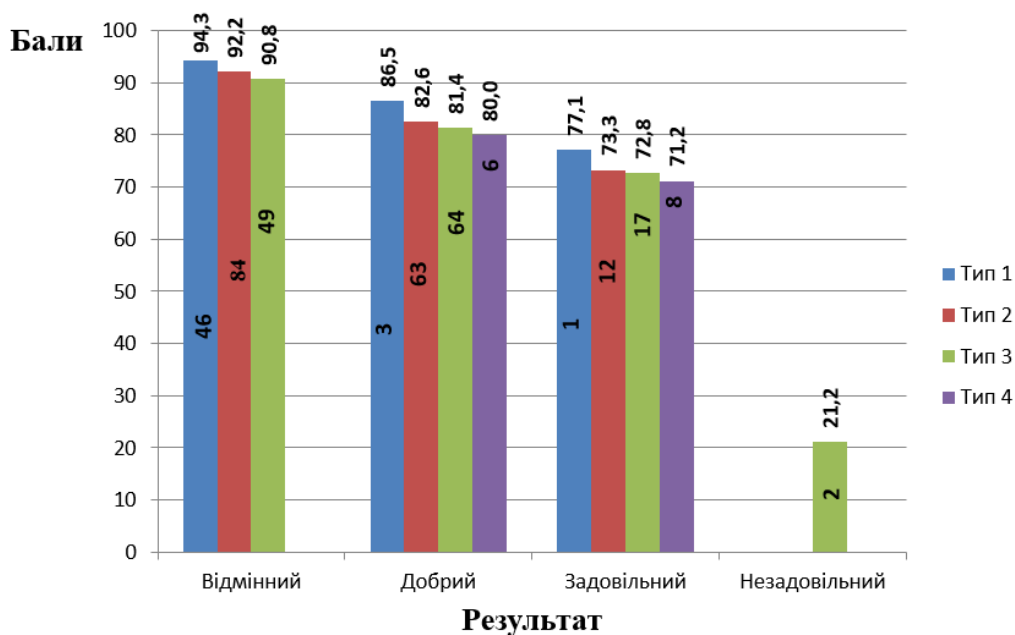


Рис. 10. Порівняльна оцінка функціонального стану КС після ендопротезування під час виявлення різних типів ДК за шкалою W. Harris.

Ускладнення після ендопротезування 394 КС спостерігали переважно у хворих після попередніх реконструктивних операцій та під час ДК ІІІ типу. Серед ускладнень виокремлено: в 7 (1,8%) випадках вивихи ендопротеза, 5 із яких проліковані консервативно, а у 2 випадках виконано ревізію зі зміною позиції чашки та заміною вкладня на вкладень з фіксованою сферою; транзиторну нейропатію сідничного нерва спостерігали в 5 (1,3%) випадках з повним відновленням на протязі 2 – 5 місяців; в 11 (2,3%) випадках, у зв'язку з нестабільністю компонентів ендопротеза, пов'язаною з похибками під час підбору типорозміру, на ранньому етапі виконано ревізію із заміною типорозміру компонентів із кінцевим позитивним результатом та у 2 (0,7%) хворих, у зв'язку зі стійкою перипротезною інфекцією, ендопротез видалено.

Встановлено, що розроблена система диференційованого ендопротезування кульшового суглоба 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 результати, у 108 (38,2%) – добрі, у 29 (10,2%) – задовільні та у 2 (0,7%) випадках незадовільні результати.

ВИСНОВКИ

1. На підставі проведеного аналізу літературних джерел виявлено, що ендопротезування хворих на диспластичний коксартроз на сьогодні є одним із найскладніших та проблемних розділів сучасної ортопедії, пов'язаних зі значними порушеннями анатомічної форми та деформаціями кульшового суглоба, унаслідок чого спостерігаємо 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. З'ясовано, 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, спостерігаємо 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 й не створює значного впливу на несучу здатність тазової кістки.

4. Акцентовано, 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 таких випадках достатньо проблемне, у зв'язку з високим ризиком ранньої нестабільності, що потребує виконання пластики дефекту об'ємним трансплантатом із фіксацією його та чашки гвинтами, а також довготривалої 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° , через які підвищується небезпека нестабільності, незважаючи на первинну стабільність чашки, потрібно виконувати кісткову пластику 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 протрузії визначеного виду чашок, їх використання потрібно обмежити.

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 спостерігаємо на латеральній поверхні ніжки й стегнової кістки та максимальні стискаючі – на медіальній поверхні за всіх типів фіксації ендопротеза, зокрема, у випадках діафізарної фіксації простежуємо концентрацію 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 медіальному боці, 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 аутоотрансплантатів 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. З'ясовано, 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 із використанням різних видів вітчизняних ацетабулярних компонентів та ніжок ендопротеза залежно від ступеня диспластичного коксартрозу й 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, застосовувати пластику цільним кістковим трансплантатом з фіксацією чашки та трансплантату до клубової кістки, проте перевагу надавати імплантатам, що мають остеоадгезивну поверхню та деротаційні пера. У випадках виявлення в молодих пацієнтів остеопорузу 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 фіксації з квадратним профілем та калькаром, а у випадках тяжкого остеопорозу використовувати цементний тип фіксації ніжки.

13. Розроблено систему пофазної 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 результати, у 108 (38,2%) – добрі, у 29 – (10,2%) задовільні та у 2 (0,7%) випадках – незадовільні результати.

СПИСОК ПРАЦЬ, ОПУБЛІКОВАНИХ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

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 підготовлено 4, 5, 7, 9 та 10 розділи монографії.

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 брав участь у 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 проведено порівняльну оцінку сучасних класифікацій диспластичного коксартрозу.

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. Автор брав 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 проведено 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 проведено операції та проаналізовано 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 запропоновано методику, проведено 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 розроблено модель експериментального дослідження, проведено 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 й здійснив 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 систематизував клінічні спостереження, здійснив аналіз 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 брав участь у розробці біомеханічної моделі експериментального дослідження та здійснив 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 брав участь у 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. DOI:10.15674/0030-59872018458-63. Автор проводил оперативні втручання та виконав аналіз одержаних 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 здійснив 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 попередження вивихів та підготував текст статті.

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. Сtryжeный, **О. А. Лоскутов**, К. С. Фурманова // Запорожский медицинский журнал. – 2019. – Том 21. – № 6 (117). – С. 783–789. DOI:10.14739/2310-1210.2019.6.186504. Автор брав участь у морфометричних дослідженнях та аналізі результатів.

25. 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. Автор брав участь у розробці математичної моделі, аналізі та інтерпретації отриманих 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, проведено аналіз отриманих результатів.

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. Автор запропонував методики математичного моделювання та здійснив аналіз й 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 // Питання прикладної математики і математичного моделювання: збірник наукових праць. – Дніпро, 2016. – Випуск 16. – С. 91–101. Автор брав участь у розробці різноманітних конструкцій ендопротеза кульшового суглоба та здійснив 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. Grzelezik, 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, здійснив апробацію результатів у клініці.

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 брав участь у розробці конструкції ендопротеза, проведенні оперативних втручань та аналізі отриманих результатів.

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 запропоновано методику фіксації чашки ендопротеза та проведено клінічну апробацію.

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 вкладня 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.

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 міжнар. участю. – Дніпропетровськ, 2008. – С. 116–117. Автор брав участь у розробці біомеханічної моделі та аналізі отриманих результатів.

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. Лоскутов // Проблеми остеології. Міжн. наук.-практ. конф. «Остеопороз: епідеміологія, клініка, діагностика, профілактика та лікування». – Євпаторія, 2006. – Т. 9, додаток. – С. 105–106. Автором проведено 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 проведено оперативні втручання та аналіз отриманих результатів.

40. Loskutov A. The hip arthroplasty in dysplastic deformations of the acetabulum / Alexander Loskutov, Alexander Oleynic, Dmitry Sinogubov, **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.eforet.org/madrid2010. Автором здійснено 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 брав участь у 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 запропоновано біомеханічну модель та проведено узагальнення результатів дослідження.

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 I 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 проведено оперативні втручання та узагальнено отримані клінічні результати.

45. **Лоскутов О. А.** Рентгенморфометрическая 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 розроблено методику та проведено аналіз деформації стегнової кістки під час диспластичного коксартрозу.

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. Sinigubov, A. Loskutov // Abstracts. 65. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. 27–29. April in Baden-Baden, W.5.9, 2017. Автор дав оцінку результатам 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» // 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. Sinigubov, 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. 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. Автор здійснив аналіз та узагальнив результати експериментальних досліджень, підготував постер.

АНОТАЦІЯ

Лоскутов О. О. Диференційоване ендопротезування кульшового суглоба при диспластичному коксартрозі. – Рукопис.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук за спеціальністю 14.01.21 – травматологія та ортопедія. – ДУ «Інститут травматології та ортопедії Національної академії медичних наук України», Київ, 2020.

Дисертаційне дослідження присвячено підвищенню ефективності лікування хворих на диспластичний коксартроз шляхом розробки та впровадження у виробництво й практику системи вітчизняних модульних ендопротезів кульшового суглоба, клініко-біомеханічного обґрунтування методик диференційованого ендопротезування та реабілітації хворих з означеною патологією.

Шляхом математичного моделювання проведено порівняльну оцінку напружено-деформованого стану системи «кістка-конструктивні елементи ендопротеза» при використанні різних видів розроблених чашок та ніжок ендопротеза при наявності сегментарних та центральних дефектів вертлюгової западини і стегнової кістки, що дало змогу розробити нові й удосконалити існуючі методики та обґрунтувати алгоритм диференційованого ендопротезування та реабілітації хворих на диспластичний коксартроз з урахуванням особливостей перебігу означеної патології.

Розроблено, сертифіковано й впроваджено у виробництво систему модульних ендопротезів кульшового суглоба з різними варіантами ацетабулярних компонентів та ніжок ендопротеза.

Проведено лікування 322 хворих на диспластичний коксартроз, котрим у 394 випадках виконано ендопротезування кульшового суглоба, в тому числі безцементне у 375 (95,2%) випадках, цементне – у 19 (4,8%). Різні види кісткової аутопластики застосовано в 312 (78,2%) випадках, зокрема в 136 (34,5%) виконано медіалізацію позиції чашки та котилопластику.

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

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

АННОТАЦИЯ

Лоскутов О. А. Дифференцированное эндопротезирование тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе. – Рукопись.

Диссертация на соискание ученой степени доктора медицинских наук по специальности 14.01.21 – травматология и ортопедия. – ГУ «Институт травматологии и ортопедии Национальной академии наук Украины», Киев, 2020.

Диссертационное исследование посвящено повышению эффективности лечения больных с диспластическим коксартрозом путем разработки и внедрения в производство и практику отечественных модульных эндопротезов тазобедренного сустава, клинико-биомеханического обоснования методик дифференцированного эндопротезирования и реабилитации больных с этой патологией.

Методом математического моделирования исследовано напряженно-деформированное состояние системы «кость – конструктивные элементы эндопротеза тазобедренного сустава и проведена сравнительная оценка стабильности фиксации разработанных видов чашек и ножек эндопротеза при наличии сегментарных, центральных дефектов вертлужной впадины и деформаций бедренной кости при диспластическом коксартрозе.

Установлено, что, в условиях сохранения сферичной формы вертлужной впадины, показатели напряжений костной ткани тазовой кости при применении как ввинчиваемой, так и запрессовываемой чашек, существенно не отличаются от показателей здорового сустава. При сегментарном дефекте вертлужной впадины 30° напряженное состояние костной ткани для обоих видов чашек сопоставимо с показателями здорового сустава. В условиях сегментарного дефекта 60° при использовании ввинчиваемых чашек повышенные локальные значения и концентратор напряжений в костной ткани, существенно не влияют на стабильность чашки, а при использовании запрессовываемой чашки получить первичную стабильность не представляется возможным. В случаях медиализации позиции ввинчиваемой чашки с выходом ее дна на 2,5 – 5 мм за пределы линии Köhler, уровень напряжений в системе имеет тот же характер, что и при установке этого вида чашек в вертлужной впадине с сегментарным дефектом 30° и 60° соответственно. При медиализации позиции запрессовываемой чашки до уровня внутренней замыкательной пластинки и за пределы линии Köhler показатели ее суммарного перемещения увеличивается в 2,4 раза, по сравнению с ввинчиваемой чашкой, при этом наблюдается высокий риск нестабильности и протрузии.

При сравнительной оценке стабильности фиксации разработанных видов ножек эндопротеза тазобедренного сустава, в зависимости от типа фиксации и площади контакта ножки эндопротеза в бедренной кости установлено, что в случаях диафизарной фиксации при использовании различных видов ножек наблюдается концентрация напряжений в дистальном отделе бедренной кости, при этом имеется риск развития стресс-шилдинг синдрома и нестабильности эндопротеза, а в случаях метафизарной

и метадиафизарной фиксации с использованием разработанных конических и укороченных ножек, напряжения распределены по бедренной кости равномерно, что исключает чрезмерную концентрацию нагрузок и предупреждает риск асептического расшатывания эндопротеза.

Разработана, сертифицирована и внедрена в производство система модульных эндопротезов тазобедренного сустава и обоснован алгоритм дифференцированного эндопротезирования и реабилитации больных с диспластическим коксартрозом.

Проведено лечение 322 больных с диспластическим коксартрозом, которым в 394 случаях выполнено эндопротезирование, в том числе бесцементное - в 375 (95,2%) случаях, цементное – в 19 (4,8%). Различные виды костной аутопластики выполнены в 312 (78,2%) случаях, в том числе в 136 (34,5%) – медиализация позиции чашки и котилопластика.

Результаты эндопротезирования тазобедренного сустава у больных с диспластическим коксартрозом исследованы в сроки от 2 до 10 лет по методике W. Harris у 283 (87,9%) больных. У 144 (50,9%) больных получены отличные результаты, у 108 (38,2 %) – хорошие, у 29 (10,2%) – удовлетворительные и у 2 (0,7%) – неудовлетворительные.

Ключевые слова: тазобедренный сустав, диспластический коксартроз, эндопротезирование, математическое моделирование, метод конечных элементов, напряженно-деформированное состояние, биомеханика.

SAMMARY

Loskutov O. O. Differentiated hip arthroplasty in dysplastic coxarthrosis. – 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». 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».

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. 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 cotyloplastik was performed.

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.

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

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

1. АК – ацетабулярний компонент (чашка)
2. ВЗ – верлюгова впадина
3. ДК – диспластичний коксартроз
4. ЕКС – ендопротезування кульшового суглоба
5. ЕП – ендопротез
6. КС – кульшовий суглоб
7. КТ – комп'ютерна томографія
8. ЛФК – лікувальна фізкультура
9. МКЕ – метод кінцевих елементів
10. МРТ – магнітно-резонансна томографія
11. НЕ – ніжка ендопротеза
12. НДС – напружено-деформований стан
13. СК – стегнова кістка