

## ОБГРУНТУВАННЯ ПОЛОЖЕННЯ АЦЕТАБУЛЯРНОГО КОМПОНЕНТА ПРИ ЕНДОПРОТЕЗУВАННІ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА У ХВОРИХ ІЗ ТЯЖКИМ ТИПОМ ДИСПЛАЗІЇ

Герасименко С.І., Полулях М.В., Тяжелов О.А., Яресько О.В., Полулях Д.М.

ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України", м. Київ  
ДУ "Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України", м. Харків

**Резюме.** В основу роботи покладено аналіз результатів 63 ендопротезувань кульшового суглоба пацієнтів із тяжким типом дисплазії Crowe III і IV типу, проведених у період із 2003 по 2015 рр. В експерименті доведено, що оптимальний кут нахилу ацетабулярного компонента – до 45°. При тяжкому типі дисплазії для повного перекриття ацетабулярного компонента у 47,6% випадків застосовано кісткову пластику даху кульшової западини трансплантатом із вилученої головки стегнової кістки. З 30 випадків пластики даху кульшової западини лише в одному трансплантат не був перебудований, що становило 3,3%.

**Ключові слова:** дисплазія, кульшовий суглоб, ацетабулярний компонент, тотальне ендопротезування.

### Вступ

Ендопротезування у хворих із тяжким типом дисплазії кульшового суглоба характеризують як складне [8, 15, 18], що пов'язано з анатомічними особливостями: кульшова западини мілка, блюдцеподібної форми, майже немає покрівлі, порушена конгруентність суглобових поверхонь, головка стегнової кістки зміщена краніально до кульшової западини [1, 3, 6, 7, 17].

Дефіцит кісткової тканини кульшової западини, виражена дисконгруентність суглобових поверхонь при цій патології значно ускладнює можливість фіксації ацетабулярного компонента ендопротеза у правильному положенні, що впливає на стабільність і тривалість його функціонування [6]. У сучасній літературі розглянуто різні варіанти фіксації ацетабулярного компонента при дисплазії Crowe III, IV типу. Одне з основних завдань при ендопротезуванні у таких випадках – імплантація ацетабулярного компонента в зону істинної кульшової западини [14, 19, 23]. При зміщенні центра ротації вище на 3 см можуть виникнути проблеми з міцністю первинної фіксації ацетабулярного компонента через недостатні запаси кісткової тканини. За даними J.T. Moskal, у серії спостережень, які охоплювали більше сотні хворих, виявили десятирічне "виживання" ацетабулярного компонента тільки у 69% пацієнтів при зміщенні компонента краніально більше 3 см [20]. Ще у 1998 р. вчені Stans A.A. et al. клініки Mayo, USA, довели, що імплантація ацетабулярного компонента зі зміщенням від центра істинної кульшової западини призводить до погіршення результатів виживання

ендопротеза удвічі [22]. При вираженому дефіциті покрівлі кульшової западини деякі хірурги рекомендують встановлювати ацетабулярний компонент під кутом 55–60°, що забезпечує повноцінне перекриття імплантата і полегшує вправлення протеза [10]. Однак, згідно з даними літератури, при куті інклінації ацетабулярного компонента до 50° стирання поліетилену становить 16,3%, а при збільшенні кута інклінації до 56° – 23,2% [2]. Тобто, чим більше кут нахилу ацетабулярного компонента – тим більше стирання пар тертя ендопротеза, що в свою чергу приводить до ранньої нестабільності його компонентів. Інші автори описують варіант фіксації ацетабулярного компонента з можливістю недопокриття останнього кістковою тканиною до 30% розміру чашки протеза [5, 13]. Однак для рівномірної передачі навантаження з ацетабулярного компонента протеза на кульшову западину необхідно, щоб було повноцінне перекриття чашки кістковою тканиною [21]. Важливим для тривалості виживання ендопротеза є напруження на ацетабулярний компонент і кульшову западину, що залежить від кута нахилу чашки ендопротеза та ступеня перекриття імплантата. Таким чином, питання встановлення оптимального кута нахилу ацетабулярного компонента залишається актуальним у випадках тяжкої дисплазії кульшового суглоба.

Експериментальні та математичні методи аналізу напружено-деформованого стану (НДС) об'єктів – одне з ефективних напрямлень у дослідженнях поведінки й оцінки стану біомеханічних систем. Останніми роками найбільшу популярність у числовому аналізі біомеханічних систем отримав метод математичного моделювання за допомогою методу

кінцевих елементів (МКЕ), який може допомогти у вирішенні нашого питання. Здатність побудувати складні тривимірні об'єкти з урахуванням компонентів із різними механічними характеристиками, багато програмних комплексів для інженерного аналізу зробили МКЕ важливим методом дослідження напружено-деформованого стану [4, 9, 11]. Метод кінцевих елементів полягає в розбитті складного об'єкта на велику кількість елементів меншого розміру і простішої форми. Кінцеві елементи пов'язані між собою вузлами, де задаються основні невідомі (переміщення, напруження). За умови рівності невідомих у вузлах для сусідніх елементів складається система рівнянь, вирішенням якої є шукані переміщення і напруження.

**Мета** роботи – обґрунтувати положення ацетабулярного компонента при ендопротезуванні у випадках тяжкої дисплазії кульшового суглоба.

## Матеріали та методи

Для теоретичного обґрунтування оптимального положення ацетабулярного компонента при ендопротезуванні кульшового суглоба ми створили геометричну модель таза, в основу якої покладено методіку побудови моделі по геометричним перетинам, отриманим на підставі томографічних зрізів (здійснено в програмі Solidworks). Було взято модель, розроблену в лабораторії біомеханіки ДУ “Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України”. У геометричну модель внесено такі зміни:

- додано модель ендопротеза з нержавіючої сталі з поліетиленовою вкладкою, яку сполучено зі стегною кісткою;

- виконано вставку ацетабулярного компонента з можливістю зміни її геометричного положення.

У цьому дослідженні матеріал кістки вважався однорідним та ізотропним. Використані характеристики:  $E$  – модуль пружності (модуль Юнга),  $\nu$  – коефіцієнт Пуассона, зведені в табл. 1.

Таблиця 1

### Механічні характеристики використаних матеріалів

Тканина	$E$ (МПа)	$\nu$
Кортикальна кістка	18350	0,3
Губчата кістка	330	0,3
Хрящ	10,5	0,49
Сталь	210000	0,28
Поліетилен	1000	0,43

Основним навантаженням прийнята вага тіла рівна  $P=700$  Н. Розглядалося одноопорне стояння. Без урахування опорної кінцівки навантаження на крижі

прийнято у 540 Н. Величини м'язевих сил при одноопорному стоянні взяті відповідно до даних у роботах [8, 11] і представлені в табл. 2. Закріплення моделі проведено по суглобовій поверхні дистального епіфізу стегнової кістки.

Таблиця 2

### Величини м'язевих сил при одноопорному стоянні

М'язи	Прикладена сила (Н)
Середній і малий сідничні м'язи	1225
Маса тіла без врахування опорної кінцівки	540

У цьому дослідженні виконано три варіанти розрахунків із урахуванням різного положення ацетабулярного компонента. Варіанти розрахунків:

1. Нормальне положення ацетабулярного компонента з кутом інклінації  $45^\circ$ ;
2. Більш вертикальне положення ацетабулярного компонента з кутом інклінації  $55^\circ$ ;
3. Більш горизонтальне положення ацетабулярного компонента з кутом інклінації  $35^\circ$ .

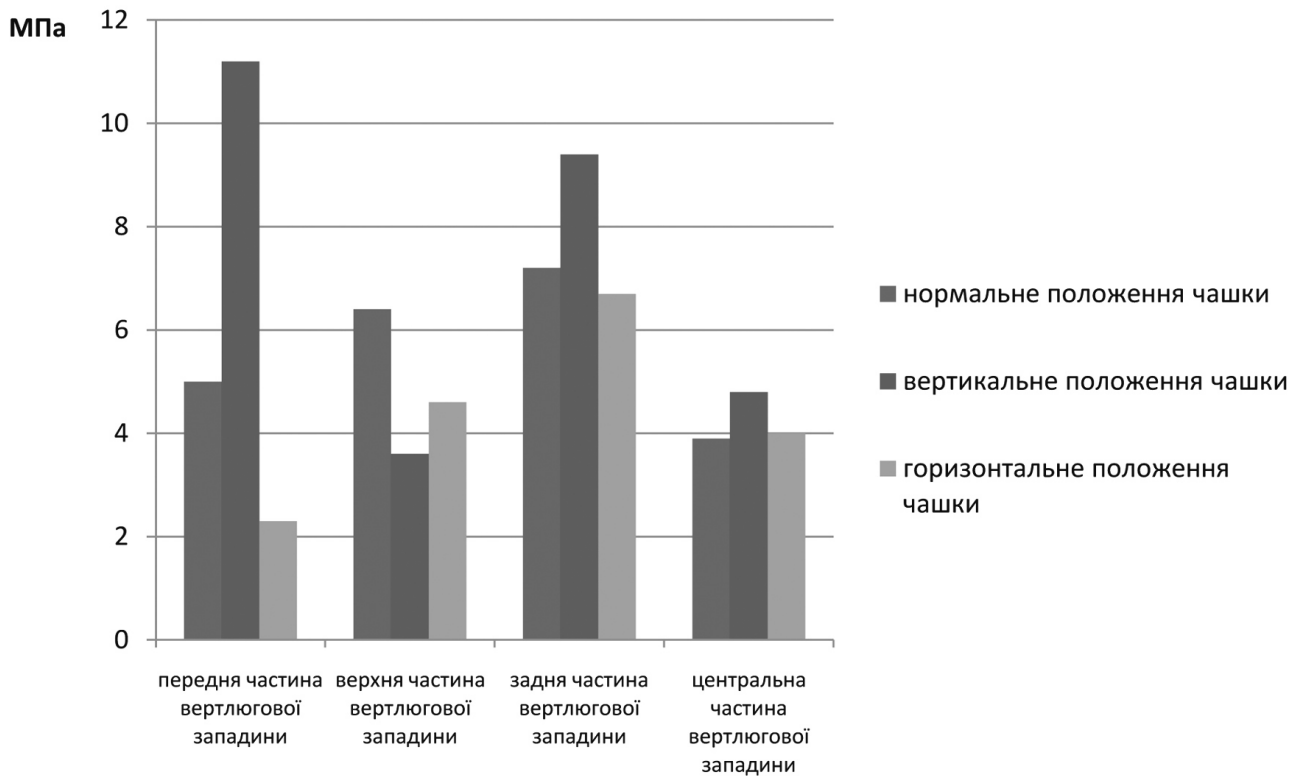
Згідно з розрахунками в програмі SolidWorks, загальна кількість кінцевих елементів дорівнює 44118. За оцінку напруженого стану було вибрано напруження Мізеса – як найбільш інформативний вид загального напруженого стану.

## Результати та їх обговорення

У першому варіанті розрахунку був проведений аналіз НДС для моделі з нормальним розташуванням ацетабулярного компонента, при якому кут інклінації становив  $45^\circ$ . Аналіз результатів показав, що найбільш напруженими ділянками таза є зони крижово-клубового і кульшового суглобів. Так, у передній частині кульшової западини величина напруження Мізеса досягає значення 5 МПа. У її верхній частині напруження Мізеса дорівнюють 6,4 МПа, а в зоні заднього краю кульшової западини – 7,2 МПа. У центральній частині кульшової западини рівень напруженого стану не перевищує 3,9 МПа.

Характер розподілу напруженого стану в ацетабулярному компоненті відповідає характеру розподілу НДС кульшової западини, а значення напруження вище. В передній частині ацетабулярного компонента величина напруження Мізеса дорівнює 7,7 МПа, у верхній частині – 11,7 МПа, в задній – 8,5 МПа, а в центральній – 5,6 МПа.

Другий варіант дослідження НДС був проведений для моделі з кутом нахилу ацетабулярного компонента  $55^\circ$ . Аналіз результатів показав: як і для першого варіанту розрахунків, найбільш напруженою є ділянка клубово-крижового і кульшового суглобів



**Рис. 1.** Діаграма розподілу напружень Мізеса в різних відділах кульшової западини при різному положенні чашки ендопротеза

таза. Характер розподілу напруження і його величини змінилися при розташуванні ацетабулярного компонента під кутом  $45^\circ$ . Так, у передній частині кульшової западини величина напруження Мізеса досягає значень 11,2 МПа. У її верхній частині напруження Мізеса дорівнюють 3,6 МПа, а в ділянці заднього краю кульшової западини – 9,4 МПа. У центральній частині кульшової западини рівень напруженого стану не перевищує 4,8 МПа.

Характер розподілу напруженого стану в ацетабулярному компоненті ендопротеза для цього варіанту розрахунку не відповідає характеру розподілу НДС кульшової западини. Так, для кульшової западини зона концентрації напруження з найбільш низьким значенням розташована у верхній частині, а для ацетабулярного компонента – в центральній. У передньо-верхньому відділі ацетабулярного компонента ендопротеза величина напруження Мізеса дорівнює 15,8 МПа, у верхній частині – 12,9 МПа, в задній частині – 11,2 МПа, а в центральній – 6,9 МПа.

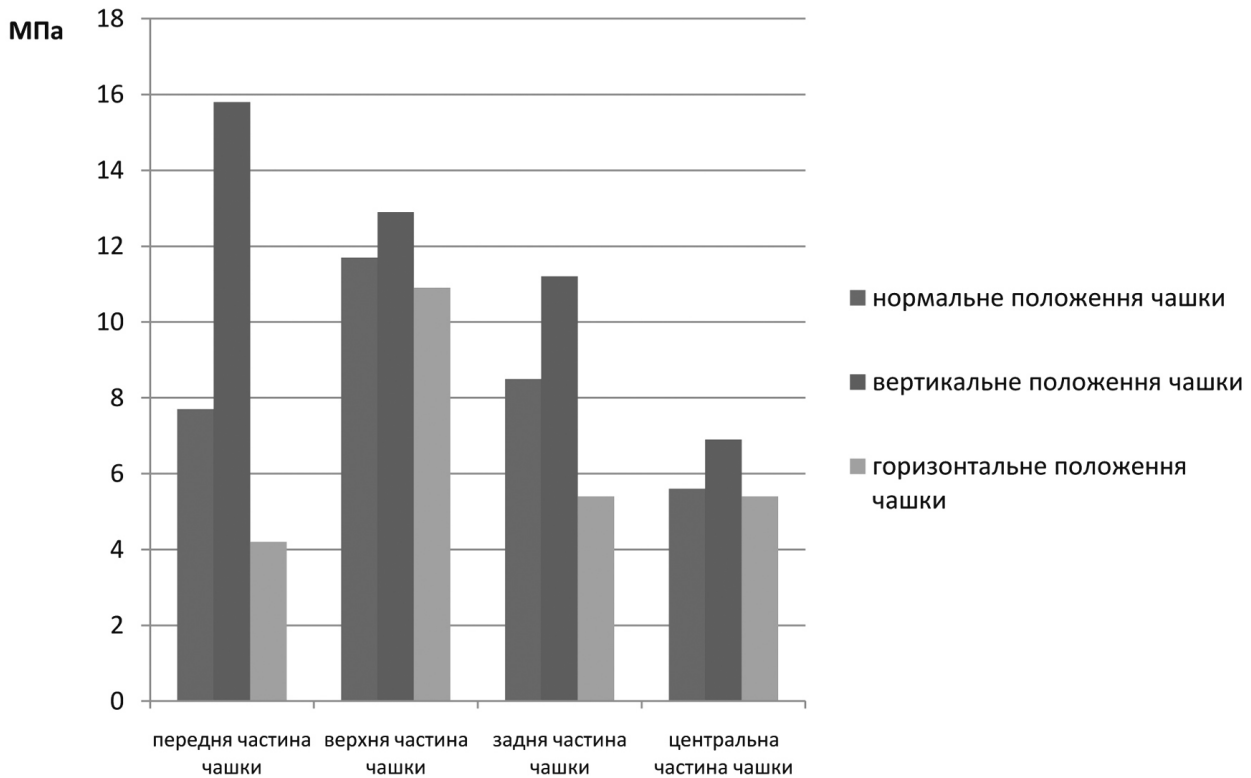
Із проведених розрахунків при вертикалізації ацетабулярного компонента ендопротеза витікає, що:

- найбільшими зонами напруження є ділянки крижово-клубового та кульшового суглобів;
- найбільш високий рівень напруженого стану в кульшовій западині спостерігається у її передній частині;

– характер розподілу НДС у ацетабулярному компоненті відрізняється від характеру розподілу НДС у кульшовій западині;

– найбільша відмінність спостерігається у верхній частині, де рівень напруженого стану для кульшової западини найбільш низький, а для ацетабулярного компонента ендопротеза відносно високий.

Наступний варіант аналізу НДС був проведений для моделі з горизонтальним положенням чашки – під кутом  $35^\circ$ . Аналіз результатів показав, що так само, як і для першого варіанту розрахунків, найбільш напруженими ділянками таза є крижово-клубовий й кульшовий суглоби. Характер розподілу напружень і їх величини змінювалися щодо нормального положення ацетабулярного компонента ендопротеза. Так, у передній частині кульшової западини величина напруження Мізеса досягає значення 2,3 МПа. В її верхній частині напруження Мізеса дорівнюють 4,6 МПа, а в ділянці заднього краю кульшової западини – 6,7 МПа. В центральній частині кульшової западини рівень напруженого стану не перевищує 4 МПа. Характер розподілу напруженого стану в ацетабулярному компоненті ендопротеза для цього варіанту розрахунку відповідає характеру розподілу НДС для першого варіанту. В передній частині ацетабулярного компонента ендопротеза величина напружень Мізеса дорівнює



**Рис. 2.** Діаграма розподілу напружень Мізеса в різних відділах ацетабулярного компонента ендопротеза при різних кутах його положення

4,2 МПа, у верхній її частині – 10,9 МПа, у задній – 5,4 МПа, а в центральній – 5,4 МПа.

На рис. 1, 2 показано порівняння величин напружень Мізеса у кульшовій западині й ацетабулярному компоненті ендопротеза для різних варіантів розрахунків. З аналізу результатів видно, що вертикалізація ацетабулярного компонента ендопротеза призводить до збільшення напруженого стану як у кістковій тканині кульшової западини, так і в самому ацетабулярному компоненті ендопротеза.

Більш горизонтальне положення ацетабулярного компонента приводить до зниження напруженого стану і в кульшовій западині, і в ацетабулярному компоненті. Зниження рівня напруженого стану виникає в результаті збільшення ступеня покриття голівки ендопротеза в її верхній частині.

Для практичного аналізу нами було досліджено 50 хворих із дисплазією кульшового суглоба Crowe III, IV типу, яким виконано 63 ендопротезування кульшового суглоба, з них 13 хворим ендопротезування було виконано з обох боків. З дисплазією Crowe III типу було 42 випадки і Crowe IV – 21 випадок. Серед оперованих пацієнтів було 45 жінок, що становило 90% і 5 чоловіків – 10%. Вік пацієнтів коливався від 15 до 61 року, а середній вік пацієнтів становив 43 роки. З усіх прооперованих пацієнтів 12 було з вродженим вивихом стегна, інші 38 лікувались щодо важкого типу диспластичного

коксартрозу Crowe III, IV типу. Здебільшого ми використовували ендопротези з безцементним типом фіксації, що становило 51 випадок – 81%. При вираженому остеопорозі було застосовано цементну фіксацію у 5 випадках і в 7 випадках – гібридну фіксацію.

Дані теоретичних досліджень враховані нами при імплантації ацетабулярного компонента ендопротеза. В усіх випадках ендопротезування ми намагались зберегти кут інклінації ацетабулярного компонента до 45° та встановлювали ацетабулярний компонент на рівні істинної кульшової западини. Для забезпечення повного перекриття ацетабулярного компонента кістковою тканиною у 30 випадках, що становило 47,6% для фіксації ацетабулярного компонента під кутом до 45°, ми застосовували пластику даху кульшової западини кістковим аутоотрансплантатом із вилученої голівки стегнової кістки.

Результати лікування хворих прослідковано у термін від 6 міс. до 12 років. З усіх випадків аутопластики даху кульшової западини лише в одному аутоотрансплантат не був перебудований, що становило 3,3%. В інших випадках аутоотрансплантат перебудований, фіксація компонентів стабільна. Ми провели оцінку стану кульшового суглоба за допомогою системи Harris і отримали покращення стану кульшового суглоба в середньому з 41,7 до 84,6 бала.

## Висновки

Кут нахилу ацетабулярного компонента ендпротеза впливає на напружений стан різних відділів як кульшової западини, так і ацетабулярного компонента ендпротеза.

Вертикальне положення ацетабулярного компонента ендпротеза створює більш високий рівень напружено-деформованого стану і в кістковій тканині, і в конструкції ендпротеза, порівнюючи з положенням 45° і менше. Це можна розглядати як фактор, який впливає на стабільність ендпротеза кульшового суглоба та підвищене стирання його елементів.

Для перекриття ацетабулярного компонента необхідно застосовувати кісткову пластику даху кульшової западини трансплантатом із вилученої головки стегнової кістки.

## Література

1. *Ахтямов И.Ф.* Хирургическое лечение дисплазии тазобедренного сустава / *И.Ф. Ахтямов, О.А. Соколовский.* – Казань, Центр оперативной печати, 2008. – 371 с.
2. *Загородний Н.В.* Регистры по эндопротезированию тазобедренного сустава / *Н.В. Загородний, Ш.Л. Евгений, Г.Г. Батыгин* // *Вестник Российского университета дружбы народов. Серия Медицина.* – 2012. Т. 3. – С. 66–71.
3. *Загородний Н.В.* Особенности эндопротезирования вертлужной впадины у больных диспластическим коксартрозом / *Н.В. Загородний, В.И. Нуждин, С.В. Каграманов, Г.А. Чрагян* // *Травматология и ортопедия России.* – 2012. – № 1 (63). – С. 66–72.
4. *Климовицкий В.Г.* Анализ напряженно-деформированного состояния проксимального отдела бедренной кости при внутреннем остеосинтезе по поводу переломов шейки / *В.Г. Климовицкий, М.А. Канзюба, А.И. Канзюба, А.В. Яреско* // *Травма.* – 2013. – Т. 14, № 2. – С. 30–35.
5. *Коноплев Ю.Г.* Экспериментальное исследование влияния степени недопокрытия вертлужного компонента на несущую способность эндопротеза / *Ю.Г. Коноплев, А.В. Мазуренко, В.И. Митряйкин, О.А. Саченков, Р.М. Тихилов* // *Российский журнал биомеханики.* – 2014. – Т. 18, № 3. – С. 333–344.
6. *Олейник А.Е.* Рентгеноанатомический анализ деформации вертлужной впадины при дисплазии тазобедренного сустава с позиции эндопротезирования / *А.Е. Олейник, А.Е. Лоскутов* // *Ортопед., травматол., протез.* – 2008. – № 4. – С. 71–77.
7. *Переходов С.Н.* Эндопротезирование в России : Всерос. мониторинг. сб. науч. ст. / *С.Н. Переходов, Ю.С. Володин, Х.Г. Исмаилов, Е.Б. Жибурт.* – Казань; СПб. – 2008. – С. 30–35.
8. *Слободской А.Б.* Эндопротезирование тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе / *А.Б. Слободской, И.С. Бадак, И.В. Воронин, А.Г. Дунаев, П.А. Быстряков* // *Вісник ортопедії, травматології та протезування.* – 2011. – № 2. – С. 42–46.
9. *Стегний С.Ф.* Математический анализ травматического нарушения стабильности пояснично-крестцового отдела позвоночника / *С.Ф. Стегний, Г.В. Лобанов, М.Ю. Карпинский, И.А. Суббота* // *Український журнал екстремальної медицини ім. Г.О. Можаява.* – 2005. – № 4. – Т. 6. – С. 53–56.
10. *Торчинський В.П.* Математичне моделювання навантажень чашки ендпротеза, імплантованої в умовах залишкової ацетабулярної дисплазії : Збірник наукових праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України / *В.П. Торчинський, Г.В. Гайко, А.Д. Сунрун* (м. Дніпропетровськ, 2010).
11. *Тяжелов А.А.* Анализ напряженно-деформированного состояния крыла безымянной кости при использовании различных вариантов крепежного узла погружного аппарата для удлинения бедренной кости // *А.А. Тяжелов, М.Ю. Карпинский, П.Н. Федулечев* [та ін.] // *Травма.* – 2013. – Т. 14, № 1. – С. 25–33.
12. *Янсон Х.А.* Биомеханика нижней конечности человека / *Х.А. Янсон.* – Рига: Зинатне, 1975. – 324 с.
13. *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.* – 1999. – Vol. 81. – P. 347–354.
14. *Chechik O.* Surgical approach and prosthesis fixation in hip arthroplasty world wide / *Chechik O., Khasban M., Lador R.* [et al.] // *Arch. Orthop. Trauma Surg.* – 2013. – Vol. 133, № 11. – P. 1595–1600.
15. *Engesaeter L.B.* Developmental dysplasia of the hip – good results of later total hip arthroplasty: 7135 primary total hip arthroplasties after developmental dysplasia of the hip compared with 59774 total hip arthroplasties in idiopathic coxarthrosis followed for 0 to 15 years in the Norwegian Arthroplasty Register / *L.B. Engesaeter, O. Furnes, L.I. Havelin* // *J. Arthroplasty.* – 2008. – Vol. 23, № 2. – P. 235–240.
16. *Goel V.K.* Stresses in the pelvis / *V.K. Goel, S. Valliappan, N.L. Svensson* // *J. Comput. Biol. Med.* – 1978. – Vol. 8. – P. 91–104.
17. *Hartofilakidis G.* Treatment of high dislocation of the hip in adults with total hip arthroplasty. Operative technique and long-term clinical results / *G. Hartofilakidis, K. Stamos, T. Karachalios* // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 1998. – Vol. 80 (4). – P. 510–517.
18. *Joaquin Sanchez-Sotelo* Surgical Treatment of Developmental Dysplasia of the Hip in Adults: II. Arthroplasty Options / *Joaquin Sanchez-Sotelo, Daniel J. Berry, Robert T. Trousdale, Miguel E. Cabanela* // *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons.* – 2002. – № 10. – P. 334–344.
19. *Lieberman J.R.* Practice management strategies among members of the American Association of Hip and Knee Surgeons / *J.R. Lieberman, A.A. Freiberg, C.J. Lavernia* // *J. Arthroplasty.* – 2012. – Vol. 27, № 8. suppl. – P. 17–19.
20. *Moskal J.T.* Isolated revision acetabuloplasty using a porous-coated cementless acetabular component without removal of a well-fixed femoral component: a 3- to 9-year follow-up study / *J.T. Moskal, O.A. Danisa, C.I. Shaffrey* // *J. Arthroplasty.* – 1997. – Vol. 12. – P. 719–727.
21. *Schuller H.M., Dalstra M., Huiskes R., Marti R.K.* Total hip reconstruction in acetabular dysplasia. A finite element study / *H.M. Schuller, M. Dalstra, R. Huiskes, R.K. Marti* // *J. Bone Joint Surg Br.* – 1993. – May. – 75 (3). – P. 468–474.
22. *Stans A.A., Pagnano M.W., Sbaughnessy W.J., Hanssen A.D.* Results of total hip arthroplasty for Crowe Type III developmental hip dysplasia / *A.A. Stans, M.W. Pagnano, W.J. Sbaughnessy, A.D. Hanssen* // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1998. Mar. – Vol. 348. – P. 149–157.
23. *Tennent T.D.* Current attitudes to total hip replacement in the younger patient: results of a national survey / *E.D. Tennent, N.J. Goddard* // *Ann. R. Coll. Surg. Engl.* – 2000. – Vol. 82, № 1. – P. 33–38.

## **GROUNDING FOR ACETABULUM COMPONENT POSITION WHEN HIP JOINT ARTHROPLASTY IN PATIENTS WITH SEVERE TYPE OF DYSPLASIA**

*Gerasymenko S.I., Poluliakh M.V., Tiazbelov O.A., Yeresko O.V., Poluliakh D.M.*

**Summary.** We have put the analyses of 63 hip joint arthroplasties in the patients with severe type of dysplasia Crowe III, IV type in the basis of this paper. We have experimentally proved that the optimal tilt angle of the acetabulum component makes up to 45°. When severe type of dysplasia for total overlapping of the acetabulum component one applied bone plastics of the hip cavity roof with the transplantat from the extracted head of the hip bone in 47,6 % cases. Out of 30 cases of hip cavity roof plastics in only one case transplantat was not rebuilt which made 3,3%.

**Key words:** dysplasia, hip joint, acetabulum component, total hip arthroplasty.

## **ОБОСНОВАНИЕ ПОЛОЖЕНИЯ АЦЕТАБУЛЯРНОГО КОМПОНЕНТА ПРИ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА У БОЛЬНЫХ С ТЯЖЕЛЫМ ТИПОМ ДИСПЛАЗИИ**

*Герасименко С.И., Полулях М.В., Тяжелов А.А., Яреско А.В., Полулях Д.М.*

**Резюме.** В основу работы положен анализ результатов 63 эндопротезирований тазобедренного сустава пациентов с тяжелым типом дисплазии Crowe III и IV типа, проведенных в период с 2003 по 2015 гг. В эксперименте доказано, что оптимальный угол наклона ацетабулярного компонента – до 45°. При тяжелом типе дисплазии для полного перекрытия ацетабулярного компонента в 47,6% случаев выполнено костную пластику крыши вертлужной впадины трансплантатом из удаленной головки бедренной кости. Из 30 случаев пластики крыши вертлужной впадины только в одном трансплантат не был перестроен, что составило 3,3%.

**Ключевые слова:** дисплазия, тазобедренный сустав, ацетабулярный компонент, тотальное эндопротезирование.

УДК 616.718-001.5-089.168-06:617-022:612.017

## **ІМУНОЛОГІЧНІ АСПЕКТИ ІНФЕКЦІЙНИХ УСКЛАДНЕНЬ У ХВОРИХ ПІСЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗУ ДОВГИХ КІСТОК**

*Дехтяренко Н.О., Грищай М.П., Колов Г.Б., Печерський А.Г.  
ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України", м. Київ*

**Резюме.** Досліджено стан імунної системи 157 хворих із інфекційними ускладненнями після остеосинтезу довгих кісток. Встановлено мультифакторні порушеннями в імунному захисті. Показано покращення імунного стану в терміни 2 тижні – 1 міс. після проведення сануючого оперативного втручання. Подальше відновлення показників відбувається повільно, періоди їх підвищення чергуються з періодами зниження, що може послабити протиінфекційний захист і порушити процеси повернення цілісності кісток.

**Ключові слова:** остеомієліт, остеосинтез довгих кісток, мультифакторні порушення імунного захисту.

### **Вступ**

Незважаючи на значні успіхи, досягнуті в лікуванні переломів довгих кісток за останнє десятиріччя, проблема ранньої діагностики та профілактики інфекційних ускладнень після металоостеосинтезу залишається нерозв'язаною. За даними різних авторів [1, 2], у 12–61% випадків наслідком інфекцій-

них ускладнень є остеомієліт, що збільшує терміни лікування, призводить до утворення несправжніх суглобів та інвалідності хворих. Це пояснюють підвищенням важкості травм і тривалості реконструктивно-відновлювальних операцій, частішим використанням масивних металевих конструкцій, алотрансплантатів, ендопротезів. Вважається також, що ризик виникнення інфекції залежить і від